

photo

RECHERCHE

scientifique

Sinus et prothèse implanto-portée

Étude préliminaire par la MEF 3D

A. NAVEAU
A. BOUTON
E. HAUCHARD
H.-P. NAVEAU
M. BARQUINS
L. PIERRISNARD

RÉSUMÉ L'abord implantaire du patient complètement édenté au maxillaire est compliqué par la faible hauteur d'os due à la résorption verticale et aux obstacles sinusiens des sites postérieurs. Classiquement, la greffe sous-sinusienne permet d'augmenter la hauteur d'os, impliquant un geste chirurgical supplémentaire associé à un risque de complications. L'objectif de cette étude préliminaire est d'évaluer le comportement biomécanique d'implants courts et d'implants inclinés dans les restaurations complètes supportées par 4 implants. Les modèles 3D ont été analysés par la méthode des éléments finis. Quatre « piles » en titane, enchâssées dans une structure osseuse, reliées entre elles par une poutre arquée ont été soumises à diverses forces. Les piles postérieures sont successivement verticales et courtes, inclinées et longues, ou verticales et longues.

Les contraintes maximales osseuses et implantaires sont situées en cervical, un peu en deçà du niveau osseux. Il n'y a que peu de différences en termes de déplacements et de contraintes entre les implants verticaux longs et courts. Les piles obliques diminuent nettement les contraintes au sein des piles et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses.

Compte tenu des limites de cette étude mécanique préliminaire, il semble qu'implants courts et implants inclinés soient des options thérapeutiques intéressantes, permettant de s'affranchir d'un comblement sinusien dans le cadre du traitement par prothèse implanto-portée d'un maxillaire fortement résorbé.

MOTS CLÉS : • Méthode des éléments finis • implant • sinus • contrainte • expérience

SUMMARY *Sinus and implant-supported fixed partial denture: a preliminary 3D-FEA study.* Low alveolar bone height and sinus cavities make difficult the rehabilitation of the edentulous maxilla by four implants-supported restorations. Augmentation therapies can be associated with complications. This preliminary study aims at comparing stresses and displacements in restorations of which posterior implants were short or inclined. Four hexagonal implants embedded in a bony structure were designed by three-dimensional finite element modelling. The core fixed partial denture had titanium properties. Both posterior implants were vertical and long, vertical and short or long and inclined. Occlusal 100 N loads were vertical tripod, vertical unilateral, inner horizontal anterior or inner oblique unilateral on the canine.

Maximal bone and implant stresses were localized in the cervical areas. Biomechanical behaviours of short and long vertical implants were very similar. After a tripod vertical loading, anterior implant stresses were increased only with vertical posterior implants (+ 98 %). Implants' displacements were slightly reduced with inclined ones (average of -22 %). When single loads were applied, these observations were maintained, and inclined implants induced slight bone stresses increase. Inclined implants decreased anterior implants stresses. Short implants had the same behaviour than long ones. Within the limitations of this preliminary mechanical study, short or inclined posterior implants seem of interest in four-implant supported restorations. These options prevent the recourse to a supplementary augmentation procedure.

KEYWORDS : • finite element analysis • implant • sinus • stress • experiment

photo

RECHERCHE

scientifique

Sinus et prothèse implanto-portée

Étude préliminaire par la MEF 3D

A. NAVEAU
A. BOUTON
E. HAUCHARD
H.-P. NAVEAU
M. BARQUINS
L. PIERRISNARD

RÉSUMÉ L'abord implantaire du patient complètement édenté au maxillaire est compliqué par la faible hauteur d'os due à la résorption verticale et aux obstacles sinusiens des sites postérieurs. Classiquement, la greffe sous-sinusienne permet d'augmenter la hauteur d'os, impliquant un geste chirurgical supplémentaire associé à un risque de complications. L'objectif de cette étude préliminaire est d'évaluer le comportement biomécanique d'implants courts et d'implants inclinés dans les restaurations complètes supportées par 4 implants. Les modèles 3D ont été analysés par la méthode des éléments finis. Quatre « piles » en titane, enchâssées dans une structure osseuse, reliées entre elles par une poutre arquée ont été soumises à diverses forces. Les piles postérieures sont successivement verticales et courtes, inclinées et longues, ou verticales et longues.

Les contraintes maximales osseuses et implantaires sont situées en cervical, un peu en deçà du niveau osseux. Il n'y a que peu de différences en termes de déplacements et de contraintes entre les implants verticaux longs et courts. Les piles obliques diminuent nettement les contraintes au sein des piles et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses.

Compte tenu des limites de cette étude mécanique préliminaire, il semble qu'implants courts et implants inclinés soient des options thérapeutiques intéressantes, permettant de s'affranchir d'un comblement sinusien dans le cadre du traitement par prothèse implanto-portée d'un maxillaire fortement résorbé.

MOTS CLÉS : • Méthode des éléments finis • implant • sinus • contrainte • expérience

SUMMARY *Sinus and implant-supported fixed partial denture: a preliminary 3D-FEA study.* Low alveolar bone height and sinus cavities make difficult the rehabilitation of the edentulous maxilla by four implants-supported restorations. Augmentation therapies can be associated with complications. This preliminary study aims at comparing stresses and displacements in restorations of which posterior implants were short or inclined. Four hexagonal implants embedded in a bony structure were designed by three-dimensional finite element modelling. The core fixed partial denture had titanium properties. Both posterior implants were vertical and long, vertical and short or long and inclined. Occlusal 100 N loads were vertical tripod, vertical unilateral, inner horizontal anterior or inner oblique unilateral on the canine.

Maximal bone and implant stresses were localized in the cervical areas. Biomechanical behaviours of short and long vertical implants were very similar. After a tripod vertical loading, anterior implant stresses were increased only with vertical posterior implants (+98%). Implants' displacements were slightly reduced with inclined ones (average of -22%). When single loads were applied, these observations were maintained, and inclined implants induced slight bone stresses increase. Inclined implants decreased anterior implants stresses. Short implants had the same behaviour than long ones. Within the limitations of this preliminary mechanical study, short or inclined posterior implants seem of interest in four-implant supported restorations. These options prevent the recourse to a supplementary augmentation procedure.

KEYWORDS : • finite element analysis • implant • sinus • stress • experiment

photo

RECHERCHE

scientifique

Sinus et prothèse implanto-portée

Étude préliminaire par la MEF 3D

A. NAVEAU
A. BOUTON
E. HAUCHARD
H.-P. NAVEAU
M. BARQUINS
L. PIERRISNARD

RÉSUMÉ L'abord implantaire du patient complètement édenté au maxillaire est compliqué par la faible hauteur d'os due à la résorption verticale et aux obstacles sinusiens des sites postérieurs. Classiquement, la greffe sous-sinusienne permet d'augmenter la hauteur d'os, impliquant un geste chirurgical supplémentaire associé à un risque de complications. L'objectif de cette étude préliminaire est d'évaluer le comportement biomécanique d'implants courts et d'implants inclinés dans les restaurations complètes supportées par 4 implants. Les modèles 3D ont été analysés par la méthode des éléments finis. Quatre « piles » en titane, enchâssées dans une structure osseuse, reliées entre elles par une poutre arquée ont été soumises à diverses forces. Les piles postérieures sont successivement verticales et courtes, inclinées et longues, ou verticales et longues.

Les contraintes maximales osseuses et implantaires sont situées en cervical, un peu en deçà du niveau osseux. Il n'y a que peu de différences en termes de déplacements et de contraintes entre les implants verticaux longs et courts. Les piles obliques diminuent nettement les contraintes au sein des piles et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses.

Compte tenu des limites de cette étude mécanique préliminaire, il semble qu'implants courts et implants inclinés soient des options thérapeutiques intéressantes, permettant de s'affranchir d'un comblement sinusien dans le cadre du traitement par prothèse implanto-portée d'un maxillaire fortement résorbé.

MOTS CLÉS : • Méthode des éléments finis • implant • sinus • contrainte • expérience

SUMMARY *Sinus and implant-supported fixed partial denture: a preliminary 3D-FEA study.* Low alveolar bone height and sinus cavities make difficult the rehabilitation of the edentulous maxilla by four implants-supported restorations. Augmentation therapies can be associated with complications. This preliminary study aims at comparing stresses and displacements in restorations of which posterior implants were short or inclined. Four hexagonal implants embedded in a bony structure were designed by three-dimensional finite element modelling. The core fixed partial denture had titanium properties. Both posterior implants were vertical and long, vertical and short or long and inclined. Occlusal 100 N loads were vertical tripod, vertical unilateral, inner horizontal anterior or inner oblique unilateral on the canine.

Maximal bone and implant stresses were localized in the cervical areas. Biomechanical behaviours of short and long vertical implants were very similar. After a tripod vertical loading, anterior implant stresses were increased only with vertical posterior implants (+98%). Implants' displacements were slightly reduced with inclined ones (average of -22%). When single loads were applied, these observations were maintained, and inclined implants induced slight bone stresses increase. Inclined implants decreased anterior implants stresses. Short implants had the same behaviour than long ones. Within the limitations of this preliminary mechanical study, short or inclined posterior implants seem of interest in four-implant supported restorations. These options prevent the recourse to a supplementary augmentation procedure.

KEYWORDS : • finite element analysis • implant • sinus • stress • experiment

photo

RECHERCHE

scientifique

Sinus et prothèse implanto-portée

Étude préliminaire par la MEF 3D

A. NAVEAU
A. BOUTON
E. HAUCHARD
H.-P. NAVEAU
M. BARQUINS
L. PIERRISNARD

RÉSUMÉ L'abord implantaire du patient complètement édenté au maxillaire est compliqué par la faible hauteur d'os due à la résorption verticale et aux obstacles sinusiens des sites postérieurs. Classiquement, la greffe sous-sinusienne permet d'augmenter la hauteur d'os, impliquant un geste chirurgical supplémentaire associé à un risque de complications. L'objectif de cette étude préliminaire est d'évaluer le comportement biomécanique d'implants courts et d'implants inclinés dans les restaurations complètes supportées par 4 implants. Les modèles 3D ont été analysés par la méthode des éléments finis. Quatre « piles » en titane, enchâssées dans une structure osseuse, reliées entre elles par une poutre arquée ont été soumises à diverses forces. Les piles postérieures sont successivement verticales et courtes, inclinées et longues, ou verticales et longues.

Les contraintes maximales osseuses et implantaires sont situées en cervical, un peu en deçà du niveau osseux. Il n'y a que peu de différences en termes de déplacements et de contraintes entre les implants verticaux longs et courts. Les piles obliques diminuent nettement les contraintes au sein des piles et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses.

Compte tenu des limites de cette étude mécanique préliminaire, il semble qu'implants courts et implants inclinés soient des options thérapeutiques intéressantes, permettant de s'affranchir d'un comblement sinusien dans le cadre du traitement par prothèse implanto-portée d'un maxillaire fortement résorbé.

MOTS CLÉS : • Méthode des éléments finis • implant • sinus • contrainte • expérience

SUMMARY *Sinus and implant-supported fixed partial denture: a preliminary 3D-FEA study.* Low alveolar bone height and sinus cavities make difficult the rehabilitation of the edentulous maxilla by four implants-supported restorations. Augmentation therapies can be associated with complications. This preliminary study aims at comparing stresses and displacements in restorations of which posterior implants were short or inclined. Four hexagonal implants embedded in a bony structure were designed by three-dimensional finite element modelling. The core fixed partial denture had titanium properties. Both posterior implants were vertical and long, vertical and short or long and inclined. Occlusal 100 N loads were vertical tripod, vertical unilateral, inner horizontal anterior or inner oblique unilateral on the canine.

Maximal bone and implant stresses were localized in the cervical areas. Biomechanical behaviours of short and long vertical implants were very similar. After a tripod vertical loading, anterior implant stresses were increased only with vertical posterior implants (+98%). Implants' displacements were slightly reduced with inclined ones (average of -22%). When single loads were applied, these observations were maintained, and inclined implants induced slight bone stresses increase. Inclined implants decreased anterior implants stresses. Short implants had the same behaviour than long ones. Within the limitations of this preliminary mechanical study, short or inclined posterior implants seem of interest in four-implant supported restorations. These options prevent the recourse to a supplementary augmentation procedure.

KEYWORDS : • finite element analysis • implant • sinus • stress • experiment

photo

RECHERCHE

scientifique

Sinus et prothèse implanto-portée

Étude préliminaire par la MEF 3D

A. NAVEAU
A. BOUTON
E. HAUCHARD
H.-P. NAVEAU
M. BARQUINS
L. PIERRISNARD

RÉSUMÉ L'abord implantaire du patient complètement édenté au maxillaire est compliqué par la faible hauteur d'os due à la résorption verticale et aux obstacles sinusiens des sites postérieurs. Classiquement, la greffe sous-sinusienne permet d'augmenter la hauteur d'os, impliquant un geste chirurgical supplémentaire associé à un risque de complications. L'objectif de cette étude préliminaire est d'évaluer le comportement biomécanique d'implants courts et d'implants inclinés dans les restaurations complètes supportées par 4 implants. Les modèles 3D ont été analysés par la méthode des éléments finis. Quatre « piles » en titane, enchâssées dans une structure osseuse, reliées entre elles par une poutre arquée ont été soumises à diverses forces. Les piles postérieures sont successivement verticales et courtes, inclinées et longues, ou verticales et longues.

Les contraintes maximales osseuses et implantaires sont situées en cervical, un peu en deçà du niveau osseux. Il n'y a que peu de différences en termes de déplacements et de contraintes entre les implants verticaux longs et courts. Les piles obliques diminuent nettement les contraintes au sein des piles et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses.

Compte tenu des limites de cette étude mécanique préliminaire, il semble qu'implants courts et implants inclinés soient des options thérapeutiques intéressantes, permettant de s'affranchir d'un comblement sinusien dans le cadre du traitement par prothèse implanto-portée d'un maxillaire fortement résorbé.

MOTS CLÉS : • Méthode des éléments finis • implant • sinus • contrainte • expérience

SUMMARY *Sinus and implant-supported fixed partial denture: a preliminary 3D-FEA study. Low alveolar bone height and sinus cavities make difficult the rehabilitation of the edentulous maxilla by four implants-supported restorations. Augmentation therapies can be associated with complications. This preliminary study aims at comparing stresses and displacements in restorations of which posterior implants were short or inclined. Four hexagonal implants embedded in a bony structure were designed by three-dimensional finite element modelling. The core fixed partial denture had titanium properties. Both posterior implants were vertical and long, vertical and short or long and inclined. Occlusal 100 N loads were vertical tripod, vertical unilateral, inner horizontal anterior or inner oblique unilateral on the canine.*

Maximal bone and implant stresses were localized in the cervical areas. Biomechanical behaviours of short and long vertical implants were very similar. After a tripod vertical loading, anterior implant stresses were increased only with vertical posterior implants (+98%). Implants' displacements were slightly reduced with inclined ones (average of -22%). When single loads were applied, these observations were maintained, and inclined implants induced slight bone stresses increase. Inclined implants decreased anterior implants stresses. Short implants had the same behaviour than long ones. Within the limitations of this preliminary mechanical study, short or inclined posterior implants seem of interest in four-implant supported restorations. These options prevent the recourse to a supplementary augmentation procedure.

KEYWORDS : • finite element analysis • implant • sinus • stress • experiment

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

Le traitement de référence du patient complètement édenté au maxillaire par une prothèse fixée implanto-portée consiste en un bridge supporté par 6 à 8 implants^[1,2]. Après édentation, le maxillaire subit un remodelage essentiellement alvéolaire sous forme d'une résorption verticale et centripète, associée à une pneumatisation^[3,4]. Dans les sites postérieurs, les larges

espaces médullaires et les obstacles sinusiens compliquent le traitement. Classiquement, la greffe sous-sinusienne permet d'augmenter la hauteur d'os (**Fig. 1 et 2**), mais nécessite un geste chirurgical supplémentaire associé à un risque de complications^[5-7].

En 1994, Summers a décrit les avantages du recours à l'ostéotomie^[8] en présence d'une hauteur d'os de 5 mm minimum et d'un os de faible densité (**Fig. 3 et 4**).

Pose d'implants associée à une greffe sous-sinusienne



Fig. 1 / Situation initiale : secteur 2 postérieur maxillaire résorbé.



Fig. 2 / Pose de 2 implants associée à un matériaux de comblement (Bio-oss®, Geistlicht Pharma).

Pose d'un implant sous-sinusal après technique de Summers



Fig. 3 / Situation initiale : 15 avec granulome sous-sinusal.



Fig. 4 / Après extraction de la 15 et cicatrisation, une ostéotomie selon Summers a permis la formation d'un dôme osseux autour de l'apex implantaire le jour de la pose.

L'utilisation successive de 5 instruments permet alors d'augmenter la densité osseuse par compaction latérale et apicale de l'os du site choisi. Ainsi, cette technique permet de placer un implant plus long que ce qu'autorise le site non préparé^[9].

D'autres techniques implantaire et prothétiques permettent de s'affranchir du comblement sinusien. L'utilisation d'un cantilever est possible, mais ses limites dans le cas d'une prothèse complète implantoportée sont mal connues. Selon Davarpanah *et al.*^[10], la longueur de l'extension distale envisageable dépend

de la forme de l'arcade et de la distance séparant les 2 implants les plus distaux. Parmi les techniques chirurgicales complexes, il est possible de poser des implants ptérygo-palato-tuberositaires^[11] avec un bon pronostic biomécanique^[12-14] ou des implants zygomatiques^[15] dont la longueur est comprise entre 30 à 50 mm.

Les arguments avancés en faveur de l'inclinaison des implants juxtasinusiens sont l'exploitation maximale du volume osseux disponible^[16,17] et d'os cortical au niveau crestal^[4] (Fig. 5 à 8). Récemment, une

Pose d'implants inclinés pour éviter le sinus



Fig. 5 / Situation initiale : 23 et 25 qui servent de points d'appui pour une restauration plurale fixée dento-portée, ne peuvent être conservées.



Fig. 6 / Pose des implants, dont 1 incliné qui longe la paroi inférieure mésiale du sinus et émerge un peu plus distalement que les racines de 25.



Fig. 7 / Transferts d'empreinte : l'utilisation de piliers Multi-Unit® (Nobel Biocare) de 30° en place de 25 et de 17° en place de 23 permettent de corriger la divergence des axes implantaire.

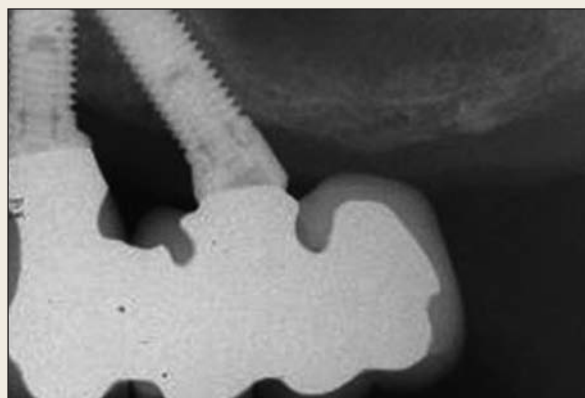


Fig. 8 / Restauration prothétique d'usage avec 26 en extension.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

étude de Paolo Maló *et al.* [18] a révélé un taux de succès de 97,6 % pour des mises en charge immédiates de prothèses maxillaires supportées par 4 implants. Par ailleurs, il est possible d'avoir recours à des implants courts (Fig. 9 et 10). Renouard et Nisand ont relevé un taux de succès de 94,6 % pour des implants courts placés dans des sites fortement résorbés [19], et des taux de succès comparables pour les traitements par implants courts et par greffes osseuses sinusiennes par abord latéral [20]. Les auteurs recommandent d'opter pour l'utilisation d'un implant court pour une hauteur supérieure ou égale à 6 mm. L'analyse par la méthode des éléments finis (MEF) est une technique informatique utilisée pour calculer et représenter visuellement les contraintes et déformations au sein d'associations de structures soumises à des charges simulées. Ce calcul requiert la connaissance des propriétés mécaniques des matériaux, telles que le module de Young (E) et le coefficient de Poisson (ν). Cette méthode d'analyse numérique des contraintes est largement utilisée de nos jours pour étudier les problèmes biomécaniques en implantologie dentaire [17]. La plupart des études mécaniques par MEF se penchent sur la distribution des contraintes en fonction de la morphologie implan-

taire, mais très peu se sont intéressées à la disposition géométrique d'implants reliés entre eux. Les alternatives aux procédures d'augmentation osseuse dans le traitement du patient complètement édenté au maxillaire par une prothèse fixée implanto-portée sont nombreuses. Cette expérience préliminaire permet d'évaluer la distribution des contraintes et les déplacements de 4 piles en titane reliées entre elles et enchâssées dans une structure osseuse arquée. Les variables comparées sont la longueur et l'inclinaison des piles postérieures, ainsi que les forces exercées sur la poutre. Le but de cette première étude est d'appréhender le comportement biomécanique d'implants en situation juxtasinusienne.

MATÉRIEL ET MÉTHODES

Le logiciel utilisé dans cette étude est CADSAP® (CADLM, Gif-sur-Yvette, France), version française de Supersap (Algor® Interactive Systems, Pittsburgh, États-Unis) sur un ordinateur PC compatible. Les matériaux modélisés en 3 dimensions sont admis comme homogènes, isotropes et comme travaillant en élasticité linéaire, c'est-à-dire dans un domaine où les structures reprennent leur géométrie initiale après

Pose d'un implant court sous-sinusien



FIG. 9 / Situation initiale : la 16 a été récemment extraite suite à une fracture.



FIG. 10 / Un implant de 7 mm a été posé.

décharge. Les caractéristiques mécaniques des matériaux sont représentées (TABL. I) par leur module de Young (E) et coefficient de Poisson (ν).

Dans cette étude préliminaire, les implants sont représentés de manière schématique par des piles prenant la forme de prismes droits de section hexagonale. Quatre piles sont enchâssées par leur base dans un maxillaire édenté, représenté par un prisme droit aux propriétés de l'os spongieux ($50 \times 40 \times 15$ mm, soit 2 256 éléments). Le sommet de ces 4 piles supporte une poutre de titane ($94 \times 3 \times 2$ mm, soit 88 éléments) représentant l'armature d'un bridge implanto-porté. L'alvéole osseuse est vide en l'absence de pile. L'intégration des piles en titane/alvéole osseuse est parfaite. Les éléments sont assemblés pour constituer les modèles étudiés (FIG. 11). Toutes les expérimentations comprennent 4 piles : deux

sont enchâssées dans la partie antérieure du maxillaire (piles 2 et 3 en sites canins) et les 2 autres sont dans la partie postérieure du maxillaire (piles 1 et 4 en sites molaires). Les piles antérieures sont invariablement verticales et longues (15×4 mm, dont 10 mm dans l'os, soit 96 éléments). Les caractéristiques des piles postérieures changent à chaque modélisation : longues et verticales (LV, 15×4 mm, dont 10 mm dans l'os), courtes et verticales (CV, 10×4 mm, dont 5 mm dans l'os, soit 80 éléments), et enfin longues et obliques (LO, 18×4 mm, dont 13 mm dans l'os, soit 96 éléments).

Ces 3 modèles sont soumis à diverses forces de 100 N exercées sur la poutre (FIG. 12) : verticales en tripode (VT, entre les piliers, dans la région antérieure centralement et bilatéralement en postérieur), verticale unilatéralement dans la région postérieure (VP), oblique unilatérale au niveau canin (OC, force dirigée en haut et en dehors) et horizontale antérieure (HA, vers l'extérieur).

La distribution et l'intensité des contraintes de von Mises sont calculées et comparées. Le logiciel permet de représenter la localisation des déformations en cisaillement pour chacun des 8 modèles. Les zones d'isodéformations apparaissent sous forme

MATÉRIAUX PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES	TITANE	OS SPONGIEUX
Module de Young (E)	117	1
Coefficient de Poisson (ν)	0,33	0,35

TABL. I / Propriétés mécaniques des matériaux et structures (E en GPa).

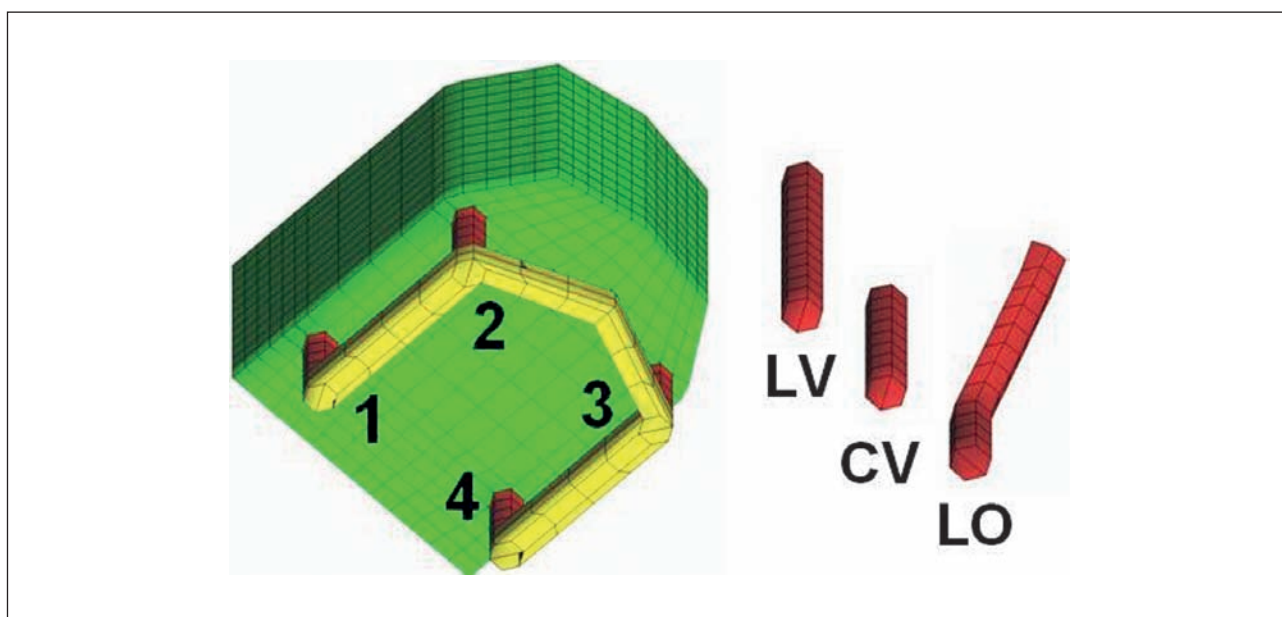


FIG. 11 / Les modèles comprennent successivement en postérieur (sites 1 et 4) des piles longues verticales (LV), courtes verticales (CV) et longues obliques (LO). En antérieur (sites 2 et 3), les piles sont toujours longues et verticales.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

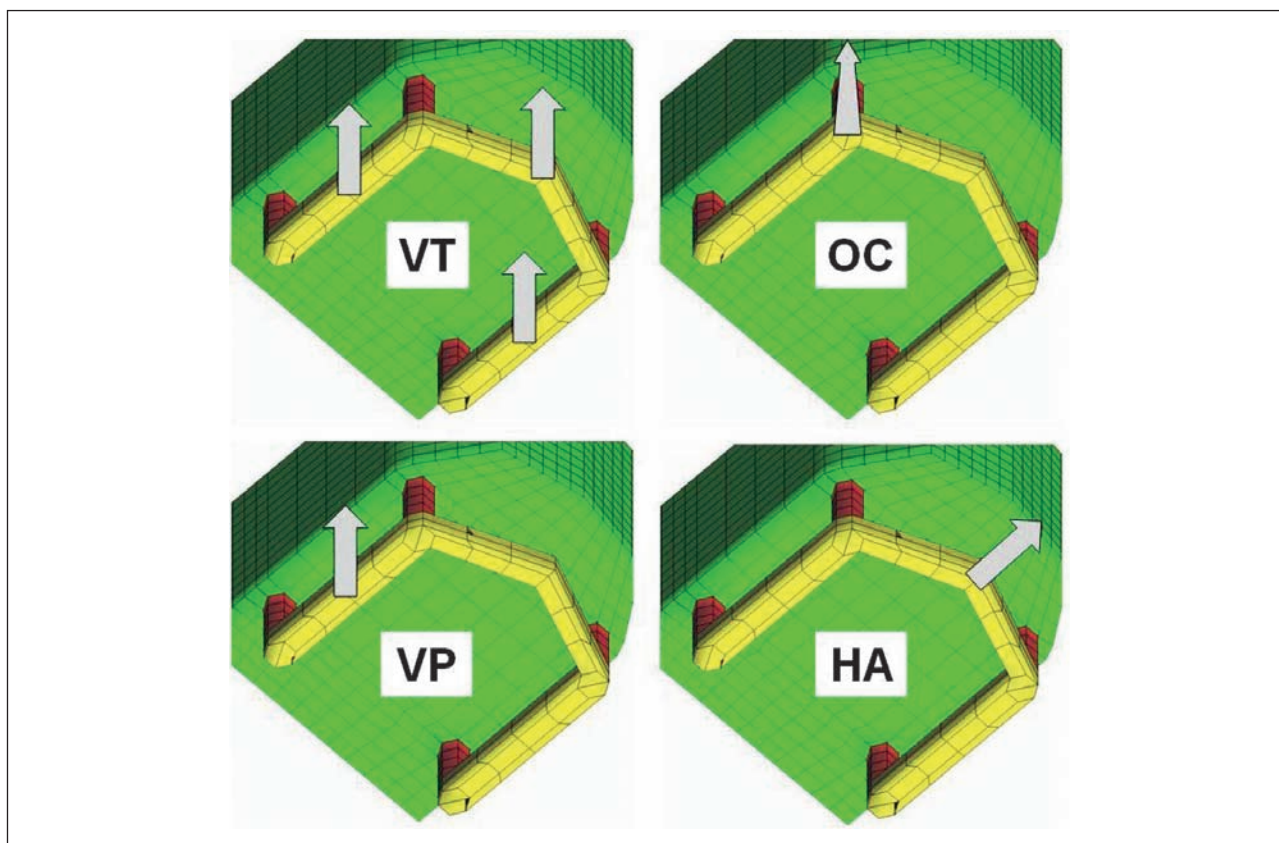


Fig. 12 / Les 3 modèles sont soumis à diverses forces de 100 N (VT : verticales en tripode, VP : verticale postérieure, OC : oblique au niveau canin, HA : horizontale antérieure).

de plages colorées. Les couleurs chaudes (rouge, orange) caractérisent les déformations les plus grandes. Le jaune et le vert se succèdent jusqu'au blanc qui correspond à des déformations négligeables. Pour information, l'échelle de contraintes (exprimée en MPa) correspondant au code couleur est affichée en légende des figures. Les contraintes maximales observées au col des piles et au niveau des alvéoles osseuses sont relevées sous forme d'histogramme. Les déplacements des piles sont également rapportés.

RÉSULTATS

Ces expérimentations étudient l'intérêt biomécanique d'implants courts ou obliques dans le cadre de restauration prothétique maxillaire supportée par 4 implants. Les implants longs verticaux en situation postérieure servent de référence (comblement de sinus).

La première expérimentation consiste à appliquer sur la poutre centralement en antérieur et bilatéralement en postérieur des charges verticales de 100 N (Fig. 13 à 16). La localisation des contraintes maximales, quelle que soit l'expérimentation, est en cervicale des piles, un peu en deçà de la surface osseuse.

Lorsque les piles postérieures sont verticales, les contraintes au sein de piles antérieures sont très supérieures (+ 98 % en moyenne) à celles des piles postérieures. En revanche, lorsque les piles postérieures sont obliques, ces valeurs sont plus homogènes (50 MPa en moyenne).

Lorsque les piles postérieures sont verticales, les contraintes osseuses sont plus importantes en antérieur (+ 94 %) qu'en postérieur (14 MPa). En revanche, lorsque les piles postérieures sont obliques, ces valeurs augmentent de 13 % en moyenne.

Par ailleurs, les piles antérieures se déplacent plus que les postérieures (+ 47 % en moyenne), et la

Application de forces verticales en tripode

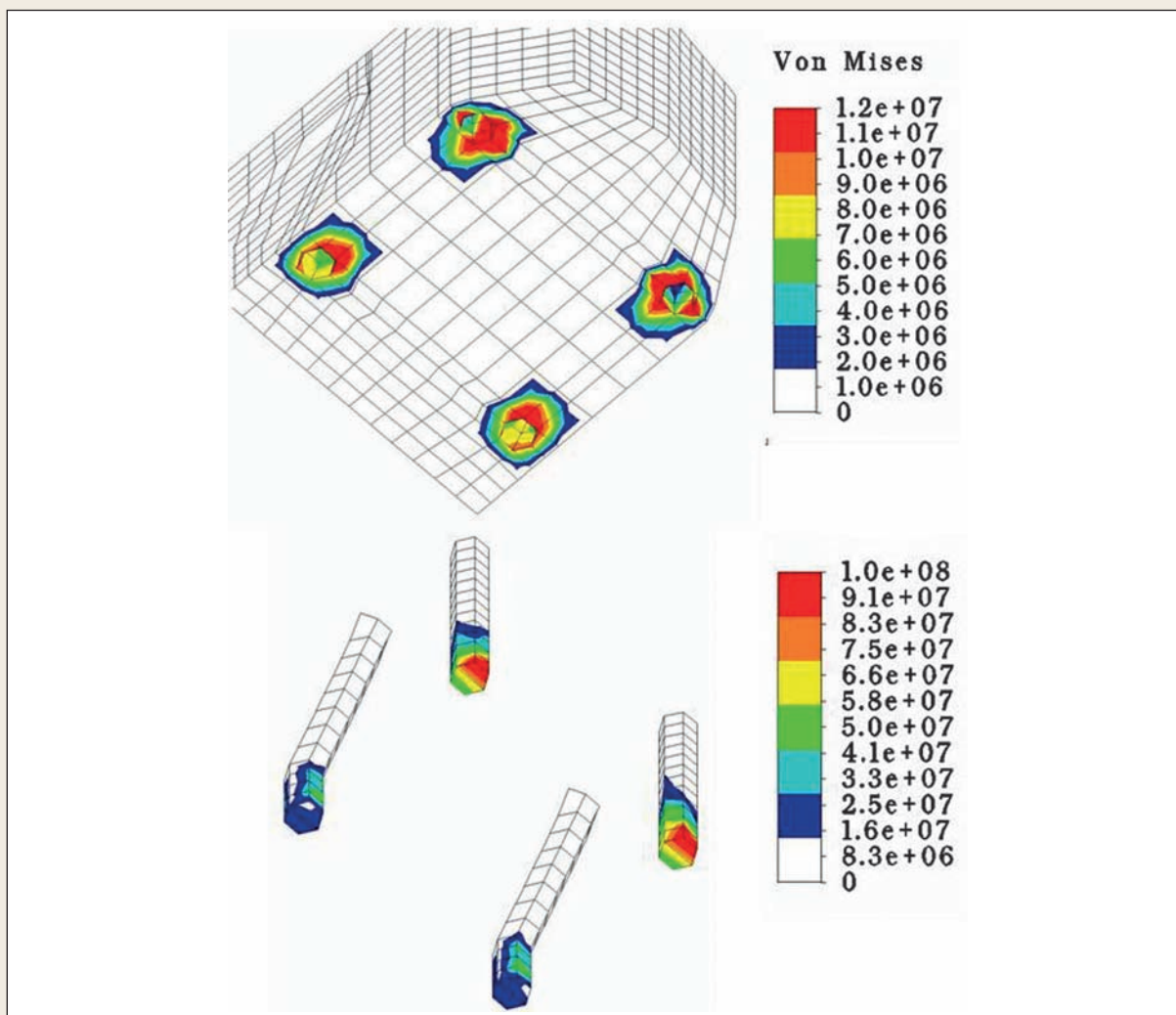


FIG. 13 / Distribution des contraintes dans les piles et les alvéoles.

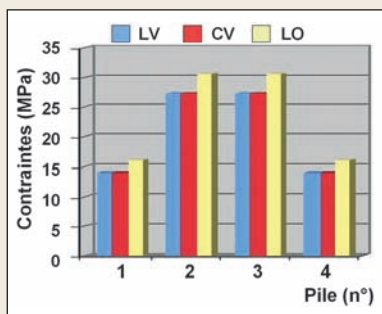


FIG. 14 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

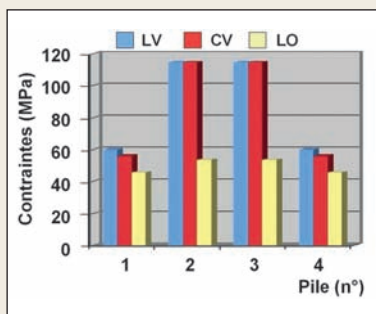


FIG. 15 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

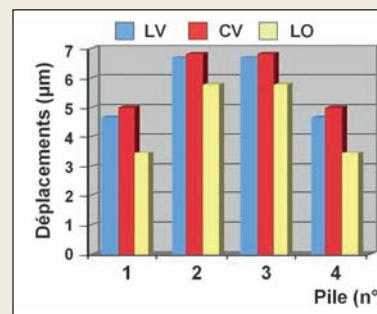


FIG. 16 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

configuration LO entraîne une diminution des déplacements de -22 % en moyenne. La pile CV se déplace légèrement plus que la LV (pile 1) tandis qu'elle est soumise à un peu moins de contraintes au sein de la pile.

Ainsi, la longueur des implants postérieurs n'est pas un facteur d'influence dominant. Les piles obliques postérieures diminuent beaucoup les contraintes antérieures et légèrement les déplacements, au prix d'une légère augmentation des contraintes osseuses. Afin de mieux isoler le rôle d'une charge verticale postérieure, l'expérience a été répétée en ne laissant qu'une charge postérieure unilatérale.

Une force axiale unilatérale postérieure de 100 N est appliquée sur la travée entre les piles 1 et 2 (Fig. 17 à 19). Les contraintes du côté de la charge sont comparables à celles précédemment décrites en postérieur. Les contraintes côté non chargées sont quasiment nulles. Les déplacements décroissent de la pile 1 à la pile 4. Les contraintes de la pile 1 CV sont très légèrement inférieures à celles de la pile LV.

Les observations précédemment décrites sont maintenues. Les contraintes et déplacements relevés en postérieur lors de l'exercice de charges en tripode viennent essentiellement de la charge la plus proche de la pile. Les forces verticales sont plus fréquentes en postérieur, mais les forces obliques sont réputées

pour être plus néfastes en termes de contraintes et de déplacements. Que se passerait-il en cas de guidage canin ou antérieur ?

Une charge oblique unilatérale mimant une fonction canine est alors appliquée aux modèles (Fig. 20 à 22). Par rapport à un maxillaire édenté, cette charge est oblique en haut et en dehors et appliquée en place de canine, c'est-à-dire au niveau de la pile 2.

Les contraintes relevées au col de la pile 2, point d'application de la force, diminuent de -32 % lorsque les piles postérieures sont obliques. Aucune différence importante n'est visible entre les 3 modèles concernant les déplacements et les contraintes osseuses.

La pile 1 CV est soumise à moins de contraintes osseuses que la LV, mais à un peu plus de contraintes au sein même de la pile. Elle se déplace toujours plus que LV.

Une force horizontale centrale antérieure mimant la propulsion est appliquée aux modèles (Fig. 23 à 25).

Les résultats montrent que lorsque les piles postérieures sont obliques, les contraintes antérieures diminuent d'environ 27 %. En revanche, la diminution de longueur des piles postérieures ne modifie pas ces valeurs.

L'inclinaison des piles postérieures augmente la valeur des contraintes osseuses mesurées. En postérieur, la configuration LO augmente les contraintes de +27,5 %

Application d'une force verticale unilatérale postérieure

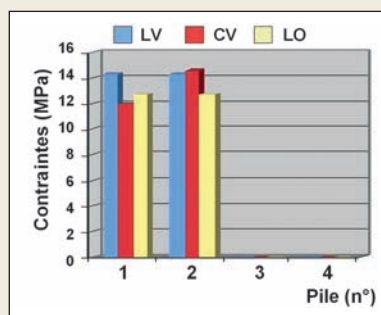


Fig. 17 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

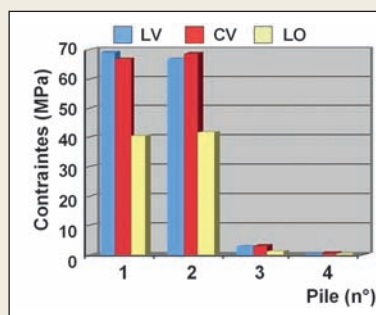


Fig. 18 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

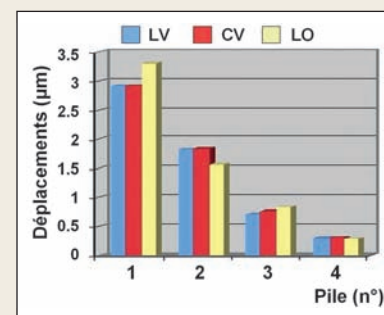


Fig. 19 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

Application d'une force oblique unilatérale

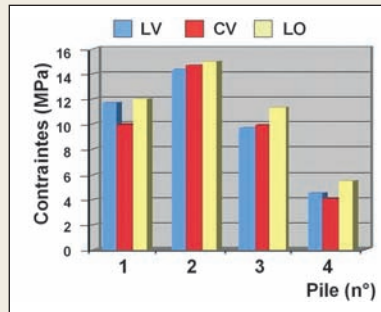


Fig. 20 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

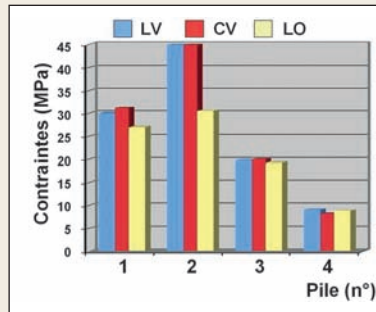


Fig. 21 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

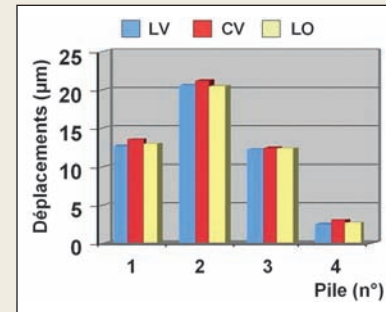


Fig. 22 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

Application d'une force horizontale antérieure

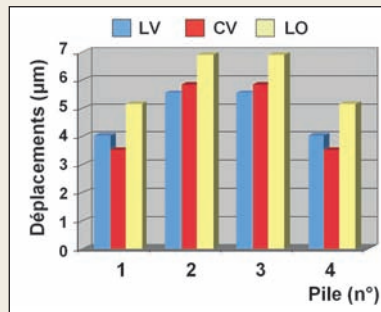


Fig. 23 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

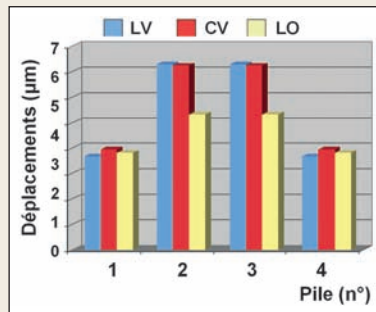


Fig. 24 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

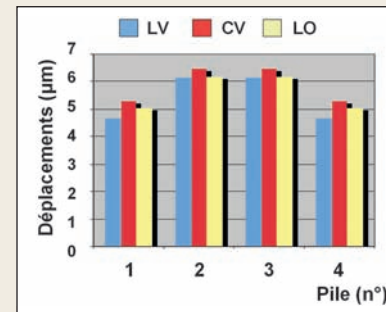


Fig. 25 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

par rapport aux CV, et de + 45 % par rapport aux LV. Pour les piles antérieures, ces valeurs augmentent respectivement de + 18 % et + 24,3 %. La pile 1 CV est sujette à plus de contraintes internes, mais à moins de contraintes osseuses, et se déplace plus que la LV. Il n'y a que peu de différences en termes de déplacements et de contraintes entre les implants verticaux longs et courts. Les piles obliques diminuent nettement les contraintes au sein des piles, et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses.

DISCUSSION

Cette étude avait pour objectif de déterminer l'intérêt d'utiliser des implants courts ou inclinés pour éviter un comblement de sinus. Selon nos résultats, il semble que les contraintes et déplacements observés avec implants verticaux longs et courts soient comparables, ce qui plaide cliniquement en faveur des implants courts. Par ailleurs, les implants inclinés semblent plus intéressants pour diminuer les contraintes implantaires.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

LIMITES DE LA MEF

La méthode des éléments finis a prouvé être un outil précis et commode lorsqu'il s'agit d'étudier le comportement mécanique des implants^[21]. Les modèles peuvent être facilement modifiés pour s'adapter à des hypothèses variées. Le programme utilisé dans cette étude a toutefois un certain nombre de limites à cause des approximations irréalistes, utilisées lors de la caractérisation des matériaux. Cette étude statique repose sur l'homogénéité, l'élasticité linéaire et l'isotropie de l'os et du titane ; elle ne tient pas compte de la fatigue des matériaux soumis à des forces répétées et aussi complexes que les forces masticatoires. De plus, cette méthode considère la liaison de l'os et de l'implant comme étant parfaite. En réalité, les forces de mastication sont dynamiques et obliques, et la liaison os/implant est tout aussi dynamique. Par conséquent, il est très difficile de reproduire tous les détails du comportement naturel. La MEF ne peut déterminer les critères acceptables de contraintes, mais permet de comparer différents modèles et de quantifier le risque relatif de chacun d'entre eux. Dans cette étude préliminaire, des piles et des poutres parallélépipédiques sont utilisées pour mimer le comportement d'implants dentaires reliés par une infrastructure prothétique métallique ; de plus amples travaux sont en cours pour améliorer la correspondance entre théorie et réalité clinique.

Dans la littérature, les contraintes au sein des composants implantaires sont associées aux fractures et dévissages, tandis que les contraintes osseuses sont cliniquement associées aux plages de résorption osseuse^[21]. Les déplacements implantaires peuvent compromettre la stabilité primaire de l'implant.

IMPLANTS COURTS

La définition de l'implant court varie en fonction des auteurs^[22-24]. Selon Renouard et Nissand, l'implant est court lorsque la partie intra-osseuse est inférieure ou égale à 8 mm^[24] et les études cliniques sont loin d'être consensuelles. Les premières associaient les implants courts à davantage d'échecs thérapeutiques^[25-28], mais les suivantes conclurent que la longueur de l'implant n'influençait pas le taux de survie^[19, 29-32].

Quatre facteurs sont suggérés pour expliquer les différences de taux de survie observés^[24, 33, 34] : la stabilité primaire de l'implant, la courbe d'apprentissage du chirurgien, l'état de surface de l'implant et la qualité de l'os. Un protocole chirurgical particulier prenant en compte la densité osseuse et utilisant des implants à surface rugueuse conduit à davantage de succès par une meilleure stabilité primaire. Pour une hauteur supérieure à 6 mm, Renouard et Nissand recommandent d'opter pour l'utilisation d'un implant court^[24].

Les études récentes sur les implants courts placés dans des sites maxillaires fortement résorbés affichent des taux de succès de 95 à 97 %^[19, 35, 36]. S'il est possible d'obtenir une stabilité primaire avec un implant court, placer un implant long présente alors moins d'intérêt. On sait, en effet, grâce à des études en éléments finis^[37-39], que l'essentiel des contraintes masticatoires est concentré au col de l'implant, qu'augmenter le diamètre de l'implant, plus que la longueur, contribue à minimiser ces contraintes ; par ailleurs, l'ancrage bicortical améliore la stabilité primaire grâce à une diminution des déplacements.

IMPLANTS INCLINÉS : LE CONCEPT ALL-ON-FOUR

Maló *et al.* ont obtenu, en 2005, un taux de succès de 97,6 % avec la mise en charge immédiate d'une prothèse supportée par 4 implants maxillaires (All-on-Four, Nobel Biocare)^[18]. Le site du pilier canin permet le placement des implants antérieurs verticaux, et les implants postérieurs sont inclinés de manière à longer la paroi inférieure du sinus et émergent au niveau de la deuxième prémolaire/première molaire. Le faible nombre d'implants autorise une plus grande liberté de placement, une meilleure passivité de l'infrastructure prothétique et une extension prothétique réduite. Selon Mattsson *et al.*, l'inclinaison mésio-distale des implants permet une meilleure stabilité primaire en raison de la longueur majorée des implants utilisés, mais entraîne la découverte de quelques spires en palatin^[40]. La position angulée du col implantaire permet un engagement plus important d'os cortical au niveau crestal^[4]. C'est cette augmentation de stabilité primaire qui permettrait d'envisager un protocole de mise en charge immédiate^[18, 41].

Plusieurs études biomécaniques par MEF ont comparé implants droits et inclinés.

Satoh *et al.* [42] ont comparé par MEF 3D 2 implants parallèles entre eux, avec des implants perpendiculaires à la courbe de Spee (inclinaisons de 10-20°). Ils ont conclu à l'intérêt de l'implant incliné, mais dans leur étude, les implants ne sont pas solidarités et les forces sont orientées dans l'axe de chaque implant. Zampelis *et al.* ont étudié, en 2007, 2 implants reliés entre eux, l'un étant droit ou incliné à 45° et soumis à une force de 50 N [43]. L'utilisation de modèles simplifiés en 2D ne leur permet pas d'appréhender une restauration totale d'arcade, ni les forces obliques latérales. En dépit des nombreuses différences de protocole, les valeurs de contraintes osseuses maximales sont comparables aux nôtres pour les implants droits soumis à une force verticale. En revanche, ils trouvent des valeurs très similaires aux précédentes pour les implants inclinés.

Cette étude mécanique préliminaire par MEF 3D montre une fois de plus que la longueur de l'implant importe peu en termes de contraintes maximales [39]. Par conséquent, un implant court peu se substituer à un implant plus long avec comblement sinusien. Par ailleurs, l'utilisation d'implants inclinés permet de diminuer les contraintes au sein des implants.

CONCLUSION

Les conclusions dérivées de cette étude mécanique préliminaire par MEF 3D sont restreintes aux hypothèses choisies pour la composition du modèle numérique et ses conditions aux limites. Ces résultats préliminaires ne peuvent être transférés à la clinique sans de plus amples analyses, preuves et essais cliniques. Toutefois, la MEF s'attache à l'aspect mécanique d'une structure biologique. Ainsi, les conclusions de cette étude doivent être considérées comme une information mécanique à l'égard des cliniciens. Compte tenu des limites de cette étude, peu de différences en termes de déplacements et de contraintes ont été observées entre les implants verticaux longs et courts. Les implants obliques diminuent nettement les contraintes implantaires, et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses. Ainsi, il semble qu'implants courts et implants incli-

nés soient des options thérapeutiques intéressantes, permettant de s'affranchir d'un comblement sinusien dans le cadre du traitement par prothèse implantoporté d'un maxillaire fortement résorbé. †

ADRESSE DES DISTRIBUTEURS

◉ **BIO-OSS®** - GEISTLICH PHARMA AG - BUSINESS UNIT BIOMATERIALS - Bahnhofstrasse 40 - 6110 Wolhusen - Suisse - Tél. : + (41) 41 492 56 30 - Fax : + (41) 41 492 56 39 - E-mail : biomaterials@geistlich.ch - www.geistlich.com

◉ **MULTIUNIT®** - ALL-ON-FOUR - NOBEL BIOCARE - 80, avenue des Terroirs-de-France - 75607 Paris Cedex 12 - Tél. : 01 53 33 89 10 - Fax : 01 53 33 89 33 - www.nobelbiocare.com

BIBLIOGRAPHIE

1. Fortin Y, Sullivan RM, Rangert BR. The Marius implant bridge: surgical and prosthetic rehabilitation for the completely-edentulous upper jaw with moderate to severe resorption: a 5-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2002;4(2):69-77.
2. Brånemark PI, Svensson B, van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res* 1995;6(4):227-231.
3. Chanavaz M. Maxillary sinus: anatomy, physiology, surgery, and bone grafting related to implantology - Eleven years of surgical experience (1979-1990). *J Oral Implantol* 1990;16(3):199-209.
4. Davarpanah M. Manuel d'implantologie clinique : concepts protocoles et innovations récentes, 2008.
5. Schwartz-Arad D, Herzberg R, Dolev E. The prevalence of surgical complications of the sinus graft procedure and their impact on implant survival. *J Periodontol* 2004;75(4):511-516.
6. Misch CM, Misch CE, Resnik RR, Ismail YH, Appel B. Post-operative maxillary cyst associated with a maxillary sinus elevation procedure: a case report. *J Oral Implantol* 1991;17(4):432-437.
7. Lockhart R, Ceccaldi J, Bertrand JC. Postoperative maxillary cyst following sinus bone graft: report of a case. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(4):583-586.
8. Summers RB. A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. *Compendium* 1994;15(2):152, 154-156, 158 passim; quiz 162.
9. Commissionat Y, Princ G, Poulmaire F, Scortecchi G, Odin G, Berg S. Techniques non invasives d'implantation sous-sinusienne. *Act Odontol Stomatol* 2007;238:119-135.
10. Davarpanah M, Caraman M, Jakubowicz-Kohen B, Kebir-Quelin M, Szmukler-Moncler S. Prosthetic success with a maxillary immediate-loading protocol in the multiple-risk patient. *Int J Periodont Rest Dent* 2007;27(2):161-169.
11. Tulasne JF. Implant treatment of missing posterior dentition. In: Albrektsson J, Zarb GA, eds. The Brånemark osseointegrated implant. Chicago: Quintessence, 1989:103-116.
12. Balshi SF, Wolfinger GJ, Balshi TJ. Analysis of 164 titanium oxide-surface implants in completely-edentulous arches for fixed prosthesis anchorage using the pterygomaxillary region. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(6):946-952.
13. Balshi TJ, Wolfinger GJ. Management of the posterior maxilla in the compromised patient: historical, current, and future perspectives. *Periodontol* 2000 2003;33:67-81.
14. Valeron JF, Valeron PF. Long-term results in placement of screw-type implants in the pterygomaxillary-pyramidal region. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22(2):195-200.
15. Brånemark PI *et al.* Zygoma fixture in the management of advanced atrophy of the maxilla: technique and long-term results. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg* 2004;38(2):70-85.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

16. Aparicio C, Perales P, Rangert B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2001;3(1):39-49.

17. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindstrom H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(3):405-414.

18. Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System implants for completely-edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl 1):S88-94.

19. Renouard F, Nisand D. Short implants in the severely-resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl 1):S104-110.

20. Renouard F. Implants courts versus greffes osseuses sous sinusiennes: étude clinique retrospective. *J Parodont Imp Oral* 2006;25(4):281-287.

21. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2006;9(4):257-270.

22. Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJ, Kuiper C, Raghoobar GM. Implantology and the severely-resorbed edentulous mandible. *Crit Rev Oral Biol Med* 2004;15(4):240-248.

23. Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21(2):275-282.

24. Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Implants Res* 2006;17(Suppl 2):35-51.

25. Bahat O. Treatment planning and placement of implants in the posterior maxillae: report of 732 consecutive Nobelpharma implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(2):151-161.

26. Jemt T, Lekholm U. Implant treatment in edentulous maxillae: a 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(3):303-311.

27. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res* 1992;3(3):104-111.

28. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Brånemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol* 1991;62(1):2-4.

29. Testori T, Wiseman L, Woolfe S, Porter SS. A prospective multicenter clinical study of the Osseotite implant: four-year interim report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(2):193-200.

30. Deporter D, Pilliar RM, Todescan R, Watson P, Pharoah M. Managing the posterior mandible of partially edentulous patients with short, porous-surfaced dental implants: early data from a clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(5):653-658.

31. Friberg B, Grondahl K, Lekholm U, Brånemark PI. Long-term follow-up of severely-atrophic edentulous mandibles reconstructed with short Brånemark implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2(4):184-189.

32. Tawil G, Younan R. Clinical evaluation of short, machined-surface implants followed for 12 to 92 months. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18(6):894-901.

33. Romeo E, Ghisolfi M, Rozza R, Chiapasco M, Lops D. Short (8 mm) dental implants in the rehabilitation of partial and complete edentulism: a 3- to 14-year longitudinal study. *Int J Prosthodont* 2006;19(6):586-592.

34. Anitua E, Orive G, Aguirre JJ, Andia I. Five-year clinical evaluation of short dental implants placed in posterior areas: a retrospective study. *J Periodontol* 2008;79(1):42-48.

35. Maló P, de Araujo Nobre M, Rangert B. Short implants placed one-stage in maxillae and mandibles: a retrospective clinical study with 1 to 9 years of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res* 2007;9(1):15-21.

36. Fugazzotto PA, Beagle JR, Ganeles J, Jaffin R, Vlassis J, Kumar A. Success and failure rates of 9 mm or shorter implants in the replacement of missing maxillary molars when restored with individual crowns:

preliminary results 0 to 84 months in function. A retrospective study. *J Periodontol* 2004;75(2):327-332.

37. Iplikcioglu H, Akca K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent* 2002;30(1):41-46.

38. Georgiopoulos B, Kalioras K, Provatidis C, Manda M, Koidis P. The effects of implant length and diameter prior to and after osseointegration: a 2-D finite element analysis. *J Oral Implantol* 2007;33(5):243-256.

39. Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, Barquins M. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5(4):254-262.

40. Mattsson T, Kondell PA, Gynther GW, Fredholm U, Bolin A. Implant treatment without bone grafting in severely-resorbed edentulous maxillae. *J Oral Maxillofac Surg* 1999;57(3):281-287.

41. Calandriello R, Tomatis M. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla *via* immediate/early function and tilted implants: a prospective 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl.1):S1-12.

42. Satoh T, Maeda Y, Komiyama Y. Biomechanical rationale for intentionally-inclined implants in the posterior mandible using 3D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(4):533-539.

43. Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2007;97(6 Suppl):S35-43.

Adrien Naveau

AHU
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris
71, quai d'Orsay
75007 Paris

Antoine Bouton

Attaché
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris

Erwan Hauchard

DCD
Paris

Henri-Pierre Naveau

DCD
Paris

Michel Barquins

Directeur de Recherche
CNRS-ESPCI, Paris

Laurent Pierrisnard

PU-PH
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris

Référencement bibliographique

Cet article peut être recherché ou cité sous la référence suivante :
Naveau A, Bouton A, Hauchard E, Naveau H.-P., Barquins M, Pierrisnard L. Sinus et prothèse implanto-portée : étude préliminaire par la MEF 3D. *Implant* 2009;15:??-?.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

Le traitement de référence du patient complètement édenté au maxillaire par une prothèse fixée implanto-portée consiste en un bridge supporté par 6 à 8 implants^[1,2]. Après édentation, le maxillaire subit un remodelage essentiellement alvéolaire sous forme d'une résorption verticale et centripète, associée à une pneumatisation^[3,4]. Dans les sites postérieurs, les larges

espaces médullaires et les obstacles sinusiens compliquent le traitement. Classiquement, la greffe sous-sinusienne permet d'augmenter la hauteur d'os (Fig. 1 et 2), mais nécessite un geste chirurgical supplémentaire associé à un risque de complications^[5-7].

En 1994, Summers a décrit les avantages du recours à l'ostéotomie^[8] en présence d'une hauteur d'os de 5 mm minimum et d'un os de faible densité (Fig. 3 et 4).

Pose d'implants associée à une greffe sous-sinusienne



Fig. 1 / Situation initiale : secteur 2 postérieur maxillaire résorbé.



Fig. 2 / Pose de 2 implants associée à un matériaux de comblement (Bio-oss®, Geistlicht Pharma).

Pose d'un implant sous-sinusal après technique de Summers



Fig. 3 / Situation initiale : 15 avec granulome sous-sinusal.



Fig. 4 / Après extraction de la 15 et cicatrisation, une ostéotomie selon Summers a permis la formation d'un dôme osseux autour de l'apex implantaire le jour de la pose.

L'utilisation successive de 5 instruments permet alors d'augmenter la densité osseuse par compaction latérale et apicale de l'os du site choisi. Ainsi, cette technique permet de placer un implant plus long que ce qu'autorise le site non préparé^[9].

D'autres techniques implantaire et prothétiques permettent de s'affranchir du comblement sinusien. L'utilisation d'un cantilever est possible, mais ses limites dans le cas d'une prothèse complète implantoportée sont mal connues. Selon Davarpanah *et al.*^[10], la longueur de l'extension distale envisageable dépend

de la forme de l'arcade et de la distance séparant les 2 implants les plus distaux. Parmi les techniques chirurgicales complexes, il est possible de poser des implants ptérygo-palato-tuberositaires^[11] avec un bon pronostic biomécanique^[12-14] ou des implants zygomatiques^[15] dont la longueur est comprise entre 30 à 50 mm.

Les arguments avancés en faveur de l'inclinaison des implants juxtasinusiens sont l'exploitation maximale du volume osseux disponible^[16,17] et d'os cortical au niveau crestal^[4] (Fig. 5 à 8). Récemment, une

Pose d'implants inclinés pour éviter le sinus



Fig. 5 / Situation initiale : 23 et 25 qui servent de points d'appui pour une restauration plurale fixée dento-portée, ne peuvent être conservées.



Fig. 6 / Pose des implants, dont 1 incliné qui longe la paroi inférieure mésiale du sinus et émerge un peu plus distalement que les racines de 25.



Fig. 7 / Transferts d'empreinte : l'utilisation de piliers Multi-Unit® (Nobel Biocare) de 30° en place de 25 et de 17° en 23 permettent de corriger la divergence des axes implantaire.

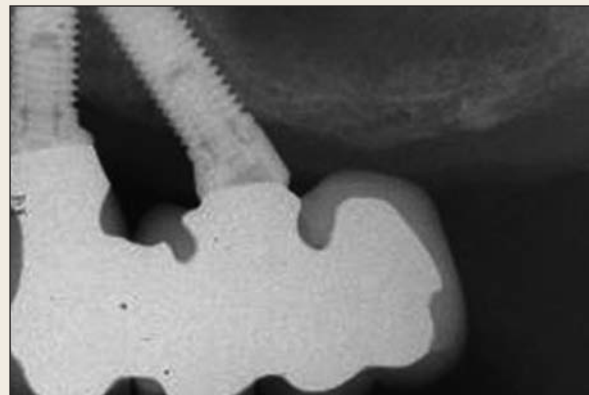


Fig. 8 / Restauration prothétique d'usage avec 26 en extension.

étude de Paolo Maló *et al.* [18] a révélé un taux de succès de 97,6 % pour des mises en charge immédiates de prothèses maxillaires supportées par 4 implants. Par ailleurs, il est possible d'avoir recours à des implants courts (Fig. 9 et 10). Renouard et Nisand ont relevé un taux de succès de 94,6 % pour des implants courts placés dans des sites fortement résorbés [19], et des taux de succès comparables pour les traitements par implants courts et par greffes osseuses sinusiennes par abord latéral [20]. Les auteurs recommandent d'opter pour l'utilisation d'un implant court pour une hauteur supérieure ou égale à 6 mm. L'analyse par la méthode des éléments finis (MEF) est une technique informatique utilisée pour calculer et représenter visuellement les contraintes et déformations au sein d'associations de structures soumises à des charges simulées. Ce calcul requiert la connaissance des propriétés mécaniques des matériaux, telles que le module de Young (E) et le coefficient de Poisson (ν). Cette méthode d'analyse numérique des contraintes est largement utilisée de nos jours pour étudier les problèmes biomécaniques en implantologie dentaire [17]. La plupart des études mécaniques par MEF se penchent sur la distribution des contraintes en fonction de la morphologie implan-

taire, mais très peu se sont intéressées à la disposition géométrique d'implants reliés entre eux. Les alternatives aux procédures d'augmentation osseuse dans le traitement du patient complètement édenté au maxillaire par une prothèse fixée implanto-portée sont nombreuses. Cette expérience préliminaire permet d'évaluer la distribution des contraintes et les déplacements de 4 piles en titane reliées entre elles et enchâssées dans une structure osseuse arquée. Les variables comparées sont la longueur et l'inclinaison des piles postérieures, ainsi que les forces exercées sur la poutre. Le but de cette première étude est d'appréhender le comportement biomécanique d'implants en situation juxtasinusienne.

MATÉRIEL ET MÉTHODES

Le logiciel utilisé dans cette étude est CADSAP® (CADLM, Gif-sur-Yvette, France), version française de Supersap (Algor® Interactive Systems, Pittsburgh, États-Unis) sur un ordinateur PC compatible. Les matériaux modélisés en 3 dimensions sont admis comme homogènes, isotropes et comme travaillant en élasticité linéaire, c'est-à-dire dans un domaine où les structures reprennent leur géométrie initiale après

Pose d'un implant court sous-sinusien



FIG. 9 / Situation initiale : la 16 a été récemment extraite suite à une fracture.



FIG. 10 / Un implant de 7 mm a été posé.

décharge. Les caractéristiques mécaniques des matériaux sont représentées (TABL. I) par leur module de Young (E) et coefficient de Poisson (ν).

Dans cette étude préliminaire, les implants sont représentés de manière schématique par des piles prenant la forme de prismes droits de section hexagonale. Quatre piles sont enchâssées par leur base dans un maxillaire édenté, représenté par un prisme droit aux propriétés de l'os spongieux ($50 \times 40 \times 15$ mm, soit 2 256 éléments). Le sommet de ces 4 piles supporte une poutre de titane ($94 \times 3 \times 2$ mm, soit 88 éléments) représentant l'armature d'un bridge implanto-porté. L'alvéole osseuse est vide en l'absence de pile. L'intégration des piles en titane/alvéole osseuse est parfaite. Les éléments sont assemblés pour constituer les modèles étudiés (FIG. 11). Toutes les expérimentations comprennent 4 piles : deux

sont enchâssées dans la partie antérieure du maxillaire (piles 2 et 3 en sites canins) et les 2 autres sont dans la partie postérieure du maxillaire (piles 1 et 4 en sites molaires). Les piles antérieures sont invariablement verticales et longues (15×4 mm, dont 10 mm dans l'os, soit 96 éléments). Les caractéristiques des piles postérieures changent à chaque modélisation : longues et verticales (LV, 15×4 mm, dont 10 mm dans l'os), courtes et verticales (CV, 10×4 mm, dont 5 mm dans l'os, soit 80 éléments), et enfin longues et obliques (LO, 18×4 mm, dont 13 mm dans l'os, soit 96 éléments).

Ces 3 modèles sont soumis à diverses forces de 100 N exercées sur la poutre (FIG. 12) : verticales en tripode (VT, entre les piliers, dans la région antérieure centralement et bilatéralement en postérieur), verticale unilatéralement dans la région postérieure (VP), oblique unilatérale au niveau canin (OC, force dirigée en haut et en dehors) et horizontale antérieure (HA, vers l'extérieur).

La distribution et l'intensité des contraintes de von Mises sont calculées et comparées. Le logiciel permet de représenter la localisation des déformations en cisaillement pour chacun des 8 modèles. Les zones d'isodéformations apparaissent sous forme

MATÉRIAUX PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES	TITANE	OS SPONGIEUX
Module de Young (E)	117	1
Coefficient de Poisson (ν)	0,33	0,35

TABL. I / Propriétés mécaniques des matériaux et structures (E en GPa).

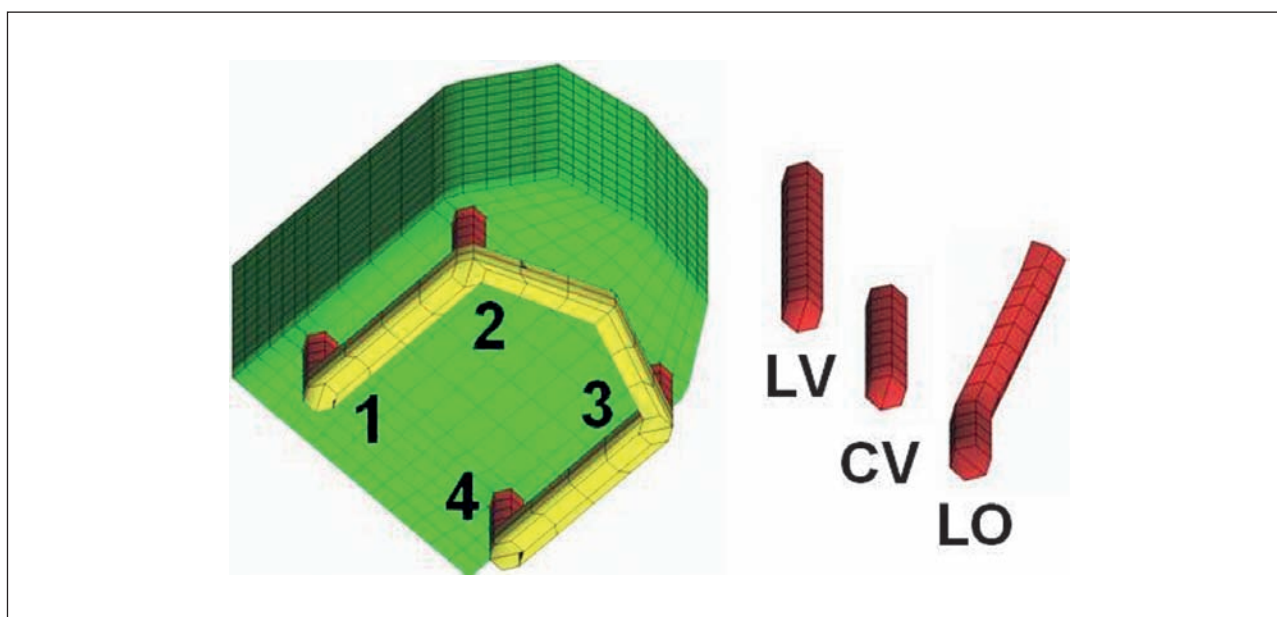


FIG. 11 / Les modèles comprennent successivement en postérieur (sites 1 et 4) des piles longues verticales (LV), courtes verticales (CV) et longues obliques (LO). En antérieur (sites 2 et 3), les piles sont toujours longues et verticales.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

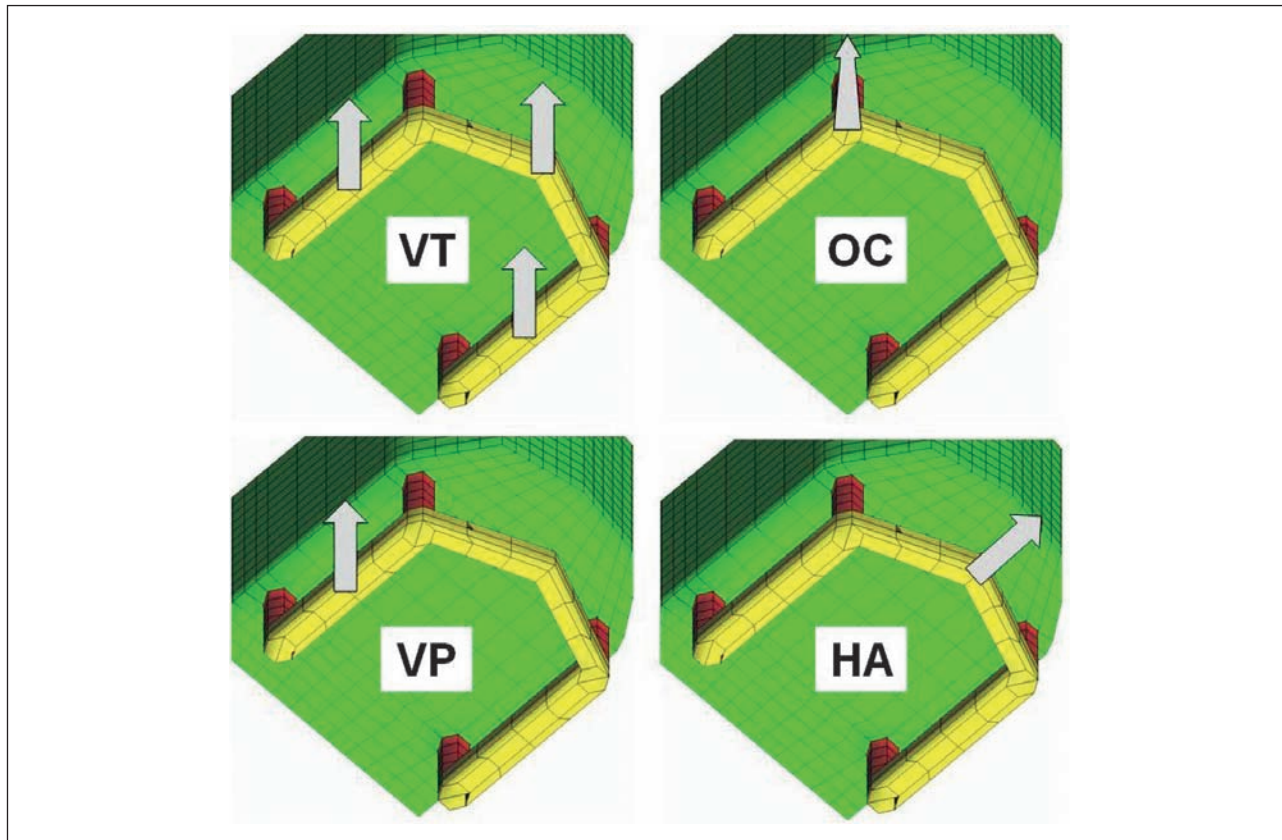


Fig. 12 / Les 3 modèles sont soumis à diverses forces de 100 N (VT : verticales en tripode, VP : verticale postérieure, OC : oblique au niveau canin, HA : horizontale antérieure).

de plages colorées. Les couleurs chaudes (rouge, orange) caractérisent les déformations les plus grandes. Le jaune et le vert se succèdent jusqu'au blanc qui correspond à des déformations négligeables. Pour information, l'échelle de contraintes (exprimée en MPa) correspondant au code couleur est affichée en légende des figures. Les contraintes maximales observées au col des piles et au niveau des alvéoles osseuses sont relevées sous forme d'histogramme. Les déplacements des piles sont également rapportés.

RÉSULTATS

Ces expérimentations étudient l'intérêt biomécanique d'implants courts ou obliques dans le cadre de restauration prothétique maxillaire supportée par 4 implants. Les implants longs verticaux en situation postérieure servent de référence (comblement de sinus).

La première expérimentation consiste à appliquer sur la poutre centralement en antérieur et bilatéralement en postérieur des charges verticales de 100 N (Fig. 13 à 16). La localisation des contraintes maximales, quelle que soit l'expérimentation, est en cervicale des piles, un peu en deçà de la surface osseuse.

Lorsque les piles postérieures sont verticales, les contraintes au sein de piles antérieures sont très supérieures (+ 98 % en moyenne) à celles des piles postérieures. En revanche, lorsque les piles postérieures sont obliques, ces valeurs sont plus homogènes (50 MPa en moyenne).

Lorsque les piles postérieures sont verticales, les contraintes osseuses sont plus importantes en antérieur (+ 94 %) qu'en postérieur (14 MPa). En revanche, lorsque les piles postérieures sont obliques, ces valeurs augmentent de 13 % en moyenne.

Par ailleurs, les piles antérieures se déplacent plus que les postérieures (+ 47 % en moyenne), et la

Application de forces verticales en tripode

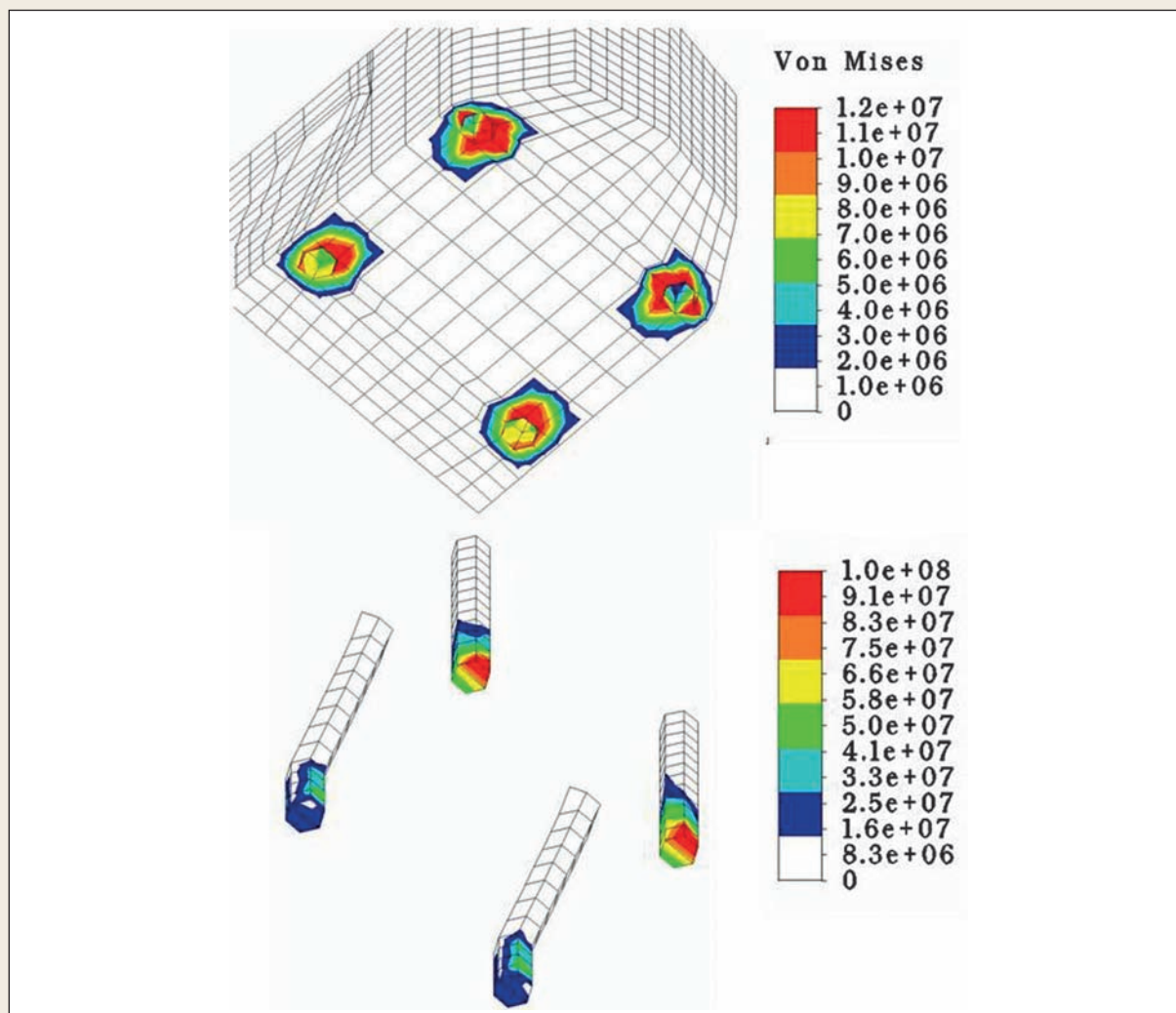


FIG. 13 / Distribution des contraintes dans les piles et les alvéoles.

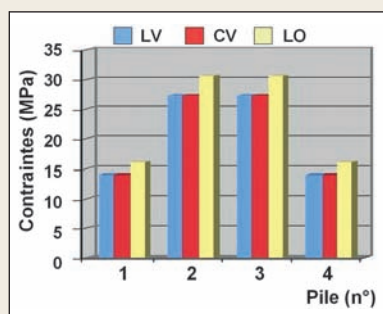


FIG. 14 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

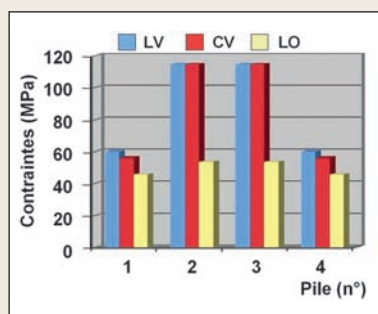


FIG. 15 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

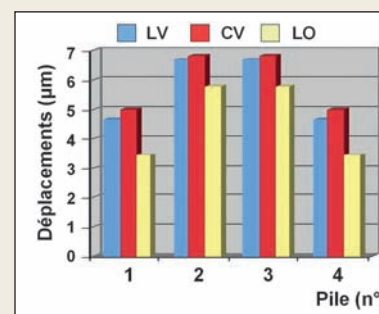


FIG. 16 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

configuration LO entraîne une diminution des déplacements de -22 % en moyenne. La pile CV se déplace légèrement plus que la LV (pile 1) tandis qu'elle est soumise à un peu moins de contraintes au sein de la pile.

Ainsi, la longueur des implants postérieurs n'est pas un facteur d'influence dominant. Les piles obliques postérieures diminuent beaucoup les contraintes antérieures et légèrement les déplacements, au prix d'une légère augmentation des contraintes osseuses. Afin de mieux isoler le rôle d'une charge verticale postérieure, l'expérience a été répétée en ne laissant qu'une charge postérieure unilatérale.

Une force axiale unilatérale postérieure de 100 N est appliquée sur la travée entre les piles 1 et 2 (Fig. 17 à 19). Les contraintes du côté de la charge sont comparables à celles précédemment décrites en postérieur. Les contraintes côté non chargées sont quasiment nulles. Les déplacements décroissent de la pile 1 à la pile 4. Les contraintes de la pile 1 CV sont très légèrement inférieures à celles de la pile LV.

Les observations précédemment décrites sont maintenues. Les contraintes et déplacements relevés en postérieur lors de l'exercice de charges en tripode viennent essentiellement de la charge la plus proche de la pile. Les forces verticales sont plus fréquentes en postérieur, mais les forces obliques sont réputées

pour être plus néfastes en termes de contraintes et de déplacements. Que se passerait-il en cas de guidage canin ou antérieur ?

Une charge oblique unilatérale mimant une fonction canine est alors appliquée aux modèles (Fig. 20 à 22). Par rapport à un maxillaire édenté, cette charge est oblique en haut et en dehors et appliquée en place de canine, c'est-à-dire au niveau de la pile 2.

Les contraintes relevées au col de la pile 2, point d'application de la force, diminuent de -32 % lorsque les piles postérieures sont obliques. Aucune différence importante n'est visible entre les 3 modèles concernant les déplacements et les contraintes osseuses.

La pile 1 CV est soumise à moins de contraintes osseuses que la LV, mais à un peu plus de contraintes au sein même de la pile. Elle se déplace toujours plus que LV.

Une force horizontale centrale antérieure mimant la propulsion est appliquée aux modèles (Fig. 23 à 25).

Les résultats montrent que lorsque les piles postérieures sont obliques, les contraintes antérieures diminuent d'environ 27 %. En revanche, la diminution de longueur des piles postérieures ne modifie pas ces valeurs.

L'inclinaison des piles postérieures augmente la valeur des contraintes osseuses mesurées. En postérieur, la configuration LO augmente les contraintes de +27,5 %

Application d'une force verticale unilatérale postérieure

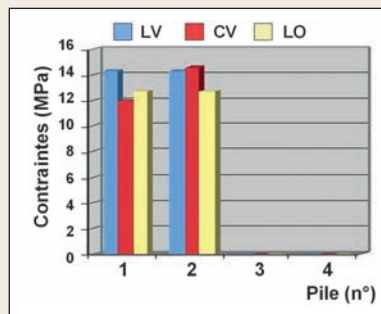


Fig. 17 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

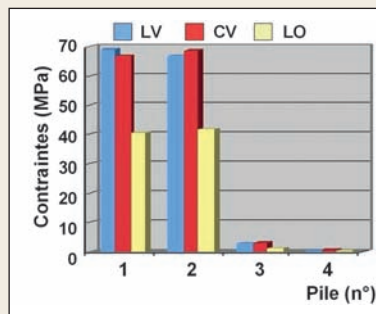


Fig. 18 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

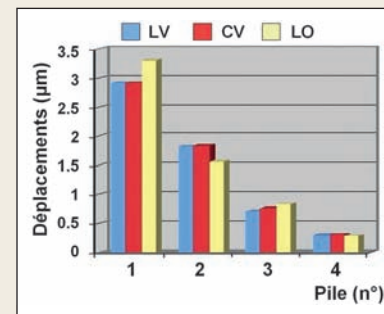


Fig. 19 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

Application d'une force oblique unilatérale

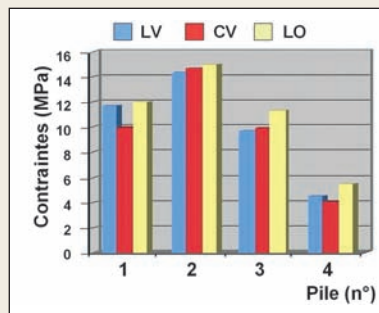


Fig. 20 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

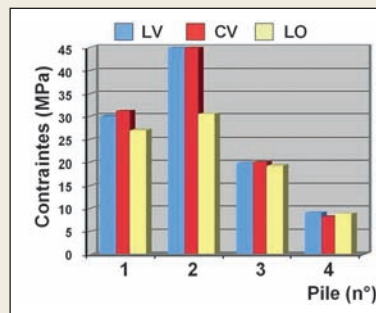


Fig. 21 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

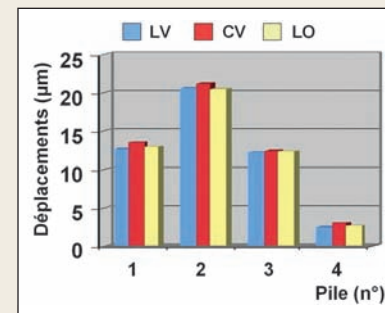


Fig. 22 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

Application d'une force horizontale antérieure

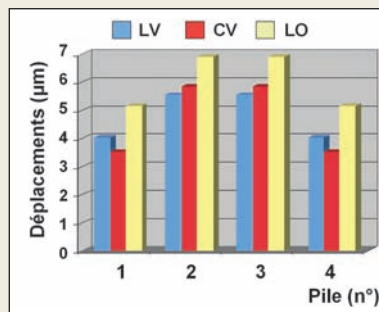


Fig. 23 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

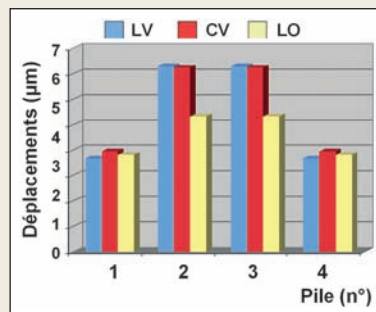


Fig. 24 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

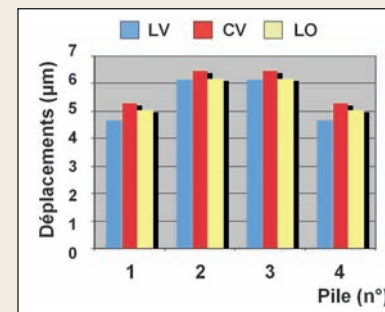


Fig. 25 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

par rapport aux CV, et de + 45 % par rapport aux LV. Pour les piles antérieures, ces valeurs augmentent respectivement de + 18 % et + 24,3 %. La pile 1 CV est sujette à plus de contraintes internes, mais à moins de contraintes osseuses, et se déplace plus que la LV. Il n'y a que peu de différences en termes de déplacements et de contraintes entre les implants verticaux longs et courts. Les piles obliques diminuent nettement les contraintes au sein des piles, et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses.

DISCUSSION

Cette étude avait pour objectif de déterminer l'intérêt d'utiliser des implants courts ou inclinés pour éviter un comblement de sinus. Selon nos résultats, il semble que les contraintes et déplacements observés avec implants verticaux longs et courts soient comparables, ce qui plaide cliniquement en faveur des implants courts. Par ailleurs, les implants inclinés semblent plus intéressants pour diminuer les contraintes implantaires.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

LIMITES DE LA MEF

La méthode des éléments finis a prouvé être un outil précis et commode lorsqu'il s'agit d'étudier le comportement mécanique des implants^[21]. Les modèles peuvent être facilement modifiés pour s'adapter à des hypothèses variées. Le programme utilisé dans cette étude a toutefois un certain nombre de limites à cause des approximations irréalistes, utilisées lors de la caractérisation des matériaux. Cette étude statique repose sur l'homogénéité, l'élasticité linéaire et l'isotropie de l'os et du titane ; elle ne tient pas compte de la fatigue des matériaux soumis à des forces répétées et aussi complexes que les forces masticatoires. De plus, cette méthode considère la liaison de l'os et de l'implant comme étant parfaite. En réalité, les forces de mastication sont dynamiques et obliques, et la liaison os/implant est tout aussi dynamique. Par conséquent, il est très difficile de reproduire tous les détails du comportement naturel. La MEF ne peut déterminer les critères acceptables de contraintes, mais permet de comparer différents modèles et de quantifier le risque relatif de chacun d'entre eux. Dans cette étude préliminaire, des piles et des poutres parallélépipédiques sont utilisées pour mimer le comportement d'implants dentaires reliés par une infrastructure prothétique métallique ; de plus amples travaux sont en cours pour améliorer la correspondance entre théorie et réalité clinique.

Dans la littérature, les contraintes au sein des composants implantaires sont associées aux fractures et dévissages, tandis que les contraintes osseuses sont cliniquement associées aux plages de résorption osseuse^[21]. Les déplacements implantaires peuvent compromettre la stabilité primaire de l'implant.

IMPLANTS COURTS

La définition de l'implant court varie en fonction des auteurs^[22-24]. Selon Renouard et Nissand, l'implant est court lorsque la partie intra-osseuse est inférieure ou égale à 8 mm^[24] et les études cliniques sont loin d'être consensuelles. Les premières associaient les implants courts à davantage d'échecs thérapeutiques^[25-28], mais les suivantes conclurent que la longueur de l'implant n'influençait pas le taux de survie^[19, 29-32].

Quatre facteurs sont suggérés pour expliquer les différences de taux de survie observés^[24, 33, 34] : la stabilité primaire de l'implant, la courbe d'apprentissage du chirurgien, l'état de surface de l'implant et la qualité de l'os. Un protocole chirurgical particulier prenant en compte la densité osseuse et utilisant des implants à surface rugueuse conduit à davantage de succès par une meilleure stabilité primaire. Pour une hauteur supérieure à 6 mm, Renouard et Nissand recommandent d'opter pour l'utilisation d'un implant court^[24].

Les études récentes sur les implants courts placés dans des sites maxillaires fortement résorbés affichent des taux de succès de 95 à 97 %^[19, 35, 36]. S'il est possible d'obtenir une stabilité primaire avec un implant court, placer un implant long présente alors moins d'intérêt. On sait, en effet, grâce à des études en éléments finis^[37-39], que l'essentiel des contraintes masticatoires est concentré au col de l'implant, qu'augmenter le diamètre de l'implant, plus que la longueur, contribue à minimiser ces contraintes ; par ailleurs, l'ancrage bicortical améliore la stabilité primaire grâce à une diminution des déplacements.

IMPLANTS INCLINÉS : LE CONCEPT ALL-ON-FOUR

Maló *et al.* ont obtenu, en 2005, un taux de succès de 97,6 % avec la mise en charge immédiate d'une prothèse supportée par 4 implants maxillaires (All-on-Four, Nobel Biocare)^[18]. Le site du pilier canin permet le placement des implants antérieurs verticaux, et les implants postérieurs sont inclinés de manière à longer la paroi inférieure du sinus et émergent au niveau de la deuxième prémolaire/première molaire. Le faible nombre d'implants autorise une plus grande liberté de placement, une meilleure passivité de l'infrastructure prothétique et une extension prothétique réduite. Selon Mattsson *et al.*, l'inclinaison mésio-distale des implants permet une meilleure stabilité primaire en raison de la longueur majorée des implants utilisés, mais entraîne la découverte de quelques spires en palatin^[40]. La position angulée du col implantaire permet un engagement plus important d'os cortical au niveau crestal^[4]. C'est cette augmentation de stabilité primaire qui permettrait d'envisager un protocole de mise en charge immédiate^[18, 41].

Plusieurs études biomécaniques par MEF ont comparé implants droits et inclinés.

Satoh *et al.* [42] ont comparé par MEF 3D 2 implants parallèles entre eux, avec des implants perpendiculaires à la courbe de Spee (inclinaisons de 10-20°). Ils ont conclu à l'intérêt de l'implant incliné, mais dans leur étude, les implants ne sont pas solidarités et les forces sont orientées dans l'axe de chaque implant. Zampelis *et al.* ont étudié, en 2007, 2 implants reliés entre eux, l'un étant droit ou incliné à 45° et soumis à une force de 50 N [43]. L'utilisation de modèles simplifiés en 2D ne leur permet pas d'appréhender une restauration totale d'arcade, ni les forces obliques latérales. En dépit des nombreuses différences de protocole, les valeurs de contraintes osseuses maximales sont comparables aux nôtres pour les implants droits soumis à une force verticale. En revanche, ils trouvent des valeurs très similaires aux précédentes pour les implants inclinés.

Cette étude mécanique préliminaire par MEF 3D montre une fois de plus que la longueur de l'implant importe peu en termes de contraintes maximales [39]. Par conséquent, un implant court peu se substituer à un implant plus long avec comblement sinusien. Par ailleurs, l'utilisation d'implants inclinés permet de diminuer les contraintes au sein des implants.

CONCLUSION

Les conclusions dérivées de cette étude mécanique préliminaire par MEF 3D sont restreintes aux hypothèses choisies pour la composition du modèle numérique et ses conditions aux limites. Ces résultats préliminaires ne peuvent être transférés à la clinique sans de plus amples analyses, preuves et essais cliniques. Toutefois, la MEF s'attache à l'aspect mécanique d'une structure biologique. Ainsi, les conclusions de cette étude doivent être considérées comme une information mécanique à l'égard des cliniciens. Compte tenu des limites de cette étude, peu de différences en termes de déplacements et de contraintes ont été observées entre les implants verticaux longs et courts. Les implants obliques diminuent nettement les contraintes implantaires, et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses. Ainsi, il semble qu'implants courts et implants incli-

nés soient des options thérapeutiques intéressantes, permettant de s'affranchir d'un comblement sinusien dans le cadre du traitement par prothèse implantoporté d'un maxillaire fortement résorbé. †

ADRESSE DES DISTRIBUTEURS

◉ **BIO-OSS®** - GEISTLICH PHARMA AG - BUSINESS UNIT BIOMATERIALS - Bahnhofstrasse 40 - 6110 Wolhusen - Suisse - Tél. : + (41) 41 492 56 30 - Fax : + (41) 41 492 56 39 - E-mail : biomaterials@geistlich.ch - www.geistlich.com

◉ **MULTIUNIT®** - ALL-ON-FOUR - NOBEL BIO-CARE - 80, avenue des Terroirs-de-France - 75607 Paris Cedex 12 - Tél. : 01 53 33 89 10 - Fax : 01 53 33 89 33 - www.nobelbiocare.com

BIBLIOGRAPHIE

1. Fortin Y, Sullivan RM, Rangert BR. The Marius implant bridge: surgical and prosthetic rehabilitation for the completely-edentulous upper jaw with moderate to severe resorption: a 5-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2002;4(2):69-77.
2. Brånemark PI, Svensson B, van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res* 1995;6(4):227-231.
3. Chanavaz M. Maxillary sinus: anatomy, physiology, surgery, and bone grafting related to implantology - Eleven years of surgical experience (1979-1990). *J Oral Implantol* 1990;16(3):199-209.
4. Davarpanah M. Manuel d'implantologie clinique : concepts protocoles et innovations récentes, 2008.
5. Schwartz-Arad D, Herzberg R, Dolev E. The prevalence of surgical complications of the sinus graft procedure and their impact on implant survival. *J Periodontol* 2004;75(4):511-516.
6. Misch CM, Misch CE, Resnik RR, Ismail YH, Appel B. Post-operative maxillary cyst associated with a maxillary sinus elevation procedure: a case report. *J Oral Implantol* 1991;17(4):432-437.
7. Lockhart R, Ceccaldi J, Bertrand JC. Postoperative maxillary cyst following sinus bone graft: report of a case. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(4):583-586.
8. Summers RB. A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. *Compendium* 1994;15(2):152, 154-156, 158 passim; quiz 162.
9. Commissionat Y, Princ G, Poulmaire F, Scortecchi G, Odin G, Berg S. Techniques non invasives d'implantation sous-sinusienne. *Act Odontol Stomatol* 2007;238:119-135.
10. Davarpanah M, Caraman M, Jakubowicz-Kohen B, Kebir-Quelin M, Szmukler-Moncler S. Prosthetic success with a maxillary immediate-loading protocol in the multiple-risk patient. *Int J Periodont Rest Dent* 2007;27(2):161-169.
11. Tulasne JF. Implant treatment of missing posterior dentition. In: Albrektsson J, Zarb GA, eds. *The Brånemark osseointegrated implant*. Chicago: Quintessence, 1989:103-116.
12. Balshi SF, Wolfinger GJ, Balshi TJ. Analysis of 164 titanium oxide-surface implants in completely-edentulous arches for fixed prosthesis anchorage using the pterygomaxillary region. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(6):946-952.
13. Balshi TJ, Wolfinger GJ. Management of the posterior maxilla in the compromised patient: historical, current, and future perspectives. *Periodontol* 2000 2003;33:67-81.
14. Valeron JF, Valeron PF. Long-term results in placement of screw-type implants in the pterygomaxillary-pyramidal region. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22(2):195-200.
15. Brånemark PI *et al.* Zygoma fixture in the management of advanced atrophy of the maxilla: technique and long-term results. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg* 2004;38(2):70-85.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

16. Aparicio C, Perales P, Rangert B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2001;3(1):39-49.

17. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindstrom H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(3):405-414.

18. Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System implants for completely-edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl 1):S88-94.

19. Renouard F, Nisand D. Short implants in the severely-resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl 1):S104-110.

20. Renouard F. Implants courts versus greffes osseuses sous sinusiennes: étude clinique retrospective. *J Parodont Imp Oral* 2006;25(4):281-287.

21. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2006;9(4):257-270.

22. Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJ, Kuiper C, Raghoobar GM. Implantology and the severely-resorbed edentulous mandible. *Crit Rev Oral Biol Med* 2004;15(4):240-248.

23. Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21(2):275-282.

24. Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Implants Res* 2006;17(Suppl 2):35-51.

25. Bahat O. Treatment planning and placement of implants in the posterior maxillae: report of 732 consecutive Nobelpharma implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(2):151-161.

26. Jemt T, Lekholm U. Implant treatment in edentulous maxillae: a 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(3):303-311.

27. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res* 1992;3(3):104-111.

28. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Brånemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol* 1991;62(1):2-4.

29. Testori T, Wiseman L, Woolfe S, Porter SS. A prospective multicenter clinical study of the Osseotite implant: four-year interim report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(2):193-200.

30. Deporter D, Pilliar RM, Todescan R, Watson P, Pharoah M. Managing the posterior mandible of partially edentulous patients with short, porous-surfaced dental implants: early data from a clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(5):653-658.

31. Friberg B, Grondahl K, Lekholm U, Brånemark PI. Long-term follow-up of severely-atrophic edentulous mandibles reconstructed with short Brånemark implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2(4):184-189.

32. Tawil G, Younan R. Clinical evaluation of short, machined-surface implants followed for 12 to 92 months. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18(6):894-901.

33. Romeo E, Ghisolfi M, Rozza R, Chiapasco M, Lops D. Short (8 mm) dental implants in the rehabilitation of partial and complete edentulism: a 3- to 14-year longitudinal study. *Int J Prosthodont* 2006;19(6):586-592.

34. Anitua E, Orive G, Aguirre JJ, Andia I. Five-year clinical evaluation of short dental implants placed in posterior areas: a retrospective study. *J Periodontol* 2008;79(1):42-48.

35. Maló P, de Araujo Nobre M, Rangert B. Short implants placed one-stage in maxillae and mandibles: a retrospective clinical study with 1 to 9 years of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res* 2007;9(1):15-21.

36. Fugazzotto PA, Beagle JR, Ganeles J, Jaffin R, Vlassis J, Kumar A. Success and failure rates of 9 mm or shorter implants in the replacement of missing maxillary molars when restored with individual crowns:

preliminary results 0 to 84 months in function. A retrospective study. *J Periodontol* 2004;75(2):327-332.

37. Iplikcioglu H, Akca K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent* 2002;30(1):41-46.

38. Georgiopoulos B, Kalioras K, Provatidis C, Manda M, Koidis P. The effects of implant length and diameter prior to and after osseointegration: a 2-D finite element analysis. *J Oral Implantol* 2007;33(5):243-256.

39. Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, Barquins M. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5(4):254-262.

40. Mattsson T, Kondell PA, Gynther GW, Fredholm U, Bolin A. Implant treatment without bone grafting in severely-resorbed edentulous maxillae. *J Oral Maxillofac Surg* 1999;57(3):281-287.

41. Calandriello R, Tomatis M. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla *via* immediate/early function and tilted implants: a prospective 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl.1):S1-12.

42. Satoh T, Maeda Y, Komiyama Y. Biomechanical rationale for intentionally-inclined implants in the posterior mandible using 3D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(4):533-539.

43. Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2007;97(6 Suppl):S35-43.

Adrien Naveau

AHU
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris
71, quai d'Orsay
75007 Paris

Antoine Bouton

Attaché
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris

Erwan Hauchard

DCD
Paris

Henri-Pierre Naveau

DCD
Paris

Michel Barquins

Directeur de Recherche
CNRS-ESPCI, Paris

Laurent Pierrisnard

PU-PH
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris

Référencement bibliographique

Cet article peut être recherché ou cité sous la référence suivante :
Naveau A, Bouton A, Hauchard E, Naveau H.-P., Barquins M, Pierrisnard L. Sinus et prothèse implanto-portée : étude préliminaire par la MEF 3D. *Implant* 2009;15:??-?.

photo

RECHERCHE

scientifique

Sinus et prothèse implanto-portée

Étude préliminaire par la MEF 3D

A. NAVEAU
A. BOUTON
E. HAUCHARD
H.-P. NAVEAU
M. BARQUINS
L. PIERRISNARD

RÉSUMÉ L'abord implantaire du patient complètement édenté au maxillaire est compliqué par la faible hauteur d'os due à la résorption verticale et aux obstacles sinusiens des sites postérieurs. Classiquement, la greffe sous-sinusienne permet d'augmenter la hauteur d'os, impliquant un geste chirurgical supplémentaire associé à un risque de complications. L'objectif de cette étude préliminaire est d'évaluer le comportement biomécanique d'implants courts et d'implants inclinés dans les restaurations complètes supportées par 4 implants. Les modèles 3D ont été analysés par la méthode des éléments finis. Quatre « piles » en titane, enchâssées dans une structure osseuse, reliées entre elles par une poutre arquée ont été soumises à diverses forces. Les piles postérieures sont successivement verticales et courtes, inclinées et longues, ou verticales et longues.

Les contraintes maximales osseuses et implantaires sont situées en cervical, un peu en deçà du niveau osseux. Il n'y a que peu de différences en termes de déplacements et de contraintes entre les implants verticaux longs et courts. Les piles obliques diminuent nettement les contraintes au sein des piles et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses.

Compte tenu des limites de cette étude mécanique préliminaire, il semble qu'implants courts et implants inclinés soient des options thérapeutiques intéressantes, permettant de s'affranchir d'un comblement sinusien dans le cadre du traitement par prothèse implanto-portée d'un maxillaire fortement résorbé.

MOTS CLÉS : • Méthode des éléments finis • implant • sinus • contrainte • expérience

SUMMARY *Sinus and implant-supported fixed partial denture: a preliminary 3D-FEA study. Low alveolar bone height and sinus cavities make difficult the rehabilitation of the edentulous maxilla by four implants-supported restorations. Augmentation therapies can be associated with complications. This preliminary study aims at comparing stresses and displacements in restorations of which posterior implants were short or inclined. Four hexagonal implants embedded in a bony structure were designed by three-dimensional finite element modelling. The core fixed partial denture had titanium properties. Both posterior implants were vertical and long, vertical and short or long and inclined. Occlusal 100 N loads were vertical tripod, vertical unilateral, inner horizontal anterior or inner oblique unilateral on the canine.*

Maximal bone and implant stresses were localized in the cervical areas. Biomechanical behaviours of short and long vertical implants were very similar. After a tripod vertical loading, anterior implant stresses were increased only with vertical posterior implants (+ 98 %). Implants' displacements were slightly reduced with inclined ones (average of -22 %). When single loads were applied, these observations were maintained, and inclined implants induced slight bone stresses increase. Inclined implants decreased anterior implants stresses. Short implants had the same behaviour than long ones. Within the limitations of this preliminary mechanical study, short or inclined posterior implants seem of interest in four-implant supported restorations. These options prevent the recourse to a supplementary augmentation procedure.

KEYWORDS : • finite element analysis • implant • sinus • stress • experiment

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

Le traitement de référence du patient complètement édenté au maxillaire par une prothèse fixée implanto-portée consiste en un bridge supporté par 6 à 8 implants^[1,2]. Après édentation, le maxillaire subit un remodelage essentiellement alvéolaire sous forme d'une résorption verticale et centripète, associée à une pneumatisation^[3,4]. Dans les sites postérieurs, les larges

espaces médullaires et les obstacles sinusiens compliquent le traitement. Classiquement, la greffe sous-sinusienne permet d'augmenter la hauteur d'os (**Fig. 1 et 2**), mais nécessite un geste chirurgical supplémentaire associé à un risque de complications^[5-7].

En 1994, Summers a décrit les avantages du recours à l'ostéotomie^[8] en présence d'une hauteur d'os de 5 mm minimum et d'un os de faible densité (**Fig. 3 et 4**).

Pose d'implants associée à une greffe sous-sinusienne



Fig. 1 / Situation initiale : secteur 2 postérieur maxillaire résorbé.



Fig. 2 / Pose de 2 implants associée à un matériaux de comblement (Bio-oss®, Geistlicht Pharma).

Pose d'un implant sous-sinusal après technique de Summers



Fig. 3 / Situation initiale : 15 avec granulome sous-sinusal.



Fig. 4 / Après extraction de la 15 et cicatrisation, une ostéotomie selon Summers a permis la formation d'un dôme osseux autour de l'apex implantaire le jour de la pose.

L'utilisation successive de 5 instruments permet alors d'augmenter la densité osseuse par compaction latérale et apicale de l'os du site choisi. Ainsi, cette technique permet de placer un implant plus long que ce qu'autorise le site non préparé^[9].

D'autres techniques implantaire et prothétiques permettent de s'affranchir du comblement sinusien. L'utilisation d'un cantilever est possible, mais ses limites dans le cas d'une prothèse complète implantoportée sont mal connues. Selon Davarpanah *et al.*^[10], la longueur de l'extension distale envisageable dépend

de la forme de l'arcade et de la distance séparant les 2 implants les plus distaux. Parmi les techniques chirurgicales complexes, il est possible de poser des implants ptérygo-palato-tuberositaires^[11] avec un bon pronostic biomécanique^[12-14] ou des implants zygomatiques^[15] dont la longueur est comprise entre 30 à 50 mm.

Les arguments avancés en faveur de l'inclinaison des implants juxtasinusiens sont l'exploitation maximale du volume osseux disponible^[16,17] et d'os cortical au niveau crestal^[4] (Fig. 5 à 8). Récemment, une

Pose d'implants inclinés pour éviter le sinus



Fig. 5 / Situation initiale : 23 et 25 qui servent de points d'appui pour une restauration plurale fixée dento-portée, ne peuvent être conservées.



Fig. 6 / Pose des implants, dont 1 incliné qui longe la paroi inférieure mésiale du sinus et émerge un peu plus distalement que les racine de 25.



Fig. 7 / Transferts d'empreinte : l'utilisation de piliers Multi-Unit® (Nobel Biocare) de 30° en place de 25 et de 17° en 23 permettent de corriger la divergence des axes implantaire.

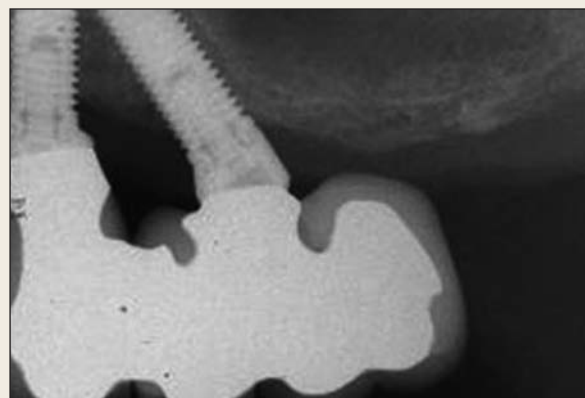


Fig. 8 / Restauration prothétique d'usage avec 26 en extension.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

étude de Paolo Maló *et al.* [18] a révélé un taux de succès de 97,6 % pour des mises en charge immédiates de prothèses maxillaires supportées par 4 implants. Par ailleurs, il est possible d'avoir recours à des implants courts (Fig. 9 et 10). Renouard et Nisand ont relevé un taux de succès de 94,6 % pour des implants courts placés dans des sites fortement résorbés [19], et des taux de succès comparables pour les traitements par implants courts et par greffes osseuses sinusiennes par abord latéral [20]. Les auteurs recommandent d'opter pour l'utilisation d'un implant court pour une hauteur supérieure ou égale à 6 mm. L'analyse par la méthode des éléments finis (MEF) est une technique informatique utilisée pour calculer et représenter visuellement les contraintes et déformations au sein d'associations de structures soumises à des charges simulées. Ce calcul requiert la connaissance des propriétés mécaniques des matériaux, telles que le module de Young (E) et le coefficient de Poisson (ν). Cette méthode d'analyse numérique des contraintes est largement utilisée de nos jours pour étudier les problèmes biomécaniques en implantologie dentaire [17]. La plupart des études mécaniques par MEF se penchent sur la distribution des contraintes en fonction de la morphologie implan-

taire, mais très peu se sont intéressées à la disposition géométrique d'implants reliés entre eux. Les alternatives aux procédures d'augmentation osseuse dans le traitement du patient complètement édenté au maxillaire par une prothèse fixée implanto-portée sont nombreuses. Cette expérience préliminaire permet d'évaluer la distribution des contraintes et les déplacements de 4 piles en titane reliées entre elles et enchâssées dans une structure osseuse arquée. Les variables comparées sont la longueur et l'inclinaison des piles postérieures, ainsi que les forces exercées sur la poutre. Le but de cette première étude est d'appréhender le comportement biomécanique d'implants en situation juxtasinusienne.

MATÉRIEL ET MÉTHODES

Le logiciel utilisé dans cette étude est CADSAP® (CADLM, Gif-sur-Yvette, France), version française de Supersap (Algor® Interactive Systems, Pittsburgh, États-Unis) sur un ordinateur PC compatible. Les matériaux modélisés en 3 dimensions sont admis comme homogènes, isotropes et comme travaillant en élasticité linéaire, c'est-à-dire dans un domaine où les structures reprennent leur géométrie initiale après

Pose d'un implant court sous-sinusien



FIG. 9 / Situation initiale : la 16 a été récemment extraite suite à une fracture.



FIG. 10 / Un implant de 7 mm a été posé.

décharge. Les caractéristiques mécaniques des matériaux sont représentées (TABL. I) par leur module de Young (E) et coefficient de Poisson (ν).

Dans cette étude préliminaire, les implants sont représentés de manière schématique par des piles prenant la forme de prismes droits de section hexagonale. Quatre piles sont enchâssées par leur base dans un maxillaire édenté, représenté par un prisme droit aux propriétés de l'os spongieux ($50 \times 40 \times 15$ mm, soit 2 256 éléments). Le sommet de ces 4 piles supporte une poutre de titane ($94 \times 3 \times 2$ mm, soit 88 éléments) représentant l'armature d'un bridge implanto-porté. L'alvéole osseuse est vide en l'absence de pile. L'intégration des piles en titane/alvéole osseuse est parfaite. Les éléments sont assemblés pour constituer les modèles étudiés (FIG. 11). Toutes les expérimentations comprennent 4 piles : deux

sont enchâssées dans la partie antérieure du maxillaire (piles 2 et 3 en sites canins) et les 2 autres sont dans la partie postérieure du maxillaire (piles 1 et 4 en sites molaires). Les piles antérieures sont invariablement verticales et longues (15×4 mm, dont 10 mm dans l'os, soit 96 éléments). Les caractéristiques des piles postérieures changent à chaque modélisation : longues et verticales (LV, 15×4 mm, dont 10 mm dans l'os), courtes et verticales (CV, 10×4 mm, dont 5 mm dans l'os, soit 80 éléments), et enfin longues et obliques (LO, 18×4 mm, dont 13 mm dans l'os, soit 96 éléments).

Ces 3 modèles sont soumis à diverses forces de 100 N exercées sur la poutre (FIG. 12) : verticales en tripode (VT, entre les piliers, dans la région antérieure centralement et bilatéralement en postérieur), verticale unilatéralement dans la région postérieure (VP), oblique unilatérale au niveau canin (OC, force dirigée en haut et en dehors) et horizontale antérieure (HA, vers l'extérieur).

La distribution et l'intensité des contraintes de von Mises sont calculées et comparées. Le logiciel permet de représenter la localisation des déformations en cisaillement pour chacun des 8 modèles. Les zones d'isodéformations apparaissent sous forme

MATÉRIAUX PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES	TITANE	OS SPONGIEUX
Module de Young (E)	117	1
Coefficient de Poisson (ν)	0,33	0,35

TABL. I / Propriétés mécaniques des matériaux et structures (E en GPa).

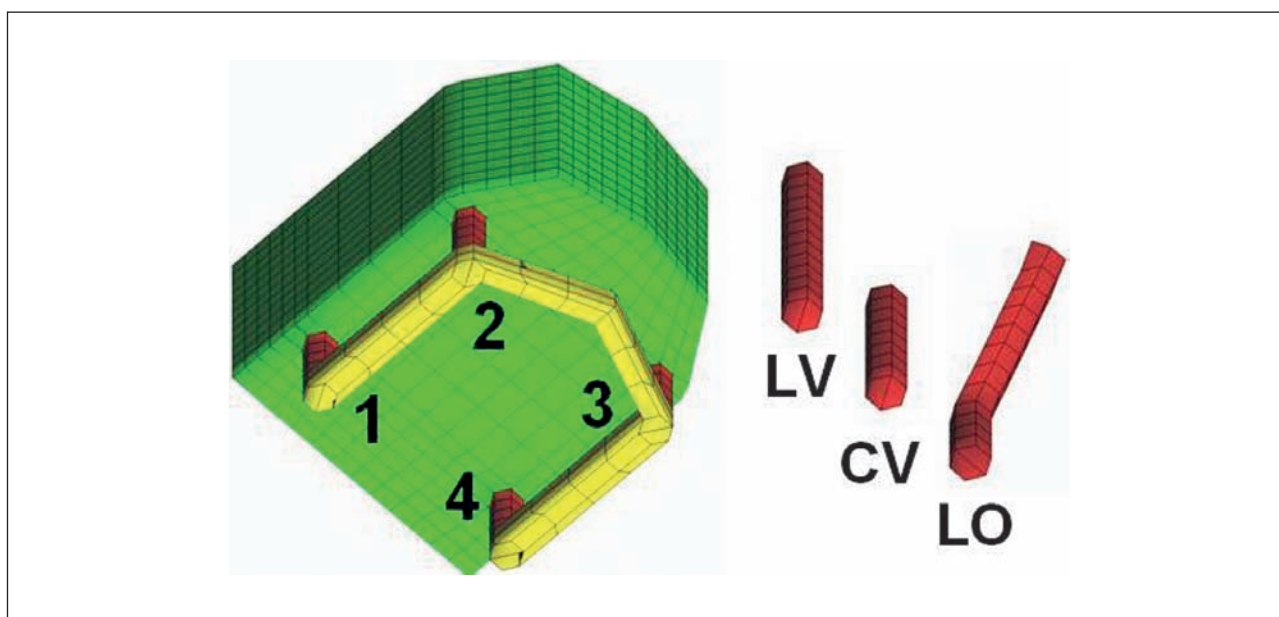


FIG. 11 / Les modèles comprennent successivement en postérieur (sites 1 et 4) des piles longues verticales (LV), courtes verticales (CV) et longues obliques (LO). En antérieur (sites 2 et 3), les piles sont toujours longues et verticales.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

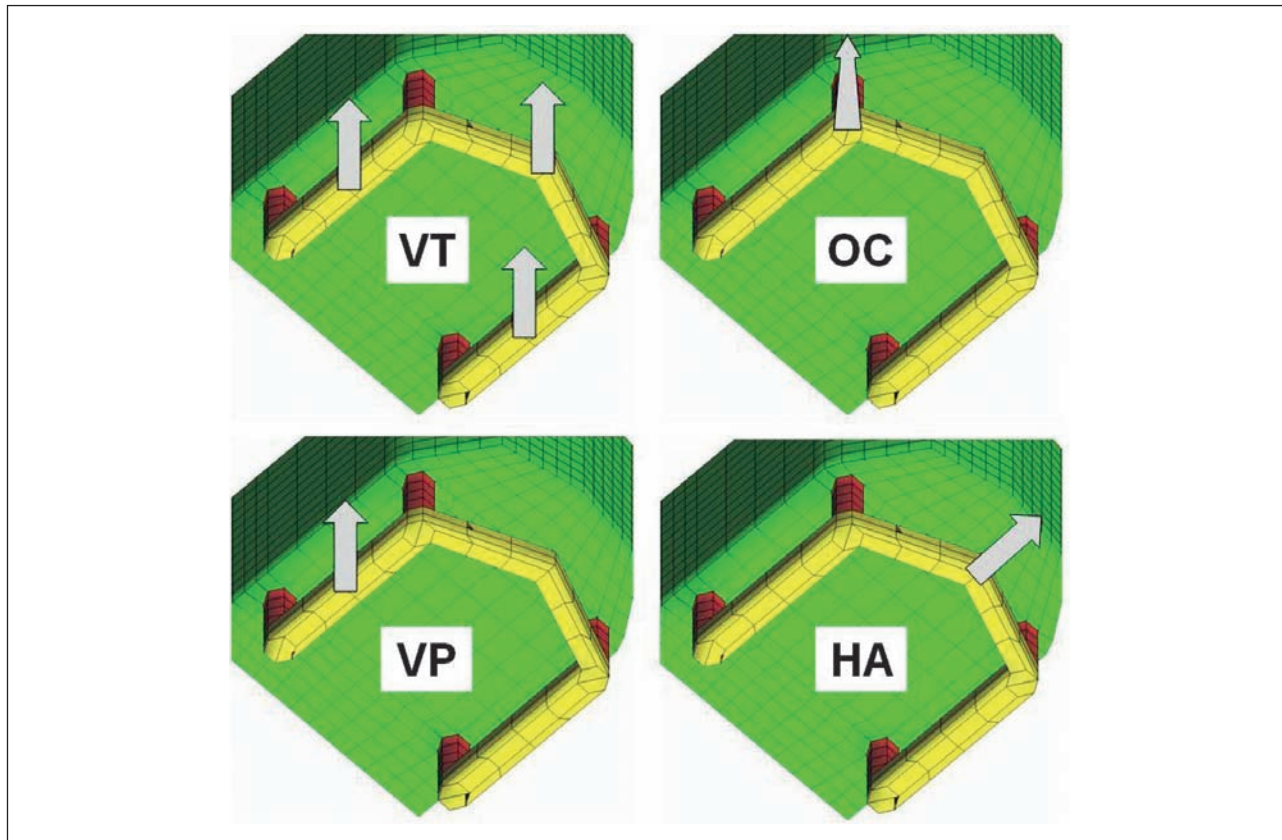


Fig. 12 / Les 3 modèles sont soumis à diverses forces de 100 N (VT : verticales en tripode, VP : verticale postérieure, OC : oblique au niveau canin, HA : horizontale antérieure).

de plages colorées. Les couleurs chaudes (rouge, orange) caractérisent les déformations les plus grandes. Le jaune et le vert se succèdent jusqu'au blanc qui correspond à des déformations négligeables. Pour information, l'échelle de contraintes (exprimée en MPa) correspondant au code couleur est affichée en légende des figures. Les contraintes maximales observées au col des piles et au niveau des alvéoles osseuses sont relevées sous forme d'histogramme. Les déplacements des piles sont également rapportés.

RÉSULTATS

Ces expérimentations étudient l'intérêt biomécanique d'implants courts ou obliques dans le cadre de restauration prothétique maxillaire supportée par 4 implants. Les implants longs verticaux en situation postérieure servent de référence (comblement de sinus).

La première expérimentation consiste à appliquer sur la poutre centralement en antérieur et bilatéralement en postérieur des charges verticales de 100 N (Fig. 13 à 16). La localisation des contraintes maximales, quelle que soit l'expérimentation, est en cervicale des piles, un peu en deçà de la surface osseuse.

Lorsque les piles postérieures sont verticales, les contraintes au sein de piles antérieures sont très supérieures (+ 98 % en moyenne) à celles des piles postérieures. En revanche, lorsque les piles postérieures sont obliques, ces valeurs sont plus homogènes (50 MPa en moyenne).

Lorsque les piles postérieures sont verticales, les contraintes osseuses sont plus importantes en antérieur (+ 94 %) qu'en postérieur (14 MPa). En revanche, lorsque les piles postérieures sont obliques, ces valeurs augmentent de 13 % en moyenne.

Par ailleurs, les piles antérieures se déplacent plus que les postérieures (+ 47 % en moyenne), et la

Application de forces verticales en tripode

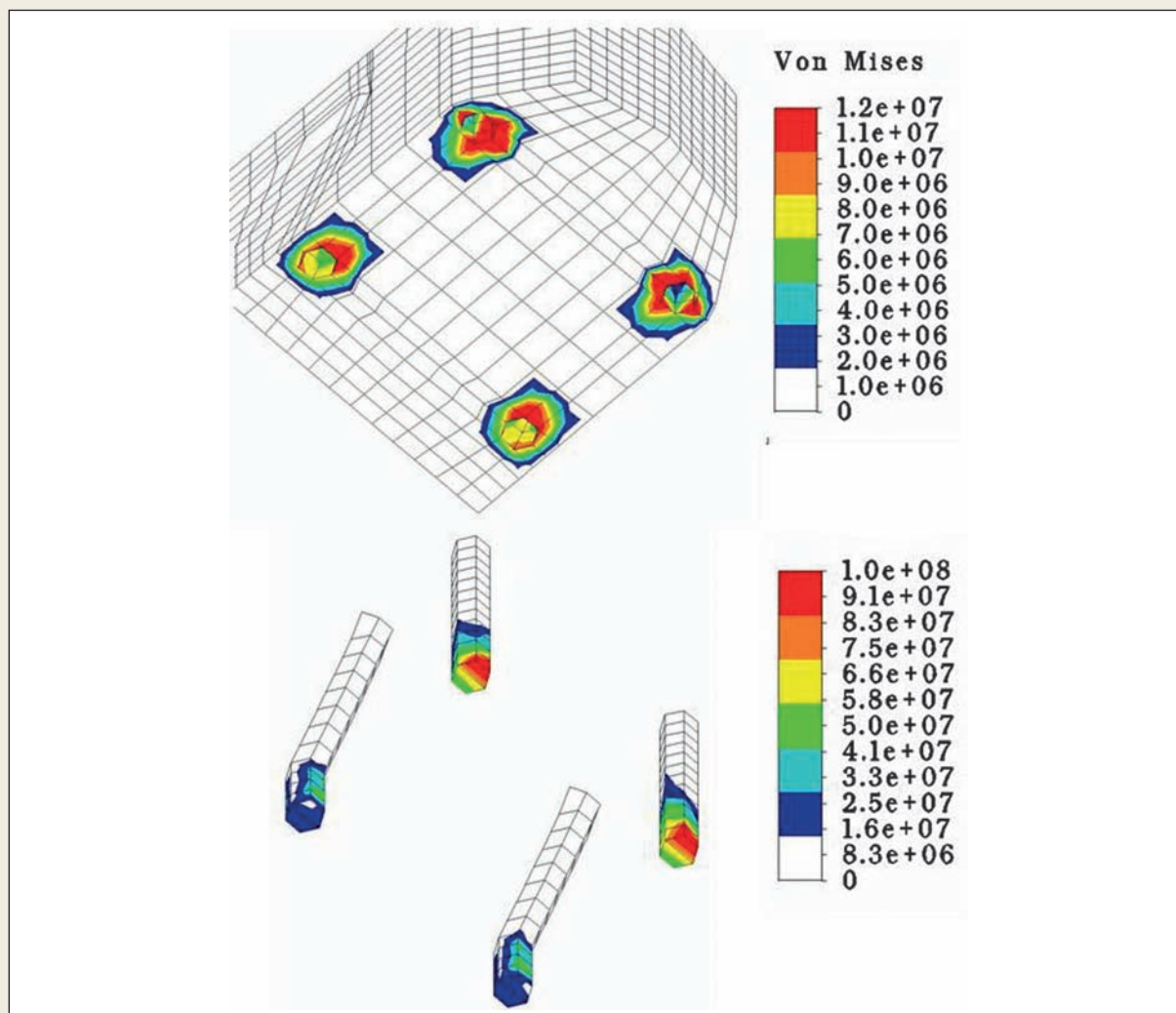


FIG. 13 / Distribution des contraintes dans les piles et les alvéoles.

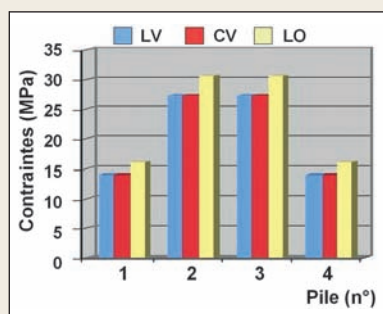


FIG. 14 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

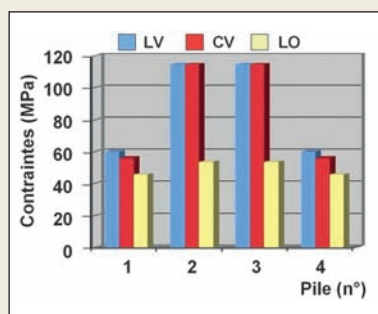


FIG. 15 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

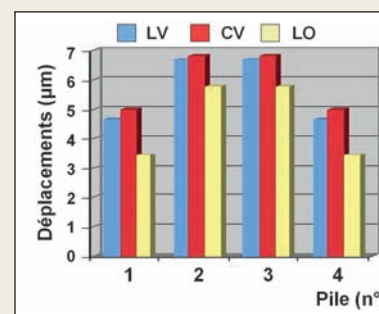


FIG. 16 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

configuration LO entraîne une diminution des déplacements de -22 % en moyenne. La pile CV se déplace légèrement plus que la LV (pile 1) tandis qu'elle est soumise à un peu moins de contraintes au sein de la pile.

Ainsi, la longueur des implants postérieurs n'est pas un facteur d'influence dominant. Les piles obliques postérieures diminuent beaucoup les contraintes antérieures et légèrement les déplacements, au prix d'une légère augmentation des contraintes osseuses. Afin de mieux isoler le rôle d'une charge verticale postérieure, l'expérience a été répétée en ne laissant qu'une charge postérieure unilatérale.

Une force axiale unilatérale postérieure de 100 N est appliquée sur la travée entre les piles 1 et 2 (Fig. 17 à 19). Les contraintes du côté de la charge sont comparables à celles précédemment décrites en postérieur. Les contraintes côté non chargées sont quasiment nulles. Les déplacements décroissent de la pile 1 à la pile 4. Les contraintes de la pile 1 CV sont très légèrement inférieures à celles de la pile LV.

Les observations précédemment décrites sont maintenues. Les contraintes et déplacements relevés en postérieur lors de l'exercice de charges en tripode viennent essentiellement de la charge la plus proche de la pile. Les forces verticales sont plus fréquentes en postérieur, mais les forces obliques sont réputées

pour être plus néfastes en termes de contraintes et de déplacements. Que se passerait-il en cas de guidage canin ou antérieur ?

Une charge oblique unilatérale mimant une fonction canine est alors appliquée aux modèles (Fig. 20 à 22). Par rapport à un maxillaire édenté, cette charge est oblique en haut et en dehors et appliquée en place de canine, c'est-à-dire au niveau de la pile 2.

Les contraintes relevées au col de la pile 2, point d'application de la force, diminuent de -32 % lorsque les piles postérieures sont obliques. Aucune différence importante n'est visible entre les 3 modèles concernant les déplacements et les contraintes osseuses.

La pile 1 CV est soumise à moins de contraintes osseuses que la LV, mais à un peu plus de contraintes au sein même de la pile. Elle se déplace toujours plus que LV.

Une force horizontale centrale antérieure mimant la propulsion est appliquée aux modèles (Fig. 23 à 25).

Les résultats montrent que lorsque les piles postérieures sont obliques, les contraintes antérieures diminuent d'environ 27 %. En revanche, la diminution de longueur des piles postérieures ne modifie pas ces valeurs.

L'inclinaison des piles postérieures augmente la valeur des contraintes osseuses mesurées. En postérieur, la configuration LO augmente les contraintes de +27,5 %

Application d'une force verticale unilatérale postérieure

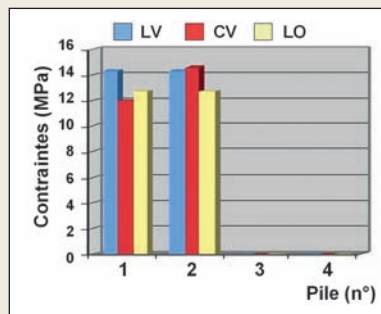


Fig. 17 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

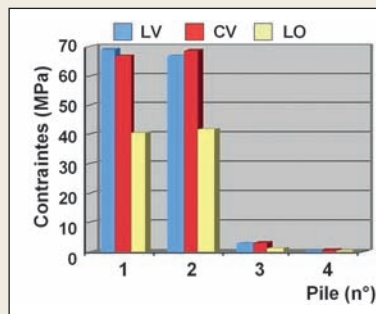


Fig. 18 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

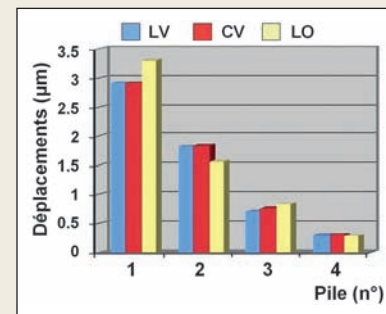


Fig. 19 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

Application d'une force oblique unilatérale

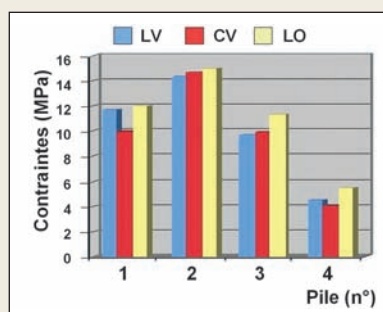


Fig. 20 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

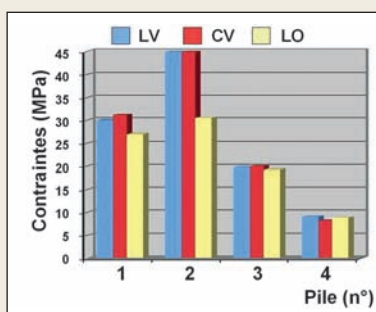


Fig. 21 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

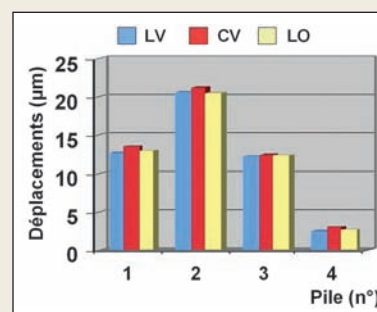


Fig. 22 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

Application d'une force horizontale antérieure

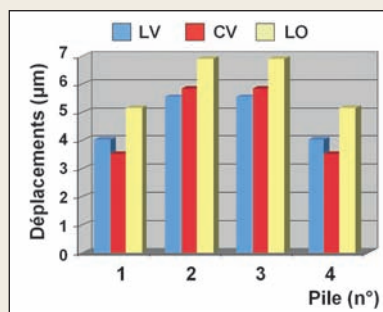


Fig. 23 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

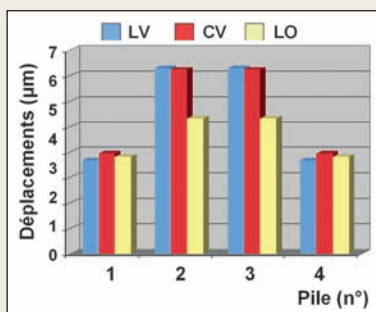


Fig. 24 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

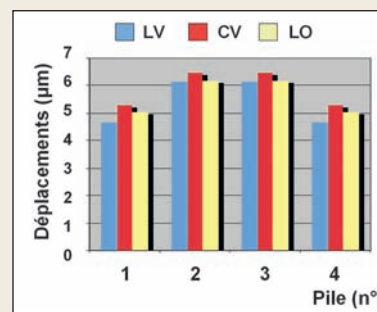


Fig. 25 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

par rapport aux CV, et de + 45 % par rapport aux LV. Pour les piles antérieures, ces valeurs augmentent respectivement de + 18 % et + 24,3 %. La pile 1 CV est sujette à plus de contraintes internes, mais à moins de contraintes osseuses, et se déplace plus que la LV. Il n'y a que peu de différences en termes de déplacements et de contraintes entre les implants verticaux longs et courts. Les piles obliques diminuent nettement les contraintes au sein des piles, et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses.

DISCUSSION

Cette étude avait pour objectif de déterminer l'intérêt d'utiliser des implants courts ou inclinés pour éviter un comblement de sinus. Selon nos résultats, il semble que les contraintes et déplacements observés avec implants verticaux longs et courts soient comparables, ce qui plaide cliniquement en faveur des implants courts. Par ailleurs, les implants inclinés semblent plus intéressants pour diminuer les contraintes implantaires.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

LIMITES DE LA MEF

La méthode des éléments finis a prouvé être un outil précis et commode lorsqu'il s'agit d'étudier le comportement mécanique des implants^[21]. Les modèles peuvent être facilement modifiés pour s'adapter à des hypothèses variées. Le programme utilisé dans cette étude a toutefois un certain nombre de limites à cause des approximations irréalistes, utilisées lors de la caractérisation des matériaux. Cette étude statique repose sur l'homogénéité, l'élasticité linéaire et l'isotropie de l'os et du titane ; elle ne tient pas compte de la fatigue des matériaux soumis à des forces répétées et aussi complexes que les forces masticatoires. De plus, cette méthode considère la liaison de l'os et de l'implant comme étant parfaite. En réalité, les forces de mastication sont dynamiques et obliques, et la liaison os/implant est tout aussi dynamique. Par conséquent, il est très difficile de reproduire tous les détails du comportement naturel. La MEF ne peut déterminer les critères acceptables de contraintes, mais permet de comparer différents modèles et de quantifier le risque relatif de chacun d'entre eux. Dans cette étude préliminaire, des piles et des poutres parallélépipédiques sont utilisées pour mimer le comportement d'implants dentaires reliés par une infrastructure prothétique métallique ; de plus amples travaux sont en cours pour améliorer la correspondance entre théorie et réalité clinique.

Dans la littérature, les contraintes au sein des composants implantaires sont associées aux fractures et dévissages, tandis que les contraintes osseuses sont cliniquement associées aux plages de résorption osseuse^[21]. Les déplacements implantaires peuvent compromettre la stabilité primaire de l'implant.

IMPLANTS COURTS

La définition de l'implant court varie en fonction des auteurs^[22-24]. Selon Renouard et Nissand, l'implant est court lorsque la partie intra-osseuse est inférieure ou égale à 8 mm^[24] et les études cliniques sont loin d'être consensuelles. Les premières associaient les implants courts à davantage d'échecs thérapeutiques^[25-28], mais les suivantes conclurent que la longueur de l'implant n'influençait pas le taux de survie^[19, 29-32].

Quatre facteurs sont suggérés pour expliquer les différences de taux de survie observés^[24, 33, 34] : la stabilité primaire de l'implant, la courbe d'apprentissage du chirurgien, l'état de surface de l'implant et la qualité de l'os. Un protocole chirurgical particulier prenant en compte la densité osseuse et utilisant des implants à surface rugueuse conduit à davantage de succès par une meilleure stabilité primaire. Pour une hauteur supérieure à 6 mm, Renouard et Nissand recommandent d'opter pour l'utilisation d'un implant court^[24].

Les études récentes sur les implants courts placés dans des sites maxillaires fortement résorbés affichent des taux de succès de 95 à 97 %^[19, 35, 36]. S'il est possible d'obtenir une stabilité primaire avec un implant court, placer un implant long présente alors moins d'intérêt. On sait, en effet, grâce à des études en éléments finis^[37-39], que l'essentiel des contraintes masticatoires est concentré au col de l'implant, qu'augmenter le diamètre de l'implant, plus que la longueur, contribue à minimiser ces contraintes ; par ailleurs, l'ancrage bicortical améliore la stabilité primaire grâce à une diminution des déplacements.

IMPLANTS INCLINÉS : LE CONCEPT ALL-ON-FOUR

Maló *et al.* ont obtenu, en 2005, un taux de succès de 97,6 % avec la mise en charge immédiate d'une prothèse supportée par 4 implants maxillaires (All-on-Four, Nobel Biocare)^[18]. Le site du pilier canin permet le placement des implants antérieurs verticaux, et les implants postérieurs sont inclinés de manière à longer la paroi inférieure du sinus et émergent au niveau de la deuxième prémolaire/première molaire. Le faible nombre d'implants autorise une plus grande liberté de placement, une meilleure passivité de l'infrastructure prothétique et une extension prothétique réduite. Selon Mattsson *et al.*, l'inclinaison mésio-distale des implants permet une meilleure stabilité primaire en raison de la longueur majorée des implants utilisés, mais entraîne la découverte de quelques spires en palatin^[40]. La position angulée du col implantaire permet un engagement plus important d'os cortical au niveau crestal^[4]. C'est cette augmentation de stabilité primaire qui permettrait d'envisager un protocole de mise en charge immédiate^[18, 41].

Plusieurs études biomécaniques par MEF ont comparé implants droits et inclinés.

Satoh *et al.* [42] ont comparé par MEF 3D 2 implants parallèles entre eux, avec des implants perpendiculaires à la courbe de Spee (inclinaisons de 10-20°). Ils ont conclu à l'intérêt de l'implant incliné, mais dans leur étude, les implants ne sont pas solidarités et les forces sont orientées dans l'axe de chaque implant. Zampelis *et al.* ont étudié, en 2007, 2 implants reliés entre eux, l'un étant droit ou incliné à 45° et soumis à une force de 50 N [43]. L'utilisation de modèles simplifiés en 2D ne leur permet pas d'appréhender une restauration totale d'arcade, ni les forces obliques latérales. En dépit des nombreuses différences de protocole, les valeurs de contraintes osseuses maximales sont comparables aux nôtres pour les implants droits soumis à une force verticale. En revanche, ils trouvent des valeurs très similaires aux précédentes pour les implants inclinés.

Cette étude mécanique préliminaire par MEF 3D montre une fois de plus que la longueur de l'implant importe peu en termes de contraintes maximales [39]. Par conséquent, un implant court peu se substituer à un implant plus long avec comblement sinusien. Par ailleurs, l'utilisation d'implants inclinés permet de diminuer les contraintes au sein des implants.

CONCLUSION

Les conclusions dérivées de cette étude mécanique préliminaire par MEF 3D sont restreintes aux hypothèses choisies pour la composition du modèle numérique et ses conditions aux limites. Ces résultats préliminaires ne peuvent être transférés à la clinique sans de plus amples analyses, preuves et essais cliniques. Toutefois, la MEF s'attache à l'aspect mécanique d'une structure biologique. Ainsi, les conclusions de cette étude doivent être considérées comme une information mécanique à l'égard des cliniciens. Compte tenu des limites de cette étude, peu de différences en termes de déplacements et de contraintes ont été observées entre les implants verticaux longs et courts. Les implants obliques diminuent nettement les contraintes implantaires, et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses. Ainsi, il semble qu'implants courts et implants incli-

nés soient des options thérapeutiques intéressantes, permettant de s'affranchir d'un comblement sinusien dans le cadre du traitement par prothèse implantoporté d'un maxillaire fortement résorbé. †

ADRESSE DES DISTRIBUTEURS

◉ **BIO-OSS®** - GEISTLICH PHARMA AG - BUSINESS UNIT BIOMATERIALS - Bahnhofstrasse 40 - 6110 Wolhusen - Suisse - Tél. : + (41) 41 492 56 30 - Fax : + (41) 41 492 56 39 - E-mail : biomaterials@geistlich.ch - www.geistlich.com

◉ **MULTIUNIT®** - ALL-ON-FOUR - NOBEL BIOCARE - 80, avenue des Terroirs-de-France - 75607 Paris Cedex 12 - Tél. : 01 53 33 89 10 - Fax : 01 53 33 89 33 - www.nobelbiocare.com

BIBLIOGRAPHIE

1. Fortin Y, Sullivan RM, Rangert BR. The Marius implant bridge: surgical and prosthetic rehabilitation for the completely-edentulous upper jaw with moderate to severe resorption: a 5-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2002;4(2):69-77.
2. Brånemark PI, Svensson B, van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res* 1995;6(4):227-231.
3. Chanavaz M. Maxillary sinus: anatomy, physiology, surgery, and bone grafting related to implantology - Eleven years of surgical experience (1979-1990). *J Oral Implantol* 1990;16(3):199-209.
4. Davarpanah M. Manuel d'implantologie clinique : concepts protocoles et innovations récentes, 2008.
5. Schwartz-Arad D, Herzberg R, Dolev E. The prevalence of surgical complications of the sinus graft procedure and their impact on implant survival. *J Periodontol* 2004;75(4):511-516.
6. Misch CM, Misch CE, Resnik RR, Ismail YH, Appel B. Post-operative maxillary cyst associated with a maxillary sinus elevation procedure: a case report. *J Oral Implantol* 1991;17(4):432-437.
7. Lockhart R, Ceccaldi J, Bertrand JC. Postoperative maxillary cyst following sinus bone graft: report of a case. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(4):583-586.
8. Summers RB. A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. *Compendium* 1994;15(2):152, 154-156, 158 passim; quiz 162.
9. Commissionat Y, Princ G, Poulmaire F, Scortecchi G, Odin G, Berg S. Techniques non invasives d'implantation sous-sinusienne. *Act Odontol Stomatol* 2007;238:119-135.
10. Davarpanah M, Caraman M, Jakubowicz-Kohen B, Kebir-Quelin M, Szmukler-Moncler S. Prosthetic success with a maxillary immediate-loading protocol in the multiple-risk patient. *Int J Periodont Rest Dent* 2007;27(2):161-169.
11. Tulasne JF. Implant treatment of missing posterior dentition. In: Albrektsson J, Zarb GA, eds. The Brånemark osseointegrated implant. Chicago: Quintessence, 1989:103-116.
12. Balshi SF, Wolfinger GJ, Balshi TJ. Analysis of 164 titanium oxide-surface implants in completely-edentulous arches for fixed prosthesis anchorage using the pterygomaxillary region. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(6):946-952.
13. Balshi TJ, Wolfinger GJ. Management of the posterior maxilla in the compromised patient: historical, current, and future perspectives. *Periodontol* 2000 2003;33:67-81.
14. Valeron JF, Valeron PF. Long-term results in placement of screw-type implants in the pterygomaxillary-pyramidal region. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22(2):195-200.
15. Brånemark PI *et al.* Zygoma fixture in the management of advanced atrophy of the maxilla: technique and long-term results. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg* 2004;38(2):70-85.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

16. Aparicio C, Perales P, Rangert B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2001;3(1):39-49.

17. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindstrom H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(3):405-414.

18. Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System implants for completely-edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl 1):S88-94.

19. Renouard F, Nisand D. Short implants in the severely-resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl 1):S104-110.

20. Renouard F. Implants courts versus greffes osseuses sous sinusiennes: étude clinique retrospective. *J Parodont Imp Oral* 2006;25(4):281-287.

21. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2006;9(4):257-270.

22. Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJ, Kuiper C, Raghoobar GM. Implantology and the severely-resorbed edentulous mandible. *Crit Rev Oral Biol Med* 2004;15(4):240-248.

23. Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21(2):275-282.

24. Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Implants Res* 2006;17(Suppl 2):35-51.

25. Bahat O. Treatment planning and placement of implants in the posterior maxillae: report of 732 consecutive Nobelpharma implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(2):151-161.

26. Jemt T, Lekholm U. Implant treatment in edentulous maxillae: a 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(3):303-311.

27. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res* 1992;3(3):104-111.

28. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Brånemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol* 1991;62(1):2-4.

29. Testori T, Wiseman L, Woolfe S, Porter SS. A prospective multicenter clinical study of the Osseotite implant: four-year interim report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(2):193-200.

30. Deporter D, Pilliar RM, Todescan R, Watson P, Pharoah M. Managing the posterior mandible of partially edentulous patients with short, porous-surfaced dental implants: early data from a clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(5):653-658.

31. Friberg B, Grondahl K, Lekholm U, Brånemark PI. Long-term follow-up of severely-atrophic edentulous mandibles reconstructed with short Brånemark implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2(4):184-189.

32. Tawil G, Younan R. Clinical evaluation of short, machined-surface implants followed for 12 to 92 months. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18(6):894-901.

33. Romeo E, Ghisolfi M, Rozza R, Chiapasco M, Lops D. Short (8 mm) dental implants in the rehabilitation of partial and complete edentulism: a 3- to 14-year longitudinal study. *Int J Prosthodont* 2006;19(6):586-592.

34. Anitua E, Orive G, Aguirre JJ, Andia I. Five-year clinical evaluation of short dental implants placed in posterior areas: a retrospective study. *J Periodontol* 2008;79(1):42-48.

35. Maló P, de Araujo Nobre M, Rangert B. Short implants placed one-stage in maxillae and mandibles: a retrospective clinical study with 1 to 9 years of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res* 2007;9(1):15-21.

36. Fugazzotto PA, Beagle JR, Ganeles J, Jaffin R, Vlassis J, Kumar A. Success and failure rates of 9 mm or shorter implants in the replacement of missing maxillary molars when restored with individual crowns:

preliminary results 0 to 84 months in function. A retrospective study. *J Periodontol* 2004;75(2):327-332.

37. Iplikcioglu H, Akca K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent* 2002;30(1):41-46.

38. Georgiopoulos B, Kalioras K, Provatidis C, Manda M, Koidis P. The effects of implant length and diameter prior to and after osseointegration: a 2-D finite element analysis. *J Oral Implantol* 2007;33(5):243-256.

39. Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, Barquins M. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5(4):254-262.

40. Mattsson T, Kondell PA, Gynther GW, Fredholm U, Bolin A. Implant treatment without bone grafting in severely-resorbed edentulous maxillae. *J Oral Maxillofac Surg* 1999;57(3):281-287.

41. Calandriello R, Tomatis M. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla *via* immediate/early function and tilted implants: a prospective 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl.1):S1-12.

42. Satoh T, Maeda Y, Komiyama Y. Biomechanical rationale for intentionally-inclined implants in the posterior mandible using 3D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(4):533-539.

43. Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2007;97(6 Suppl):S35-43.

Adrien Naveau

AHU
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris
71, quai d'Orsay
75007 Paris

Antoine Bouton

Attaché
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris

Erwan Hauchard

DCD
Paris

Henri-Pierre Naveau

DCD
Paris

Michel Barquins

Directeur de Recherche
CNRS-ESPCI, Paris

Laurent Pierrisnard

PU-PH
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris

Référencement bibliographique

Cet article peut être recherché ou cité sous la référence suivante :
Naveau A, Bouton A, Hauchard E, Naveau H.-P., Barquins M, Pierrisnard L. Sinus et prothèse implanto-portée : étude préliminaire par la MEF 3D. *Implant* 2009;15:??-?.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

Le traitement de référence du patient complètement édenté au maxillaire par une prothèse fixée implanto-portée consiste en un bridge supporté par 6 à 8 implants^[1,2]. Après édentation, le maxillaire subit un remodelage essentiellement alvéolaire sous forme d'une résorption verticale et centripète, associée à une pneumatisation^[3,4]. Dans les sites postérieurs, les larges

espaces médullaires et les obstacles sinusiens compliquent le traitement. Classiquement, la greffe sous-sinusienne permet d'augmenter la hauteur d'os (Fig. 1 et 2), mais nécessite un geste chirurgical supplémentaire associé à un risque de complications^[5-7].

En 1994, Summers a décrit les avantages du recours à l'ostéotomie^[8] en présence d'une hauteur d'os de 5 mm minimum et d'un os de faible densité (Fig. 3 et 4).

Pose d'implants associée à une greffe sous-sinusienne



Fig. 1 / Situation initiale : secteur 2 postérieur maxillaire résorbé.



Fig. 2 / Pose de 2 implants associée à un matériaux de comblement (Bio-oss®, Geistlicht Pharma).

Pose d'un implant sous-sinusal après technique de Summers



Fig. 3 / Situation initiale : 15 avec granulome sous-sinusal.



Fig. 4 / Après extraction de la 15 et cicatrisation, une ostéotomie selon Summers a permis la formation d'un dôme osseux autour de l'apex implantaire le jour de la pose.

L'utilisation successive de 5 instruments permet alors d'augmenter la densité osseuse par compaction latérale et apicale de l'os du site choisi. Ainsi, cette technique permet de placer un implant plus long que ce qu'autorise le site non préparé^[9].

D'autres techniques implantaire et prothétiques permettent de s'affranchir du comblement sinusien. L'utilisation d'un cantilever est possible, mais ses limites dans le cas d'une prothèse complète implantoportée sont mal connues. Selon Davarpanah *et al.*^[10], la longueur de l'extension distale envisageable dépend

de la forme de l'arcade et de la distance séparant les 2 implants les plus distaux. Parmi les techniques chirurgicales complexes, il est possible de poser des implants ptérygo-palato-tuberositaires^[11] avec un bon pronostic biomécanique^[12-14] ou des implants zygomatiques^[15] dont la longueur est comprise entre 30 à 50 mm.

Les arguments avancés en faveur de l'inclinaison des implants juxtasinusiens sont l'exploitation maximale du volume osseux disponible^[16,17] et d'os cortical au niveau crestal^[4] (Fig. 5 à 8). Récemment, une

Pose d'implants inclinés pour éviter le sinus



Fig. 5 / Situation initiale : 23 et 25 qui servent de points d'appui pour une restauration plurale fixée dento-portée, ne peuvent être conservées.



Fig. 6 / Pose des implants, dont 1 incliné qui longe la paroi inférieure mésiale du sinus et émerge un peu plus distalement que les racines de 25.



Fig. 7 / Transferts d'empreinte : l'utilisation de piliers Multi-Unit® (Nobel Biocare) de 30° en place de 25 et de 17° en 23 permettent de corriger la divergence des axes implantaires.

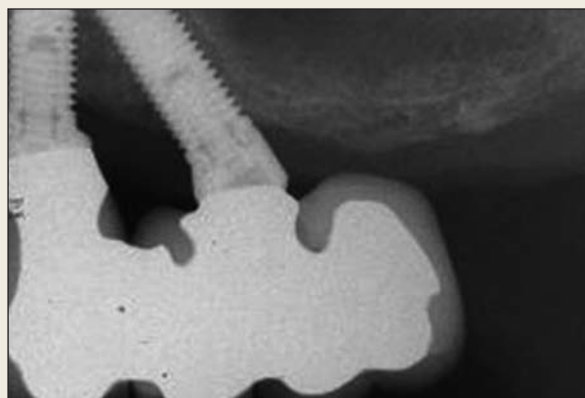


Fig. 8 / Restauration prothétique d'usage avec 26 en extension.

étude de Paolo Maló *et al.* [18] a révélé un taux de succès de 97,6 % pour des mises en charge immédiates de prothèses maxillaires supportées par 4 implants. Par ailleurs, il est possible d'avoir recours à des implants courts (Fig. 9 et 10). Renouard et Nisand ont relevé un taux de succès de 94,6 % pour des implants courts placés dans des sites fortement résorbés [19], et des taux de succès comparables pour les traitements par implants courts et par greffes osseuses sinusiennes par abord latéral [20]. Les auteurs recommandent d'opter pour l'utilisation d'un implant court pour une hauteur supérieure ou égale à 6 mm. L'analyse par la méthode des éléments finis (MEF) est une technique informatique utilisée pour calculer et représenter visuellement les contraintes et déformations au sein d'associations de structures soumises à des charges simulées. Ce calcul requiert la connaissance des propriétés mécaniques des matériaux, telles que le module de Young (E) et le coefficient de Poisson (ν). Cette méthode d'analyse numérique des contraintes est largement utilisée de nos jours pour étudier les problèmes biomécaniques en implantologie dentaire [17]. La plupart des études mécaniques par MEF se penchent sur la distribution des contraintes en fonction de la morphologie implan-

taire, mais très peu se sont intéressées à la disposition géométrique d'implants reliés entre eux. Les alternatives aux procédures d'augmentation osseuse dans le traitement du patient complètement édenté au maxillaire par une prothèse fixée implanto-portée sont nombreuses. Cette expérience préliminaire permet d'évaluer la distribution des contraintes et les déplacements de 4 piles en titane reliées entre elles et enchâssées dans une structure osseuse arquée. Les variables comparées sont la longueur et l'inclinaison des piles postérieures, ainsi que les forces exercées sur la poutre. Le but de cette première étude est d'appréhender le comportement biomécanique d'implants en situation juxtasinusienne.

MATÉRIEL ET MÉTHODES

Le logiciel utilisé dans cette étude est CADSPAP® (CADLM, Gif-sur-Yvette, France), version française de Supersap (Algor® Interactive Systems, Pittsburgh, États-Unis) sur un ordinateur PC compatible. Les matériaux modélisés en 3 dimensions sont admis comme homogènes, isotropes et comme travaillant en élasticité linéaire, c'est-à-dire dans un domaine où les structures reprennent leur géométrie initiale après

Pose d'un implant court sous-sinusien



FIG. 9 / Situation initiale : la 16 a été récemment extraite suite à une fracture.



FIG. 10 / Un implant de 7 mm a été posé.

décharge. Les caractéristiques mécaniques des matériaux sont représentées (TABL. I) par leur module de Young (E) et coefficient de Poisson (ν).

Dans cette étude préliminaire, les implants sont représentés de manière schématique par des piles prenant la forme de prismes droits de section hexagonale. Quatre piles sont enchâssées par leur base dans un maxillaire édenté, représenté par un prisme droit aux propriétés de l'os spongieux ($50 \times 40 \times 15$ mm, soit 2 256 éléments). Le sommet de ces 4 piles supporte une poutre de titane ($94 \times 3 \times 2$ mm, soit 88 éléments) représentant l'armature d'un bridge implanto-porté. L'alvéole osseuse est vide en l'absence de pile. L'intégration des piles en titane/alvéole osseuse est parfaite. Les éléments sont assemblés pour constituer les modèles étudiés (FIG. 11). Toutes les expérimentations comprennent 4 piles : deux

sont enchâssées dans la partie antérieure du maxillaire (piles 2 et 3 en sites canins) et les 2 autres sont dans la partie postérieure du maxillaire (piles 1 et 4 en sites molaires). Les piles antérieures sont invariablement verticales et longues (15×4 mm, dont 10 mm dans l'os, soit 96 éléments). Les caractéristiques des piles postérieures changent à chaque modélisation : longues et verticales (LV, 15×4 mm, dont 10 mm dans l'os), courtes et verticales (CV, 10×4 mm, dont 5 mm dans l'os, soit 80 éléments), et enfin longues et obliques (LO, 18×4 mm, dont 13 mm dans l'os, soit 96 éléments).

Ces 3 modèles sont soumis à diverses forces de 100 N exercées sur la poutre (FIG. 12) : verticales en tripode (VT, entre les piliers, dans la région antérieure centralement et bilatéralement en postérieur), verticale unilatéralement dans la région postérieure (VP), oblique unilatérale au niveau canin (OC, force dirigée en haut et en dehors) et horizontale antérieure (HA, vers l'extérieur).

La distribution et l'intensité des contraintes de von Mises sont calculées et comparées. Le logiciel permet de représenter la localisation des déformations en cisaillement pour chacun des 8 modèles. Les zones d'isodéformations apparaissent sous forme

MATÉRIAUX PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES	TITANE	OS SPONGIEUX
Module de Young (E)	117	1
Coefficient de Poisson (ν)	0,33	0,35

TABL. I / Propriétés mécaniques des matériaux et structures (E en GPa).

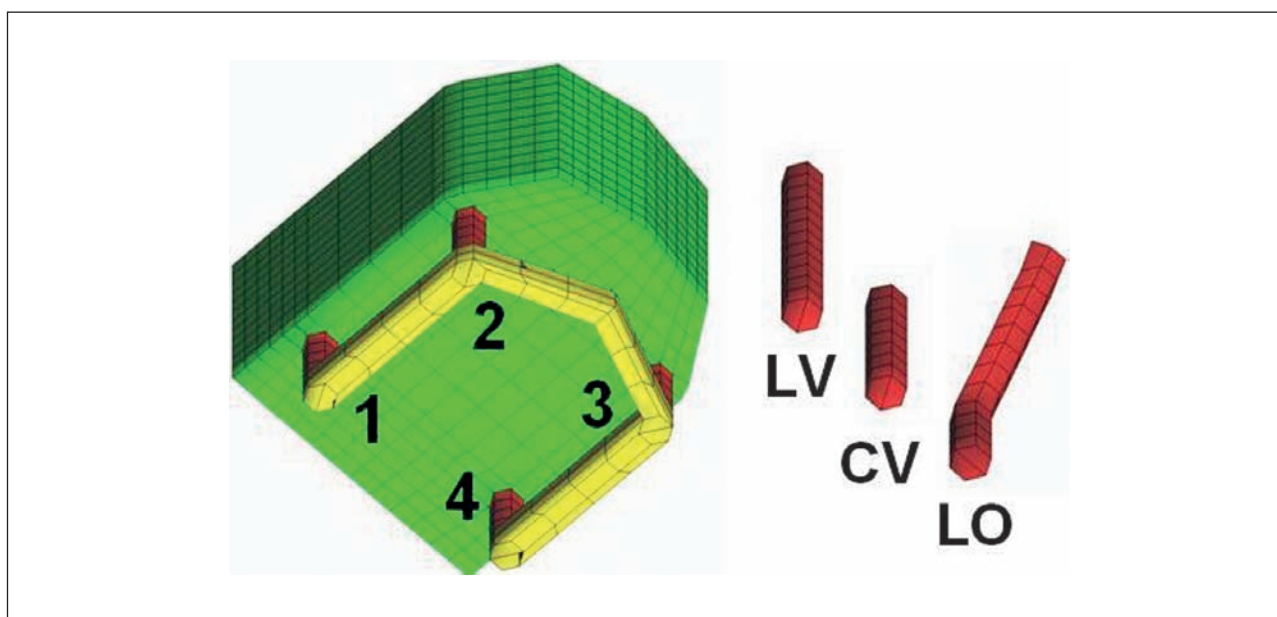


FIG. 11 / Les modèles comprennent successivement en postérieur (sites 1 et 4) des piles longues verticales (LV), courtes verticales (CV) et longues obliques (LO). En antérieur (sites 2 et 3), les piles sont toujours longues et verticales.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

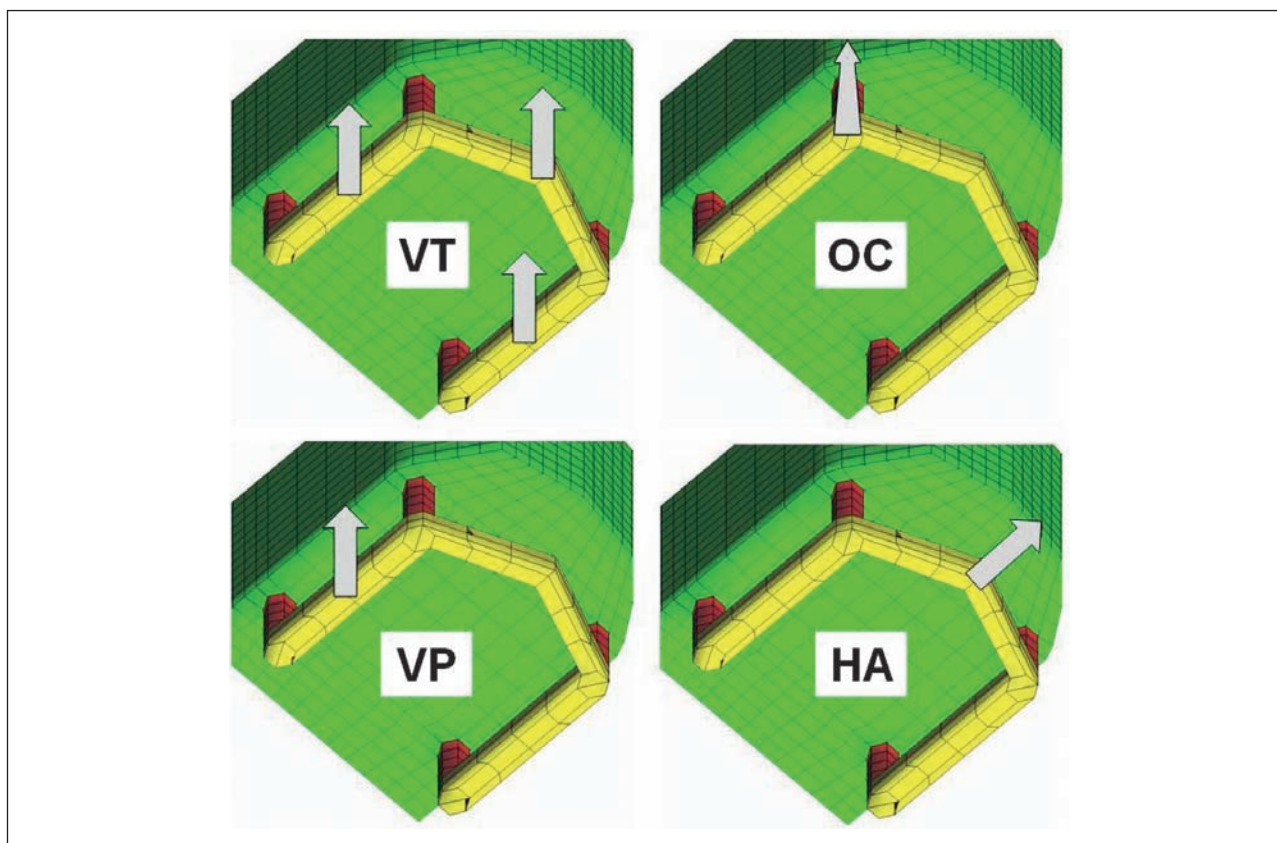


Fig. 12 / Les 3 modèles sont soumis à diverses forces de 100 N (VT : verticales en tripode, VP : verticale postérieure, OC : oblique au niveau canin, HA : horizontale antérieure).

de plages colorées. Les couleurs chaudes (rouge, orange) caractérisent les déformations les plus grandes. Le jaune et le vert se succèdent jusqu'au blanc qui correspond à des déformations négligeables. Pour information, l'échelle de contraintes (exprimée en MPa) correspondant au code couleur est affichée en légende des figures. Les contraintes maximales observées au col des piles et au niveau des alvéoles osseuses sont relevées sous forme d'histogramme. Les déplacements des piles sont également rapportés.

RÉSULTATS

Ces expérimentations étudient l'intérêt biomécanique d'implants courts ou obliques dans le cadre de restauration prothétique maxillaire supportée par 4 implants. Les implants longs verticaux en situation postérieure servent de référence (comblement de sinus).

La première expérimentation consiste à appliquer sur la poutre centralement en antérieur et bilatéralement en postérieur des charges verticales de 100 N (Fig. 13 à 16). La localisation des contraintes maximales, quelle que soit l'expérimentation, est en cervicale des piles, un peu en deçà de la surface osseuse.

Lorsque les piles postérieures sont verticales, les contraintes au sein de piles antérieures sont très supérieures (+ 98 % en moyenne) à celles des piles postérieures. En revanche, lorsque les piles postérieures sont obliques, ces valeurs sont plus homogènes (50 MPa en moyenne).

Lorsque les piles postérieures sont verticales, les contraintes osseuses sont plus importantes en antérieur (+ 94 %) qu'en postérieur (14 MPa). En revanche, lorsque les piles postérieures sont obliques, ces valeurs augmentent de 13 % en moyenne.

Par ailleurs, les piles antérieures se déplacent plus que les postérieures (+ 47 % en moyenne), et la

Application de forces verticales en tripode

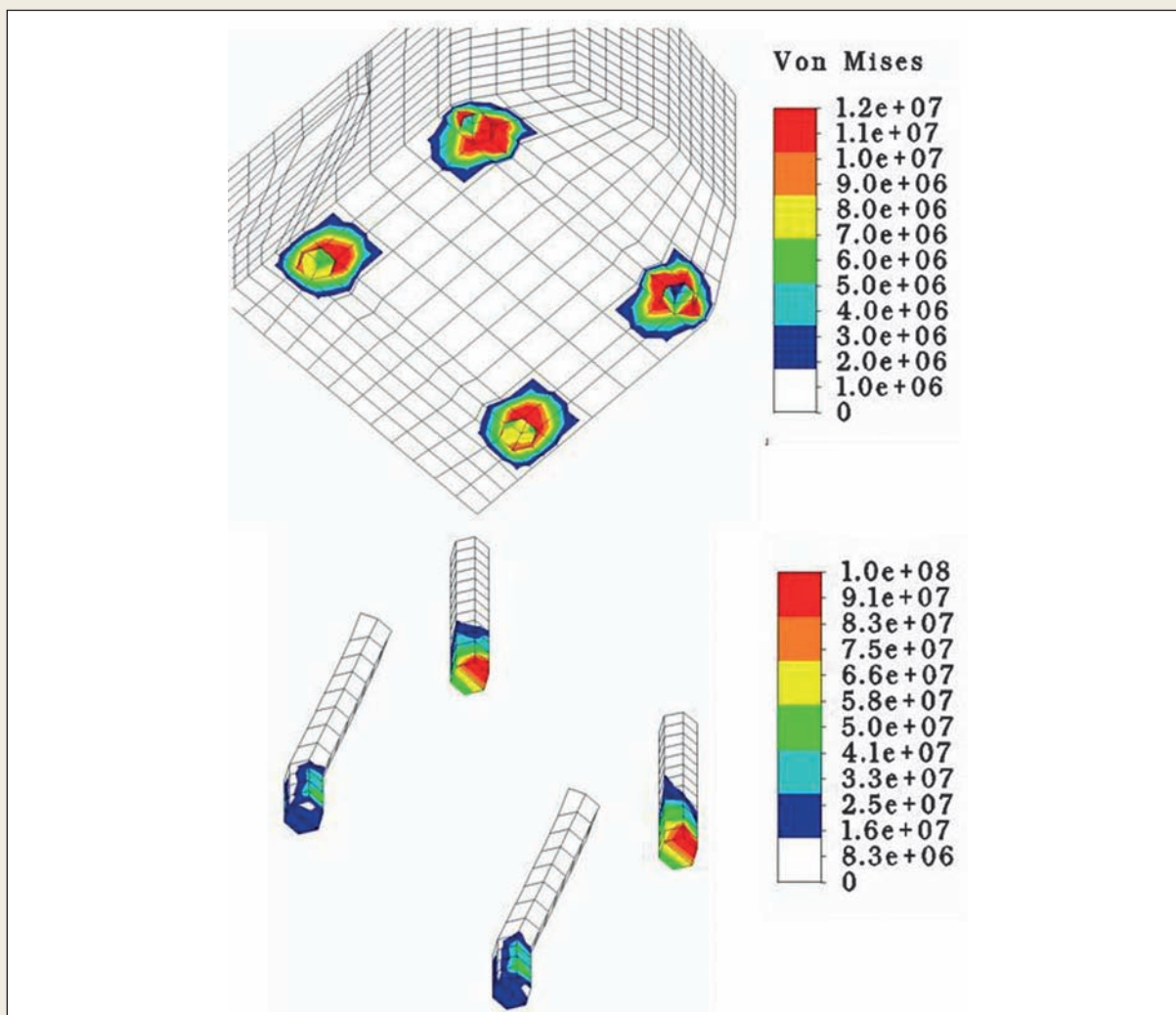


FIG. 13 / Distribution des contraintes dans les piles et les alvéoles.

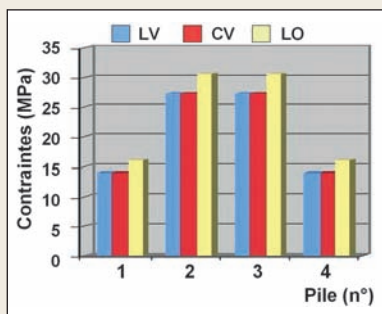


FIG. 14 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

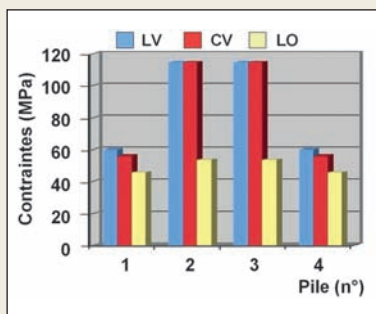


FIG. 15 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

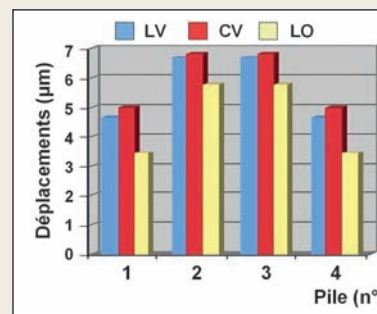


FIG. 16 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

configuration LO entraîne une diminution des déplacements de -22 % en moyenne. La pile CV se déplace légèrement plus que la LV (pile 1) tandis qu'elle est soumise à un peu moins de contraintes au sein de la pile.

Ainsi, la longueur des implants postérieurs n'est pas un facteur d'influence dominant. Les piles obliques postérieures diminuent beaucoup les contraintes antérieures et légèrement les déplacements, au prix d'une légère augmentation des contraintes osseuses. Afin de mieux isoler le rôle d'une charge verticale postérieure, l'expérience a été répétée en ne laissant qu'une charge postérieure unilatérale.

Une force axiale unilatérale postérieure de 100 N est appliquée sur la travée entre les piles 1 et 2 (Fig. 17 à 19). Les contraintes du côté de la charge sont comparables à celles précédemment décrites en postérieur. Les contraintes côté non chargées sont quasiment nulles. Les déplacements décroissent de la pile 1 à la pile 4. Les contraintes de la pile 1 CV sont très légèrement inférieures à celles de la pile LV.

Les observations précédemment décrites sont maintenues. Les contraintes et déplacements relevés en postérieur lors de l'exercice de charges en tripode viennent essentiellement de la charge la plus proche de la pile. Les forces verticales sont plus fréquentes en postérieur, mais les forces obliques sont réputées

pour être plus néfastes en termes de contraintes et de déplacements. Que se passerait-il en cas de guidage canin ou antérieur ?

Une charge oblique unilatérale mimant une fonction canine est alors appliquée aux modèles (Fig. 20 à 22). Par rapport à un maxillaire édenté, cette charge est oblique en haut et en dehors et appliquée en place de canine, c'est-à-dire au niveau de la pile 2.

Les contraintes relevées au col de la pile 2, point d'application de la force, diminuent de -32 % lorsque les piles postérieures sont obliques. Aucune différence importante n'est visible entre les 3 modèles concernant les déplacements et les contraintes osseuses.

La pile 1 CV est soumise à moins de contraintes osseuses que la LV, mais à un peu plus de contraintes au sein même de la pile. Elle se déplace toujours plus que LV.

Une force horizontale centrale antérieure mimant la propulsion est appliquée aux modèles (Fig. 23 à 25).

Les résultats montrent que lorsque les piles postérieures sont obliques, les contraintes antérieures diminuent d'environ 27 %. En revanche, la diminution de longueur des piles postérieures ne modifie pas ces valeurs.

L'inclinaison des piles postérieures augmente la valeur des contraintes osseuses mesurées. En postérieur, la configuration LO augmente les contraintes de +27,5 %

Application d'une force verticale unilatérale postérieure

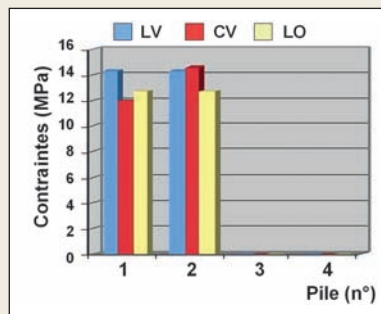


Fig. 17 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

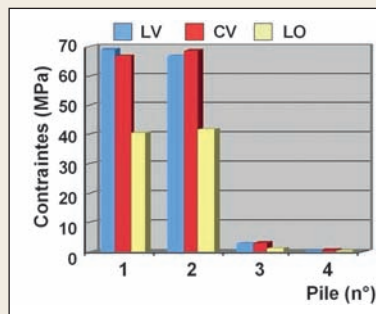


Fig. 18 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

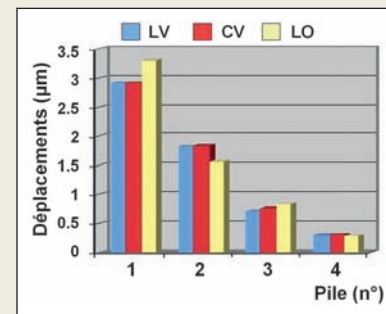


Fig. 19 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

Application d'une force oblique unilatérale

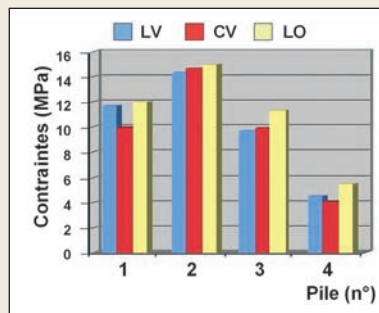


Fig. 20 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

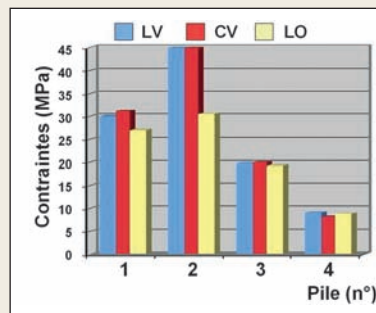


Fig. 21 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

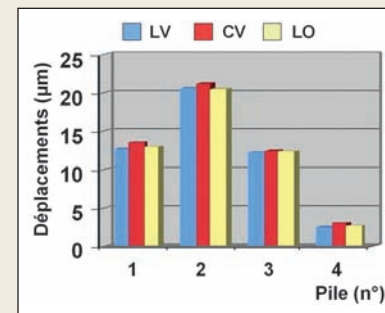


Fig. 22 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

Application d'une force horizontale antérieure

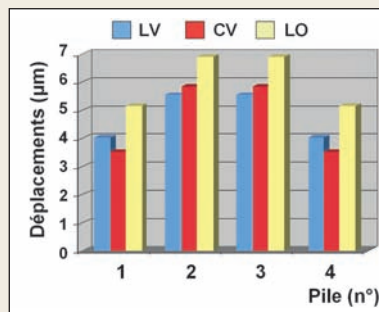


Fig. 23 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

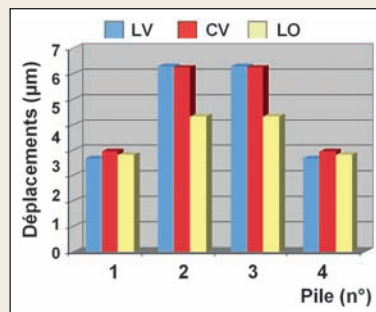


Fig. 24 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

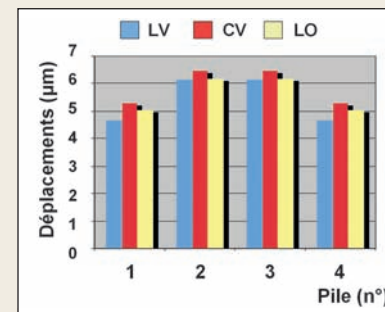


Fig. 25 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

par rapport aux CV, et de + 45 % par rapport aux LV. Pour les piles antérieures, ces valeurs augmentent respectivement de + 18 % et + 24,3 %. La pile 1 CV est sujette à plus de contraintes internes, mais à moins de contraintes osseuses, et se déplace plus que la LV. Il n'y a que peu de différences en termes de déplacements et de contraintes entre les implants verticaux longs et courts. Les piles obliques diminuent nettement les contraintes au sein des piles, et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses.

DISCUSSION

Cette étude avait pour objectif de déterminer l'intérêt d'utiliser des implants courts ou inclinés pour éviter un comblement de sinus. Selon nos résultats, il semble que les contraintes et déplacements observés avec implants verticaux longs et courts soient comparables, ce qui plaide cliniquement en faveur des implants courts. Par ailleurs, les implants inclinés semblent plus intéressants pour diminuer les contraintes implantaires.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

LIMITES DE LA MEF

La méthode des éléments finis a prouvé être un outil précis et commode lorsqu'il s'agit d'étudier le comportement mécanique des implants^[21]. Les modèles peuvent être facilement modifiés pour s'adapter à des hypothèses variées. Le programme utilisé dans cette étude a toutefois un certain nombre de limites à cause des approximations irréalistes, utilisées lors de la caractérisation des matériaux. Cette étude statique repose sur l'homogénéité, l'élasticité linéaire et l'isotropie de l'os et du titane ; elle ne tient pas compte de la fatigue des matériaux soumis à des forces répétées et aussi complexes que les forces masticatoires. De plus, cette méthode considère la liaison de l'os et de l'implant comme étant parfaite. En réalité, les forces de mastication sont dynamiques et obliques, et la liaison os/implant est tout aussi dynamique. Par conséquent, il est très difficile de reproduire tous les détails du comportement naturel. La MEF ne peut déterminer les critères acceptables de contraintes, mais permet de comparer différents modèles et de quantifier le risque relatif de chacun d'entre eux. Dans cette étude préliminaire, des piles et des poutres parallélépipédiques sont utilisées pour mimer le comportement d'implants dentaires reliés par une infrastructure prothétique métallique ; de plus amples travaux sont en cours pour améliorer la correspondance entre théorie et réalité clinique.

Dans la littérature, les contraintes au sein des composants implantaires sont associées aux fractures et dévissages, tandis que les contraintes osseuses sont cliniquement associées aux plages de résorption osseuse^[21]. Les déplacements implantaires peuvent compromettre la stabilité primaire de l'implant.

IMPLANTS COURTS

La définition de l'implant court varie en fonction des auteurs^[22-24]. Selon Renouard et Nissand, l'implant est court lorsque la partie intra-osseuse est inférieure ou égale à 8 mm^[24] et les études cliniques sont loin d'être consensuelles. Les premières associaient les implants courts à davantage d'échecs thérapeutiques^[25-28], mais les suivantes conclurent que la longueur de l'implant n'influençait pas le taux de survie^[19, 29-32].

Quatre facteurs sont suggérés pour expliquer les différences de taux de survie observés^[24, 33, 34] : la stabilité primaire de l'implant, la courbe d'apprentissage du chirurgien, l'état de surface de l'implant et la qualité de l'os. Un protocole chirurgical particulier prenant en compte la densité osseuse et utilisant des implants à surface rugueuse conduit à davantage de succès par une meilleure stabilité primaire. Pour une hauteur supérieure à 6 mm, Renouard et Nissand recommandent d'opter pour l'utilisation d'un implant court^[24].

Les études récentes sur les implants courts placés dans des sites maxillaires fortement résorbés affichent des taux de succès de 95 à 97 %^[19, 35, 36]. S'il est possible d'obtenir une stabilité primaire avec un implant court, placer un implant long présente alors moins d'intérêt. On sait, en effet, grâce à des études en éléments finis^[37-39], que l'essentiel des contraintes masticatoires est concentré au col de l'implant, qu'augmenter le diamètre de l'implant, plus que la longueur, contribue à minimiser ces contraintes ; par ailleurs, l'ancrage bicortical améliore la stabilité primaire grâce à une diminution des déplacements.

IMPLANTS INCLINÉS : LE CONCEPT ALL-ON-FOUR

Maló *et al.* ont obtenu, en 2005, un taux de succès de 97,6 % avec la mise en charge immédiate d'une prothèse supportée par 4 implants maxillaires (All-on-Four, Nobel Biocare)^[18]. Le site du pilier canin permet le placement des implants antérieurs verticaux, et les implants postérieurs sont inclinés de manière à longer la paroi inférieure du sinus et émergent au niveau de la deuxième prémolaire/première molaire. Le faible nombre d'implants autorise une plus grande liberté de placement, une meilleure passivité de l'infrastructure prothétique et une extension prothétique réduite. Selon Mattsson *et al.*, l'inclinaison mésio-distale des implants permet une meilleure stabilité primaire en raison de la longueur majorée des implants utilisés, mais entraîne la découverte de quelques spires en palatin^[40]. La position angulée du col implantaire permet un engagement plus important d'os cortical au niveau crestal^[4]. C'est cette augmentation de stabilité primaire qui permettrait d'envisager un protocole de mise en charge immédiate^[18, 41].

Plusieurs études biomécaniques par MEF ont comparé implants droits et inclinés.

Satoh *et al.* [42] ont comparé par MEF 3D 2 implants parallèles entre eux, avec des implants perpendiculaires à la courbe de Spee (inclinaisons de 10-20°). Ils ont conclu à l'intérêt de l'implant incliné, mais dans leur étude, les implants ne sont pas solidarités et les forces sont orientées dans l'axe de chaque implant. Zampelis *et al.* ont étudié, en 2007, 2 implants reliés entre eux, l'un étant droit ou incliné à 45° et soumis à une force de 50 N [43]. L'utilisation de modèles simplifiés en 2D ne leur permet pas d'appréhender une restauration totale d'arcade, ni les forces obliques latérales. En dépit des nombreuses différences de protocole, les valeurs de contraintes osseuses maximales sont comparables aux nôtres pour les implants droits soumis à une force verticale. En revanche, ils trouvent des valeurs très similaires aux précédentes pour les implants inclinés.

Cette étude mécanique préliminaire par MEF 3D montre une fois de plus que la longueur de l'implant importe peu en termes de contraintes maximales [39]. Par conséquent, un implant court peu se substituer à un implant plus long avec comblement sinusien. Par ailleurs, l'utilisation d'implants inclinés permet de diminuer les contraintes au sein des implants.

CONCLUSION

Les conclusions dérivées de cette étude mécanique préliminaire par MEF 3D sont restreintes aux hypothèses choisies pour la composition du modèle numérique et ses conditions aux limites. Ces résultats préliminaires ne peuvent être transférés à la clinique sans de plus amples analyses, preuves et essais cliniques. Toutefois, la MEF s'attache à l'aspect mécanique d'une structure biologique. Ainsi, les conclusions de cette étude doivent être considérées comme une information mécanique à l'égard des cliniciens. Compte tenu des limites de cette étude, peu de différences en termes de déplacements et de contraintes ont été observées entre les implants verticaux longs et courts. Les implants obliques diminuent nettement les contraintes implantaires, et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses. Ainsi, il semble qu'implants courts et implants incli-

nés soient des options thérapeutiques intéressantes, permettant de s'affranchir d'un comblement sinusien dans le cadre du traitement par prothèse implantoporté d'un maxillaire fortement résorbé. †

ADRESSE DES DISTRIBUTEURS

◉ **BIO-OSS®** - GEISTLICH PHARMA AG - BUSINESS UNIT BIOMATERIALS - Bahnhofstrasse 40 - 6110 Wolhusen - Suisse - Tél. : + (41) 41 492 56 30 - Fax : + (41) 41 492 56 39 - E-mail : biomaterials@geistlich.ch - www.geistlich.com

◉ **MULTIUNIT®** - ALL-ON-FOUR - NOBEL BIO-CARE - 80, avenue des Terroirs-de-France - 75607 Paris Cedex 12 - Tél. : 01 53 33 89 10 - Fax : 01 53 33 89 33 - www.nobelbiocare.com

BIBLIOGRAPHIE

1. Fortin Y, Sullivan RM, Rangert BR. The Marius implant bridge: surgical and prosthetic rehabilitation for the completely-edentulous upper jaw with moderate to severe resorption: a 5-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2002;4(2):69-77.
2. Brånemark PI, Svensson B, van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res* 1995;6(4):227-231.
3. Chanavaz M. Maxillary sinus: anatomy, physiology, surgery, and bone grafting related to implantology - Eleven years of surgical experience (1979-1990). *J Oral Implantol* 1990;16(3):199-209.
4. Davarpanah M. Manuel d'implantologie clinique : concepts protocoles et innovations récentes, 2008.
5. Schwartz-Arad D, Herzberg R, Dolev E. The prevalence of surgical complications of the sinus graft procedure and their impact on implant survival. *J Periodontol* 2004;75(4):511-516.
6. Misch CM, Misch CE, Resnik RR, Ismail YH, Appel B. Post-operative maxillary cyst associated with a maxillary sinus elevation procedure: a case report. *J Oral Implantol* 1991;17(4):432-437.
7. Lockhart R, Ceccaldi J, Bertrand JC. Postoperative maxillary cyst following sinus bone graft: report of a case. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(4):583-586.
8. Summers RB. A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. *Compendium* 1994;15(2):152, 154-156, 158 passim; quiz 162.
9. Commissionat Y, Princ G, Poulmaire F, Scortecchi G, Odin G, Berg S. Techniques non invasives d'implantation sous-sinusienne. *Act Odontol Stomatol* 2007;238:119-135.
10. Davarpanah M, Caraman M, Jakubowicz-Kohen B, Kebir-Quelin M, Szmukler-Moncler S. Prosthetic success with a maxillary immediate-loading protocol in the multiple-risk patient. *Int J Periodont Rest Dent* 2007;27(2):161-169.
11. Tulasne JF. Implant treatment of missing posterior dentition. *In*: Albrektsson J, Zarb GA, eds. The Brånemark osseointegrated implant. Chicago: Quintessence, 1989:103-116.
12. Balshi SF, Wolfinger GJ, Balshi TJ. Analysis of 164 titanium oxide-surface implants in completely-edentulous arches for fixed prosthesis anchorage using the pterygomaxillary region. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(6):946-952.
13. Balshi TJ, Wolfinger GJ. Management of the posterior maxilla in the compromised patient: historical, current, and future perspectives. *Periodontol* 2000 2003;33:67-81.
14. Valeron JF, Valeron PF. Long-term results in placement of screw-type implants in the pterygomaxillary-pyramidal region. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22(2):195-200.
15. Brånemark PI *et al.* Zygoma fixture in the management of advanced atrophy of the maxilla: technique and long-term results. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg* 2004;38(2):70-85.

photo

Sinus et prothèse implanta-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

16. Aparicio C, Perales P, Rangert B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2001;3(1):39-49.

17. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindstrom H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(3):405-414.

18. Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System implants for completely-edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl 1):S88-94.

19. Renouard F, Nisand D. Short implants in the severely-resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl 1):S104-110.

20. Renouard F. Implants courts versus greffes osseuses sous sinusiennes: étude clinique retrospective. *J Parodont Imp Oral* 2006;25(4):281-287.

21. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2006;9(4):257-270.

22. Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJ, Kuiper C, Raghoobar GM. Implantology and the severely-resorbed edentulous mandible. *Crit Rev Oral Biol Med* 2004;15(4):240-248.

23. Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21(2):275-282.

24. Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Implants Res* 2006;17(Suppl 2):35-51.

25. Bahat O. Treatment planning and placement of implants in the posterior maxillae: report of 732 consecutive Nobelpharma implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(2):151-161.

26. Jemt T, Lekholm U. Implant treatment in edentulous maxillae: a 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(3):303-311.

27. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res* 1992;3(3):104-111.

28. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Brånemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol* 1991;62(1):2-4.

29. Testori T, Wiseman L, Woolfe S, Porter SS. A prospective multicenter clinical study of the Osseotite implant: four-year interim report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(2):193-200.

30. Deporter D, Pilliar RM, Todescan R, Watson P, Pharoah M. Managing the posterior mandible of partially edentulous patients with short, porous-surfaced dental implants: early data from a clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(5):653-658.

31. Friberg B, Grondahl K, Lekholm U, Brånemark PI. Long-term follow-up of severely-atrophic edentulous mandibles reconstructed with short Brånemark implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2(4):184-189.

32. Tawil G, Younan R. Clinical evaluation of short, machined-surface implants followed for 12 to 92 months. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18(6):894-901.

33. Romeo E, Ghisolfi M, Rozza R, Chiapasco M, Lops D. Short (8 mm) dental implants in the rehabilitation of partial and complete edentulism: a 3- to 14-year longitudinal study. *Int J Prosthodont* 2006;19(6):586-592.

34. Anitua E, Orive G, Aguirre JJ, Andia I. Five-year clinical evaluation of short dental implants placed in posterior areas: a retrospective study. *J Periodontol* 2008;79(1):42-48.

35. Maló P, de Araujo Nobre M, Rangert B. Short implants placed one-stage in maxillae and mandibles: a retrospective clinical study with 1 to 9 years of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res* 2007;9(1):15-21.

36. Fugazzotto PA, Beagle JR, Ganeles J, Jaffin R, Vlassis J, Kumar A. Success and failure rates of 9 mm or shorter implants in the replacement of missing maxillary molars when restored with individual crowns:

preliminary results 0 to 84 months in function. A retrospective study. *J Periodontol* 2004;75(2):327-332.

37. Iplikcioglu H, Akca K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent* 2002;30(1):41-46.

38. Georgiopoulos B, Kalioras K, Provatidis C, Manda M, Koidis P. The effects of implant length and diameter prior to and after osseointegration: a 2-D finite element analysis. *J Oral Implantol* 2007;33(5):243-256.

39. Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, Barquins M. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5(4):254-262.

40. Mattsson T, Kondell PA, Gynther GW, Fredholm U, Bolin A. Implant treatment without bone grafting in severely-resorbed edentulous maxillae. *J Oral Maxillofac Surg* 1999;57(3):281-287.

41. Calandriello R, Tomatis M. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla *via* immediate/early function and tilted implants: a prospective 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl.1):S1-12.

42. Satoh T, Maeda Y, Komiyama Y. Biomechanical rationale for intentionally-inclined implants in the posterior mandible using 3D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(4):533-539.

43. Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2007;97(6 Suppl):S35-43.

Adrien Naveau

AHU
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris
71, quai d'Orsay
75007 Paris

Antoine Bouton

Attaché
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris

Erwan Hauchard

DCD
Paris

Henri-Pierre Naveau

DCD
Paris

Michel Barquins

Directeur de Recherche
CNRS-ESPCI, Paris

Laurent Pierrisnard

PU-PH
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris

Référencement bibliographique

Cet article peut être recherché ou cité sous la référence suivante :
Naveau A, Bouton A, Hauchard E, Naveau H.-P., Barquins M, Pierrisnard L. Sinus et prothèse implanta-portée : étude préliminaire par la MEF 3D. *Implant* 2009;15:??-?.

photo

RECHERCHE

scientifique

Sinus et prothèse implanto-portée

Étude préliminaire par la MEF 3D

A. NAVEAU
A. BOUTON
E. HAUCHARD
H.-P. NAVEAU
M. BARQUINS
L. PIERRISNARD

RÉSUMÉ L'abord implantaire du patient complètement édenté au maxillaire est compliqué par la faible hauteur d'os due à la résorption verticale et aux obstacles sinusiens des sites postérieurs. Classiquement, la greffe sous-sinusienne permet d'augmenter la hauteur d'os, impliquant un geste chirurgical supplémentaire associé à un risque de complications. L'objectif de cette étude préliminaire est d'évaluer le comportement biomécanique d'implants courts et d'implants inclinés dans les restaurations complètes supportées par 4 implants. Les modèles 3D ont été analysés par la méthode des éléments finis. Quatre « piles » en titane, enchâssées dans une structure osseuse, reliées entre elles par une poutre arquée ont été soumises à diverses forces. Les piles postérieures sont successivement verticales et courtes, inclinées et longues, ou verticales et longues.

Les contraintes maximales osseuses et implantaires sont situées en cervical, un peu en deçà du niveau osseux. Il n'y a que peu de différences en termes de déplacements et de contraintes entre les implants verticaux longs et courts. Les piles obliques diminuent nettement les contraintes au sein des piles et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses.

Compte tenu des limites de cette étude mécanique préliminaire, il semble qu'implants courts et implants inclinés soient des options thérapeutiques intéressantes, permettant de s'affranchir d'un comblement sinusien dans le cadre du traitement par prothèse implanto-portée d'un maxillaire fortement résorbé.

MOTS CLÉS : • Méthode des éléments finis • implant • sinus • contrainte • expérience

SUMMARY *Sinus and implant-supported fixed partial denture: a preliminary 3D-FEA study.* Low alveolar bone height and sinus cavities make difficult the rehabilitation of the edentulous maxilla by four implants-supported restorations. Augmentation therapies can be associated with complications. This preliminary study aims at comparing stresses and displacements in restorations of which posterior implants were short or inclined. Four hexagonal implants embedded in a bony structure were designed by three-dimensional finite element modelling. The core fixed partial denture had titanium properties. Both posterior implants were vertical and long, vertical and short or long and inclined. Occlusal 100 N loads were vertical tripod, vertical unilateral, inner horizontal anterior or inner oblique unilateral on the canine.

Maximal bone and implant stresses were localized in the cervical areas. Biomechanical behaviours of short and long vertical implants were very similar. After a tripod vertical loading, anterior implant stresses were increased only with vertical posterior implants (+ 98 %). Implants' displacements were slightly reduced with inclined ones (average of -22 %). When single loads were applied, these observations were maintained, and inclined implants induced slight bone stresses increase. Inclined implants decreased anterior implants stresses. Short implants had the same behaviour than long ones. Within the limitations of this preliminary mechanical study, short or inclined posterior implants seem of interest in four-implant supported restorations. These options prevent the recourse to a supplementary augmentation procedure.

KEYWORDS : • finite element analysis • implant • sinus • stress • experiment

photo

RECHERCHE

scientifique

Sinus et prothèse implanto-portée

Étude préliminaire par la MEF 3D

A. NAVEAU
A. BOUTON
E. HAUCHARD
H.-P. NAVEAU
M. BARQUINS
L. PIERRISNARD

RÉSUMÉ L'abord implantaire du patient complètement édenté au maxillaire est compliqué par la faible hauteur d'os due à la résorption verticale et aux obstacles sinusiens des sites postérieurs. Classiquement, la greffe sous-sinusienne permet d'augmenter la hauteur d'os, impliquant un geste chirurgical supplémentaire associé à un risque de complications. L'objectif de cette étude préliminaire est d'évaluer le comportement biomécanique d'implants courts et d'implants inclinés dans les restaurations complètes supportées par 4 implants. Les modèles 3D ont été analysés par la méthode des éléments finis. Quatre « piles » en titane, enchâssées dans une structure osseuse, reliées entre elles par une poutre arquée ont été soumises à diverses forces. Les piles postérieures sont successivement verticales et courtes, inclinées et longues, ou verticales et longues.

Les contraintes maximales osseuses et implantaires sont situées en cervical, un peu en deçà du niveau osseux. Il n'y a que peu de différences en termes de déplacements et de contraintes entre les implants verticaux longs et courts. Les piles obliques diminuent nettement les contraintes au sein des piles et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses.

Compte tenu des limites de cette étude mécanique préliminaire, il semble qu'implants courts et implants inclinés soient des options thérapeutiques intéressantes, permettant de s'affranchir d'un comblement sinusien dans le cadre du traitement par prothèse implanto-portée d'un maxillaire fortement résorbé.

MOTS CLÉS : • Méthode des éléments finis • implant • sinus • contrainte • expérience

SUMMARY *Sinus and implant-supported fixed partial denture: a preliminary 3D-FEA study.* Low alveolar bone height and sinus cavities make difficult the rehabilitation of the edentulous maxilla by four implants-supported restorations. Augmentation therapies can be associated with complications. This preliminary study aims at comparing stresses and displacements in restorations of which posterior implants were short or inclined. Four hexagonal implants embedded in a bony structure were designed by three-dimensional finite element modelling. The core fixed partial denture had titanium properties. Both posterior implants were vertical and long, vertical and short or long and inclined. Occlusal 100 N loads were vertical tripod, vertical unilateral, inner horizontal anterior or inner oblique unilateral on the canine.

Maximal bone and implant stresses were localized in the cervical areas. Biomechanical behaviours of short and long vertical implants were very similar. After a tripod vertical loading, anterior implant stresses were increased only with vertical posterior implants (+ 98 %). Implants' displacements were slightly reduced with inclined ones (average of -22 %). When single loads were applied, these observations were maintained, and inclined implants induced slight bone stresses increase. Inclined implants decreased anterior implants stresses. Short implants had the same behaviour than long ones. Within the limitations of this preliminary mechanical study, short or inclined posterior implants seem of interest in four-implant supported restorations. These options prevent the recourse to a supplementary augmentation procedure.

KEYWORDS : • finite element analysis • implant • sinus • stress • experiment

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

Le traitement de référence du patient complètement édenté au maxillaire par une prothèse fixée implanto-portée consiste en un bridge supporté par 6 à 8 implants^[1,2]. Après édentation, le maxillaire subit un remodelage essentiellement alvéolaire sous forme d'une résorption verticale et centripète, associée à une pneumatisation^[3,4]. Dans les sites postérieurs, les larges

espaces médullaires et les obstacles sinusiens compliquent le traitement. Classiquement, la greffe sous-sinusienne permet d'augmenter la hauteur d'os (Fig. 1 et 2), mais nécessite un geste chirurgical supplémentaire associé à un risque de complications^[5-7].

En 1994, Summers a décrit les avantages du recours à l'ostéotomie^[8] en présence d'une hauteur d'os de 5 mm minimum et d'un os de faible densité (Fig. 3 et 4).

Pose d'implants associée à une greffe sous-sinusienne



Fig. 1 / Situation initiale : secteur 2 postérieur maxillaire résorbé.



Fig. 2 / Pose de 2 implants associée à un matériaux de comblement (Bio-oss®, Geistlicht Pharma).

Pose d'un implant sous-sinusal après technique de Summers



Fig. 3 / Situation initiale : 15 avec granulome sous-sinusal.



Fig. 4 / Après extraction de la 15 et cicatrisation, une ostéotomie selon Summers a permis la formation d'un dôme osseux autour de l'apex implantaire le jour de la pose.

L'utilisation successive de 5 instruments permet alors d'augmenter la densité osseuse par compaction latérale et apicale de l'os du site choisi. Ainsi, cette technique permet de placer un implant plus long que ce qu'autorise le site non préparé^[9].

D'autres techniques implantaire et prothétiques permettent de s'affranchir du comblement sinusien. L'utilisation d'un cantilever est possible, mais ses limites dans le cas d'une prothèse complète implantoportée sont mal connues. Selon Davarpanah *et al.*^[10], la longueur de l'extension distale envisageable dépend

de la forme de l'arcade et de la distance séparant les 2 implants les plus distaux. Parmi les techniques chirurgicales complexes, il est possible de poser des implants ptérygo-palato-tuberositaires^[11] avec un bon pronostic biomécanique^[12-14] ou des implants zygomatiques^[15] dont la longueur est comprise entre 30 à 50 mm.

Les arguments avancés en faveur de l'inclinaison des implants juxtasinusiens sont l'exploitation maximale du volume osseux disponible^[16,17] et d'os cortical au niveau crestal^[4] (Fig. 5 à 8). Récemment, une

Pose d'implants inclinés pour éviter le sinus



Fig. 5 / Situation initiale : 23 et 25 qui servent de points d'appui pour une restauration plurale fixée dento-portée, ne peuvent être conservées.



Fig. 6 / Pose des implants, dont 1 incliné qui longe la paroi inférieure mésiale du sinus et émerge un peu plus distalement que les racines de 25.



Fig. 7 / Transferts d'empreinte : l'utilisation de piliers Multi-Unit® (Nobel Biocare) de 30° en place de 25 et de 17° en 23 permettent de corriger la divergence des axes implantaire.

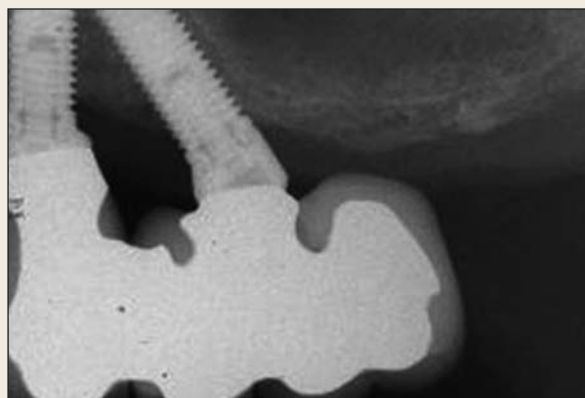


Fig. 8 / Restauration prothétique d'usage avec 26 en extension.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

étude de Paolo Maló *et al.* [18] a révélé un taux de succès de 97,6 % pour des mises en charge immédiates de prothèses maxillaires supportées par 4 implants. Par ailleurs, il est possible d'avoir recours à des implants courts (Fig. 9 et 10). Renouard et Nisand ont relevé un taux de succès de 94,6 % pour des implants courts placés dans des sites fortement résorbés [19], et des taux de succès comparables pour les traitements par implants courts et par greffes osseuses sinusiennes par abord latéral [20]. Les auteurs recommandent d'opter pour l'utilisation d'un implant court pour une hauteur supérieure ou égale à 6 mm. L'analyse par la méthode des éléments finis (MEF) est une technique informatique utilisée pour calculer et représenter visuellement les contraintes et déformations au sein d'associations de structures soumises à des charges simulées. Ce calcul requiert la connaissance des propriétés mécaniques des matériaux, telles que le module de Young (E) et le coefficient de Poisson (ν). Cette méthode d'analyse numérique des contraintes est largement utilisée de nos jours pour étudier les problèmes biomécaniques en implantologie dentaire [17]. La plupart des études mécaniques par MEF se penchent sur la distribution des contraintes en fonction de la morphologie implan-

taire, mais très peu se sont intéressées à la disposition géométrique d'implants reliés entre eux. Les alternatives aux procédures d'augmentation osseuse dans le traitement du patient complètement édenté au maxillaire par une prothèse fixée implanto-portée sont nombreuses. Cette expérience préliminaire permet d'évaluer la distribution des contraintes et les déplacements de 4 piles en titane reliées entre elles et enchâssées dans une structure osseuse arquée. Les variables comparées sont la longueur et l'inclinaison des piles postérieures, ainsi que les forces exercées sur la poutre. Le but de cette première étude est d'appréhender le comportement biomécanique d'implants en situation juxtasinusienne.

MATÉRIEL ET MÉTHODES

Le logiciel utilisé dans cette étude est CADSPAP® (CADLM, Gif-sur-Yvette, France), version française de Supersap (Algor® Interactive Systems, Pittsburgh, États-Unis) sur un ordinateur PC compatible. Les matériaux modélisés en 3 dimensions sont admis comme homogènes, isotropes et comme travaillant en élasticité linéaire, c'est-à-dire dans un domaine où les structures reprennent leur géométrie initiale après

Pose d'un implant court sous-sinusien



FIG. 9 / Situation initiale : la 16 a été récemment extraite suite à une fracture.



FIG. 10 / Un implant de 7 mm a été posé.

décharge. Les caractéristiques mécaniques des matériaux sont représentées (TABL. I) par leur module de Young (E) et coefficient de Poisson (ν).

Dans cette étude préliminaire, les implants sont représentés de manière schématique par des piles prenant la forme de prismes droits de section hexagonale. Quatre piles sont enchâssées par leur base dans un maxillaire édenté, représenté par un prisme droit aux propriétés de l'os spongieux ($50 \times 40 \times 15$ mm, soit 2 256 éléments). Le sommet de ces 4 piles supporte une poutre de titane ($94 \times 3 \times 2$ mm, soit 88 éléments) représentant l'armature d'un bridge implanto-porté. L'alvéole osseuse est vide en l'absence de pile. L'intégration des piles en titane/alvéole osseuse est parfaite. Les éléments sont assemblés pour constituer les modèles étudiés (FIG. 11). Toutes les expérimentations comprennent 4 piles : deux

sont enchâssées dans la partie antérieure du maxillaire (piles 2 et 3 en sites canins) et les 2 autres sont dans la partie postérieure du maxillaire (piles 1 et 4 en sites molaires). Les piles antérieures sont invariablement verticales et longues (15×4 mm, dont 10 mm dans l'os, soit 96 éléments). Les caractéristiques des piles postérieures changent à chaque modélisation : longues et verticales (LV, 15×4 mm, dont 10 mm dans l'os), courtes et verticales (CV, 10×4 mm, dont 5 mm dans l'os, soit 80 éléments), et enfin longues et obliques (LO, 18×4 mm, dont 13 mm dans l'os, soit 96 éléments).

Ces 3 modèles sont soumis à diverses forces de 100 N exercées sur la poutre (FIG. 12) : verticales en tripode (VT, entre les piliers, dans la région antérieure centralement et bilatéralement en postérieur), verticale unilatéralement dans la région postérieure (VP), oblique unilatérale au niveau canin (OC, force dirigée en haut et en dehors) et horizontale antérieure (HA, vers l'extérieur).

La distribution et l'intensité des contraintes de von Mises sont calculées et comparées. Le logiciel permet de représenter la localisation des déformations en cisaillement pour chacun des 8 modèles. Les zones d'isodéformations apparaissent sous forme

MATÉRIAUX PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES	TITANE	OS SPONGIEUX
Module de Young (E)	117	1
Coefficient de Poisson (ν)	0,33	0,35

TABL. I / Propriétés mécaniques des matériaux et structures (E en GPa).

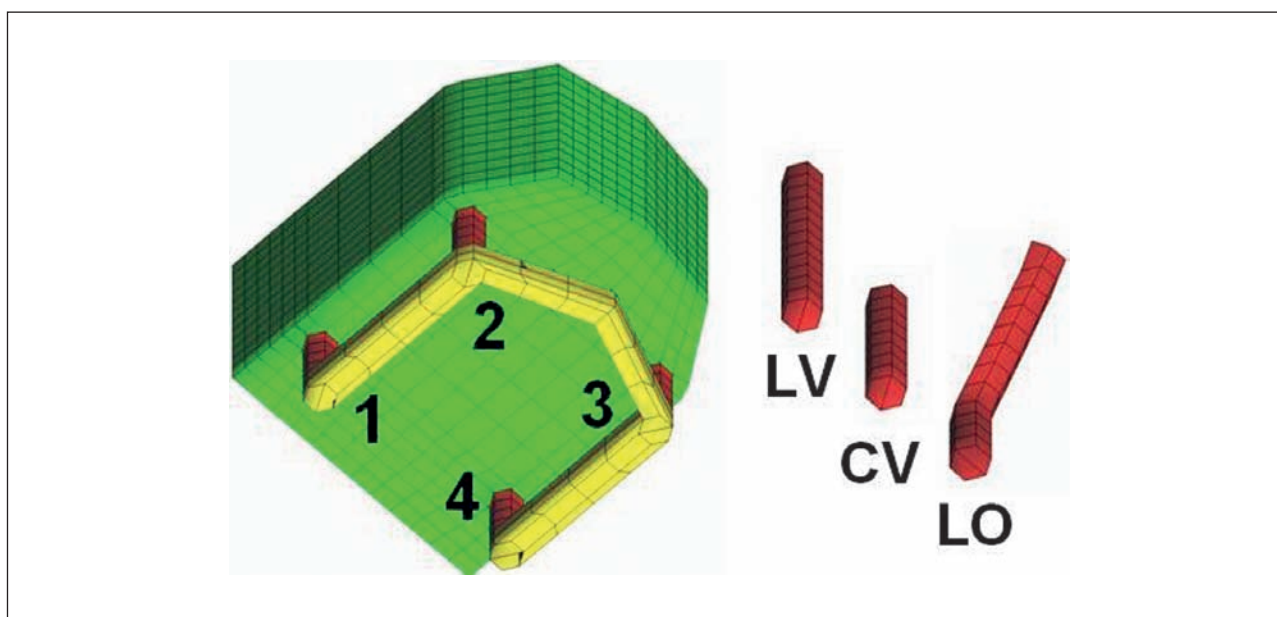


FIG. 11 / Les modèles comprennent successivement en postérieur (sites 1 et 4) des piles longues verticales (LV), courtes verticales (CV) et longues obliques (LO). En antérieur (sites 2 et 3), les piles sont toujours longues et verticales.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

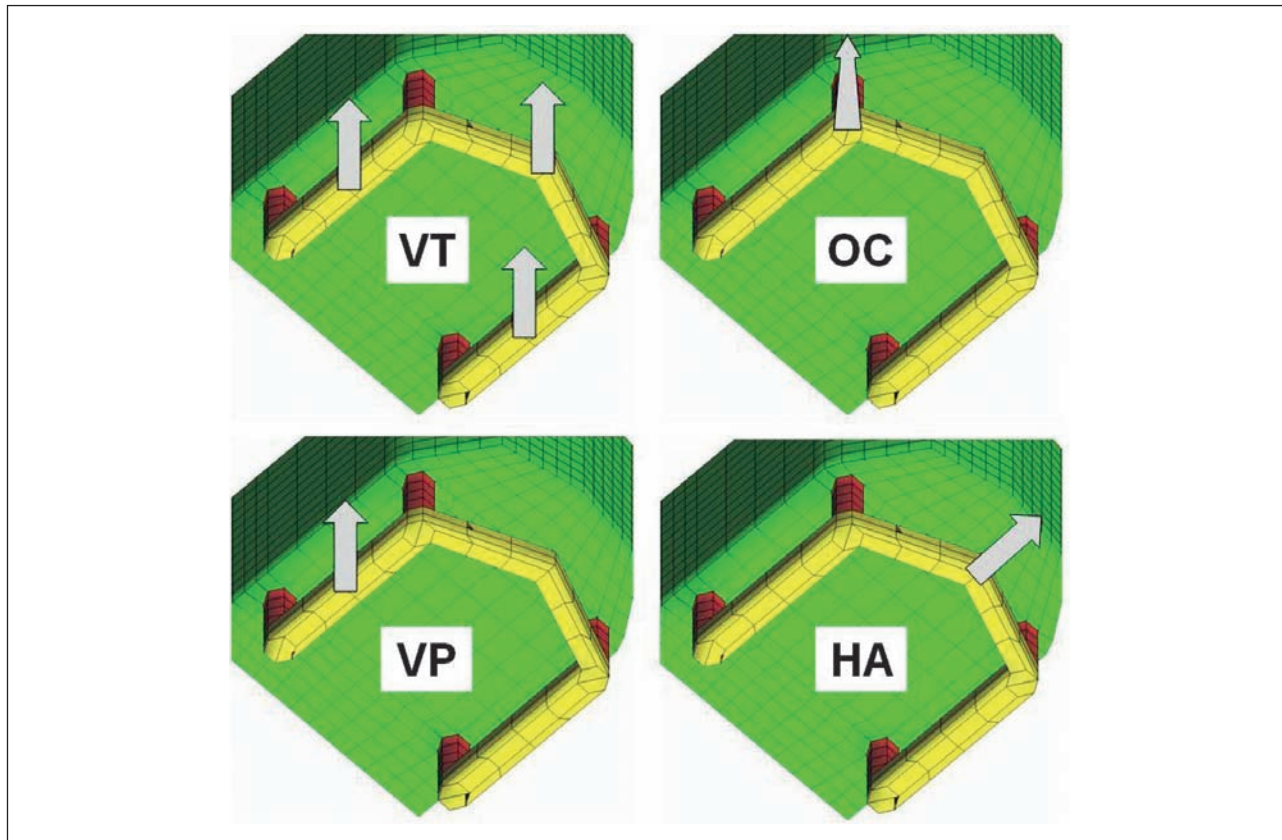


Fig. 12 / Les 3 modèles sont soumis à diverses forces de 100 N (VT : verticales en tripode, VP : verticale postérieure, OC : oblique au niveau canin, HA : horizontale antérieure).

de plages colorées. Les couleurs chaudes (rouge, orange) caractérisent les déformations les plus grandes. Le jaune et le vert se succèdent jusqu'au blanc qui correspond à des déformations négligeables. Pour information, l'échelle de contraintes (exprimée en MPa) correspondant au code couleur est affichée en légende des figures. Les contraintes maximales observées au col des piles et au niveau des alvéoles osseuses sont relevées sous forme d'histogramme. Les déplacements des piles sont également rapportés.

RÉSULTATS

Ces expérimentations étudient l'intérêt biomécanique d'implants courts ou obliques dans le cadre de restauration prothétique maxillaire supportée par 4 implants. Les implants longs verticaux en situation postérieure servent de référence (comblement de sinus).

La première expérimentation consiste à appliquer sur la poutre centralement en antérieur et bilatéralement en postérieur des charges verticales de 100 N (Fig. 13 à 16). La localisation des contraintes maximales, quelle que soit l'expérimentation, est en cervicale des piles, un peu en deçà de la surface osseuse.

Lorsque les piles postérieures sont verticales, les contraintes au sein de piles antérieures sont très supérieures (+ 98 % en moyenne) à celles des piles postérieures. En revanche, lorsque les piles postérieures sont obliques, ces valeurs sont plus homogènes (50 MPa en moyenne).

Lorsque les piles postérieures sont verticales, les contraintes osseuses sont plus importantes en antérieur (+ 94 %) qu'en postérieur (14 MPa). En revanche, lorsque les piles postérieures sont obliques, ces valeurs augmentent de 13 % en moyenne.

Par ailleurs, les piles antérieures se déplacent plus que les postérieures (+ 47 % en moyenne), et la

Application de forces verticales en tripode

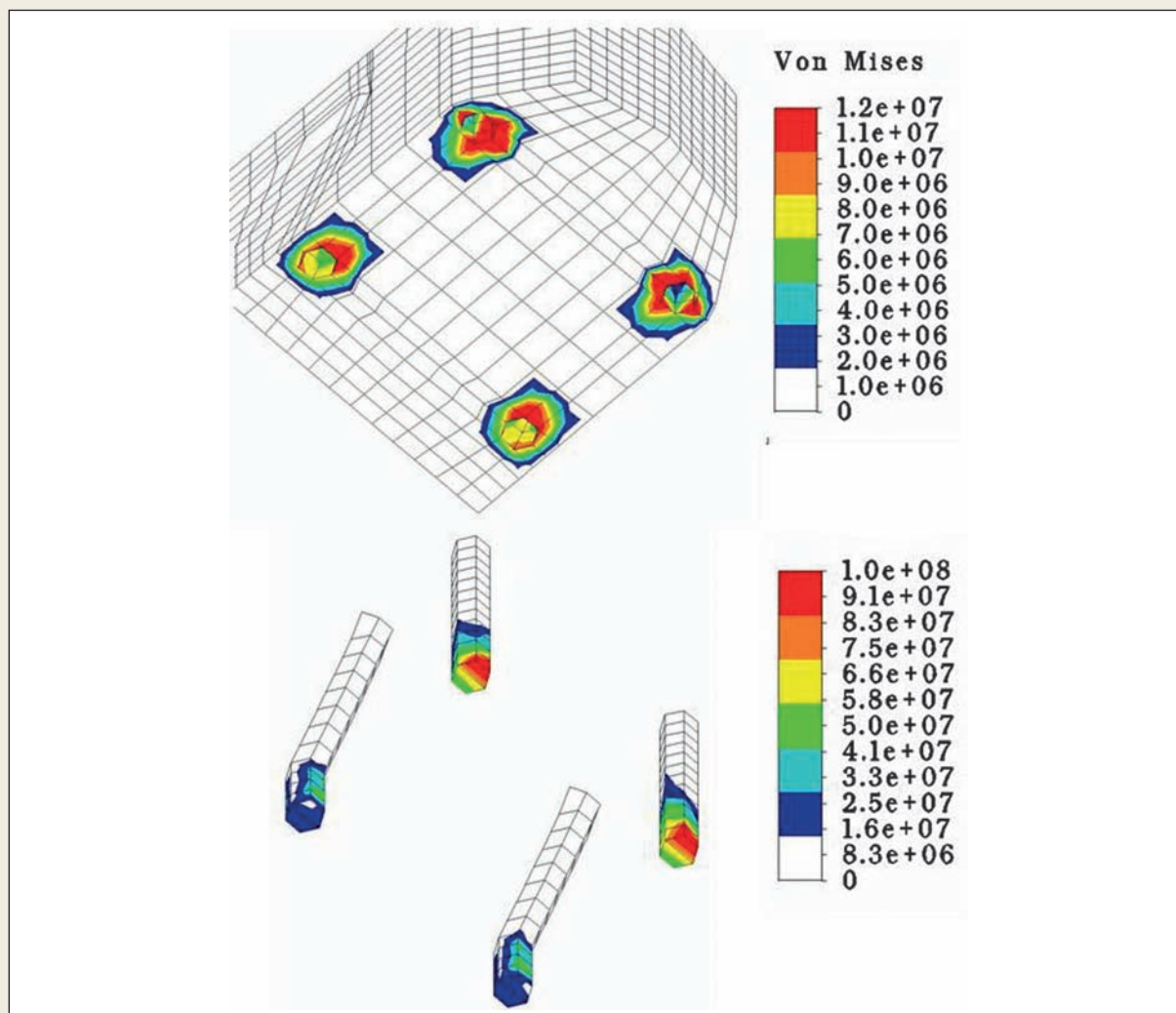


FIG. 13 / Distribution des contraintes dans les piles et les alvéoles.

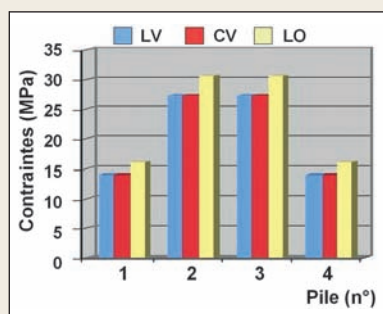


FIG. 14 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

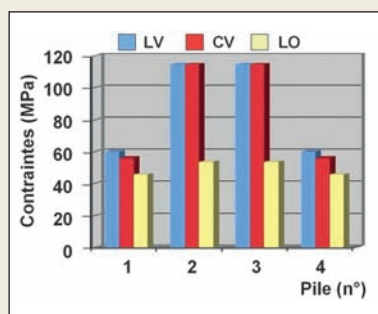


FIG. 15 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

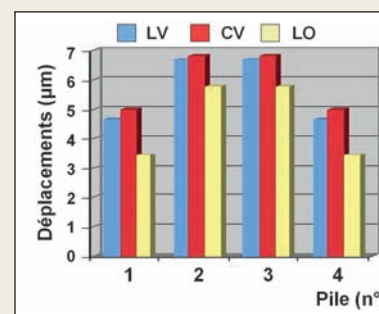


FIG. 16 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

configuration LO entraîne une diminution des déplacements de -22 % en moyenne. La pile CV se déplace légèrement plus que la LV (pile 1) tandis qu'elle est soumise à un peu moins de contraintes au sein de la pile.

Ainsi, la longueur des implants postérieurs n'est pas un facteur d'influence dominant. Les piles obliques postérieures diminuent beaucoup les contraintes antérieures et légèrement les déplacements, au prix d'une légère augmentation des contraintes osseuses. Afin de mieux isoler le rôle d'une charge verticale postérieure, l'expérience a été répétée en ne laissant qu'une charge postérieure unilatérale.

Une force axiale unilatérale postérieure de 100 N est appliquée sur la travée entre les piles 1 et 2 (Fig. 17 à 19). Les contraintes du côté de la charge sont comparables à celles précédemment décrites en postérieur. Les contraintes côté non chargées sont quasiment nulles. Les déplacements décroissent de la pile 1 à la pile 4. Les contraintes de la pile 1 CV sont très légèrement inférieures à celles de la pile LV.

Les observations précédemment décrites sont maintenues. Les contraintes et déplacements relevés en postérieur lors de l'exercice de charges en tripode viennent essentiellement de la charge la plus proche de la pile. Les forces verticales sont plus fréquentes en postérieur, mais les forces obliques sont réputées

pour être plus néfastes en termes de contraintes et de déplacements. Que se passerait-il en cas de guidage canin ou antérieur ?

Une charge oblique unilatérale mimant une fonction canine est alors appliquée aux modèles (Fig. 20 à 22). Par rapport à un maxillaire édenté, cette charge est oblique en haut et en dehors et appliquée en place de canine, c'est-à-dire au niveau de la pile 2.

Les contraintes relevées au col de la pile 2, point d'application de la force, diminuent de -32 % lorsque les piles postérieures sont obliques. Aucune différence importante n'est visible entre les 3 modèles concernant les déplacements et les contraintes osseuses.

La pile 1 CV est soumise à moins de contraintes osseuses que la LV, mais à un peu plus de contraintes au sein même de la pile. Elle se déplace toujours plus que LV.

Une force horizontale centrale antérieure mimant la propulsion est appliquée aux modèles (Fig. 23 à 25).

Les résultats montrent que lorsque les piles postérieures sont obliques, les contraintes antérieures diminuent d'environ 27 %. En revanche, la diminution de longueur des piles postérieures ne modifie pas ces valeurs.

L'inclinaison des piles postérieures augmente la valeur des contraintes osseuses mesurées. En postérieur, la configuration LO augmente les contraintes de +27,5 %

Application d'une force verticale unilatérale postérieure

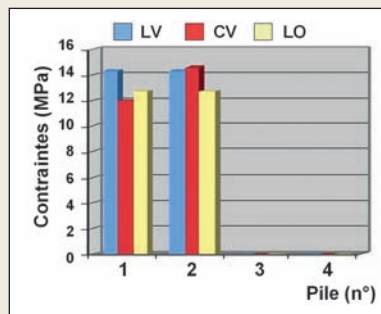


Fig. 17 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

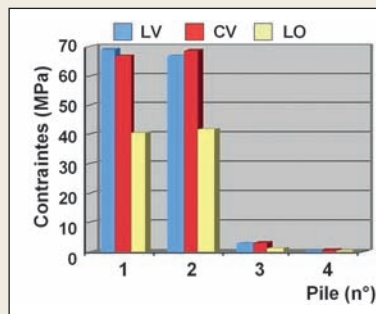


Fig. 18 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

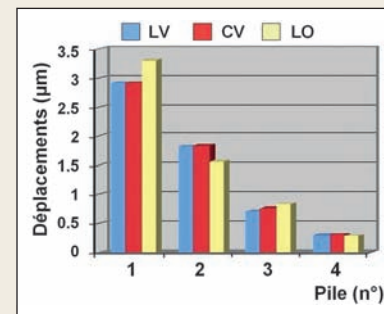


Fig. 19 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

Application d'une force oblique unilatérale

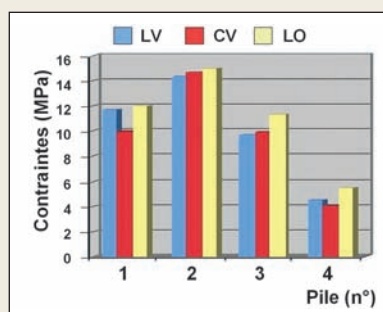


Fig. 20 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

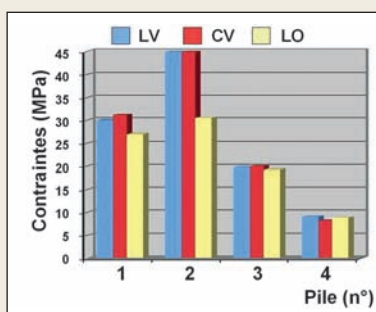


Fig. 21 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

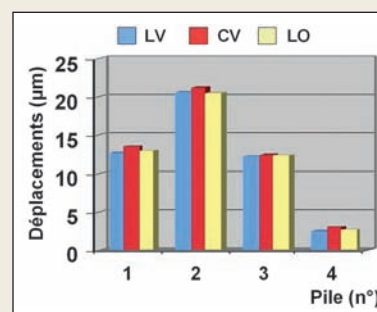


Fig. 22 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

Application d'une force horizontale antérieure

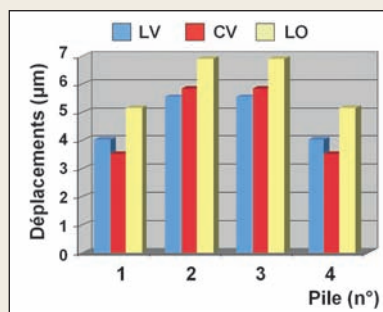


Fig. 23 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

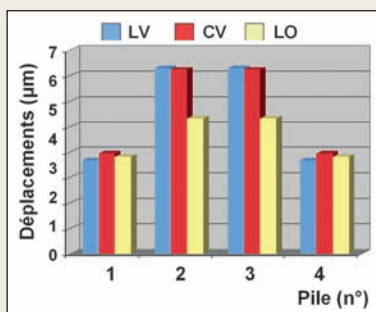


Fig. 24 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

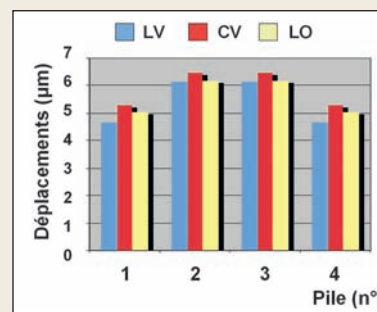


Fig. 25 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

par rapport aux CV, et de + 45 % par rapport aux LV. Pour les piles antérieures, ces valeurs augmentent respectivement de + 18 % et + 24,3 %. La pile 1 CV est sujette à plus de contraintes internes, mais à moins de contraintes osseuses, et se déplace plus que la LV. Il n'y a que peu de différences en termes de déplacements et de contraintes entre les implants verticaux longs et courts. Les piles obliques diminuent nettement les contraintes au sein des piles, et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses.

DISCUSSION

Cette étude avait pour objectif de déterminer l'intérêt d'utiliser des implants courts ou inclinés pour éviter un comblement de sinus. Selon nos résultats, il semble que les contraintes et déplacements observés avec implants verticaux longs et courts soient comparables, ce qui plaide cliniquement en faveur des implants courts. Par ailleurs, les implants inclinés semblent plus intéressants pour diminuer les contraintes implantaires.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

LIMITES DE LA MEF

La méthode des éléments finis a prouvé être un outil précis et commode lorsqu'il s'agit d'étudier le comportement mécanique des implants^[21]. Les modèles peuvent être facilement modifiés pour s'adapter à des hypothèses variées. Le programme utilisé dans cette étude a toutefois un certain nombre de limites à cause des approximations irréalistes, utilisées lors de la caractérisation des matériaux. Cette étude statique repose sur l'homogénéité, l'élasticité linéaire et l'isotropie de l'os et du titane ; elle ne tient pas compte de la fatigue des matériaux soumis à des forces répétées et aussi complexes que les forces masticatoires. De plus, cette méthode considère la liaison de l'os et de l'implant comme étant parfaite. En réalité, les forces de mastication sont dynamiques et obliques, et la liaison os/implant est tout aussi dynamique. Par conséquent, il est très difficile de reproduire tous les détails du comportement naturel. La MEF ne peut déterminer les critères acceptables de contraintes, mais permet de comparer différents modèles et de quantifier le risque relatif de chacun d'entre eux. Dans cette étude préliminaire, des piles et des poutres parallélépipédiques sont utilisées pour mimer le comportement d'implants dentaires reliés par une infrastructure prothétique métallique ; de plus amples travaux sont en cours pour améliorer la correspondance entre théorie et réalité clinique.

Dans la littérature, les contraintes au sein des composants implantaires sont associées aux fractures et dévissages, tandis que les contraintes osseuses sont cliniquement associées aux plages de résorption osseuse^[21]. Les déplacements implantaires peuvent compromettre la stabilité primaire de l'implant.

IMPLANTS COURTS

La définition de l'implant court varie en fonction des auteurs^[22-24]. Selon Renouard et Nissand, l'implant est court lorsque la partie intra-osseuse est inférieure ou égale à 8 mm^[24] et les études cliniques sont loin d'être consensuelles. Les premières associaient les implants courts à davantage d'échecs thérapeutiques^[25-28], mais les suivantes conclurent que la longueur de l'implant n'influait pas le taux de survie^[19, 29-32].

Quatre facteurs sont suggérés pour expliquer les différences de taux de survie observés^[24, 33, 34] : la stabilité primaire de l'implant, la courbe d'apprentissage du chirurgien, l'état de surface de l'implant et la qualité de l'os. Un protocole chirurgical particulier prenant en compte la densité osseuse et utilisant des implants à surface rugueuse conduit à davantage de succès par une meilleure stabilité primaire. Pour une hauteur supérieure à 6 mm, Renouard et Nissand recommandent d'opter pour l'utilisation d'un implant court^[24].

Les études récentes sur les implants courts placés dans des sites maxillaires fortement résorbés affichent des taux de succès de 95 à 97 %^[19, 35, 36]. S'il est possible d'obtenir une stabilité primaire avec un implant court, placer un implant long présente alors moins d'intérêt. On sait, en effet, grâce à des études en éléments finis^[37-39], que l'essentiel des contraintes masticatoires est concentré au col de l'implant, qu'augmenter le diamètre de l'implant, plus que la longueur, contribue à minimiser ces contraintes ; par ailleurs, l'ancrage bicortical améliore la stabilité primaire grâce à une diminution des déplacements.

IMPLANTS INCLINÉS : LE CONCEPT ALL-ON-FOUR

Maló *et al.* ont obtenu, en 2005, un taux de succès de 97,6 % avec la mise en charge immédiate d'une prothèse supportée par 4 implants maxillaires (All-on-Four, Nobel Biocare)^[18]. Le site du pilier canin permet le placement des implants antérieurs verticaux, et les implants postérieurs sont inclinés de manière à longer la paroi inférieure du sinus et émergent au niveau de la deuxième prémolaire/première molaire. Le faible nombre d'implants autorise une plus grande liberté de placement, une meilleure passivité de l'infrastructure prothétique et une extension prothétique réduite. Selon Mattsson *et al.*, l'inclinaison mésio-distale des implants permet une meilleure stabilité primaire en raison de la longueur majorée des implants utilisés, mais entraîne la découverte de quelques spires en palatin^[40]. La position angulée du col implantaire permet un engagement plus important d'os cortical au niveau crestal^[4]. C'est cette augmentation de stabilité primaire qui permettrait d'envisager un protocole de mise en charge immédiate^[18, 41].

Plusieurs études biomécaniques par MEF ont comparé implants droits et inclinés.

Satoh *et al.* [42] ont comparé par MEF 3D 2 implants parallèles entre eux, avec des implants perpendiculaires à la courbe de Spee (inclinaisons de 10-20°). Ils ont conclu à l'intérêt de l'implant incliné, mais dans leur étude, les implants ne sont pas solidarités et les forces sont orientées dans l'axe de chaque implant. Zampelis *et al.* ont étudié, en 2007, 2 implants reliés entre eux, l'un étant droit ou incliné à 45° et soumis à une force de 50 N [43]. L'utilisation de modèles simplifiés en 2D ne leur permet pas d'appréhender une restauration totale d'arcade, ni les forces obliques latérales. En dépit des nombreuses différences de protocole, les valeurs de contraintes osseuses maximales sont comparables aux nôtres pour les implants droits soumis à une force verticale. En revanche, ils trouvent des valeurs très similaires aux précédentes pour les implants inclinés.

Cette étude mécanique préliminaire par MEF 3D montre une fois de plus que la longueur de l'implant importe peu en termes de contraintes maximales [39]. Par conséquent, un implant court peu se substituer à un implant plus long avec comblement sinusien. Par ailleurs, l'utilisation d'implants inclinés permet de diminuer les contraintes au sein des implants.

CONCLUSION

Les conclusions dérivées de cette étude mécanique préliminaire par MEF 3D sont restreintes aux hypothèses choisies pour la composition du modèle numérique et ses conditions aux limites. Ces résultats préliminaires ne peuvent être transférés à la clinique sans de plus amples analyses, preuves et essais cliniques. Toutefois, la MEF s'attache à l'aspect mécanique d'une structure biologique. Ainsi, les conclusions de cette étude doivent être considérées comme une information mécanique à l'égard des cliniciens. Compte tenu des limites de cette étude, peu de différences en termes de déplacements et de contraintes ont été observées entre les implants verticaux longs et courts. Les implants obliques diminuent nettement les contraintes implantaire, et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses. Ainsi, il semble qu'implants courts et implants incli-

nés soient des options thérapeutiques intéressantes, permettant de s'affranchir d'un comblement sinusien dans le cadre du traitement par prothèse implantoporté d'un maxillaire fortement résorbé. †

ADRESSE DES DISTRIBUTEURS

◉ **BIO-OSS®** - GEISTLICH PHARMA AG - BUSINESS UNIT BIOMATERIALS - Bahnhofstrasse 40 - 6110 Wolhusen - Suisse - Tél. : + (41) 41 492 56 30 - Fax : + (41) 41 492 56 39 - E-mail : biomaterials@geistlich.ch - www.geistlich.com

◉ **MULTIUNIT®** - ALL-ON-FOUR - NOBEL BIO-CARE - 80, avenue des Terroirs-de-France - 75607 Paris Cedex 12 - Tél. : 01 53 33 89 10 - Fax : 01 53 33 89 33 - www.nobelbiocare.com

BIBLIOGRAPHIE

1. Fortin Y, Sullivan RM, Rangert BR. The Marius implant bridge: surgical and prosthetic rehabilitation for the completely-edentulous upper jaw with moderate to severe resorption: a 5-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2002;4(2):69-77.
2. Brånemark PI, Svensson B, van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res* 1995;6(4):227-231.
3. Chanavaz M. Maxillary sinus: anatomy, physiology, surgery, and bone grafting related to implantology - Eleven years of surgical experience (1979-1990). *J Oral Implantol* 1990;16(3):199-209.
4. Davarpanah M. Manuel d'implantologie clinique : concepts protocoles et innovations récentes, 2008.
5. Schwartz-Arad D, Herzberg R, Dolev E. The prevalence of surgical complications of the sinus graft procedure and their impact on implant survival. *J Periodontol* 2004;75(4):511-516.
6. Misch CM, Misch CE, Resnik RR, Ismail YH, Appel B. Post-operative maxillary cyst associated with a maxillary sinus elevation procedure: a case report. *J Oral Implantol* 1991;17(4):432-437.
7. Lockhart R, Ceccaldi J, Bertrand JC. Postoperative maxillary cyst following sinus bone graft: report of a case. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(4):583-586.
8. Summers RB. A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. *Compendium* 1994;15(2):152, 154-156, 158 passim; quiz 162.
9. Commissionat Y, Princ G, Poulmaire F, Scortecchi G, Odin G, Berg S. Techniques non invasives d'implantation sous-sinusienne. *Act Odontol Stomatol* 2007;238:119-135.
10. Davarpanah M, Caraman M, Jakubowicz-Kohen B, Kebir-Quelin M, Szmukler-Moncler S. Prosthetic success with a maxillary immediate-loading protocol in the multiple-risk patient. *Int J Periodont Rest Dent* 2007;27(2):161-169.
11. Tulasne JF. Implant treatment of missing posterior dentition. In: Albrektsson J, Zarb GA, eds. *The Brånemark osseointegrated implant*. Chicago: Quintessence, 1989:103-116.
12. Balshi SF, Wolfinger GJ, Balshi TJ. Analysis of 164 titanium oxide-surface implants in completely-edentulous arches for fixed prosthesis anchorage using the pterygomaxillary region. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(6):946-952.
13. Balshi TJ, Wolfinger GJ. Management of the posterior maxilla in the compromised patient: historical, current, and future perspectives. *Periodontol* 2000 2003;33:67-81.
14. Valeron JF, Valeron PF. Long-term results in placement of screw-type implants in the pterygomaxillary-pyramidal region. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22(2):195-200.
15. Brånemark PI *et al.* Zygoma fixture in the management of advanced atrophy of the maxilla: technique and long-term results. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg* 2004;38(2):70-85.

photo

Sinus et prothèse implanta-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

16. Aparicio C, Perales P, Rangert B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2001;3(1):39-49.

17. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindstrom H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(3):405-414.

18. Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System implants for completely-edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl 1):S88-94.

19. Renouard F, Nisand D. Short implants in the severely-resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl 1):S104-110.

20. Renouard F. Implants courts versus greffes osseuses sous sinusiennes: étude clinique retrospective. *J Parodont Imp Oral* 2006;25(4):281-287.

21. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2006;9(4):257-270.

22. Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJ, Kuiper C, Raghoobar GM. Implantology and the severely-resorbed edentulous mandible. *Crit Rev Oral Biol Med* 2004;15(4):240-248.

23. Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21(2):275-282.

24. Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Implants Res* 2006;17(Suppl 2):35-51.

25. Bahat O. Treatment planning and placement of implants in the posterior maxillae: report of 732 consecutive Nobelpharma implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(2):151-161.

26. Jemt T, Lekholm U. Implant treatment in edentulous maxillae: a 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(3):303-311.

27. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res* 1992;3(3):104-111.

28. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Brånemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol* 1991;62(1):2-4.

29. Testori T, Wiseman L, Woolfe S, Porter SS. A prospective multicenter clinical study of the Osseotite implant: four-year interim report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(2):193-200.

30. Deporter D, Pilliar RM, Todescan R, Watson P, Pharoah M. Managing the posterior mandible of partially edentulous patients with short, porous-surfaced dental implants: early data from a clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(5):653-658.

31. Friberg B, Grondahl K, Lekholm U, Brånemark PI. Long-term follow-up of severely-atrophic edentulous mandibles reconstructed with short Brånemark implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2(4):184-189.

32. Tawil G, Younan R. Clinical evaluation of short, machined-surface implants followed for 12 to 92 months. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18(6):894-901.

33. Romeo E, Ghisolfi M, Rozza R, Chiapasco M, Lops D. Short (8 mm) dental implants in the rehabilitation of partial and complete edentulism: a 3- to 14-year longitudinal study. *Int J Prosthodont* 2006;19(6):586-592.

34. Anitua E, Orive G, Aguirre JJ, Andia I. Five-year clinical evaluation of short dental implants placed in posterior areas: a retrospective study. *J Periodontol* 2008;79(1):42-48.

35. Maló P, de Araujo Nobre M, Rangert B. Short implants placed one-stage in maxillae and mandibles: a retrospective clinical study with 1 to 9 years of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res* 2007;9(1):15-21.

36. Fugazzotto PA, Beagle JR, Ganeles J, Jaffin R, Vlassis J, Kumar A. Success and failure rates of 9 mm or shorter implants in the replacement of missing maxillary molars when restored with individual crowns:

preliminary results 0 to 84 months in function. A retrospective study. *J Periodontol* 2004;75(2):327-332.

37. Iplikcioglu H, Akca K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent* 2002;30(1):41-46.

38. Georgiopoulos B, Kalioras K, Provatidis C, Manda M, Koidis P. The effects of implant length and diameter prior to and after osseointegration: a 2-D finite element analysis. *J Oral Implantol* 2007;33(5):243-256.

39. Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, Barquins M. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5(4):254-262.

40. Mattsson T, Kondell PA, Gynther GW, Fredholm U, Bolin A. Implant treatment without bone grafting in severely-resorbed edentulous maxillae. *J Oral Maxillofac Surg* 1999;57(3):281-287.

41. Calandriello R, Tomatis M. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla *via* immediate/early function and tilted implants: a prospective 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl.1):S1-12.

42. Satoh T, Maeda Y, Komiyama Y. Biomechanical rationale for intentionally-inclined implants in the posterior mandible using 3D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(4):533-539.

43. Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2007;97(6 Suppl):S35-43.

Adrien Naveau

AHU
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris
71, quai d'Orsay
75007 Paris

Antoine Bouton

Attaché
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris

Erwan Hauchard

DCD
Paris

Henri-Pierre Naveau

DCD
Paris

Michel Barquins

Directeur de Recherche
CNRS-ESPCI, Paris

Laurent Pierrisnard

PU-PH
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris

Référencement bibliographique

Cet article peut être recherché ou cité sous la référence suivante :
Naveau A, Bouton A, Hauchard E, Naveau H.-P., Barquins M, Pierrisnard L. Sinus et prothèse implanta-portée : étude préliminaire par la MEF 3D. *Implant* 2009;15:??-?.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

Le traitement de référence du patient complètement édenté au maxillaire par une prothèse fixée implanto-portée consiste en un bridge supporté par 6 à 8 implants^[1,2]. Après édentation, le maxillaire subit un remodelage essentiellement alvéolaire sous forme d'une résorption verticale et centripète, associée à une pneumatisation^[3,4]. Dans les sites postérieurs, les larges

espaces médullaires et les obstacles sinusiens compliquent le traitement. Classiquement, la greffe sous-sinusienne permet d'augmenter la hauteur d'os (**Fig. 1 et 2**), mais nécessite un geste chirurgical supplémentaire associé à un risque de complications^[5-7].

En 1994, Summers a décrit les avantages du recours à l'ostéotomie^[8] en présence d'une hauteur d'os de 5 mm minimum et d'un os de faible densité (**Fig. 3 et 4**).

Pose d'implants associée à une greffe sous-sinusienne



Fig. 1 / Situation initiale : secteur 2 postérieur maxillaire résorbé.



Fig. 2 / Pose de 2 implants associée à un matériaux de comblement (Bio-oss®, Geistlicht Pharma).

Pose d'un implant sous-sinusal après technique de Summers



Fig. 3 / Situation initiale : 15 avec granulome sous-sinusal.



Fig. 4 / Après extraction de la 15 et cicatrisation, une ostéotomie selon Summers a permis la formation d'un dôme osseux autour de l'apex implantaire le jour de la pose.

L'utilisation successive de 5 instruments permet alors d'augmenter la densité osseuse par compaction latérale et apicale de l'os du site choisi. Ainsi, cette technique permet de placer un implant plus long que ce qu'autorise le site non préparé^[9].

D'autres techniques implantaire et prothétiques permettent de s'affranchir du comblement sinusien. L'utilisation d'un cantilever est possible, mais ses limites dans le cas d'une prothèse complète implantoportée sont mal connues. Selon Davarpanah *et al.*^[10], la longueur de l'extension distale envisageable dépend

de la forme de l'arcade et de la distance séparant les 2 implants les plus distaux. Parmi les techniques chirurgicales complexes, il est possible de poser des implants ptérygo-palato-tuberositaires^[11] avec un bon pronostic biomécanique^[12-14] ou des implants zygomatiques^[15] dont la longueur est comprise entre 30 à 50 mm.

Les arguments avancés en faveur de l'inclinaison des implants juxtasinusiens sont l'exploitation maximale du volume osseux disponible^[16, 17] et d'os cortical au niveau crestal^[4] (Fig. 5 à 8). Récemment, une

Pose d'implants inclinés pour éviter le sinus



Fig. 5 / Situation initiale : 23 et 25 qui servent de points d'appui pour une restauration plurale fixée dento-portée, ne peuvent être conservées.



Fig. 6 / Pose des implants, dont 1 incliné qui longe la paroi inférieure mésiale du sinus et émerge un peu plus distalement que les racines de 25.



Fig. 7 / Transferts d'empreinte : l'utilisation de piliers Multi-Unit® (Nobel Biocare) de 30° en place de 25 et de 17° en 23 permettent de corriger la divergence des axes implantaire.

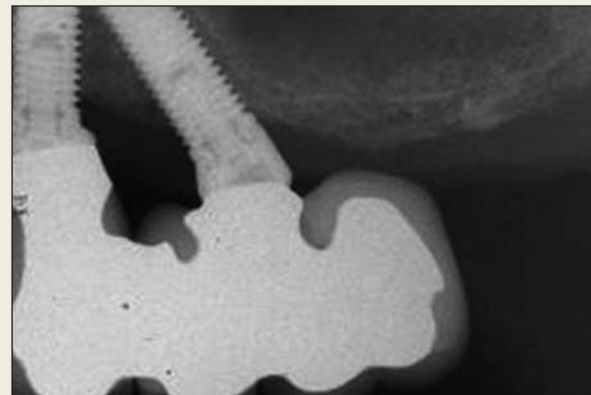


Fig. 8 / Restauration prothétique d'usage avec 26 en extension.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

étude de Paolo Maló *et al.* [18] a révélé un taux de succès de 97,6 % pour des mises en charge immédiates de prothèses maxillaires supportées par 4 implants. Par ailleurs, il est possible d'avoir recours à des implants courts (Fig. 9 et 10). Renouard et Nisand ont relevé un taux de succès de 94,6 % pour des implants courts placés dans des sites fortement résorbés [19], et des taux de succès comparables pour les traitements par implants courts et par greffes osseuses sinusiennes par abord latéral [20]. Les auteurs recommandent d'opter pour l'utilisation d'un implant court pour une hauteur supérieure ou égale à 6 mm. L'analyse par la méthode des éléments finis (MEF) est une technique informatique utilisée pour calculer et représenter visuellement les contraintes et déformations au sein d'associations de structures soumises à des charges simulées. Ce calcul requiert la connaissance des propriétés mécaniques des matériaux, telles que le module de Young (E) et le coefficient de Poisson (ν). Cette méthode d'analyse numérique des contraintes est largement utilisée de nos jours pour étudier les problèmes biomécaniques en implantologie dentaire [17]. La plupart des études mécaniques par MEF se penchent sur la distribution des contraintes en fonction de la morphologie implan-

taire, mais très peu se sont intéressées à la disposition géométrique d'implants reliés entre eux. Les alternatives aux procédures d'augmentation osseuse dans le traitement du patient complètement édenté au maxillaire par une prothèse fixée implanto-portée sont nombreuses. Cette expérience préliminaire permet d'évaluer la distribution des contraintes et les déplacements de 4 piles en titane reliées entre elles et enchâssées dans une structure osseuse arquée. Les variables comparées sont la longueur et l'inclinaison des piles postérieures, ainsi que les forces exercées sur la poutre. Le but de cette première étude est d'appréhender le comportement biomécanique d'implants en situation juxtasinusienne.

MATÉRIEL ET MÉTHODES

Le logiciel utilisé dans cette étude est CADSPAP® (CADLM, Gif-sur-Yvette, France), version française de Supersap (Algor® Interactive Systems, Pittsburgh, États-Unis) sur un ordinateur PC compatible. Les matériaux modélisés en 3 dimensions sont admis comme homogènes, isotropes et comme travaillant en élasticité linéaire, c'est-à-dire dans un domaine où les structures reprennent leur géométrie initiale après

Pose d'un implant court sous-sinusien



FIG. 9 / Situation initiale : la 16 a été récemment extraite suite à une fracture.



FIG. 10 / Un implant de 7 mm a été posé.

décharge. Les caractéristiques mécaniques des matériaux sont représentées (TABL. I) par leur module de Young (E) et coefficient de Poisson (ν).

Dans cette étude préliminaire, les implants sont représentés de manière schématique par des piles prenant la forme de prismes droits de section hexagonale. Quatre piles sont enchâssées par leur base dans un maxillaire édenté, représenté par un prisme droit aux propriétés de l'os spongieux ($50 \times 40 \times 15$ mm, soit 2 256 éléments). Le sommet de ces 4 piles supporte une poutre de titane ($94 \times 3 \times 2$ mm, soit 88 éléments) représentant l'armature d'un bridge implanto-porté. L'alvéole osseuse est vide en l'absence de pile. L'intégration des piles en titane/alvéole osseuse est parfaite. Les éléments sont assemblés pour constituer les modèles étudiés (FIG. 11). Toutes les expérimentations comprennent 4 piles : deux

sont enchâssées dans la partie antérieure du maxillaire (piles 2 et 3 en sites canins) et les 2 autres sont dans la partie postérieure du maxillaire (piles 1 et 4 en sites molaires). Les piles antérieures sont invariablement verticales et longues (15×4 mm, dont 10 mm dans l'os, soit 96 éléments). Les caractéristiques des piles postérieures changent à chaque modélisation : longues et verticales (LV, 15×4 mm, dont 10 mm dans l'os), courtes et verticales (CV, 10×4 mm, dont 5 mm dans l'os, soit 80 éléments), et enfin longues et obliques (LO, 18×4 mm, dont 13 mm dans l'os, soit 96 éléments).

Ces 3 modèles sont soumis à diverses forces de 100 N exercées sur la poutre (FIG. 12) : verticales en tripode (VT, entre les piliers, dans la région antérieure centralement et bilatéralement en postérieur), verticale unilatéralement dans la région postérieure (VP), oblique unilatérale au niveau canin (OC, force dirigée en haut et en dehors) et horizontale antérieure (HA, vers l'extérieur).

La distribution et l'intensité des contraintes de von Mises sont calculées et comparées. Le logiciel permet de représenter la localisation des déformations en cisaillement pour chacun des 8 modèles. Les zones d'isodéformations apparaissent sous forme

MATÉRIAUX PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES	TITANE	OS SPONGIEUX
Module de Young (E)	117	1
Coefficient de Poisson (ν)	0,33	0,35

TABL. I / Propriétés mécaniques des matériaux et structures (E en GPa).

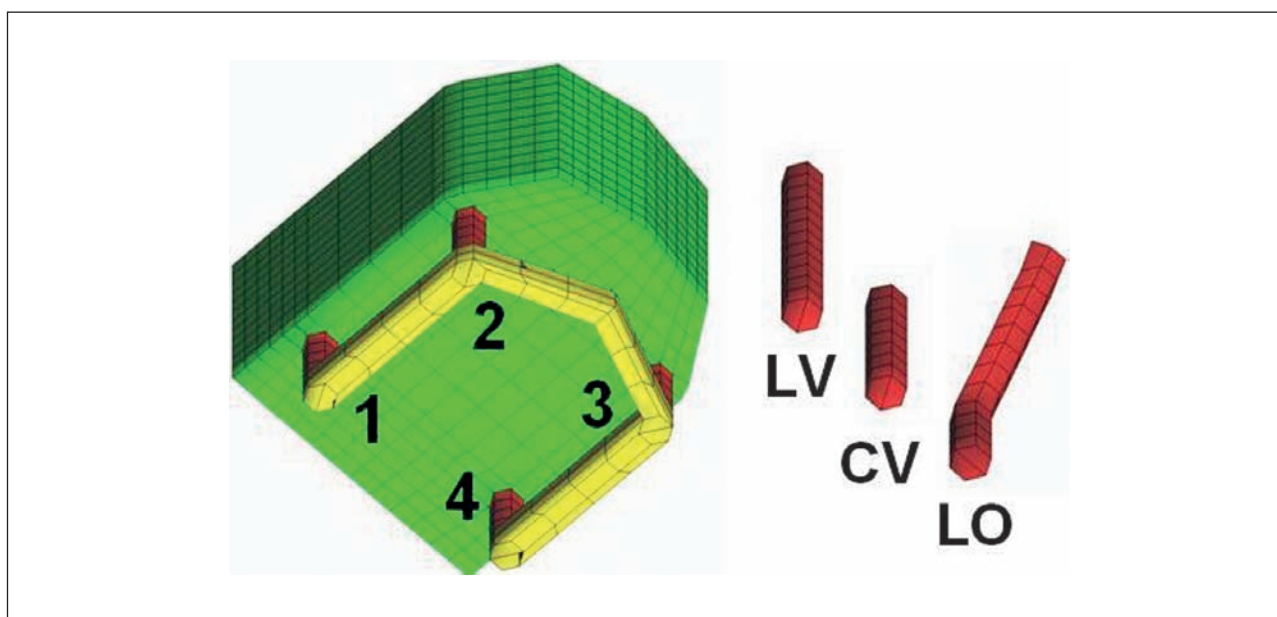


FIG. 11 / Les modèles comprennent successivement en postérieur (sites 1 et 4) des piles longues verticales (LV), courtes verticales (CV) et longues obliques (LO). En antérieur (sites 2 et 3), les piles sont toujours longues et verticales.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

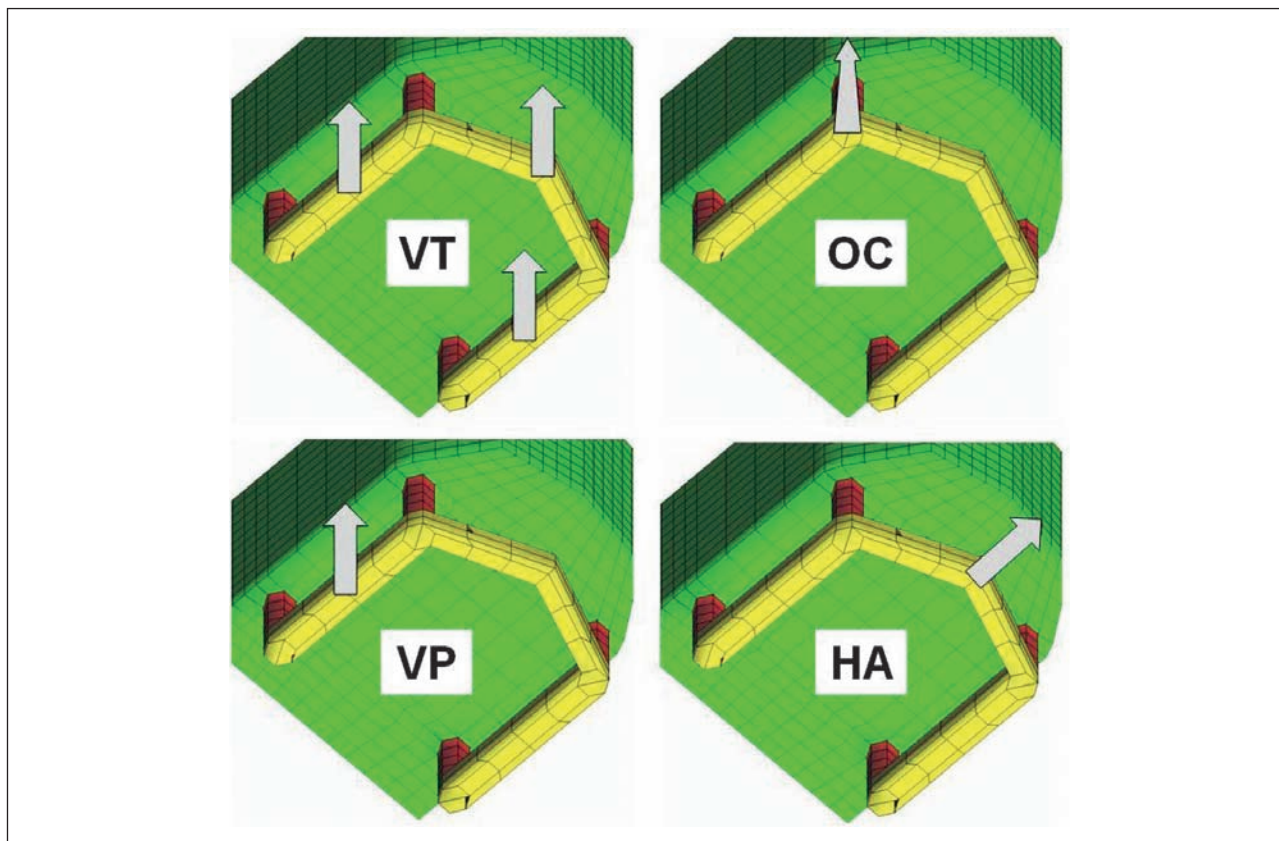


Fig. 12 / Les 3 modèles sont soumis à diverses forces de 100 N (VT : verticales en tripode, VP : verticale postérieure, OC : oblique au niveau canin, HA : horizontale antérieure).

de plages colorées. Les couleurs chaudes (rouge, orange) caractérisent les déformations les plus grandes. Le jaune et le vert se succèdent jusqu'au blanc qui correspond à des déformations négligeables. Pour information, l'échelle de contraintes (exprimée en MPa) correspondant au code couleur est affichée en légende des figures. Les contraintes maximales observées au col des piles et au niveau des alvéoles osseuses sont relevées sous forme d'histogramme. Les déplacements des piles sont également rapportés.

RÉSULTATS

Ces expérimentations étudient l'intérêt biomécanique d'implants courts ou obliques dans le cadre de restauration prothétique maxillaire supportée par 4 implants. Les implants longs verticaux en situation postérieure servent de référence (comblement de sinus).

La première expérimentation consiste à appliquer sur la poutre centralement en antérieur et bilatéralement en postérieur des charges verticales de 100 N (Fig. 13 à 16). La localisation des contraintes maximales, quelle que soit l'expérimentation, est en cervicale des piles, un peu en deçà de la surface osseuse.

Lorsque les piles postérieures sont verticales, les contraintes au sein de piles antérieures sont très supérieures (+ 98 % en moyenne) à celles des piles postérieures. En revanche, lorsque les piles postérieures sont obliques, ces valeurs sont plus homogènes (50 MPa en moyenne).

Lorsque les piles postérieures sont verticales, les contraintes osseuses sont plus importantes en antérieur (+ 94 %) qu'en postérieur (14 MPa). En revanche, lorsque les piles postérieures sont obliques, ces valeurs augmentent de 13 % en moyenne.

Par ailleurs, les piles antérieures se déplacent plus que les postérieures (+ 47 % en moyenne), et la

Application de forces verticales en tripode

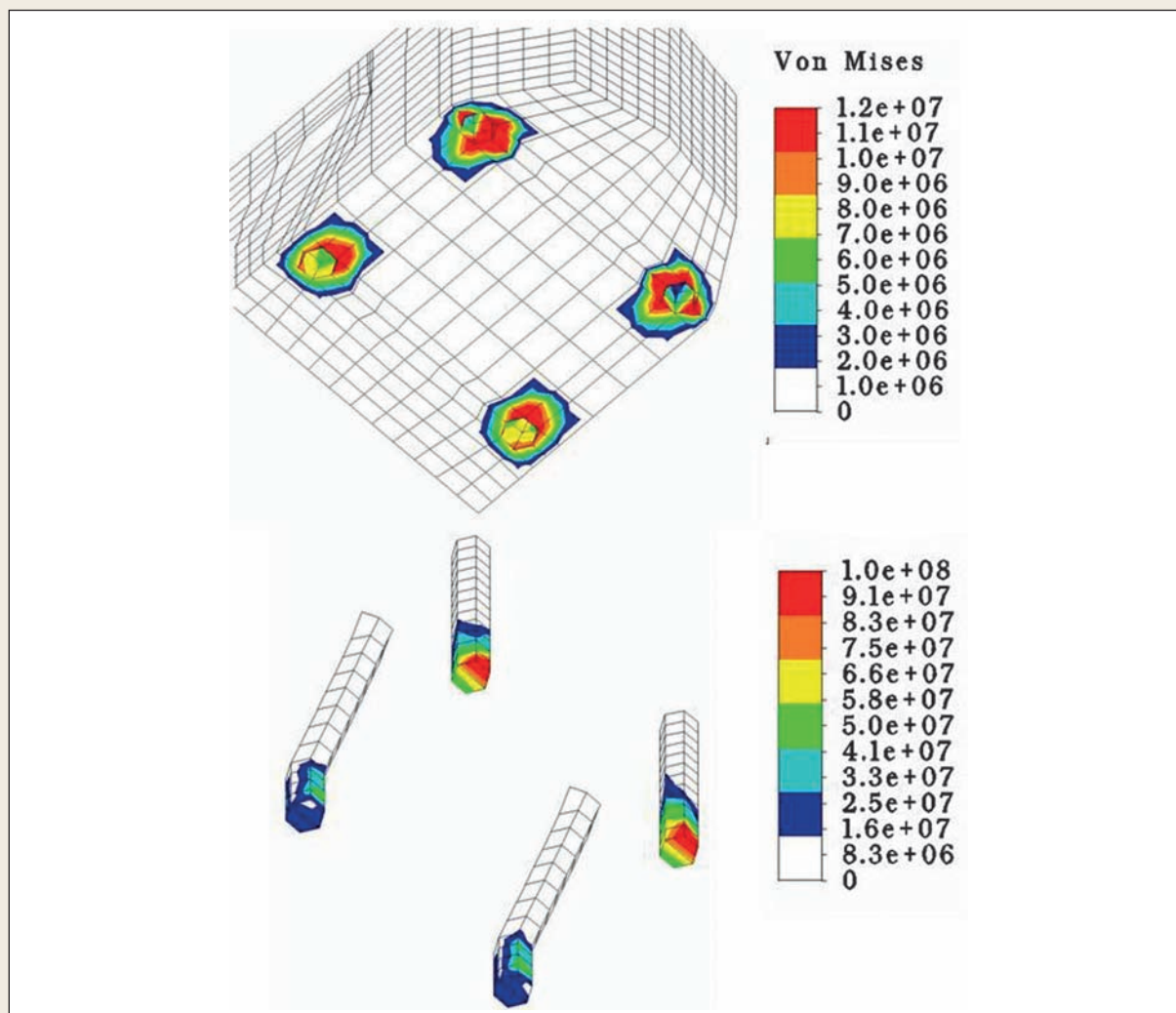


FIG. 13 / Distribution des contraintes dans les piles et les alvéoles.

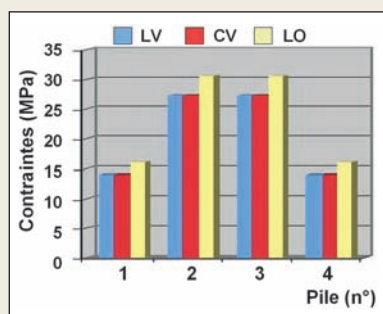


FIG. 14 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

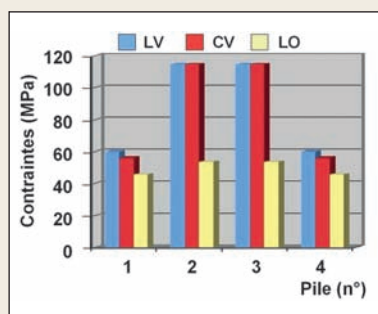


FIG. 15 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

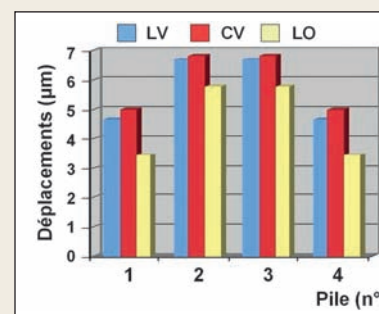


FIG. 16 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

configuration LO entraîne une diminution des déplacements de -22 % en moyenne. La pile CV se déplace légèrement plus que la LV (pile 1) tandis qu'elle est soumise à un peu moins de contraintes au sein de la pile.

Ainsi, la longueur des implants postérieurs n'est pas un facteur d'influence dominant. Les piles obliques postérieures diminuent beaucoup les contraintes antérieures et légèrement les déplacements, au prix d'une légère augmentation des contraintes osseuses. Afin de mieux isoler le rôle d'une charge verticale postérieure, l'expérience a été répétée en ne laissant qu'une charge postérieure unilatérale.

Une force axiale unilatérale postérieure de 100 N est appliquée sur la travée entre les piles 1 et 2 (Fig. 17 à 19). Les contraintes du côté de la charge sont comparables à celles précédemment décrites en postérieur. Les contraintes côté non chargées sont quasiment nulles. Les déplacements décroissent de la pile 1 à la pile 4. Les contraintes de la pile 1 CV sont très légèrement inférieures à celles de la pile LV.

Les observations précédemment décrites sont maintenues. Les contraintes et déplacements relevés en postérieur lors de l'exercice de charges en tripode viennent essentiellement de la charge la plus proche de la pile. Les forces verticales sont plus fréquentes en postérieur, mais les forces obliques sont réputées

pour être plus néfastes en termes de contraintes et de déplacements. Que se passerait-il en cas de guidage canin ou antérieur ?

Une charge oblique unilatérale mimant une fonction canine est alors appliquée aux modèles (Fig. 20 à 22). Par rapport à un maxillaire édenté, cette charge est oblique en haut et en dehors et appliquée en place de canine, c'est-à-dire au niveau de la pile 2.

Les contraintes relevées au col de la pile 2, point d'application de la force, diminuent de -32 % lorsque les piles postérieures sont obliques. Aucune différence importante n'est visible entre les 3 modèles concernant les déplacements et les contraintes osseuses.

La pile 1 CV est soumise à moins de contraintes osseuses que la LV, mais à un peu plus de contraintes au sein même de la pile. Elle se déplace toujours plus que LV.

Une force horizontale centrale antérieure mimant la propulsion est appliquée aux modèles (Fig. 23 à 25).

Les résultats montrent que lorsque les piles postérieures sont obliques, les contraintes antérieures diminuent d'environ 27 %. En revanche, la diminution de longueur des piles postérieures ne modifie pas ces valeurs.

L'inclinaison des piles postérieures augmente la valeur des contraintes osseuses mesurées. En postérieur, la configuration LO augmente les contraintes de +27,5 %

Application d'une force verticale unilatérale postérieure

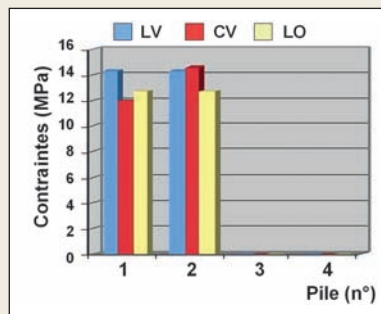


Fig. 17 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

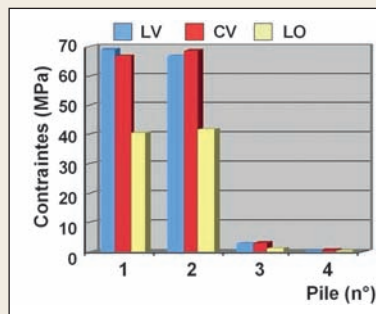


Fig. 18 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

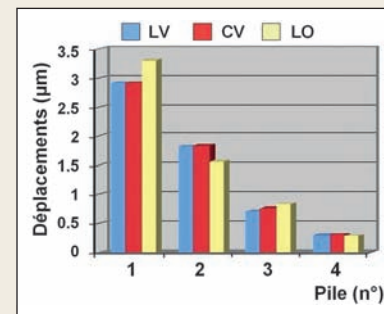


Fig. 19 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

Application d'une force oblique unilatérale

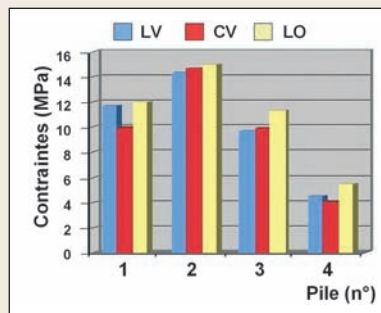


Fig. 20 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

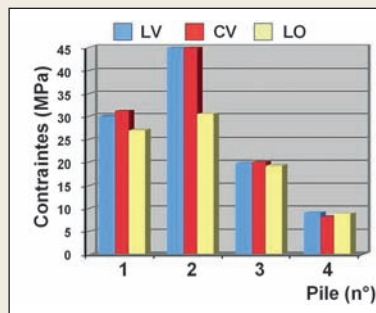


Fig. 21 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

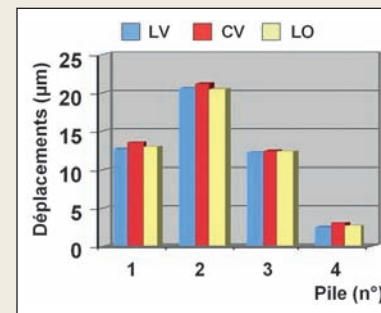


Fig. 22 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

Application d'une force horizontale antérieure

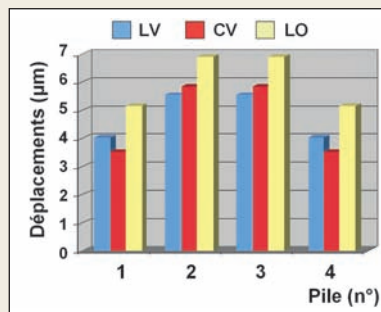


Fig. 23 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

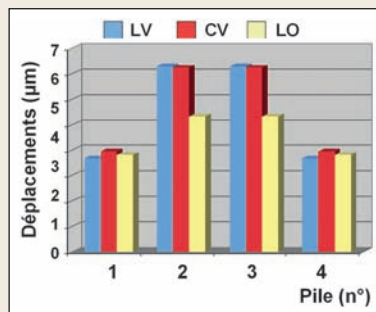


Fig. 24 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

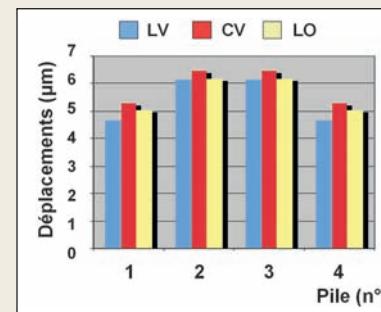


Fig. 25 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

par rapport aux CV, et de + 45 % par rapport aux LV. Pour les piles antérieures, ces valeurs augmentent respectivement de + 18 % et + 24,3 %. La pile 1 CV est sujette à plus de contraintes internes, mais à moins de contraintes osseuses, et se déplace plus que la LV. Il n'y a que peu de différences en termes de déplacements et de contraintes entre les implants verticaux longs et courts. Les piles obliques diminuent nettement les contraintes au sein des piles, et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses.

DISCUSSION

Cette étude avait pour objectif de déterminer l'intérêt d'utiliser des implants courts ou inclinés pour éviter un comblement de sinus. Selon nos résultats, il semble que les contraintes et déplacements observés avec implants verticaux longs et courts soient comparables, ce qui plaide cliniquement en faveur des implants courts. Par ailleurs, les implants inclinés semblent plus intéressants pour diminuer les contraintes implantaires.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

LIMITES DE LA MEF

La méthode des éléments finis a prouvé être un outil précis et commode lorsqu'il s'agit d'étudier le comportement mécanique des implants^[21]. Les modèles peuvent être facilement modifiés pour s'adapter à des hypothèses variées. Le programme utilisé dans cette étude a toutefois un certain nombre de limites à cause des approximations irréalistes, utilisées lors de la caractérisation des matériaux. Cette étude statique repose sur l'homogénéité, l'élasticité linéaire et l'isotropie de l'os et du titane ; elle ne tient pas compte de la fatigue des matériaux soumis à des forces répétées et aussi complexes que les forces masticatoires. De plus, cette méthode considère la liaison de l'os et de l'implant comme étant parfaite. En réalité, les forces de mastication sont dynamiques et obliques, et la liaison os/implant est tout aussi dynamique. Par conséquent, il est très difficile de reproduire tous les détails du comportement naturel. La MEF ne peut déterminer les critères acceptables de contraintes, mais permet de comparer différents modèles et de quantifier le risque relatif de chacun d'entre eux. Dans cette étude préliminaire, des piles et des poutres parallélépipédiques sont utilisées pour mimer le comportement d'implants dentaires reliés par une infrastructure prothétique métallique ; de plus amples travaux sont en cours pour améliorer la correspondance entre théorie et réalité clinique.

Dans la littérature, les contraintes au sein des composants implantaires sont associées aux fractures et dévissages, tandis que les contraintes osseuses sont cliniquement associées aux plages de résorption osseuse^[21]. Les déplacements implantaires peuvent compromettre la stabilité primaire de l'implant.

IMPLANTS COURTS

La définition de l'implant court varie en fonction des auteurs^[22-24]. Selon Renouard et Nissand, l'implant est court lorsque la partie intra-osseuse est inférieure ou égale à 8 mm^[24] et les études cliniques sont loin d'être consensuelles. Les premières associaient les implants courts à davantage d'échecs thérapeutiques^[25-28], mais les suivantes conclurent que la longueur de l'implant n'influençait pas le taux de survie^[19, 29-32].

Quatre facteurs sont suggérés pour expliquer les différences de taux de survie observés^[24, 33, 34] : la stabilité primaire de l'implant, la courbe d'apprentissage du chirurgien, l'état de surface de l'implant et la qualité de l'os. Un protocole chirurgical particulier prenant en compte la densité osseuse et utilisant des implants à surface rugueuse conduit à davantage de succès par une meilleure stabilité primaire. Pour une hauteur supérieure à 6 mm, Renouard et Nissand recommandent d'opter pour l'utilisation d'un implant court^[24].

Les études récentes sur les implants courts placés dans des sites maxillaires fortement résorbés affichent des taux de succès de 95 à 97 %^[19, 35, 36]. S'il est possible d'obtenir une stabilité primaire avec un implant court, placer un implant long présente alors moins d'intérêt. On sait, en effet, grâce à des études en éléments finis^[37-39], que l'essentiel des contraintes masticatoires est concentré au col de l'implant, qu'augmenter le diamètre de l'implant, plus que la longueur, contribue à minimiser ces contraintes ; par ailleurs, l'ancrage bicortical améliore la stabilité primaire grâce à une diminution des déplacements.

IMPLANTS INCLINÉS : LE CONCEPT ALL-ON-FOUR

Maló *et al.* ont obtenu, en 2005, un taux de succès de 97,6 % avec la mise en charge immédiate d'une prothèse supportée par 4 implants maxillaires (All-on-Four, Nobel Biocare)^[18]. Le site du pilier canin permet le placement des implants antérieurs verticaux, et les implants postérieurs sont inclinés de manière à longer la paroi inférieure du sinus et émergent au niveau de la deuxième prémolaire/première molaire. Le faible nombre d'implants autorise une plus grande liberté de placement, une meilleure passivité de l'infrastructure prothétique et une extension prothétique réduite. Selon Mattsson *et al.*, l'inclinaison mésio-distale des implants permet une meilleure stabilité primaire en raison de la longueur majorée des implants utilisés, mais entraîne la découverte de quelques spires en palatin^[40]. La position angulée du col implantaire permet un engagement plus important d'os cortical au niveau crestal^[4]. C'est cette augmentation de stabilité primaire qui permettrait d'envisager un protocole de mise en charge immédiate^[18, 41].

Plusieurs études biomécaniques par MEF ont comparé implants droits et inclinés.

Satoh *et al.* [42] ont comparé par MEF 3D 2 implants parallèles entre eux, avec des implants perpendiculaires à la courbe de Spee (inclinaisons de 10-20°). Ils ont conclu à l'intérêt de l'implant incliné, mais dans leur étude, les implants ne sont pas solidarités et les forces sont orientées dans l'axe de chaque implant. Zampelis *et al.* ont étudié, en 2007, 2 implants reliés entre eux, l'un étant droit ou incliné à 45° et soumis à une force de 50 N [43]. L'utilisation de modèles simplifiés en 2D ne leur permet pas d'appréhender une restauration totale d'arcade, ni les forces obliques latérales. En dépit des nombreuses différences de protocole, les valeurs de contraintes osseuses maximales sont comparables aux nôtres pour les implants droits soumis à une force verticale. En revanche, ils trouvent des valeurs très similaires aux précédentes pour les implants inclinés.

Cette étude mécanique préliminaire par MEF 3D montre une fois de plus que la longueur de l'implant importe peu en termes de contraintes maximales [39]. Par conséquent, un implant court peu se substituer à un implant plus long avec comblement sinusien. Par ailleurs, l'utilisation d'implants inclinés permet de diminuer les contraintes au sein des implants.

CONCLUSION

Les conclusions dérivées de cette étude mécanique préliminaire par MEF 3D sont restreintes aux hypothèses choisies pour la composition du modèle numérique et ses conditions aux limites. Ces résultats préliminaires ne peuvent être transférés à la clinique sans de plus amples analyses, preuves et essais cliniques. Toutefois, la MEF s'attache à l'aspect mécanique d'une structure biologique. Ainsi, les conclusions de cette étude doivent être considérées comme une information mécanique à l'égard des cliniciens. Compte tenu des limites de cette étude, peu de différences en termes de déplacements et de contraintes ont été observées entre les implants verticaux longs et courts. Les implants obliques diminuent nettement les contraintes implantaire, et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses. Ainsi, il semble qu'implants courts et implants incli-

nés soient des options thérapeutiques intéressantes, permettant de s'affranchir d'un comblement sinusien dans le cadre du traitement par prothèse implantoporté d'un maxillaire fortement résorbé. †

ADRESSE DES DISTRIBUTEURS

◉ **BIO-OSS®** - GEISTLICH PHARMA AG - BUSINESS UNIT BIOMATERIALS - Bahnhofstrasse 40 - 6110 Wolhusen - Suisse - Tél. : + (41) 41 492 56 30 - Fax : + (41) 41 492 56 39 - E-mail : biomaterials@geistlich.ch - www.geistlich.com

◉ **MULTIUNIT®** - ALL-ON-FOUR - NOBEL BIO-CARE - 80, avenue des Terroirs-de-France - 75607 Paris Cedex 12 - Tél. : 01 53 33 89 10 - Fax : 01 53 33 89 33 - www.nobelbiocare.com

BIBLIOGRAPHIE

1. Fortin Y, Sullivan RM, Rangert BR. The Marius implant bridge: surgical and prosthetic rehabilitation for the completely-edentulous upper jaw with moderate to severe resorption: a 5-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2002;4(2):69-77.
2. Brånemark PI, Svensson B, van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res* 1995;6(4):227-231.
3. Chanavaz M. Maxillary sinus: anatomy, physiology, surgery, and bone grafting related to implantology - Eleven years of surgical experience (1979-1990). *J Oral Implantol* 1990;16(3):199-209.
4. Davarpanah M. Manuel d'implantologie clinique : concepts protocoles et innovations récentes, 2008.
5. Schwartz-Arad D, Herzberg R, Dolev E. The prevalence of surgical complications of the sinus graft procedure and their impact on implant survival. *J Periodontol* 2004;75(4):511-516.
6. Misch CM, Misch CE, Resnik RR, Ismail YH, Appel B. Post-operative maxillary cyst associated with a maxillary sinus elevation procedure: a case report. *J Oral Implantol* 1991;17(4):432-437.
7. Lockhart R, Ceccaldi J, Bertrand JC. Postoperative maxillary cyst following sinus bone graft: report of a case. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(4):583-586.
8. Summers RB. A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. *Compendium* 1994;15(2):152, 154-156, 158 passim; quiz 162.
9. Commissionat Y, Princ G, Poulmaire F, Scortecchi G, Odin G, Berg S. Techniques non invasives d'implantation sous-sinusienne. *Act Odontol Stomatol* 2007;238:119-135.
10. Davarpanah M, Caraman M, Jakubowicz-Kohen B, Kebir-Quelin M, Szmukler-Moncler S. Prosthetic success with a maxillary immediate-loading protocol in the multiple-risk patient. *Int J Periodont Rest Dent* 2007;27(2):161-169.
11. Tulasne JF. Implant treatment of missing posterior dentition. In: Albrektsson J, Zarb GA, eds. *The Brånemark osseointegrated implant*. Chicago: Quintessence, 1989:103-116.
12. Balshi SF, Wolfinger GJ, Balshi TJ. Analysis of 164 titanium oxide-surface implants in completely-edentulous arches for fixed prosthesis anchorage using the pterygomaxillary region. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(6):946-952.
13. Balshi TJ, Wolfinger GJ. Management of the posterior maxilla in the compromised patient: historical, current, and future perspectives. *Periodontol* 2000 2003;33:67-81.
14. Valeron JF, Valeron PF. Long-term results in placement of screw-type implants in the pterygomaxillary-pyramidal region. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22(2):195-200.
15. Brånemark PI *et al.* Zygoma fixture in the management of advanced atrophy of the maxilla: technique and long-term results. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg* 2004;38(2):70-85.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

16. Aparicio C, Perales P, Rangert B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2001;3(1):39-49.

17. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindstrom H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(3):405-414.

18. Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System implants for completely-edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl 1):S88-94.

19. Renouard F, Nisand D. Short implants in the severely-resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl 1):S104-110.

20. Renouard F. Implants courts versus greffes osseuses sous sinusiennes: étude clinique retrospective. *J Parodontol Imp Oral* 2006;25(4):281-287.

21. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2006;9(4):257-270.

22. Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJ, Kuiper C, Raghoobar GM. Implantology and the severely-resorbed edentulous mandible. *Crit Rev Oral Biol Med* 2004;15(4):240-248.

23. Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21(2):275-282.

24. Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Implants Res* 2006;17(Suppl 2):35-51.

25. Bahat O. Treatment planning and placement of implants in the posterior maxillae: report of 732 consecutive Nobelpharma implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(2):151-161.

26. Jemt T, Lekholm U. Implant treatment in edentulous maxillae: a 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(3):303-311.

27. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res* 1992;3(3):104-111.

28. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Brånemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol* 1991;62(1):2-4.

29. Testori T, Wiseman L, Woolfe S, Porter SS. A prospective multicenter clinical study of the Osseotite implant: four-year interim report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(2):193-200.

30. Deporter D, Pilliar RM, Todescan R, Watson P, Pharoah M. Managing the posterior mandible of partially edentulous patients with short, porous-surfaced dental implants: early data from a clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(5):653-658.

31. Friberg B, Grondahl K, Lekholm U, Brånemark PI. Long-term follow-up of severely-atrophic edentulous mandibles reconstructed with short Brånemark implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2(4):184-189.

32. Tawil G, Younan R. Clinical evaluation of short, machined-surface implants followed for 12 to 92 months. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18(6):894-901.

33. Romeo E, Ghisolfi M, Rozza R, Chiapasco M, Lops D. Short (8 mm) dental implants in the rehabilitation of partial and complete edentulism: a 3- to 14-year longitudinal study. *Int J Prosthodont* 2006;19(6):586-592.

34. Anitua E, Orive G, Aguirre JJ, Andia I. Five-year clinical evaluation of short dental implants placed in posterior areas: a retrospective study. *J Periodontol* 2008;79(1):42-48.

35. Maló P, de Araujo Nobre M, Rangert B. Short implants placed one-stage in maxillae and mandibles: a retrospective clinical study with 1 to 9 years of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res* 2007;9(1):15-21.

36. Fugazzotto PA, Beagle JR, Ganeles J, Jaffin R, Vlassis J, Kumar A. Success and failure rates of 9 mm or shorter implants in the replacement of missing maxillary molars when restored with individual crowns:

preliminary results 0 to 84 months in function. A retrospective study. *J Periodontol* 2004;75(2):327-332.

37. Iplikcioglu H, Akca K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent* 2002;30(1):41-46.

38. Georgiopoulos B, Kalioras K, Provatidis C, Manda M, Koidis P. The effects of implant length and diameter prior to and after osseointegration: a 2-D finite element analysis. *J Oral Implantol* 2007;33(5):243-256.

39. Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, Barquins M. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5(4):254-262.

40. Mattsson T, Kondell PA, Gynther GW, Fredholm U, Bolin A. Implant treatment without bone grafting in severely-resorbed edentulous maxillae. *J Oral Maxillofac Surg* 1999;57(3):281-287.

41. Calandriello R, Tomatis M. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla *via* immediate/early function and tilted implants: a prospective 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl.1):S1-12.

42. Satoh T, Maeda Y, Komiyama Y. Biomechanical rationale for intentionally-inclined implants in the posterior mandible using 3D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(4):533-539.

43. Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2007;97(6 Suppl):S35-43.

Adrien Naveau

AHU
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris
71, quai d'Orsay
75007 Paris

Antoine Bouton

Attaché
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris

Erwan Hauchard

DCD
Paris

Henri-Pierre Naveau

DCD
Paris

Michel Barquins

Directeur de Recherche
CNRS-ESPCI, Paris

Laurent Pierrisnard

PU-PH
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris

Référencement bibliographique

Cet article peut être recherché ou cité sous la référence suivante : Naveau A, Bouton A, Hauchard E, Naveau H.-P., Barquins M, Pierrisnard L. Sinus et prothèse implanto-portée : étude préliminaire par la MEF 3D. *Implant* 2009;15:??-?.

photo

RECHERCHE

scientifique

Sinus et prothèse implanto-portée

Étude préliminaire par la MEF 3D

A. NAVEAU
A. BOUTON
E. HAUCHARD
H.-P. NAVEAU
M. BARQUINS
L. PIERRISNARD

RÉSUMÉ L'abord implantaire du patient complètement édenté au maxillaire est compliqué par la faible hauteur d'os due à la résorption verticale et aux obstacles sinusiens des sites postérieurs. Classiquement, la greffe sous-sinusienne permet d'augmenter la hauteur d'os, impliquant un geste chirurgical supplémentaire associé à un risque de complications. L'objectif de cette étude préliminaire est d'évaluer le comportement biomécanique d'implants courts et d'implants inclinés dans les restaurations complètes supportées par 4 implants. Les modèles 3D ont été analysés par la méthode des éléments finis. Quatre « piles » en titane, enchâssées dans une structure osseuse, reliées entre elles par une poutre arquée ont été soumises à diverses forces. Les piles postérieures sont successivement verticales et courtes, inclinées et longues, ou verticales et longues.

Les contraintes maximales osseuses et implantaire sont situées en cervical, un peu en deçà du niveau osseux. Il n'y a que peu de différences en termes de déplacements et de contraintes entre les implants verticaux longs et courts. Les piles obliques diminuent nettement les contraintes au sein des piles et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses.

Compte tenu des limites de cette étude mécanique préliminaire, il semble qu'implants courts et implants inclinés soient des options thérapeutiques intéressantes, permettant de s'affranchir d'un comblement sinusien dans le cadre du traitement par prothèse implanto-portée d'un maxillaire fortement résorbé.

MOTS CLÉS : • Méthode des éléments finis • implant • sinus • contrainte • expérience

SUMMARY *Sinus and implant-supported fixed partial denture: a preliminary 3D-FEA study.* Low alveolar bone height and sinus cavities make difficult the rehabilitation of the edentulous maxilla by four implants-supported restorations. Augmentation therapies can be associated with complications. This preliminary study aims at comparing stresses and displacements in restorations of which posterior implants were short or inclined. Four hexagonal implants embedded in a bony structure were designed by three-dimensional finite element modelling. The core fixed partial denture had titanium properties. Both posterior implants were vertical and long, vertical and short or long and inclined. Occlusal 100 N loads were vertical tripod, vertical unilateral, inner horizontal anterior or inner oblique unilateral on the canine.

Maximal bone and implant stresses were localized in the cervical areas. Biomechanical behaviours of short and long vertical implants were very similar. After a tripod vertical loading, anterior implant stresses were increased only with vertical posterior implants (+ 98 %). Implants' displacements were slightly reduced with inclined ones (average of -22 %). When single loads were applied, these observations were maintained, and inclined implants induced slight bone stresses increase. Inclined implants decreased anterior implants stresses. Short implants had the same behaviour than long ones. Within the limitations of this preliminary mechanical study, short or inclined posterior implants seem of interest in four-implant supported restorations. These options prevent the recourse to a supplementary augmentation procedure.

KEYWORDS : • finite element analysis • implant • sinus • stress • experiment

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

Le traitement de référence du patient complètement édenté au maxillaire par une prothèse fixée implanto-portée consiste en un bridge supporté par 6 à 8 implants^[1,2]. Après édentation, le maxillaire subit un remodelage essentiellement alvéolaire sous forme d'une résorption verticale et centripète, associée à une pneumatisation^[3,4]. Dans les sites postérieurs, les larges

espaces médullaires et les obstacles sinusiens compliquent le traitement. Classiquement, la greffe sous-sinusienne permet d'augmenter la hauteur d'os (**Fig. 1 et 2**), mais nécessite un geste chirurgical supplémentaire associé à un risque de complications^[5-7].

En 1994, Summers a décrit les avantages du recours à l'ostéotomie^[8] en présence d'une hauteur d'os de 5 mm minimum et d'un os de faible densité (**Fig. 3 et 4**).

Pose d'implants associée à une greffe sous-sinusienne



Fig. 1 / Situation initiale : secteur 2 postérieur maxillaire résorbé.



Fig. 2 / Pose de 2 implants associée à un matériaux de comblement (Bio-oss®, Geistlicht Pharma).

Pose d'un implant sous-sinusal après technique de Summers



Fig. 3 / Situation initiale : 15 avec granulome sous-sinusal.



Fig. 4 / Après extraction de la 15 et cicatrisation, une ostéotomie selon Summers a permis la formation d'un dôme osseux autour de l'apex implantaire le jour de la pose.

L'utilisation successive de 5 instruments permet alors d'augmenter la densité osseuse par compaction latérale et apicale de l'os du site choisi. Ainsi, cette technique permet de placer un implant plus long que ce qu'autorise le site non préparé^[9].

D'autres techniques implantaire et prothétiques permettent de s'affranchir du comblement sinusien. L'utilisation d'un cantilever est possible, mais ses limites dans le cas d'une prothèse complète implantoportée sont mal connues. Selon Davarpanah *et al.*^[10], la longueur de l'extension distale envisageable dépend

de la forme de l'arcade et de la distance séparant les 2 implants les plus distaux. Parmi les techniques chirurgicales complexes, il est possible de poser des implants ptérygo-palato-tuberositaires^[11] avec un bon pronostic biomécanique^[12-14] ou des implants zygomatiques^[15] dont la longueur est comprise entre 30 à 50 mm.

Les arguments avancés en faveur de l'inclinaison des implants juxtasinusiens sont l'exploitation maximale du volume osseux disponible^[16,17] et d'os cortical au niveau crestal^[4] (Fig. 5 à 8). Récemment, une

Pose d'implants inclinés pour éviter le sinus



Fig. 5 / Situation initiale : 23 et 25 qui servent de points d'appui pour une restauration plurale fixée dento-portée, ne peuvent être conservées.



Fig. 6 / Pose des implants, dont 1 incliné qui longe la paroi inférieure mésiale du sinus et émerge un peu plus distalement que les racines de 25.



Fig. 7 / Transferts d'empreinte : l'utilisation de piliers Multi-Unit® (Nobel Biocare) de 30° en place de 25 et de 17° en 23 permettent de corriger la divergence des axes implantaire.

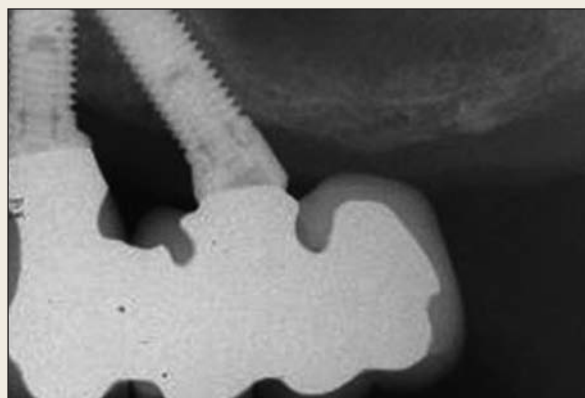


Fig. 8 / Restauration prothétique d'usage avec 26 en extension.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

étude de Paolo Maló *et al.* [18] a révélé un taux de succès de 97,6 % pour des mises en charge immédiates de prothèses maxillaires supportées par 4 implants. Par ailleurs, il est possible d'avoir recours à des implants courts (Fig. 9 et 10). Renouard et Nisand ont relevé un taux de succès de 94,6 % pour des implants courts placés dans des sites fortement résorbés [19], et des taux de succès comparables pour les traitements par implants courts et par greffes osseuses sinusiennes par abord latéral [20]. Les auteurs recommandent d'opter pour l'utilisation d'un implant court pour une hauteur supérieure ou égale à 6 mm. L'analyse par la méthode des éléments finis (MEF) est une technique informatique utilisée pour calculer et représenter visuellement les contraintes et déformations au sein d'associations de structures soumises à des charges simulées. Ce calcul requiert la connaissance des propriétés mécaniques des matériaux, telles que le module de Young (E) et le coefficient de Poisson (ν). Cette méthode d'analyse numérique des contraintes est largement utilisée de nos jours pour étudier les problèmes biomécaniques en implantologie dentaire [17]. La plupart des études mécaniques par MEF se penchent sur la distribution des contraintes en fonction de la morphologie implan-

taire, mais très peu se sont intéressées à la disposition géométrique d'implants reliés entre eux. Les alternatives aux procédures d'augmentation osseuse dans le traitement du patient complètement édenté au maxillaire par une prothèse fixée implanto-portée sont nombreuses. Cette expérience préliminaire permet d'évaluer la distribution des contraintes et les déplacements de 4 piles en titane reliées entre elles et enchâssées dans une structure osseuse arquée. Les variables comparées sont la longueur et l'inclinaison des piles postérieures, ainsi que les forces exercées sur la poutre. Le but de cette première étude est d'appréhender le comportement biomécanique d'implants en situation juxtasinusienne.

MATÉRIEL ET MÉTHODES

Le logiciel utilisé dans cette étude est CADSPAP® (CADLM, Gif-sur-Yvette, France), version française de Supersap (Algor® Interactive Systems, Pittsburgh, États-Unis) sur un ordinateur PC compatible. Les matériaux modélisés en 3 dimensions sont admis comme homogènes, isotropes et comme travaillant en élasticité linéaire, c'est-à-dire dans un domaine où les structures reprennent leur géométrie initiale après

Pose d'un implant court sous-sinusien



FIG. 9 / Situation initiale : la 16 a été récemment extraite suite à une fracture.



FIG. 10 / Un implant de 7 mm a été posé.

décharge. Les caractéristiques mécaniques des matériaux sont représentées (TABL. I) par leur module de Young (E) et coefficient de Poisson (ν).

Dans cette étude préliminaire, les implants sont représentés de manière schématique par des piles prenant la forme de prismes droits de section hexagonale. Quatre piles sont enchâssées par leur base dans un maxillaire édenté, représenté par un prisme droit aux propriétés de l'os spongieux ($50 \times 40 \times 15$ mm, soit 2 256 éléments). Le sommet de ces 4 piles supporte une poutre de titane ($94 \times 3 \times 2$ mm, soit 88 éléments) représentant l'armature d'un bridge implanto-porté. L'alvéole osseuse est vide en l'absence de pile. L'intégration des piles en titane/alvéole osseuse est parfaite. Les éléments sont assemblés pour constituer les modèles étudiés (FIG. 11). Toutes les expérimentations comprennent 4 piles : deux

sont enchâssées dans la partie antérieure du maxillaire (piles 2 et 3 en sites canins) et les 2 autres sont dans la partie postérieure du maxillaire (piles 1 et 4 en sites molaires). Les piles antérieures sont invariablement verticales et longues (15×4 mm, dont 10 mm dans l'os, soit 96 éléments). Les caractéristiques des piles postérieures changent à chaque modélisation : longues et verticales (LV, 15×4 mm, dont 10 mm dans l'os), courtes et verticales (CV, 10×4 mm, dont 5 mm dans l'os, soit 80 éléments), et enfin longues et obliques (LO, 18×4 mm, dont 13 mm dans l'os, soit 96 éléments).

Ces 3 modèles sont soumis à diverses forces de 100 N exercées sur la poutre (FIG. 12) : verticales en tripode (VT, entre les piliers, dans la région antérieure centralement et bilatéralement en postérieur), verticale unilatéralement dans la région postérieure (VP), oblique unilatérale au niveau canin (OC, force dirigée en haut et en dehors) et horizontale antérieure (HA, vers l'extérieur).

La distribution et l'intensité des contraintes de von Mises sont calculées et comparées. Le logiciel permet de représenter la localisation des déformations en cisaillement pour chacun des 8 modèles. Les zones d'isodéformations apparaissent sous forme

MATÉRIAUX PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES	TITANE	OS SPONGIEUX
Module de Young (E)	117	1
Coefficient de Poisson (ν)	0,33	0,35

TABL. I / Propriétés mécaniques des matériaux et structures (E en GPa).

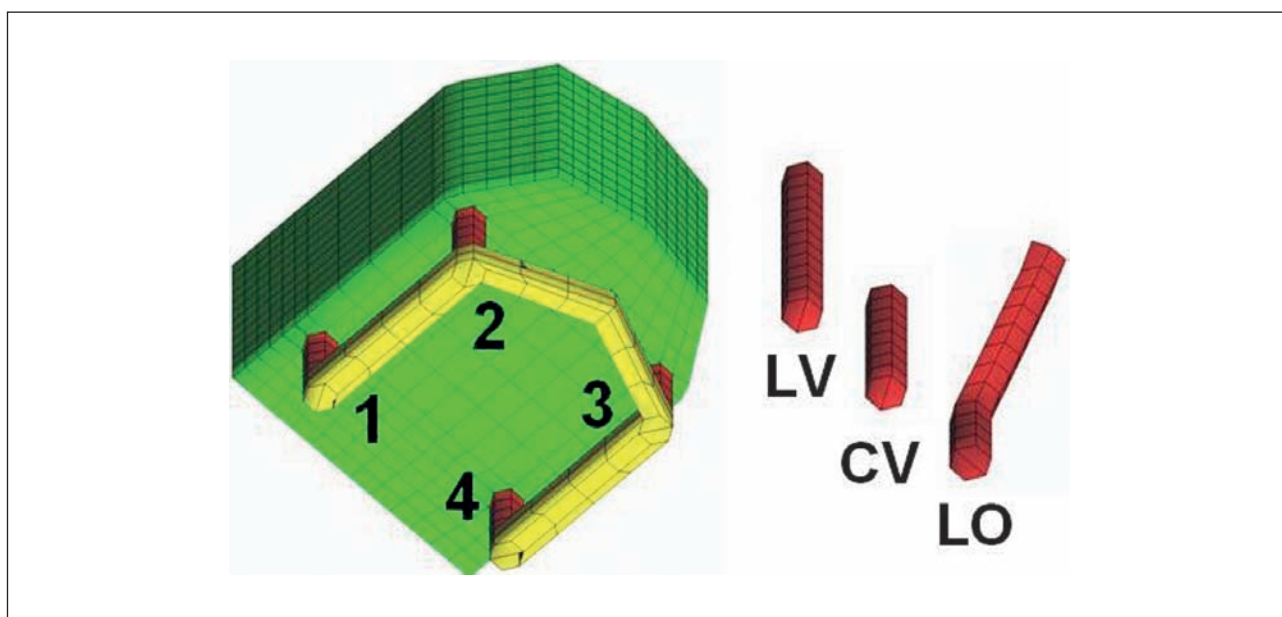


FIG. 11 / Les modèles comprennent successivement en postérieur (sites 1 et 4) des piles longues verticales (LV), courtes verticales (CV) et longues obliques (LO). En antérieur (sites 2 et 3), les piles sont toujours longues et verticales.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

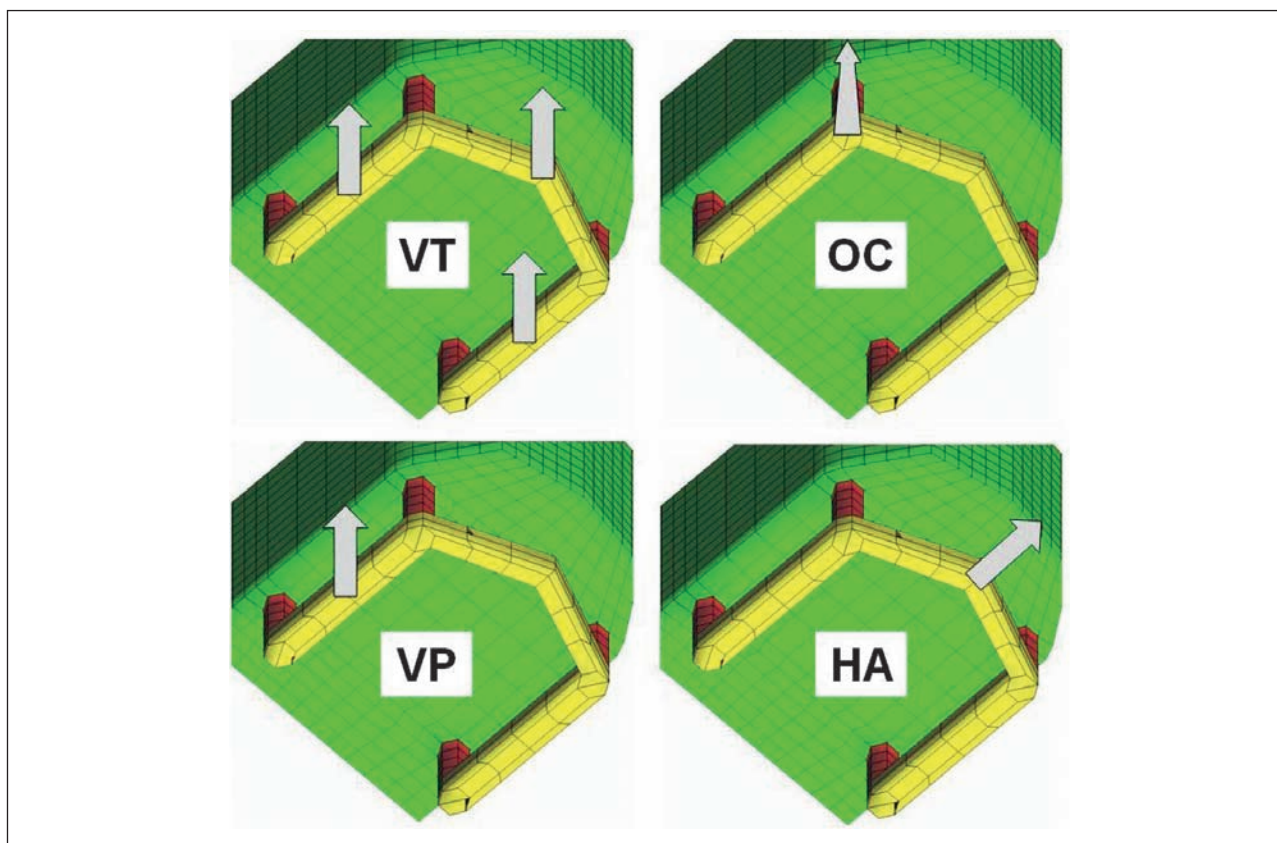


Fig. 12 / Les 3 modèles sont soumis à diverses forces de 100 N (VT : verticales en tripode, VP : verticale postérieure, OC : oblique au niveau canin, HA : horizontale antérieure).

de plages colorées. Les couleurs chaudes (rouge, orange) caractérisent les déformations les plus grandes. Le jaune et le vert se succèdent jusqu'au blanc qui correspond à des déformations négligeables. Pour information, l'échelle de contraintes (exprimée en MPa) correspondant au code couleur est affichée en légende des figures. Les contraintes maximales observées au col des piles et au niveau des alvéoles osseuses sont relevées sous forme d'histogramme. Les déplacements des piles sont également rapportés.

RÉSULTATS

Ces expérimentations étudient l'intérêt biomécanique d'implants courts ou obliques dans le cadre de restauration prothétique maxillaire supportée par 4 implants. Les implants longs verticaux en situation postérieure servent de référence (comblement de sinus).

La première expérimentation consiste à appliquer sur la poutre centralement en antérieur et bilatéralement en postérieur des charges verticales de 100 N (Fig. 13 à 16). La localisation des contraintes maximales, quelle que soit l'expérimentation, est en cervicale des piles, un peu en deçà de la surface osseuse.

Lorsque les piles postérieures sont verticales, les contraintes au sein de piles antérieures sont très supérieures (+ 98 % en moyenne) à celles des piles postérieures. En revanche, lorsque les piles postérieures sont obliques, ces valeurs sont plus homogènes (50 MPa en moyenne).

Lorsque les piles postérieures sont verticales, les contraintes osseuses sont plus importantes en antérieur (+ 94 %) qu'en postérieur (14 MPa). En revanche, lorsque les piles postérieures sont obliques, ces valeurs augmentent de 13 % en moyenne.

Par ailleurs, les piles antérieures se déplacent plus que les postérieures (+ 47 % en moyenne), et la

Application de forces verticales en tripode

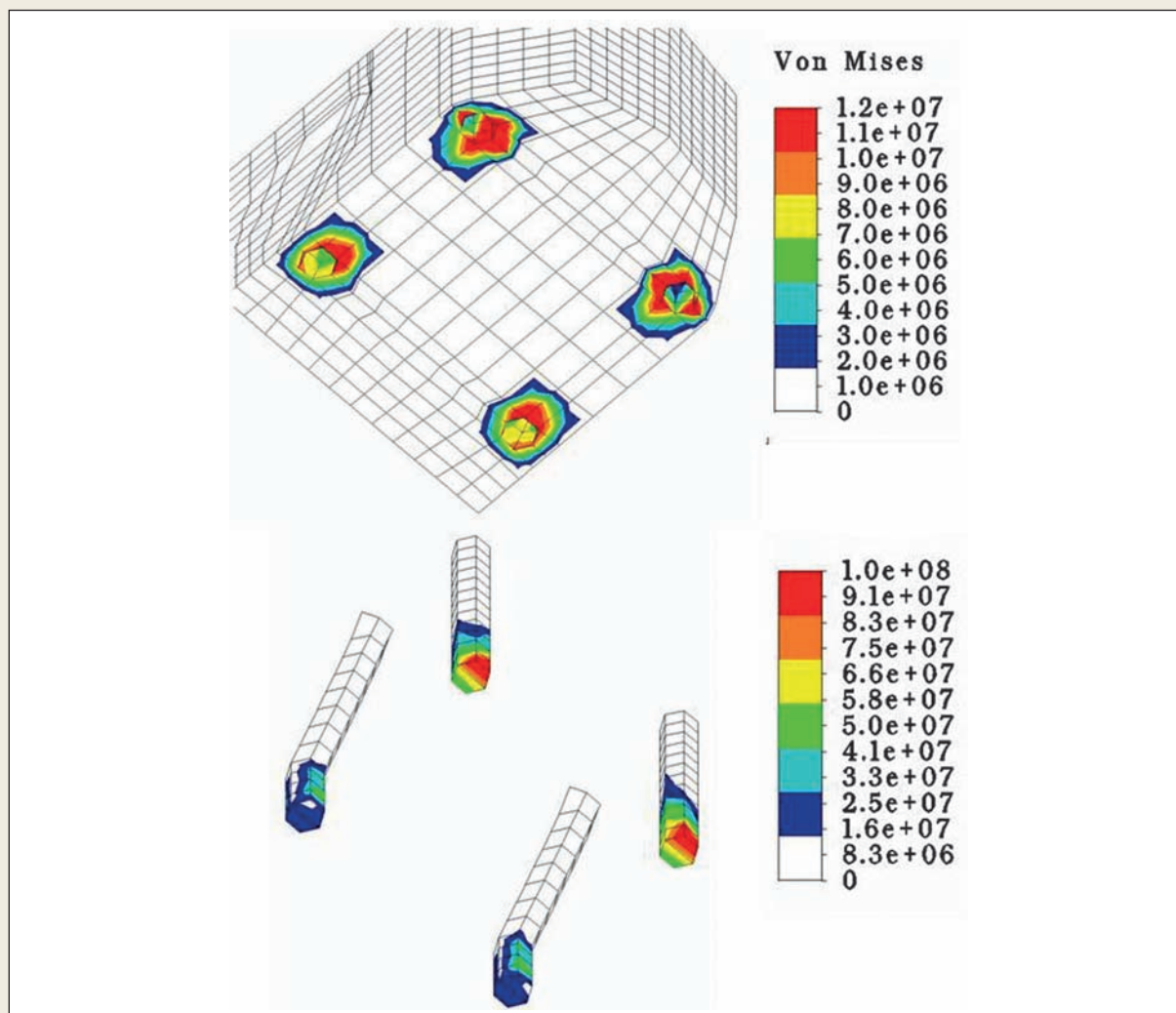


FIG. 13 / Distribution des contraintes dans les piles et les alvéoles.

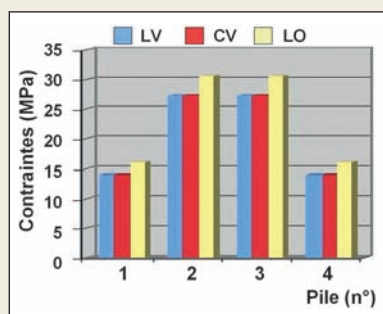


FIG. 14 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

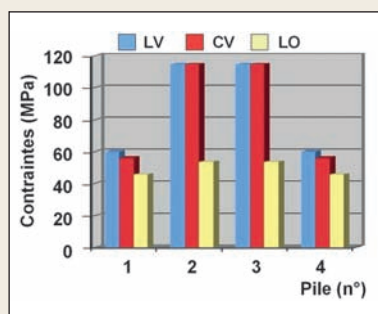


FIG. 15 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

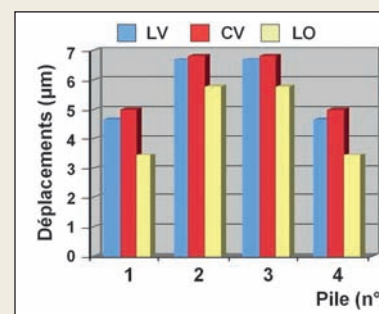


FIG. 16 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

configuration LO entraîne une diminution des déplacements de -22 % en moyenne. La pile CV se déplace légèrement plus que la LV (pile 1) tandis qu'elle est soumise à un peu moins de contraintes au sein de la pile.

Ainsi, la longueur des implants postérieurs n'est pas un facteur d'influence dominant. Les piles obliques postérieures diminuent beaucoup les contraintes antérieures et légèrement les déplacements, au prix d'une légère augmentation des contraintes osseuses. Afin de mieux isoler le rôle d'une charge verticale postérieure, l'expérience a été répétée en ne laissant qu'une charge postérieure unilatérale.

Une force axiale unilatérale postérieure de 100 N est appliquée sur la travée entre les piles 1 et 2 (Fig. 17 à 19). Les contraintes du côté de la charge sont comparables à celles précédemment décrites en postérieur. Les contraintes côté non chargées sont quasiment nulles. Les déplacements décroissent de la pile 1 à la pile 4. Les contraintes de la pile 1 CV sont très légèrement inférieures à celles de la pile LV.

Les observations précédemment décrites sont maintenues. Les contraintes et déplacements relevés en postérieur lors de l'exercice de charges en tripode viennent essentiellement de la charge la plus proche de la pile. Les forces verticales sont plus fréquentes en postérieur, mais les forces obliques sont réputées

pour être plus néfastes en termes de contraintes et de déplacements. Que se passerait-il en cas de guidage canin ou antérieur ?

Une charge oblique unilatérale mimant une fonction canine est alors appliquée aux modèles (Fig. 20 à 22). Par rapport à un maxillaire édenté, cette charge est oblique en haut et en dehors et appliquée en place de canine, c'est-à-dire au niveau de la pile 2.

Les contraintes relevées au col de la pile 2, point d'application de la force, diminuent de -32 % lorsque les piles postérieures sont obliques. Aucune différence importante n'est visible entre les 3 modèles concernant les déplacements et les contraintes osseuses.

La pile 1 CV est soumise à moins de contraintes osseuses que la LV, mais à un peu plus de contraintes au sein même de la pile. Elle se déplace toujours plus que LV.

Une force horizontale centrale antérieure mimant la propulsion est appliquée aux modèles (Fig. 23 à 25).

Les résultats montrent que lorsque les piles postérieures sont obliques, les contraintes antérieures diminuent d'environ 27 %. En revanche, la diminution de longueur des piles postérieures ne modifie pas ces valeurs.

L'inclinaison des piles postérieures augmente la valeur des contraintes osseuses mesurées. En postérieur, la configuration LO augmente les contraintes de +27,5 %

Application d'une force verticale unilatérale postérieure

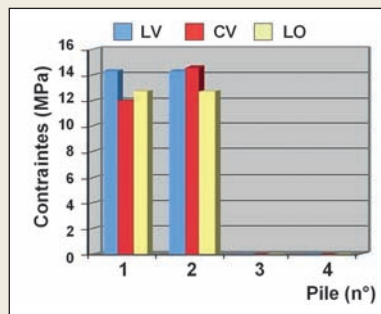


Fig. 17 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

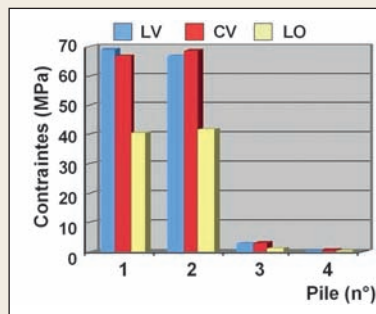


Fig. 18 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

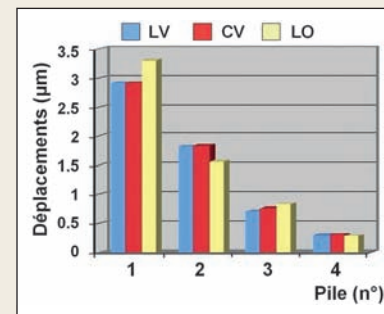


Fig. 19 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

Application d'une force oblique unilatérale

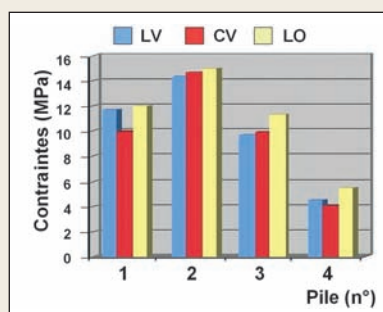


Fig. 20 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

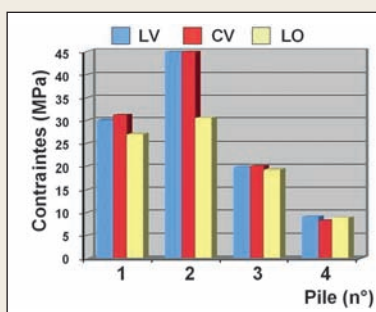


Fig. 21 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

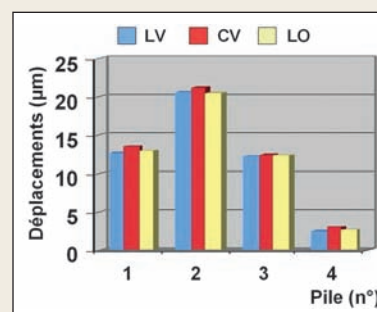


Fig. 22 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

Application d'une force horizontale antérieure

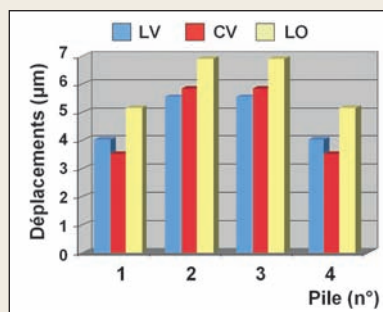


Fig. 23 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

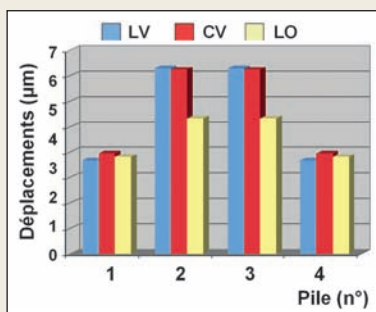


Fig. 24 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

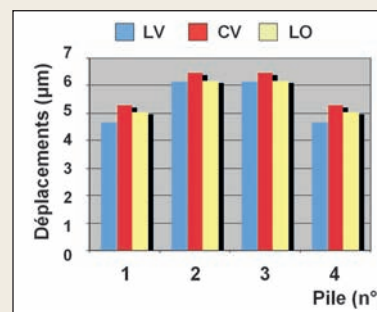


Fig. 25 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

par rapport aux CV, et de + 45 % par rapport aux LV. Pour les piles antérieures, ces valeurs augmentent respectivement de + 18 % et + 24,3 %. La pile 1 CV est sujette à plus de contraintes internes, mais à moins de contraintes osseuses, et se déplace plus que la LV. Il n'y a que peu de différences en termes de déplacements et de contraintes entre les implants verticaux longs et courts. Les piles obliques diminuent nettement les contraintes au sein des piles, et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses.

DISCUSSION

Cette étude avait pour objectif de déterminer l'intérêt d'utiliser des implants courts ou inclinés pour éviter un comblement de sinus. Selon nos résultats, il semble que les contraintes et déplacements observés avec implants verticaux longs et courts soient comparables, ce qui plaide cliniquement en faveur des implants courts. Par ailleurs, les implants inclinés semblent plus intéressants pour diminuer les contraintes implantaires.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

LIMITES DE LA MEF

La méthode des éléments finis a prouvé être un outil précis et commode lorsqu'il s'agit d'étudier le comportement mécanique des implants^[21]. Les modèles peuvent être facilement modifiés pour s'adapter à des hypothèses variées. Le programme utilisé dans cette étude a toutefois un certain nombre de limites à cause des approximations irréalistes, utilisées lors de la caractérisation des matériaux. Cette étude statique repose sur l'homogénéité, l'élasticité linéaire et l'isotropie de l'os et du titane ; elle ne tient pas compte de la fatigue des matériaux soumis à des forces répétées et aussi complexes que les forces masticatoires. De plus, cette méthode considère la liaison de l'os et de l'implant comme étant parfaite. En réalité, les forces de mastication sont dynamiques et obliques, et la liaison os/implant est tout aussi dynamique. Par conséquent, il est très difficile de reproduire tous les détails du comportement naturel. La MEF ne peut déterminer les critères acceptables de contraintes, mais permet de comparer différents modèles et de quantifier le risque relatif de chacun d'entre eux. Dans cette étude préliminaire, des piles et des poutres parallélépipédiques sont utilisées pour mimer le comportement d'implants dentaires reliés par une infrastructure prothétique métallique ; de plus amples travaux sont en cours pour améliorer la correspondance entre théorie et réalité clinique.

Dans la littérature, les contraintes au sein des composants implantaires sont associées aux fractures et dévissages, tandis que les contraintes osseuses sont cliniquement associées aux plages de résorption osseuse^[21]. Les déplacements implantaires peuvent compromettre la stabilité primaire de l'implant.

IMPLANTS COURTS

La définition de l'implant court varie en fonction des auteurs^[22-24]. Selon Renouard et Nissand, l'implant est court lorsque la partie intra-osseuse est inférieure ou égale à 8 mm^[24] et les études cliniques sont loin d'être consensuelles. Les premières associaient les implants courts à davantage d'échecs thérapeutiques^[25-28], mais les suivantes conclurent que la longueur de l'implant n'influençait pas le taux de survie^[19, 29-32].

Quatre facteurs sont suggérés pour expliquer les différences de taux de survie observés^[24, 33, 34] : la stabilité primaire de l'implant, la courbe d'apprentissage du chirurgien, l'état de surface de l'implant et la qualité de l'os. Un protocole chirurgical particulier prenant en compte la densité osseuse et utilisant des implants à surface rugueuse conduit à davantage de succès par une meilleure stabilité primaire. Pour une hauteur supérieure à 6 mm, Renouard et Nissand recommandent d'opter pour l'utilisation d'un implant court^[24].

Les études récentes sur les implants courts placés dans des sites maxillaires fortement résorbés affichent des taux de succès de 95 à 97 %^[19, 35, 36]. S'il est possible d'obtenir une stabilité primaire avec un implant court, placer un implant long présente alors moins d'intérêt. On sait, en effet, grâce à des études en éléments finis^[37-39], que l'essentiel des contraintes masticatoires est concentré au col de l'implant, qu'augmenter le diamètre de l'implant, plus que la longueur, contribue à minimiser ces contraintes ; par ailleurs, l'ancrage bicortical améliore la stabilité primaire grâce à une diminution des déplacements.

IMPLANTS INCLINÉS : LE CONCEPT ALL-ON-FOUR

Maló *et al.* ont obtenu, en 2005, un taux de succès de 97,6 % avec la mise en charge immédiate d'une prothèse supportée par 4 implants maxillaires (All-on-Four, Nobel Biocare)^[18]. Le site du pilier canin permet le placement des implants antérieurs verticaux, et les implants postérieurs sont inclinés de manière à longer la paroi inférieure du sinus et émergent au niveau de la deuxième prémolaire/première molaire. Le faible nombre d'implants autorise une plus grande liberté de placement, une meilleure passivité de l'infrastructure prothétique et une extension prothétique réduite. Selon Mattsson *et al.*, l'inclinaison mésio-distale des implants permet une meilleure stabilité primaire en raison de la longueur majorée des implants utilisés, mais entraîne la découverte de quelques spires en palatin^[40]. La position angulée du col implantaire permet un engagement plus important d'os cortical au niveau crestal^[4]. C'est cette augmentation de stabilité primaire qui permettrait d'envisager un protocole de mise en charge immédiate^[18, 41].

Plusieurs études biomécaniques par MEF ont comparé implants droits et inclinés.

Satoh *et al.* [42] ont comparé par MEF 3D 2 implants parallèles entre eux, avec des implants perpendiculaires à la courbe de Spee (inclinaisons de 10-20°). Ils ont conclu à l'intérêt de l'implant incliné, mais dans leur étude, les implants ne sont pas solidarités et les forces sont orientées dans l'axe de chaque implant. Zampelis *et al.* ont étudié, en 2007, 2 implants reliés entre eux, l'un étant droit ou incliné à 45° et soumis à une force de 50 N [43]. L'utilisation de modèles simplifiés en 2D ne leur permet pas d'appréhender une restauration totale d'arcade, ni les forces obliques latérales. En dépit des nombreuses différences de protocole, les valeurs de contraintes osseuses maximales sont comparables aux nôtres pour les implants droits soumis à une force verticale. En revanche, ils trouvent des valeurs très similaires aux précédentes pour les implants inclinés.

Cette étude mécanique préliminaire par MEF 3D montre une fois de plus que la longueur de l'implant importe peu en termes de contraintes maximales [39]. Par conséquent, un implant court peu se substituer à un implant plus long avec comblement sinusien. Par ailleurs, l'utilisation d'implants inclinés permet de diminuer les contraintes au sein des implants.

CONCLUSION

Les conclusions dérivées de cette étude mécanique préliminaire par MEF 3D sont restreintes aux hypothèses choisies pour la composition du modèle numérique et ses conditions aux limites. Ces résultats préliminaires ne peuvent être transférés à la clinique sans de plus amples analyses, preuves et essais cliniques. Toutefois, la MEF s'attache à l'aspect mécanique d'une structure biologique. Ainsi, les conclusions de cette étude doivent être considérées comme une information mécanique à l'égard des cliniciens. Compte tenu des limites de cette étude, peu de différences en termes de déplacements et de contraintes ont été observées entre les implants verticaux longs et courts. Les implants obliques diminuent nettement les contraintes implantaires, et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses. Ainsi, il semble qu'implants courts et implants incli-

nés soient des options thérapeutiques intéressantes, permettant de s'affranchir d'un comblement sinusien dans le cadre du traitement par prothèse implantoporté d'un maxillaire fortement résorbé. †

ADRESSE DES DISTRIBUTEURS

◉ **BIO-OSS®** - GEISTLICH PHARMA AG - BUSINESS UNIT BIOMATERIALS - Bahnhofstrasse 40 - 6110 Wolhusen - Suisse - Tél. : + (41) 41 492 56 30 - Fax : + (41) 41 492 56 39 - E-mail : biomaterials@geistlich.ch - www.geistlich.com

◉ **MULTIUNIT®** - ALL-ON-FOUR - NOBEL BIO-CARE - 80, avenue des Terroirs-de-France - 75607 Paris Cedex 12 - Tél. : 01 53 33 89 10 - Fax : 01 53 33 89 33 - www.nobelbiocare.com

BIBLIOGRAPHIE

1. Fortin Y, Sullivan RM, Rangert BR. The Marius implant bridge: surgical and prosthetic rehabilitation for the completely-edentulous upper jaw with moderate to severe resorption: a 5-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2002;4(2):69-77.
2. Brånemark PI, Svensson B, van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res* 1995;6(4):227-231.
3. Chanavaz M. Maxillary sinus: anatomy, physiology, surgery, and bone grafting related to implantology - Eleven years of surgical experience (1979-1990). *J Oral Implantol* 1990;16(3):199-209.
4. Davarpanah M. Manuel d'implantologie clinique : concepts protocoles et innovations récentes, 2008.
5. Schwartz-Arad D, Herzberg R, Dolev E. The prevalence of surgical complications of the sinus graft procedure and their impact on implant survival. *J Periodontol* 2004;75(4):511-516.
6. Misch CM, Misch CE, Resnik RR, Ismail YH, Appel B. Post-operative maxillary cyst associated with a maxillary sinus elevation procedure: a case report. *J Oral Implantol* 1991;17(4):432-437.
7. Lockhart R, Ceccaldi J, Bertrand JC. Postoperative maxillary cyst following sinus bone graft: report of a case. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(4):583-586.
8. Summers RB. A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. *Compendium* 1994;15(2):152, 154-156, 158 passim; quiz 162.
9. Commissionat Y, Princ G, Poulmaire F, Scortecchi G, Odin G, Berg S. Techniques non invasives d'implantation sous-sinusienne. *Act Odontol Stomatol* 2007;238:119-135.
10. Davarpanah M, Caraman M, Jakubowicz-Kohen B, Kebir-Quelin M, Szmukler-Moncler S. Prosthetic success with a maxillary immediate-loading protocol in the multiple-risk patient. *Int J Periodont Rest Dent* 2007;27(2):161-169.
11. Tulasne JF. Implant treatment of missing posterior dentition. In: Albrektsson J, Zarb GA, eds. *The Brånemark osseointegrated implant*. Chicago: Quintessence, 1989:103-116.
12. Balshi SF, Wolfinger GJ, Balshi TJ. Analysis of 164 titanium oxide-surface implants in completely-edentulous arches for fixed prosthesis anchorage using the pterygomaxillary region. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(6):946-952.
13. Balshi TJ, Wolfinger GJ. Management of the posterior maxilla in the compromised patient: historical, current, and future perspectives. *Periodontol* 2000 2003;33:67-81.
14. Valeron JF, Valeron PF. Long-term results in placement of screw-type implants in the pterygomaxillary-pyramidal region. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22(2):195-200.
15. Brånemark PI *et al.* Zygoma fixture in the management of advanced atrophy of the maxilla: technique and long-term results. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg* 2004;38(2):70-85.

photo

Sinus et prothèse implanta-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

16. Aparicio C, Perales P, Rangert B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2001;3(1):39-49.

17. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindstrom H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(3):405-414.

18. Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System implants for completely-edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl 1):S88-94.

19. Renouard F, Nisand D. Short implants in the severely-resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl 1):S104-110.

20. Renouard F. Implants courts versus greffes osseuses sous sinusiennes: étude clinique retrospective. *J Parodont Imp Oral* 2006;25(4):281-287.

21. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2006;9(4):257-270.

22. Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJ, Kuiper C, Raghoobar GM. Implantology and the severely-resorbed edentulous mandible. *Crit Rev Oral Biol Med* 2004;15(4):240-248.

23. Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21(2):275-282.

24. Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Implants Res* 2006;17(Suppl 2):35-51.

25. Bahat O. Treatment planning and placement of implants in the posterior maxillae: report of 732 consecutive Nobelpharma implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(2):151-161.

26. Jemt T, Lekholm U. Implant treatment in edentulous maxillae: a 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(3):303-311.

27. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res* 1992;3(3):104-111.

28. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Brånemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol* 1991;62(1):2-4.

29. Testori T, Wiseman L, Woolfe S, Porter SS. A prospective multicenter clinical study of the Osseotite implant: four-year interim report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(2):193-200.

30. Deporter D, Pilliar RM, Todescan R, Watson P, Pharoah M. Managing the posterior mandible of partially edentulous patients with short, porous-surfaced dental implants: early data from a clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(5):653-658.

31. Friberg B, Grondahl K, Lekholm U, Brånemark PI. Long-term follow-up of severely-atrophic edentulous mandibles reconstructed with short Brånemark implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2(4):184-189.

32. Tawil G, Younan R. Clinical evaluation of short, machined-surface implants followed for 12 to 92 months. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18(6):894-901.

33. Romeo E, Ghisolfi M, Rozza R, Chiapasco M, Lops D. Short (8 mm) dental implants in the rehabilitation of partial and complete edentulism: a 3- to 14-year longitudinal study. *Int J Prosthodont* 2006;19(6):586-592.

34. Anitua E, Orive G, Aguirre JJ, Andia I. Five-year clinical evaluation of short dental implants placed in posterior areas: a retrospective study. *J Periodontol* 2008;79(1):42-48.

35. Maló P, de Araujo Nobre M, Rangert B. Short implants placed one-stage in maxillae and mandibles: a retrospective clinical study with 1 to 9 years of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res* 2007;9(1):15-21.

36. Fugazzotto PA, Beagle JR, Ganeles J, Jaffin R, Vlassis J, Kumar A. Success and failure rates of 9 mm or shorter implants in the replacement of missing maxillary molars when restored with individual crowns:

preliminary results 0 to 84 months in function. A retrospective study. *J Periodontol* 2004;75(2):327-332.

37. Iplikcioglu H, Akca K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent* 2002;30(1):41-46.

38. Georgiopoulos B, Kalioras K, Provatidis C, Manda M, Koidis P. The effects of implant length and diameter prior to and after osseointegration: a 2-D finite element analysis. *J Oral Implantol* 2007;33(5):243-256.

39. Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, Barquins M. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5(4):254-262.

40. Mattsson T, Kondell PA, Gynther GW, Fredholm U, Bolin A. Implant treatment without bone grafting in severely-resorbed edentulous maxillae. *J Oral Maxillofac Surg* 1999;57(3):281-287.

41. Calandriello R, Tomatis M. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla *via* immediate/early function and tilted implants: a prospective 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl.1):S1-12.

42. Satoh T, Maeda Y, Komiyama Y. Biomechanical rationale for intentionally-inclined implants in the posterior mandible using 3D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(4):533-539.

43. Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2007;97(6 Suppl):S35-43.

Adrien Naveau

AHU
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris
71, quai d'Orsay
75007 Paris

Antoine Bouton

Attaché
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris

Erwan Hauchard

DCD
Paris

Henri-Pierre Naveau

DCD
Paris

Michel Barquins

Directeur de Recherche
CNRS-ESPCI, Paris

Laurent Pierrisnard

PU-PH
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris

Référencement bibliographique

Cet article peut être recherché ou cité sous la référence suivante :
Naveau A, Bouton A, Hauchard E, Naveau H.-P., Barquins M, Pierrisnard L. Sinus et prothèse implanta-portée : étude préliminaire par la MEF 3D. *Implant* 2009;15:??-?.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

Le traitement de référence du patient complètement édenté au maxillaire par une prothèse fixée implanto-portée consiste en un bridge supporté par 6 à 8 implants^[1,2]. Après édentation, le maxillaire subit un remodelage essentiellement alvéolaire sous forme d'une résorption verticale et centripète, associée à une pneumatisation^[3,4]. Dans les sites postérieurs, les larges

espaces médullaires et les obstacles sinusiens compliquent le traitement. Classiquement, la greffe sous-sinusienne permet d'augmenter la hauteur d'os (**Fig. 1 et 2**), mais nécessite un geste chirurgical supplémentaire associé à un risque de complications^[5-7].

En 1994, Summers a décrit les avantages du recours à l'ostéotomie^[8] en présence d'une hauteur d'os de 5 mm minimum et d'un os de faible densité (**Fig. 3 et 4**).

Pose d'implants associée à une greffe sous-sinusienne



Fig. 1 / Situation initiale : secteur 2 postérieur maxillaire résorbé.



Fig. 2 / Pose de 2 implants associée à un matériaux de comblement (Bio-oss®, Geistlicht Pharma).

Pose d'un implant sous-sinusal après technique de Summers



Fig. 3 / Situation initiale : 15 avec granulome sous-sinusal.



Fig. 4 / Après extraction de la 15 et cicatrisation, une ostéotomie selon Summers a permis la formation d'un dôme osseux autour de l'apex implantaire le jour de la pose.

L'utilisation successive de 5 instruments permet alors d'augmenter la densité osseuse par compaction latérale et apicale de l'os du site choisi. Ainsi, cette technique permet de placer un implant plus long que ce qu'autorise le site non préparé^[9].

D'autres techniques implantaire et prothétiques permettent de s'affranchir du comblement sinusien. L'utilisation d'un cantilever est possible, mais ses limites dans le cas d'une prothèse complète implantoportée sont mal connues. Selon Davarpanah *et al.*^[10], la longueur de l'extension distale envisageable dépend

de la forme de l'arcade et de la distance séparant les 2 implants les plus distaux. Parmi les techniques chirurgicales complexes, il est possible de poser des implants ptérygo-palato-tuberositaires^[11] avec un bon pronostic biomécanique^[12-14] ou des implants zygomatiques^[15] dont la longueur est comprise entre 30 à 50 mm.

Les arguments avancés en faveur de l'inclinaison des implants juxtasinusiens sont l'exploitation maximale du volume osseux disponible^[16,17] et d'os cortical au niveau crestal^[4] (Fig. 5 à 8). Récemment, une

Pose d'implants inclinés pour éviter le sinus



Fig. 5 / Situation initiale : 23 et 25 qui servent de points d'appui pour une restauration plurale fixée dento-portée, ne peuvent être conservées.



Fig. 6 / Pose des implants, dont 1 incliné qui longe la paroi inférieure mésiale du sinus et émerge un peu plus distalement que les racines de 25.



Fig. 7 / Transferts d'empreinte : l'utilisation de piliers Multi-Unit® (Nobel Biocare) de 30° en place de 25 et de 17° en 23 permettent de corriger la divergence des axes implantaire.

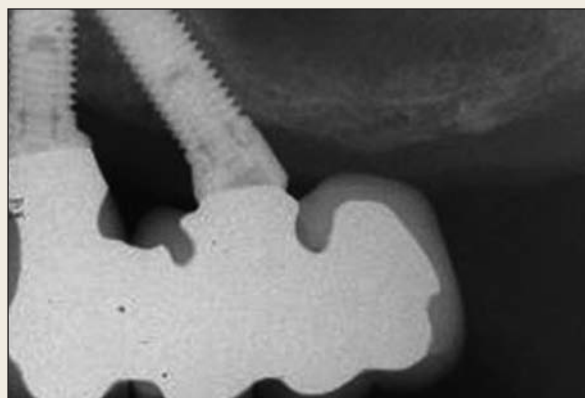


Fig. 8 / Restauration prothétique d'usage avec 26 en extension.

étude de Paolo Maló *et al.* [18] a révélé un taux de succès de 97,6 % pour des mises en charge immédiates de prothèses maxillaires supportées par 4 implants. Par ailleurs, il est possible d'avoir recours à des implants courts (Fig. 9 et 10). Renouard et Nisand ont relevé un taux de succès de 94,6 % pour des implants courts placés dans des sites fortement résorbés [19], et des taux de succès comparables pour les traitements par implants courts et par greffes osseuses sinusiennes par abord latéral [20]. Les auteurs recommandent d'opter pour l'utilisation d'un implant court pour une hauteur supérieure ou égale à 6 mm. L'analyse par la méthode des éléments finis (MEF) est une technique informatique utilisée pour calculer et représenter visuellement les contraintes et déformations au sein d'associations de structures soumises à des charges simulées. Ce calcul requiert la connaissance des propriétés mécaniques des matériaux, telles que le module de Young (E) et le coefficient de Poisson (ν). Cette méthode d'analyse numérique des contraintes est largement utilisée de nos jours pour étudier les problèmes biomécaniques en implantologie dentaire [17]. La plupart des études mécaniques par MEF se penchent sur la distribution des contraintes en fonction de la morphologie implan-

taire, mais très peu se sont intéressées à la disposition géométrique d'implants reliés entre eux. Les alternatives aux procédures d'augmentation osseuse dans le traitement du patient complètement édenté au maxillaire par une prothèse fixée implanto-portée sont nombreuses. Cette expérience préliminaire permet d'évaluer la distribution des contraintes et les déplacements de 4 piles en titane reliées entre elles et enchâssées dans une structure osseuse arquée. Les variables comparées sont la longueur et l'inclinaison des piles postérieures, ainsi que les forces exercées sur la poutre. Le but de cette première étude est d'appréhender le comportement biomécanique d'implants en situation juxtasinusienne.

MATÉRIEL ET MÉTHODES

Le logiciel utilisé dans cette étude est CADSPAP® (CADLM, Gif-sur-Yvette, France), version française de Supersap (Algor® Interactive Systems, Pittsburgh, États-Unis) sur un ordinateur PC compatible. Les matériaux modélisés en 3 dimensions sont admis comme homogènes, isotropes et comme travaillant en élasticité linéaire, c'est-à-dire dans un domaine où les structures reprennent leur géométrie initiale après

Pose d'un implant court sous-sinusien



FIG. 9 / Situation initiale : la 16 a été récemment extraite suite à une fracture.



FIG. 10 / Un implant de 7 mm a été posé.

décharge. Les caractéristiques mécaniques des matériaux sont représentées (TABL. I) par leur module de Young (E) et coefficient de Poisson (ν).

Dans cette étude préliminaire, les implants sont représentés de manière schématique par des piles prenant la forme de prismes droits de section hexagonale. Quatre piles sont enchâssées par leur base dans un maxillaire édenté, représenté par un prisme droit aux propriétés de l'os spongieux ($50 \times 40 \times 15$ mm, soit 2 256 éléments). Le sommet de ces 4 piles supporte une poutre de titane ($94 \times 3 \times 2$ mm, soit 88 éléments) représentant l'armature d'un bridge implanto-porté. L'alvéole osseuse est vide en l'absence de pile. L'intégration des piles en titane/alvéole osseuse est parfaite. Les éléments sont assemblés pour constituer les modèles étudiés (FIG. 11). Toutes les expérimentations comprennent 4 piles : deux

sont enchâssées dans la partie antérieure du maxillaire (piles 2 et 3 en sites canins) et les 2 autres sont dans la partie postérieure du maxillaire (piles 1 et 4 en sites molaires). Les piles antérieures sont invariablement verticales et longues (15×4 mm, dont 10 mm dans l'os, soit 96 éléments). Les caractéristiques des piles postérieures changent à chaque modélisation : longues et verticales (LV, 15×4 mm, dont 10 mm dans l'os), courtes et verticales (CV, 10×4 mm, dont 5 mm dans l'os, soit 80 éléments), et enfin longues et obliques (LO, 18×4 mm, dont 13 mm dans l'os, soit 96 éléments).

Ces 3 modèles sont soumis à diverses forces de 100 N exercées sur la poutre (FIG. 12) : verticales en tripode (VT, entre les piliers, dans la région antérieure centralement et bilatéralement en postérieur), verticale unilatéralement dans la région postérieure (VP), oblique unilatérale au niveau canin (OC, force dirigée en haut et en dehors) et horizontale antérieure (HA, vers l'extérieur).

La distribution et l'intensité des contraintes de von Mises sont calculées et comparées. Le logiciel permet de représenter la localisation des déformations en cisaillement pour chacun des 8 modèles. Les zones d'isodéformations apparaissent sous forme

MATÉRIAUX PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES	TITANE	OS SPONGIEUX
Module de Young (E)	117	1
Coefficient de Poisson (ν)	0,33	0,35

TABL. I / Propriétés mécaniques des matériaux et structures (E en GPa).

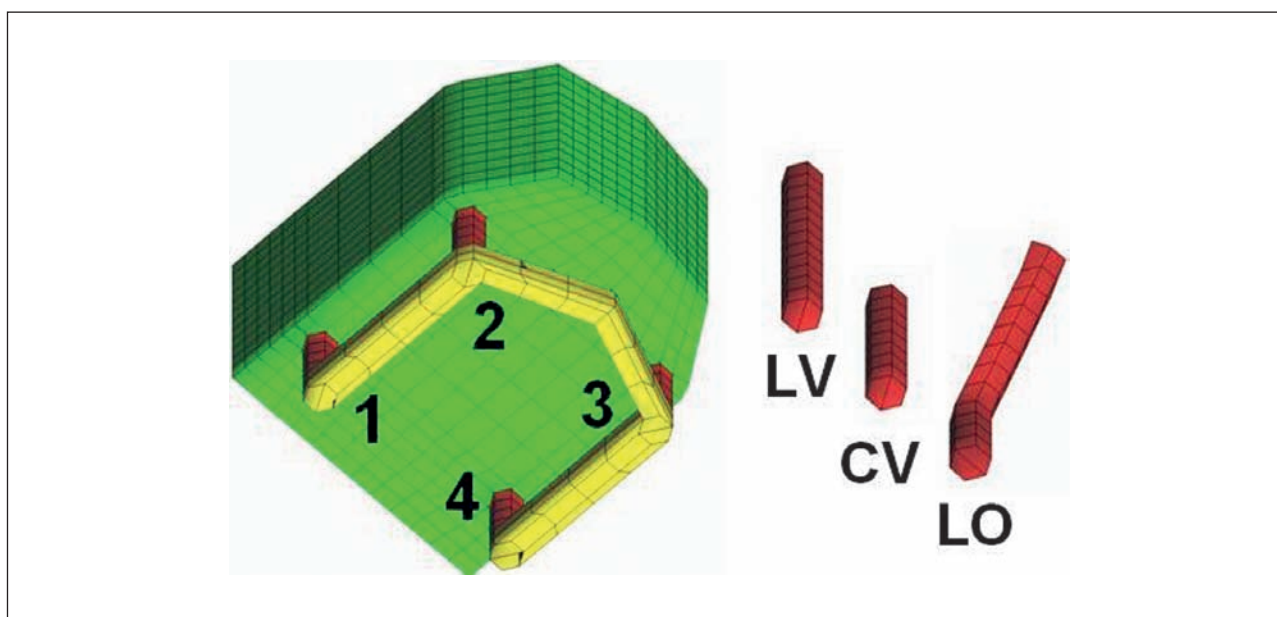


FIG. 11 / Les modèles comprennent successivement en postérieur (sites 1 et 4) des piles longues verticales (LV), courtes verticales (CV) et longues obliques (LO). En antérieur (sites 2 et 3), les piles sont toujours longues et verticales.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

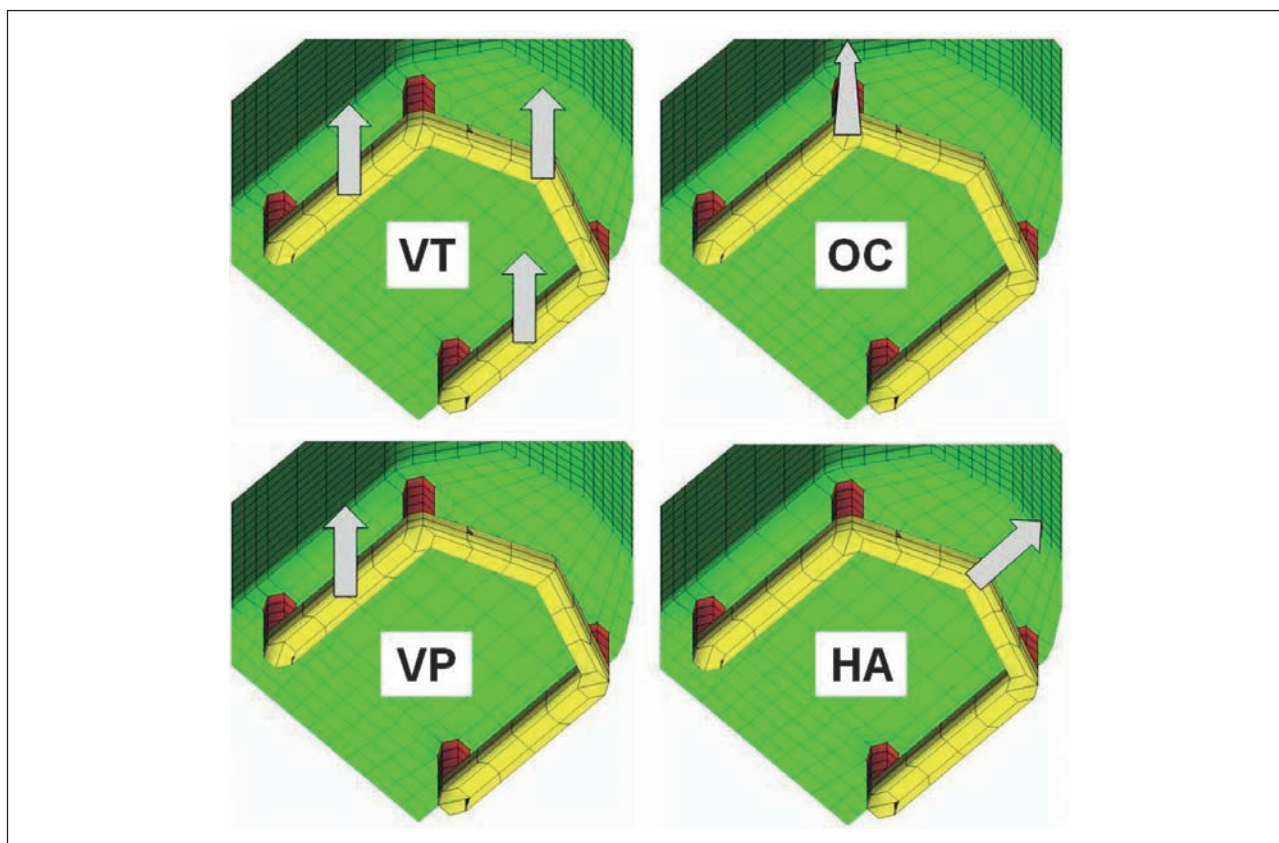


Fig. 12 / Les 3 modèles sont soumis à diverses forces de 100 N (VT : verticales en tripode, VP : verticale postérieure, OC : oblique au niveau canin, HA : horizontale antérieure).

de plages colorées. Les couleurs chaudes (rouge, orange) caractérisent les déformations les plus grandes. Le jaune et le vert se succèdent jusqu'au blanc qui correspond à des déformations négligeables. Pour information, l'échelle de contraintes (exprimée en MPa) correspondant au code couleur est affichée en légende des figures. Les contraintes maximales observées au col des piles et au niveau des alvéoles osseuses sont relevées sous forme d'histogramme. Les déplacements des piles sont également rapportés.

RÉSULTATS

Ces expérimentations étudient l'intérêt biomécanique d'implants courts ou obliques dans le cadre de restauration prothétique maxillaire supportée par 4 implants. Les implants longs verticaux en situation postérieure servent de référence (comblement de sinus).

La première expérimentation consiste à appliquer sur la poutre centralement en antérieur et bilatéralement en postérieur des charges verticales de 100 N (Fig. 13 à 16). La localisation des contraintes maximales, quelle que soit l'expérimentation, est en cervicale des piles, un peu en deçà de la surface osseuse.

Lorsque les piles postérieures sont verticales, les contraintes au sein de piles antérieures sont très supérieures (+ 98 % en moyenne) à celles des piles postérieures. En revanche, lorsque les piles postérieures sont obliques, ces valeurs sont plus homogènes (50 MPa en moyenne).

Lorsque les piles postérieures sont verticales, les contraintes osseuses sont plus importantes en antérieur (+ 94 %) qu'en postérieur (14 MPa). En revanche, lorsque les piles postérieures sont obliques, ces valeurs augmentent de 13 % en moyenne.

Par ailleurs, les piles antérieures se déplacent plus que les postérieures (+ 47 % en moyenne), et la

Application de forces verticales en tripode

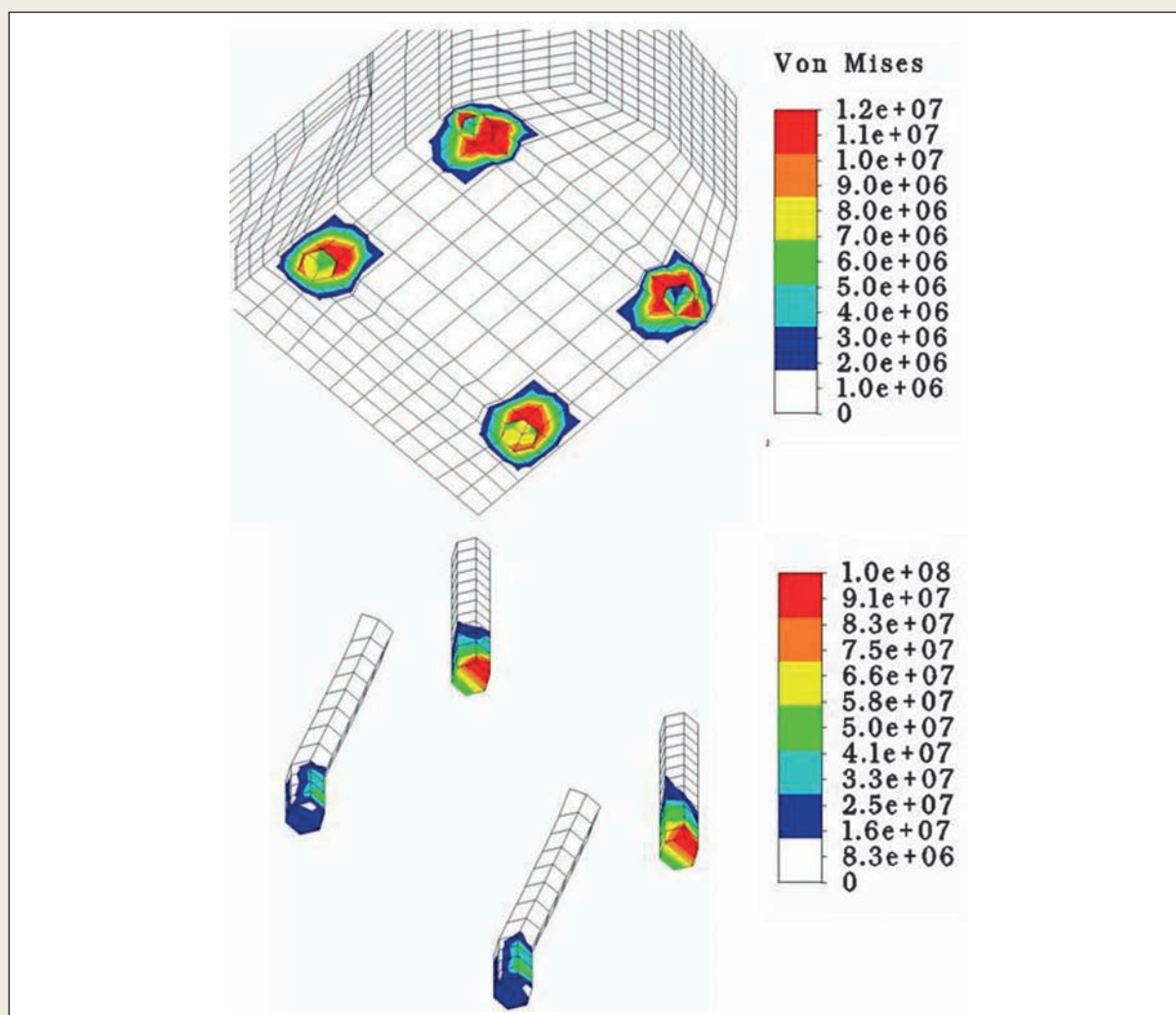


FIG. 13 / Distribution des contraintes dans les piles et les alvéoles.

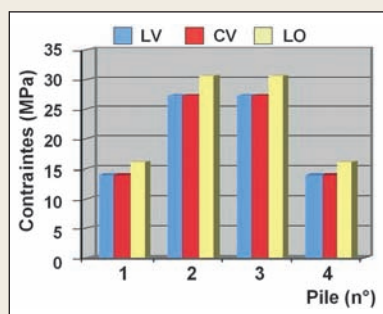


FIG. 14 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

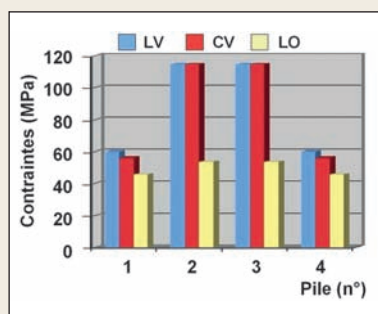


FIG. 15 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

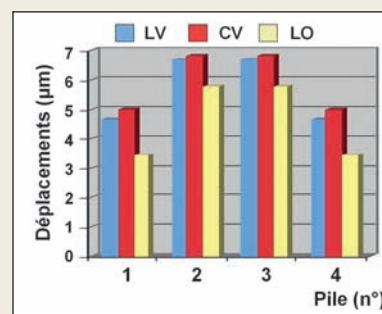


FIG. 16 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

configuration LO entraîne une diminution des déplacements de -22 % en moyenne. La pile CV se déplace légèrement plus que la LV (pile 1) tandis qu'elle est soumise à un peu moins de contraintes au sein de la pile.

Ainsi, la longueur des implants postérieurs n'est pas un facteur d'influence dominant. Les piles obliques postérieures diminuent beaucoup les contraintes antérieures et légèrement les déplacements, au prix d'une légère augmentation des contraintes osseuses. Afin de mieux isoler le rôle d'une charge verticale postérieure, l'expérience a été répétée en ne laissant qu'une charge postérieure unilatérale.

Une force axiale unilatérale postérieure de 100 N est appliquée sur la travée entre les piles 1 et 2 (Fig. 17 à 19). Les contraintes du côté de la charge sont comparables à celles précédemment décrites en postérieur. Les contraintes côté non chargées sont quasiment nulles. Les déplacements décroissent de la pile 1 à la pile 4. Les contraintes de la pile 1 CV sont très légèrement inférieures à celles de la pile LV.

Les observations précédemment décrites sont maintenues. Les contraintes et déplacements relevés en postérieur lors de l'exercice de charges en tripode viennent essentiellement de la charge la plus proche de la pile. Les forces verticales sont plus fréquentes en postérieur, mais les forces obliques sont réputées

pour être plus néfastes en termes de contraintes et de déplacements. Que se passerait-il en cas de guidage canin ou antérieur ?

Une charge oblique unilatérale mimant une fonction canine est alors appliquée aux modèles (Fig. 20 à 22). Par rapport à un maxillaire édenté, cette charge est oblique en haut et en dehors et appliquée en place de canine, c'est-à-dire au niveau de la pile 2.

Les contraintes relevées au col de la pile 2, point d'application de la force, diminuent de -32 % lorsque les piles postérieures sont obliques. Aucune différence importante n'est visible entre les 3 modèles concernant les déplacements et les contraintes osseuses.

La pile 1 CV est soumise à moins de contraintes osseuses que la LV, mais à un peu plus de contraintes au sein même de la pile. Elle se déplace toujours plus que LV.

Une force horizontale centrale antérieure mimant la propulsion est appliquée aux modèles (Fig. 23 à 25).

Les résultats montrent que lorsque les piles postérieures sont obliques, les contraintes antérieures diminuent d'environ 27 %. En revanche, la diminution de longueur des piles postérieures ne modifie pas ces valeurs.

L'inclinaison des piles postérieures augmente la valeur des contraintes osseuses mesurées. En postérieur, la configuration LO augmente les contraintes de +27,5 %

Application d'une force verticale unilatérale postérieure

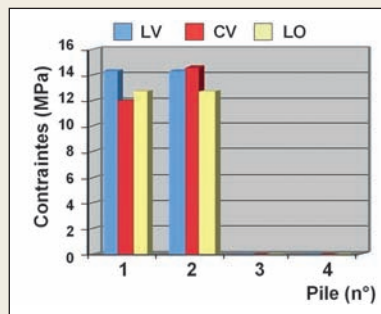


Fig. 17 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

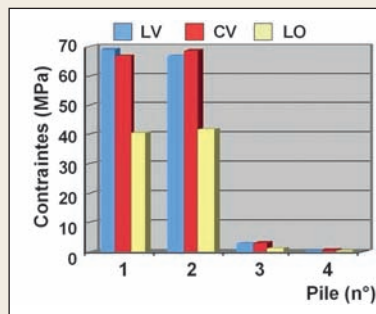


Fig. 18 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

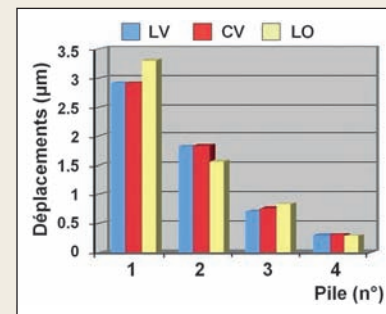


Fig. 19 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

Application d'une force oblique unilatérale

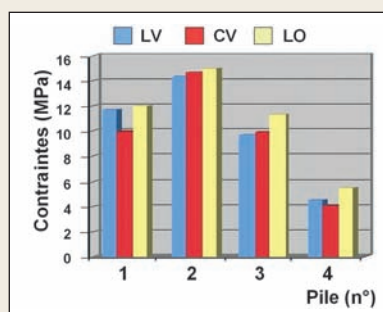


Fig. 20 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

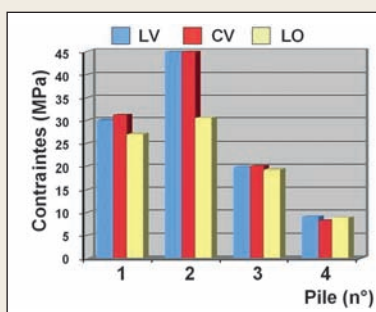


Fig. 21 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

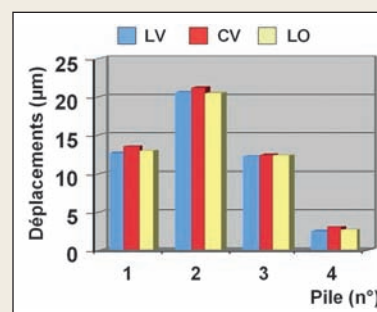


Fig. 22 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

Application d'une force horizontale antérieure

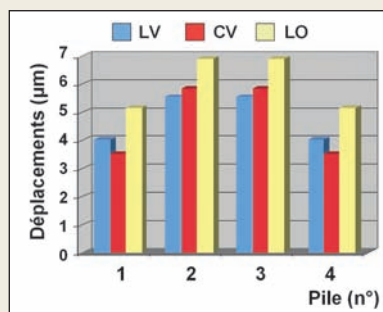


Fig. 23 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

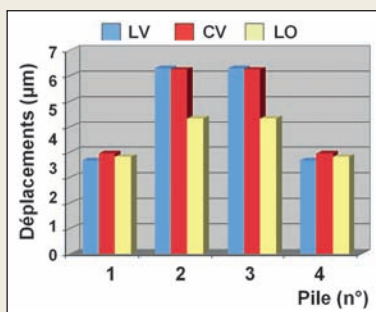


Fig. 24 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

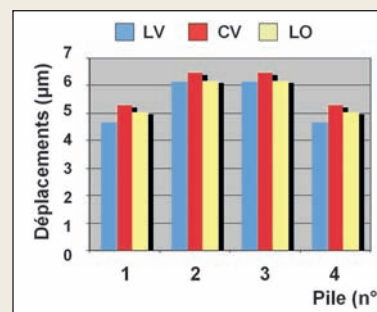


Fig. 25 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

par rapport aux CV, et de + 45 % par rapport aux LV. Pour les piles antérieures, ces valeurs augmentent respectivement de + 18 % et + 24,3 %. La pile 1 CV est sujette à plus de contraintes internes, mais à moins de contraintes osseuses, et se déplace plus que la LV. Il n'y a que peu de différences en termes de déplacements et de contraintes entre les implants verticaux longs et courts. Les piles obliques diminuent nettement les contraintes au sein des piles, et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses.

DISCUSSION

Cette étude avait pour objectif de déterminer l'intérêt d'utiliser des implants courts ou inclinés pour éviter un comblement de sinus. Selon nos résultats, il semble que les contraintes et déplacements observés avec implants verticaux longs et courts soient comparables, ce qui plaide cliniquement en faveur des implants courts. Par ailleurs, les implants inclinés semblent plus intéressants pour diminuer les contraintes implantaires.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

LIMITES DE LA MEF

La méthode des éléments finis a prouvé être un outil précis et commode lorsqu'il s'agit d'étudier le comportement mécanique des implants^[21]. Les modèles peuvent être facilement modifiés pour s'adapter à des hypothèses variées. Le programme utilisé dans cette étude a toutefois un certain nombre de limites à cause des approximations irréalistes, utilisées lors de la caractérisation des matériaux. Cette étude statique repose sur l'homogénéité, l'élasticité linéaire et l'isotropie de l'os et du titane ; elle ne tient pas compte de la fatigue des matériaux soumis à des forces répétées et aussi complexes que les forces masticatoires. De plus, cette méthode considère la liaison de l'os et de l'implant comme étant parfaite. En réalité, les forces de mastication sont dynamiques et obliques, et la liaison os/implant est tout aussi dynamique. Par conséquent, il est très difficile de reproduire tous les détails du comportement naturel. La MEF ne peut déterminer les critères acceptables de contraintes, mais permet de comparer différents modèles et de quantifier le risque relatif de chacun d'entre eux. Dans cette étude préliminaire, des piles et des poutres parallélépipédiques sont utilisées pour mimer le comportement d'implants dentaires reliés par une infrastructure prothétique métallique ; de plus amples travaux sont en cours pour améliorer la correspondance entre théorie et réalité clinique.

Dans la littérature, les contraintes au sein des composants implantaires sont associées aux fractures et dévissages, tandis que les contraintes osseuses sont cliniquement associées aux plages de résorption osseuse^[21]. Les déplacements implantaires peuvent compromettre la stabilité primaire de l'implant.

IMPLANTS COURTS

La définition de l'implant court varie en fonction des auteurs^[22-24]. Selon Renouard et Nissand, l'implant est court lorsque la partie intra-osseuse est inférieure ou égale à 8 mm^[24] et les études cliniques sont loin d'être consensuelles. Les premières associaient les implants courts à davantage d'échecs thérapeutiques^[25-28], mais les suivantes conclurent que la longueur de l'implant n'influençait pas le taux de survie^[19, 29-32].

Quatre facteurs sont suggérés pour expliquer les différences de taux de survie observés^[24, 33, 34] : la stabilité primaire de l'implant, la courbe d'apprentissage du chirurgien, l'état de surface de l'implant et la qualité de l'os. Un protocole chirurgical particulier prenant en compte la densité osseuse et utilisant des implants à surface rugueuse conduit à davantage de succès par une meilleure stabilité primaire. Pour une hauteur supérieure à 6 mm, Renouard et Nissand recommandent d'opter pour l'utilisation d'un implant court^[24].

Les études récentes sur les implants courts placés dans des sites maxillaires fortement résorbés affichent des taux de succès de 95 à 97 %^[19, 35, 36]. S'il est possible d'obtenir une stabilité primaire avec un implant court, placer un implant long présente alors moins d'intérêt. On sait, en effet, grâce à des études en éléments finis^[37-39], que l'essentiel des contraintes masticatoires est concentré au col de l'implant, qu'augmenter le diamètre de l'implant, plus que la longueur, contribue à minimiser ces contraintes ; par ailleurs, l'ancrage bicortical améliore la stabilité primaire grâce à une diminution des déplacements.

IMPLANTS INCLINÉS : LE CONCEPT ALL-ON-FOUR

Maló *et al.* ont obtenu, en 2005, un taux de succès de 97,6 % avec la mise en charge immédiate d'une prothèse supportée par 4 implants maxillaires (All-on-Four, Nobel Biocare)^[18]. Le site du pilier canin permet le placement des implants antérieurs verticaux, et les implants postérieurs sont inclinés de manière à longer la paroi inférieure du sinus et émergent au niveau de la deuxième prémolaire/première molaire. Le faible nombre d'implants autorise une plus grande liberté de placement, une meilleure passivité de l'infrastructure prothétique et une extension prothétique réduite. Selon Mattsson *et al.*, l'inclinaison mésio-distale des implants permet une meilleure stabilité primaire en raison de la longueur majorée des implants utilisés, mais entraîne la découverte de quelques spires en palatin^[40]. La position angulée du col implantaire permet un engagement plus important d'os cortical au niveau crestal^[4]. C'est cette augmentation de stabilité primaire qui permettrait d'envisager un protocole de mise en charge immédiate^[18, 41].

Plusieurs études biomécaniques par MEF ont comparé implants droits et inclinés.

Satoh *et al.* [42] ont comparé par MEF 3D 2 implants parallèles entre eux, avec des implants perpendiculaires à la courbe de Spee (inclinaisons de 10-20°). Ils ont conclu à l'intérêt de l'implant incliné, mais dans leur étude, les implants ne sont pas solidarités et les forces sont orientées dans l'axe de chaque implant. Zampelis *et al.* ont étudié, en 2007, 2 implants reliés entre eux, l'un étant droit ou incliné à 45° et soumis à une force de 50 N [43]. L'utilisation de modèles simplifiés en 2D ne leur permet pas d'appréhender une restauration totale d'arcade, ni les forces obliques latérales. En dépit des nombreuses différences de protocole, les valeurs de contraintes osseuses maximales sont comparables aux nôtres pour les implants droits soumis à une force verticale. En revanche, ils trouvent des valeurs très similaires aux précédentes pour les implants inclinés.

Cette étude mécanique préliminaire par MEF 3D montre une fois de plus que la longueur de l'implant importe peu en termes de contraintes maximales [39]. Par conséquent, un implant court peu se substituer à un implant plus long avec comblement sinusien. Par ailleurs, l'utilisation d'implants inclinés permet de diminuer les contraintes au sein des implants.

CONCLUSION

Les conclusions dérivées de cette étude mécanique préliminaire par MEF 3D sont restreintes aux hypothèses choisies pour la composition du modèle numérique et ses conditions aux limites. Ces résultats préliminaires ne peuvent être transférés à la clinique sans de plus amples analyses, preuves et essais cliniques. Toutefois, la MEF s'attache à l'aspect mécanique d'une structure biologique. Ainsi, les conclusions de cette étude doivent être considérées comme une information mécanique à l'égard des cliniciens. Compte tenu des limites de cette étude, peu de différences en termes de déplacements et de contraintes ont été observées entre les implants verticaux longs et courts. Les implants obliques diminuent nettement les contraintes implantaire, et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses. Ainsi, il semble qu'implants courts et implants incli-

nés soient des options thérapeutiques intéressantes, permettant de s'affranchir d'un comblement sinusien dans le cadre du traitement par prothèse implantoporté d'un maxillaire fortement résorbé. †

ADRESSE DES DISTRIBUTEURS

◉ **BIO-OSS®** - GEISTLICH PHARMA AG - BUSINESS UNIT BIOMATERIALS - Bahnhofstrasse 40 - 6110 Wolhusen - Suisse - Tél. : + (41) 41 492 56 30 - Fax : + (41) 41 492 56 39 - E-mail : biomaterials@geistlich.ch - www.geistlich.com

◉ **MULTIUNIT®** - ALL-ON-FOUR - NOBEL BIO-CARE - 80, avenue des Terroirs-de-France - 75607 Paris Cedex 12 - Tél. : 01 53 33 89 10 - Fax : 01 53 33 89 33 - www.nobelbiocare.com

BIBLIOGRAPHIE

1. Fortin Y, Sullivan RM, Rangert BR. The Marius implant bridge: surgical and prosthetic rehabilitation for the completely-edentulous upper jaw with moderate to severe resorption: a 5-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2002;4(2):69-77.
2. Brånemark PI, Svensson B, van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res* 1995;6(4):227-231.
3. Chanavaz M. Maxillary sinus: anatomy, physiology, surgery, and bone grafting related to implantology - Eleven years of surgical experience (1979-1990). *J Oral Implantol* 1990;16(3):199-209.
4. Davarpanah M. Manuel d'implantologie clinique : concepts protocoles et innovations récentes, 2008.
5. Schwartz-Arad D, Herzberg R, Dolev E. The prevalence of surgical complications of the sinus graft procedure and their impact on implant survival. *J Periodontol* 2004;75(4):511-516.
6. Misch CM, Misch CE, Resnik RR, Ismail YH, Appel B. Post-operative maxillary cyst associated with a maxillary sinus elevation procedure: a case report. *J Oral Implantol* 1991;17(4):432-437.
7. Lockhart R, Ceccaldi J, Bertrand JC. Postoperative maxillary cyst following sinus bone graft: report of a case. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(4):583-586.
8. Summers RB. A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. *Compendium* 1994;15(2):152, 154-156, 158 passim; quiz 162.
9. Commissionat Y, Princ G, Poulmaire F, Scortecchi G, Odin G, Berg S. Techniques non invasives d'implantation sous-sinusienne. *Act Odontol Stomatol* 2007;238:119-135.
10. Davarpanah M, Caraman M, Jakubowicz-Kohen B, Kebir-Quelin M, Szmukler-Moncler S. Prosthetic success with a maxillary immediate-loading protocol in the multiple-risk patient. *Int J Periodont Rest Dent* 2007;27(2):161-169.
11. Tulasne JF. Implant treatment of missing posterior dentition. In: Albrektsson J, Zarb GA, eds. The Brånemark osseointegrated implant. Chicago: Quintessence, 1989:103-116.
12. Balshi SF, Wolfinger GJ, Balshi TJ. Analysis of 164 titanium oxide-surface implants in completely-edentulous arches for fixed prosthesis anchorage using the pterygomaxillary region. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(6):946-952.
13. Balshi TJ, Wolfinger GJ. Management of the posterior maxilla in the compromised patient: historical, current, and future perspectives. *Periodontol* 2000 2003;33:67-81.
14. Valeron JF, Valeron PF. Long-term results in placement of screw-type implants in the pterygomaxillary-pyramidal region. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22(2):195-200.
15. Brånemark PI *et al.* Zygoma fixture in the management of advanced atrophy of the maxilla: technique and long-term results. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg* 2004;38(2):70-85.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

16. Aparicio C, Perales P, Rangert B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2001;3(1):39-49.

17. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindstrom H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(3):405-414.

18. Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System implants for completely-edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl 1):S88-94.

19. Renouard F, Nisand D. Short implants in the severely-resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl 1):S104-110.

20. Renouard F. Implants courts versus greffes osseuses sous sinusiennes: étude clinique retrospective. *J Parodont Imp Oral* 2006;25(4):281-287.

21. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2006;9(4):257-270.

22. Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJ, Kuiper C, Raghoobar GM. Implantology and the severely-resorbed edentulous mandible. *Crit Rev Oral Biol Med* 2004;15(4):240-248.

23. Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21(2):275-282.

24. Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Implants Res* 2006;17(Suppl 2):35-51.

25. Bahat O. Treatment planning and placement of implants in the posterior maxillae: report of 732 consecutive Nobelpharma implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(2):151-161.

26. Jemt T, Lekholm U. Implant treatment in edentulous maxillae: a 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(3):303-311.

27. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res* 1992;3(3):104-111.

28. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Brånemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol* 1991;62(1):2-4.

29. Testori T, Wiseman L, Woolfe S, Porter SS. A prospective multicenter clinical study of the Osseotite implant: four-year interim report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(2):193-200.

30. Deporter D, Pilliar RM, Todescan R, Watson P, Pharoah M. Managing the posterior mandible of partially edentulous patients with short, porous-surfaced dental implants: early data from a clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(5):653-658.

31. Friberg B, Grondahl K, Lekholm U, Brånemark PI. Long-term follow-up of severely-atrophic edentulous mandibles reconstructed with short Brånemark implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2(4):184-189.

32. Tawil G, Younan R. Clinical evaluation of short, machined-surface implants followed for 12 to 92 months. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18(6):894-901.

33. Romeo E, Ghisolfi M, Rozza R, Chiapasco M, Lops D. Short (8 mm) dental implants in the rehabilitation of partial and complete edentulism: a 3- to 14-year longitudinal study. *Int J Prosthodont* 2006;19(6):586-592.

34. Anitua E, Orive G, Aguirre JJ, Andia I. Five-year clinical evaluation of short dental implants placed in posterior areas: a retrospective study. *J Periodontol* 2008;79(1):42-48.

35. Maló P, de Araujo Nobre M, Rangert B. Short implants placed one-stage in maxillae and mandibles: a retrospective clinical study with 1 to 9 years of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res* 2007;9(1):15-21.

36. Fugazzotto PA, Beagle JR, Ganeles J, Jaffin R, Vlassis J, Kumar A. Success and failure rates of 9 mm or shorter implants in the replacement of missing maxillary molars when restored with individual crowns:

preliminary results 0 to 84 months in function. A retrospective study. *J Periodontol* 2004;75(2):327-332.

37. Iplikcioglu H, Akca K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent* 2002;30(1):41-46.

38. Georgiopoulos B, Kalioras K, Provatidis C, Manda M, Koidis P. The effects of implant length and diameter prior to and after osseointegration: a 2-D finite element analysis. *J Oral Implantol* 2007;33(5):243-256.

39. Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, Barquins M. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5(4):254-262.

40. Mattsson T, Kondell PA, Gynther GW, Fredholm U, Bolin A. Implant treatment without bone grafting in severely-resorbed edentulous maxillae. *J Oral Maxillofac Surg* 1999;57(3):281-287.

41. Calandriello R, Tomatis M. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla *via* immediate/early function and tilted implants: a prospective 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl.1):S1-12.

42. Satoh T, Maeda Y, Komiyama Y. Biomechanical rationale for intentionally-inclined implants in the posterior mandible using 3D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(4):533-539.

43. Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2007;97(6 Suppl):S35-43.

Adrien Naveau

AHU
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris
71, quai d'Orsay
75007 Paris

Antoine Bouton

Attaché
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris

Erwan Hauchard

DCD
Paris

Henri-Pierre Naveau

DCD
Paris

Michel Barquins

Directeur de Recherche
CNRS-ESPCI, Paris

Laurent Pierrisnard

PU-PH
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris

Référencement bibliographique

Cet article peut être recherché ou cité sous la référence suivante : Naveau A, Bouton A, Hauchard E, Naveau H.-P., Barquins M, Pierrisnard L. Sinus et prothèse implanto-portée : étude préliminaire par la MEF 3D. *Implant* 2009;15:??-?.

photo

RECHERCHE

scientifique

Sinus et prothèse implanto-portée

Étude préliminaire par la MEF 3D

A. NAVEAU
A. BOUTON
E. HAUCHARD
H.-P. NAVEAU
M. BARQUINS
L. PIERRISNARD

RÉSUMÉ L'abord implantaire du patient complètement édenté au maxillaire est compliqué par la faible hauteur d'os due à la résorption verticale et aux obstacles sinusiens des sites postérieurs. Classiquement, la greffe sous-sinusienne permet d'augmenter la hauteur d'os, impliquant un geste chirurgical supplémentaire associé à un risque de complications. L'objectif de cette étude préliminaire est d'évaluer le comportement biomécanique d'implants courts et d'implants inclinés dans les restaurations complètes supportées par 4 implants. Les modèles 3D ont été analysés par la méthode des éléments finis. Quatre « piles » en titane, enchâssées dans une structure osseuse, reliées entre elles par une poutre arquée ont été soumises à diverses forces. Les piles postérieures sont successivement verticales et courtes, inclinées et longues, ou verticales et longues.

Les contraintes maximales osseuses et implantaires sont situées en cervical, un peu en deçà du niveau osseux. Il n'y a que peu de différences en termes de déplacements et de contraintes entre les implants verticaux longs et courts. Les piles obliques diminuent nettement les contraintes au sein des piles et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses.

Compte tenu des limites de cette étude mécanique préliminaire, il semble qu'implants courts et implants inclinés soient des options thérapeutiques intéressantes, permettant de s'affranchir d'un comblement sinusien dans le cadre du traitement par prothèse implanto-portée d'un maxillaire fortement résorbé.

MOTS CLÉS : • Méthode des éléments finis • implant • sinus • contrainte • expérience

SUMMARY *Sinus and implant-supported fixed partial denture: a preliminary 3D-FEA study.* Low alveolar bone height and sinus cavities make difficult the rehabilitation of the edentulous maxilla by four implants-supported restorations. Augmentation therapies can be associated with complications. This preliminary study aims at comparing stresses and displacements in restorations of which posterior implants were short or inclined. Four hexagonal implants embedded in a bony structure were designed by three-dimensional finite element modelling. The core fixed partial denture had titanium properties. Both posterior implants were vertical and long, vertical and short or long and inclined. Occlusal 100 N loads were vertical tripod, vertical unilateral, inner horizontal anterior or inner oblique unilateral on the canine.

Maximal bone and implant stresses were localized in the cervical areas. Biomechanical behaviours of short and long vertical implants were very similar. After a tripod vertical loading, anterior implant stresses were increased only with vertical posterior implants (+98%). Implants' displacements were slightly reduced with inclined ones (average of -22%). When single loads were applied, these observations were maintained, and inclined implants induced slight bone stresses increase. Inclined implants decreased anterior implants stresses. Short implants had the same behaviour than long ones. Within the limitations of this preliminary mechanical study, short or inclined posterior implants seem of interest in four-implant supported restorations. These options prevent the recourse to a supplementary augmentation procedure.

KEYWORDS : • finite element analysis • implant • sinus • stress • experiment

photo

RECHERCHE

scientifique

Sinus et prothèse implanto-portée

Étude préliminaire par la MEF 3D

A. NAVEAU
A. BOUTON
E. HAUCHARD
H.-P. NAVEAU
M. BARQUINS
L. PIERRISNARD

RÉSUMÉ L'abord implantaire du patient complètement édenté au maxillaire est compliqué par la faible hauteur d'os due à la résorption verticale et aux obstacles sinusiens des sites postérieurs. Classiquement, la greffe sous-sinusienne permet d'augmenter la hauteur d'os, impliquant un geste chirurgical supplémentaire associé à un risque de complications. L'objectif de cette étude préliminaire est d'évaluer le comportement biomécanique d'implants courts et d'implants inclinés dans les restaurations complètes supportées par 4 implants. Les modèles 3D ont été analysés par la méthode des éléments finis. Quatre « piles » en titane, enchâssées dans une structure osseuse, reliées entre elles par une poutre arquée ont été soumises à diverses forces. Les piles postérieures sont successivement verticales et courtes, inclinées et longues, ou verticales et longues.

Les contraintes maximales osseuses et implantaires sont situées en cervical, un peu en deçà du niveau osseux. Il n'y a que peu de différences en termes de déplacements et de contraintes entre les implants verticaux longs et courts. Les piles obliques diminuent nettement les contraintes au sein des piles et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses.

Compte tenu des limites de cette étude mécanique préliminaire, il semble qu'implants courts et implants inclinés soient des options thérapeutiques intéressantes, permettant de s'affranchir d'un comblement sinusien dans le cadre du traitement par prothèse implanto-portée d'un maxillaire fortement résorbé.

MOTS CLÉS : • Méthode des éléments finis • implant • sinus • contrainte • expérience

SUMMARY *Sinus and implant-supported fixed partial denture: a preliminary 3D-FEA study. Low alveolar bone height and sinus cavities make difficult the rehabilitation of the edentulous maxilla by four implants-supported restorations. Augmentation therapies can be associated with complications. This preliminary study aims at comparing stresses and displacements in restorations of which posterior implants were short or inclined. Four hexagonal implants embedded in a bony structure were designed by three-dimensional finite element modelling. The core fixed partial denture had titanium properties. Both posterior implants were vertical and long, vertical and short or long and inclined. Occlusal 100 N loads were vertical tripod, vertical unilateral, inner horizontal anterior or inner oblique unilateral on the canine.*

Maximal bone and implant stresses were localized in the cervical areas. Biomechanical behaviours of short and long vertical implants were very similar. After a tripod vertical loading, anterior implant stresses were increased only with vertical posterior implants (+ 98 %). Implants' displacements were slightly reduced with inclined ones (average of -22 %). When single loads were applied, these observations were maintained, and inclined implants induced slight bone stresses increase. Inclined implants decreased anterior implants stresses. Short implants had the same behaviour than long ones. Within the limitations of this preliminary mechanical study, short or inclined posterior implants seem of interest in four-implant supported restorations. These options prevent the recourse to a supplementary augmentation procedure.

KEYWORDS : • finite element analysis • implant • sinus • stress • experiment

photo

RECHERCHE

scientifique

Sinus et prothèse implanto-portée

Étude préliminaire par la MEF 3D

A. NAVEAU
A. BOUTON
E. HAUCHARD
H.-P. NAVEAU
M. BARQUINS
L. PIERRISNARD

RÉSUMÉ L'abord implantaire du patient complètement édenté au maxillaire est compliqué par la faible hauteur d'os due à la résorption verticale et aux obstacles sinusiens des sites postérieurs. Classiquement, la greffe sous-sinusienne permet d'augmenter la hauteur d'os, impliquant un geste chirurgical supplémentaire associé à un risque de complications. L'objectif de cette étude préliminaire est d'évaluer le comportement biomécanique d'implants courts et d'implants inclinés dans les restaurations complètes supportées par 4 implants. Les modèles 3D ont été analysés par la méthode des éléments finis. Quatre « piles » en titane, enchâssées dans une structure osseuse, reliées entre elles par une poutre arquée ont été soumises à diverses forces. Les piles postérieures sont successivement verticales et courtes, inclinées et longues, ou verticales et longues.

Les contraintes maximales osseuses et implantaires sont situées en cervical, un peu en deçà du niveau osseux. Il n'y a que peu de différences en termes de déplacements et de contraintes entre les implants verticaux longs et courts. Les piles obliques diminuent nettement les contraintes au sein des piles et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses.

Compte tenu des limites de cette étude mécanique préliminaire, il semble qu'implants courts et implants inclinés soient des options thérapeutiques intéressantes, permettant de s'affranchir d'un comblement sinusien dans le cadre du traitement par prothèse implanto-portée d'un maxillaire fortement résorbé.

MOTS CLÉS : • Méthode des éléments finis • implant • sinus • contrainte • expérience

SUMMARY *Sinus and implant-supported fixed partial denture: a preliminary 3D-FEA study. Low alveolar bone height and sinus cavities make difficult the rehabilitation of the edentulous maxilla by four implants-supported restorations. Augmentation therapies can be associated with complications. This preliminary study aims at comparing stresses and displacements in restorations of which posterior implants were short or inclined. Four hexagonal implants embedded in a bony structure were designed by three-dimensional finite element modelling. The core fixed partial denture had titanium properties. Both posterior implants were vertical and long, vertical and short or long and inclined. Occlusal 100 N loads were vertical tripod, vertical unilateral, inner horizontal anterior or inner oblique unilateral on the canine.*

Maximal bone and implant stresses were localized in the cervical areas. Biomechanical behaviours of short and long vertical implants were very similar. After a tripod vertical loading, anterior implant stresses were increased only with vertical posterior implants (+98%). Implants' displacements were slightly reduced with inclined ones (average of -22%). When single loads were applied, these observations were maintained, and inclined implants induced slight bone stresses increase. Inclined implants decreased anterior implants stresses. Short implants had the same behaviour than long ones. Within the limitations of this preliminary mechanical study, short or inclined posterior implants seem of interest in four-implant supported restorations. These options prevent the recourse to a supplementary augmentation procedure.

KEYWORDS : • finite element analysis • implant • sinus • stress • experiment

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

Le traitement de référence du patient complètement édenté au maxillaire par une prothèse fixée implanto-portée consiste en un bridge supporté par 6 à 8 implants^[1,2]. Après édentation, le maxillaire subit un remodelage essentiellement alvéolaire sous forme d'une résorption verticale et centripète, associée à une pneumatisation^[3,4]. Dans les sites postérieurs, les larges

espaces médullaires et les obstacles sinusiens compliquent le traitement. Classiquement, la greffe sous-sinusienne permet d'augmenter la hauteur d'os (**Fig. 1 et 2**), mais nécessite un geste chirurgical supplémentaire associé à un risque de complications^[5-7]. En 1994, Summers a décrit les avantages du recours à l'ostéotomie^[8] en présence d'une hauteur d'os de 5 mm minimum et d'un os de faible densité (**Fig. 3 et 4**).

Pose d'implants associée à une greffe sous-sinusienne



Fig. 1 / Situation initiale : secteur 2 postérieur maxillaire résorbé.



Fig. 2 / Pose de 2 implants associée à un matériaux de comblement (Bio-oss®, Geistlicht Pharma).

Pose d'un implant sous-sinusal après technique de Summers



Fig. 3 / Situation initiale : 15 avec granulome sous-sinusal.



Fig. 4 / Après extraction de la 15 et cicatrisation, une ostéotomie selon Summers a permis la formation d'un dôme osseux autour de l'apex implantaire le jour de la pose.

L'utilisation successive de 5 instruments permet alors d'augmenter la densité osseuse par compaction latérale et apicale de l'os du site choisi. Ainsi, cette technique permet de placer un implant plus long que ce qu'autorise le site non préparé^[9].

D'autres techniques implantaire et prothétiques permettent de s'affranchir du comblement sinusien. L'utilisation d'un cantilever est possible, mais ses limites dans le cas d'une prothèse complète implantoportée sont mal connues. Selon Davarpanah *et al.*^[10], la longueur de l'extension distale envisageable dépend

de la forme de l'arcade et de la distance séparant les 2 implants les plus distaux. Parmi les techniques chirurgicales complexes, il est possible de poser des implants ptérygo-palato-tuberositaires^[11] avec un bon pronostic biomécanique^[12-14] ou des implants zygomatiques^[15] dont la longueur est comprise entre 30 à 50 mm.

Les arguments avancés en faveur de l'inclinaison des implants juxtasinusiens sont l'exploitation maximale du volume osseux disponible^[16,17] et d'os cortical au niveau crestal^[4] (Fig. 5 à 8). Récemment, une

Pose d'implants inclinés pour éviter le sinus



Fig. 5 / Situation initiale : 23 et 25 qui servent de points d'appui pour une restauration plurale fixée dento-portée, ne peuvent être conservées.



Fig. 6 / Pose des implants, dont 1 incliné qui longe la paroi inférieure mésiale du sinus et émerge un peu plus distalement que les racines de 25.



Fig. 7 / Transferts d'empreinte : l'utilisation de piliers Multi-Unit® (Nobel Biocare) de 30° en place de 25 et de 17° en 23 permettent de corriger la divergence des axes implantaire.

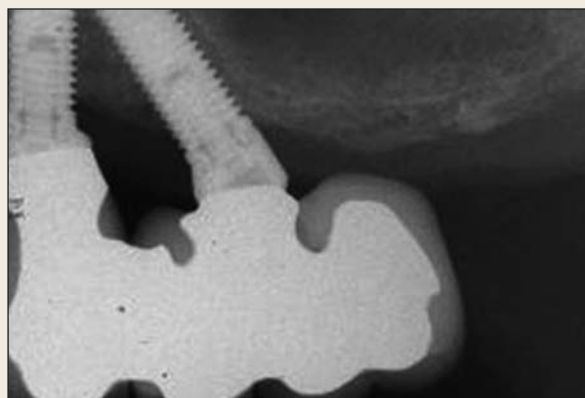


Fig. 8 / Restauration prothétique d'usage avec 26 en extension.

étude de Paolo Maló *et al.* [18] a révélé un taux de succès de 97,6 % pour des mises en charge immédiates de prothèses maxillaires supportées par 4 implants. Par ailleurs, il est possible d'avoir recours à des implants courts (Fig. 9 et 10). Renouard et Nisand ont relevé un taux de succès de 94,6 % pour des implants courts placés dans des sites fortement résorbés [19], et des taux de succès comparables pour les traitements par implants courts et par greffes osseuses sinusiennes par abord latéral [20]. Les auteurs recommandent d'opter pour l'utilisation d'un implant court pour une hauteur supérieure ou égale à 6 mm. L'analyse par la méthode des éléments finis (MEF) est une technique informatique utilisée pour calculer et représenter visuellement les contraintes et déformations au sein d'associations de structures soumises à des charges simulées. Ce calcul requiert la connaissance des propriétés mécaniques des matériaux, telles que le module de Young (E) et le coefficient de Poisson (ν). Cette méthode d'analyse numérique des contraintes est largement utilisée de nos jours pour étudier les problèmes biomécaniques en implantologie dentaire [17]. La plupart des études mécaniques par MEF se penchent sur la distribution des contraintes en fonction de la morphologie implan-

taire, mais très peu se sont intéressées à la disposition géométrique d'implants reliés entre eux. Les alternatives aux procédures d'augmentation osseuse dans le traitement du patient complètement édenté au maxillaire par une prothèse fixée implanto-portée sont nombreuses. Cette expérience préliminaire permet d'évaluer la distribution des contraintes et les déplacements de 4 piles en titane reliées entre elles et enchâssées dans une structure osseuse arquée. Les variables comparées sont la longueur et l'inclinaison des piles postérieures, ainsi que les forces exercées sur la poutre. Le but de cette première étude est d'appréhender le comportement biomécanique d'implants en situation juxtasinusienne.

MATÉRIEL ET MÉTHODES

Le logiciel utilisé dans cette étude est CADSAP® (CADLM, Gif-sur-Yvette, France), version française de Supersap (Algor® Interactive Systems, Pittsburgh, États-Unis) sur un ordinateur PC compatible. Les matériaux modélisés en 3 dimensions sont admis comme homogènes, isotropes et comme travaillant en élasticité linéaire, c'est-à-dire dans un domaine où les structures reprennent leur géométrie initiale après

Pose d'un implant court sous-sinusien



FIG. 9 / Situation initiale : la 16 a été récemment extraite suite à une fracture.



FIG. 10 / Un implant de 7 mm a été posé.

décharge. Les caractéristiques mécaniques des matériaux sont représentées (TABL. I) par leur module de Young (E) et coefficient de Poisson (ν).

Dans cette étude préliminaire, les implants sont représentés de manière schématique par des piles prenant la forme de prismes droits de section hexagonale. Quatre piles sont enchâssées par leur base dans un maxillaire édenté, représenté par un prisme droit aux propriétés de l'os spongieux ($50 \times 40 \times 15$ mm, soit 2 256 éléments). Le sommet de ces 4 piles supporte une poutre de titane ($94 \times 3 \times 2$ mm, soit 88 éléments) représentant l'armature d'un bridge implanto-porté. L'alvéole osseuse est vide en l'absence de pile. L'intégration des piles en titane/alvéole osseuse est parfaite. Les éléments sont assemblés pour constituer les modèles étudiés (FIG. 11). Toutes les expérimentations comprennent 4 piles : deux

sont enchâssées dans la partie antérieure du maxillaire (piles 2 et 3 en sites canins) et les 2 autres sont dans la partie postérieure du maxillaire (piles 1 et 4 en sites molaires). Les piles antérieures sont invariablement verticales et longues (15×4 mm, dont 10 mm dans l'os, soit 96 éléments). Les caractéristiques des piles postérieures changent à chaque modélisation : longues et verticales (LV, 15×4 mm, dont 10 mm dans l'os), courtes et verticales (CV, 10×4 mm, dont 5 mm dans l'os, soit 80 éléments), et enfin longues et obliques (LO, 18×4 mm, dont 13 mm dans l'os, soit 96 éléments).

Ces 3 modèles sont soumis à diverses forces de 100 N exercées sur la poutre (FIG. 12) : verticales en tripode (VT, entre les piliers, dans la région antérieure centralement et bilatéralement en postérieur), verticale unilatéralement dans la région postérieure (VP), oblique unilatérale au niveau canin (OC, force dirigée en haut et en dehors) et horizontale antérieure (HA, vers l'extérieur).

La distribution et l'intensité des contraintes de von Mises sont calculées et comparées. Le logiciel permet de représenter la localisation des déformations en cisaillement pour chacun des 8 modèles. Les zones d'isodéformations apparaissent sous forme

MATÉRIAUX PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES	TITANE	OS SPONGIEUX
Module de Young (E)	117	1
Coefficient de Poisson (ν)	0,33	0,35

TABL. I / Propriétés mécaniques des matériaux et structures (E en GPa).

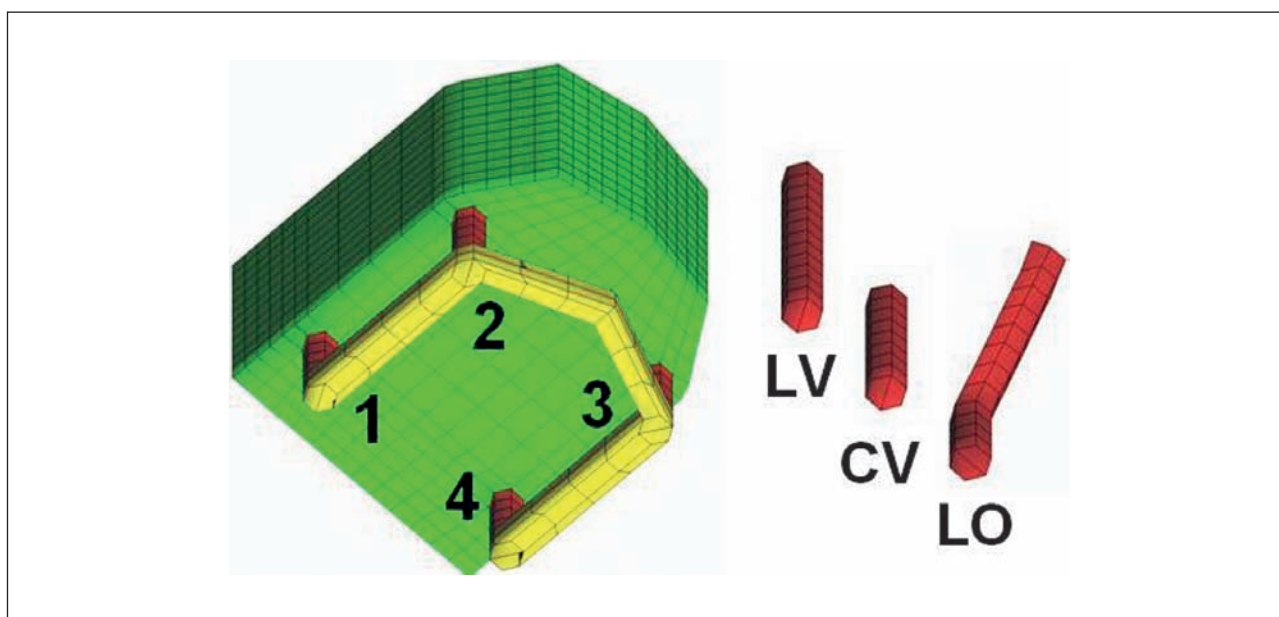


FIG. 11 / Les modèles comprennent successivement en postérieur (sites 1 et 4) des piles longues verticales (LV), courtes verticales (CV) et longues obliques (LO). En antérieur (sites 2 et 3), les piles sont toujours longues et verticales.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

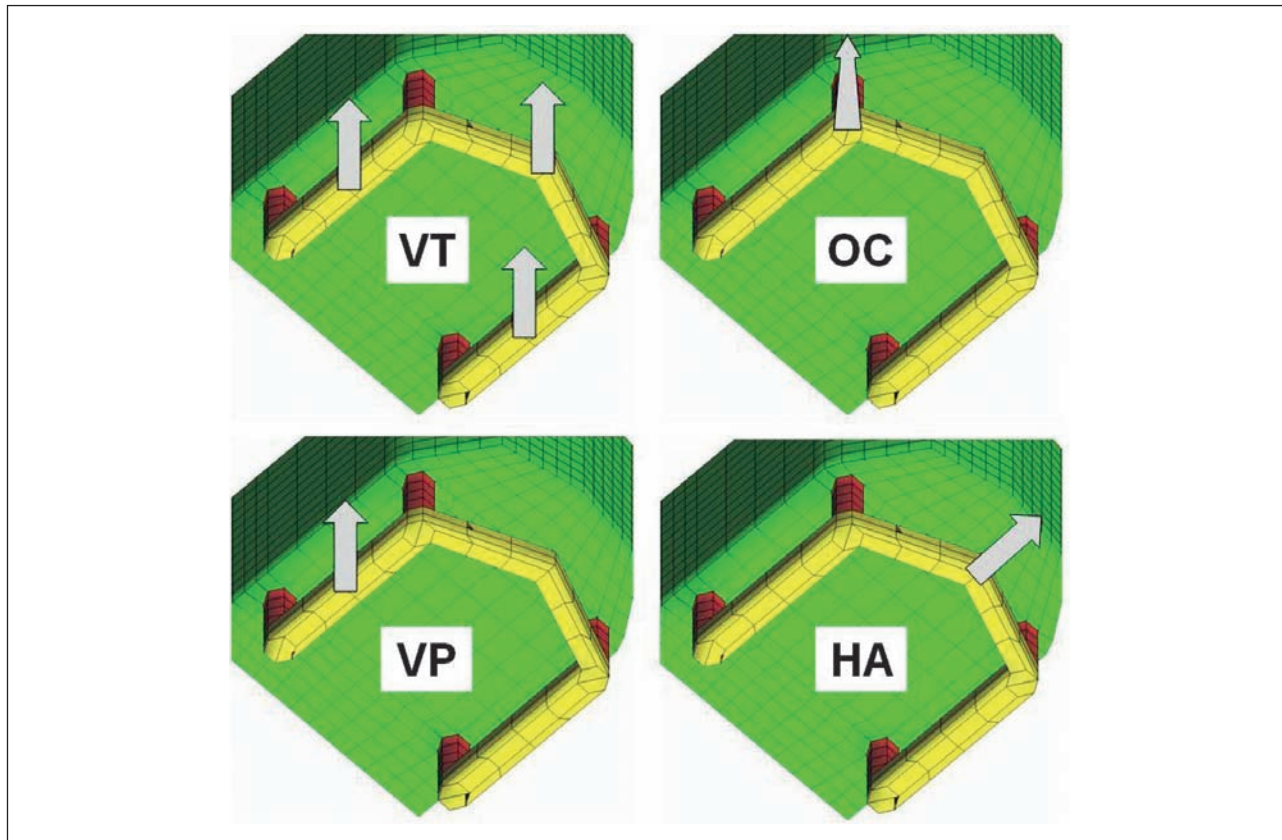


Fig. 12 / Les 3 modèles sont soumis à diverses forces de 100 N (VT : verticales en tripode, VP : verticale postérieure, OC : oblique au niveau canin, HA : horizontale antérieure).

de plages colorées. Les couleurs chaudes (rouge, orange) caractérisent les déformations les plus grandes. Le jaune et le vert se succèdent jusqu'au blanc qui correspond à des déformations négligeables. Pour information, l'échelle de contraintes (exprimée en MPa) correspondant au code couleur est affichée en légende des figures. Les contraintes maximales observées au col des piles et au niveau des alvéoles osseuses sont relevées sous forme d'histogramme. Les déplacements des piles sont également rapportés.

RÉSULTATS

Ces expérimentations étudient l'intérêt biomécanique d'implants courts ou obliques dans le cadre de restauration prothétique maxillaire supportée par 4 implants. Les implants longs verticaux en situation postérieure servent de référence (comblement de sinus).

La première expérimentation consiste à appliquer sur la poutre centralement en antérieur et bilatéralement en postérieur des charges verticales de 100 N (Fig. 13 à 16). La localisation des contraintes maximales, quelle que soit l'expérimentation, est en cervicale des piles, un peu en deçà de la surface osseuse.

Lorsque les piles postérieures sont verticales, les contraintes au sein de piles antérieures sont très supérieures (+ 98 % en moyenne) à celles des piles postérieures. En revanche, lorsque les piles postérieures sont obliques, ces valeurs sont plus homogènes (50 MPa en moyenne).

Lorsque les piles postérieures sont verticales, les contraintes osseuses sont plus importantes en antérieur (+ 94 %) qu'en postérieur (14 MPa). En revanche, lorsque les piles postérieures sont obliques, ces valeurs augmentent de 13 % en moyenne.

Par ailleurs, les piles antérieures se déplacent plus que les postérieures (+ 47 % en moyenne), et la

Application de forces verticales en tripode

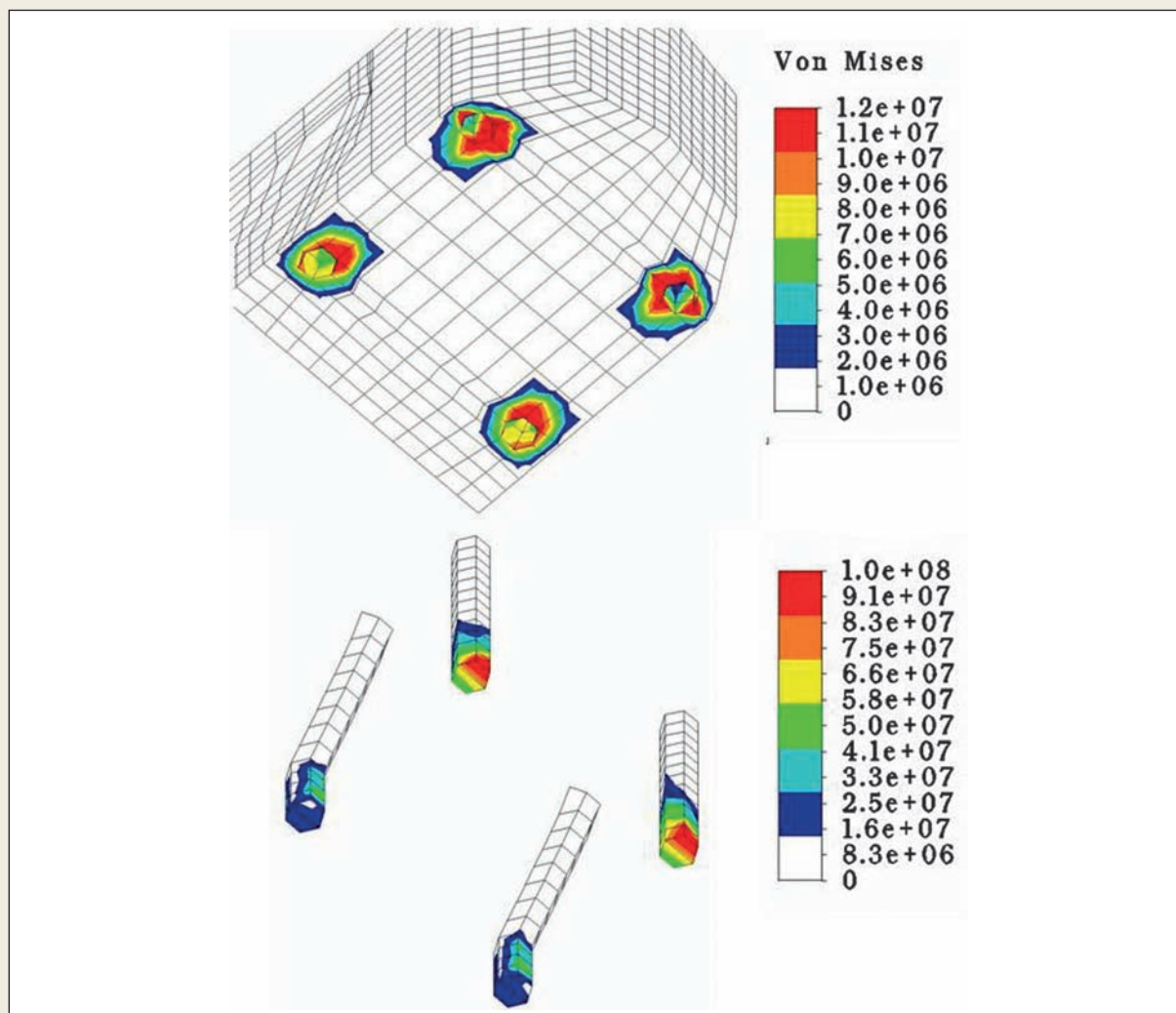


FIG. 13 / Distribution des contraintes dans les piles et les alvéoles.

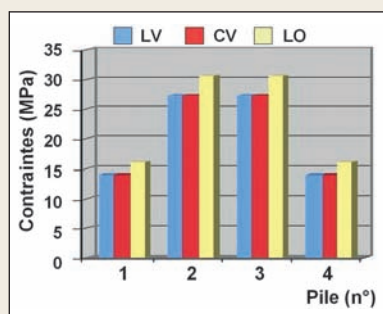


FIG. 14 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

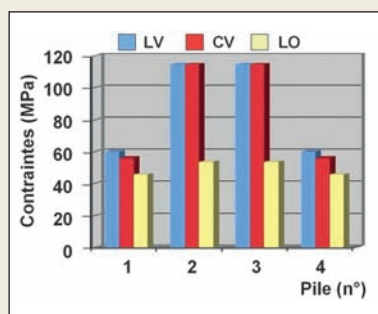


FIG. 15 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

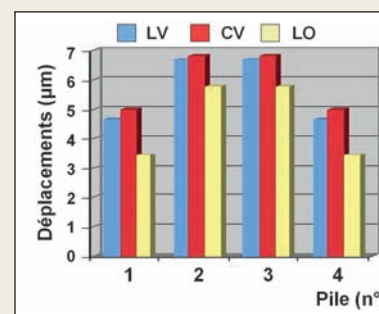


FIG. 16 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

configuration LO entraîne une diminution des déplacements de -22 % en moyenne. La pile CV se déplace légèrement plus que la LV (pile 1) tandis qu'elle est soumise à un peu moins de contraintes au sein de la pile.

Ainsi, la longueur des implants postérieurs n'est pas un facteur d'influence dominant. Les piles obliques postérieures diminuent beaucoup les contraintes antérieures et légèrement les déplacements, au prix d'une légère augmentation des contraintes osseuses. Afin de mieux isoler le rôle d'une charge verticale postérieure, l'expérience a été répétée en ne laissant qu'une charge postérieure unilatérale.

Une force axiale unilatérale postérieure de 100 N est appliquée sur la travée entre les piles 1 et 2 (Fig. 17 à 19). Les contraintes du côté de la charge sont comparables à celles précédemment décrites en postérieur. Les contraintes côté non chargées sont quasiment nulles. Les déplacements décroissent de la pile 1 à la pile 4. Les contraintes de la pile 1 CV sont très légèrement inférieures à celles de la pile LV.

Les observations précédemment décrites sont maintenues. Les contraintes et déplacements relevés en postérieur lors de l'exercice de charges en tripode viennent essentiellement de la charge la plus proche de la pile. Les forces verticales sont plus fréquentes en postérieur, mais les forces obliques sont réputées

pour être plus néfastes en termes de contraintes et de déplacements. Que se passerait-il en cas de guidage canin ou antérieur ?

Une charge oblique unilatérale mimant une fonction canine est alors appliquée aux modèles (Fig. 20 à 22). Par rapport à un maxillaire édenté, cette charge est oblique en haut et en dehors et appliquée en place de canine, c'est-à-dire au niveau de la pile 2.

Les contraintes relevées au col de la pile 2, point d'application de la force, diminuent de -32 % lorsque les piles postérieures sont obliques. Aucune différence importante n'est visible entre les 3 modèles concernant les déplacements et les contraintes osseuses.

La pile 1 CV est soumise à moins de contraintes osseuses que la LV, mais à un peu plus de contraintes au sein même de la pile. Elle se déplace toujours plus que LV.

Une force horizontale centrale antérieure mimant la propulsion est appliquée aux modèles (Fig. 23 à 25).

Les résultats montrent que lorsque les piles postérieures sont obliques, les contraintes antérieures diminuent d'environ 27 %. En revanche, la diminution de longueur des piles postérieures ne modifie pas ces valeurs.

L'inclinaison des piles postérieures augmente la valeur des contraintes osseuses mesurées. En postérieur, la configuration LO augmente les contraintes de +27,5 %

Application d'une force verticale unilatérale postérieure

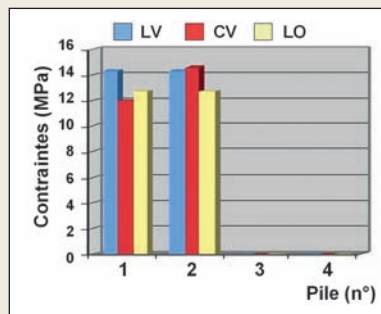


Fig. 17 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

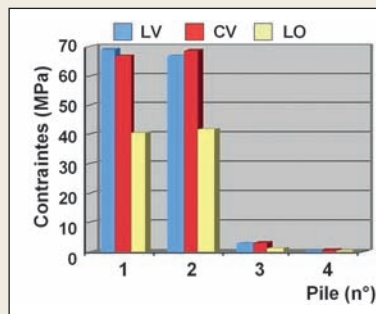


Fig. 18 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

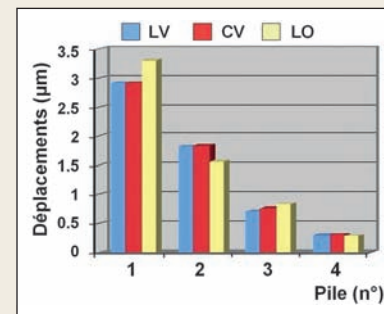


Fig. 19 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

Application d'une force oblique unilatérale

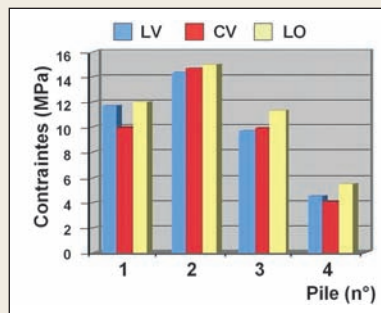


Fig. 20 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

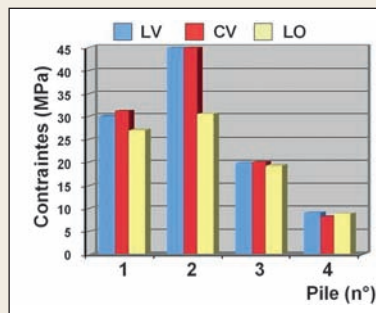


Fig. 21 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

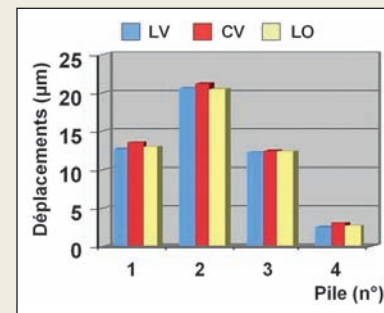


Fig. 22 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

Application d'une force horizontale antérieure

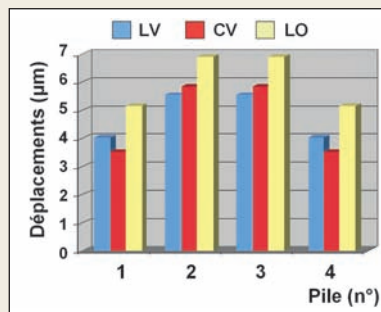


Fig. 23 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

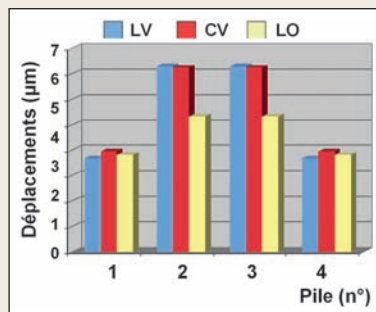


Fig. 24 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

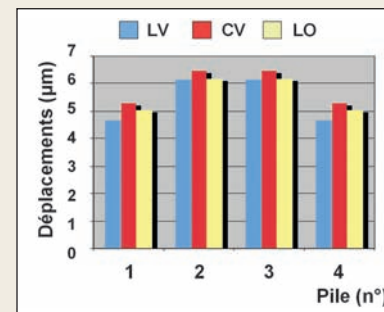


Fig. 25 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

par rapport aux CV, et de + 45 % par rapport aux LV. Pour les piles antérieures, ces valeurs augmentent respectivement de + 18 % et + 24,3 %. La pile 1 CV est sujette à plus de contraintes internes, mais à moins de contraintes osseuses, et se déplace plus que la LV. Il n'y a que peu de différences en termes de déplacements et de contraintes entre les implants verticaux longs et courts. Les piles obliques diminuent nettement les contraintes au sein des piles, et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses.

DISCUSSION

Cette étude avait pour objectif de déterminer l'intérêt d'utiliser des implants courts ou inclinés pour éviter un comblement de sinus. Selon nos résultats, il semble que les contraintes et déplacements observés avec implants verticaux longs et courts soient comparables, ce qui plaide cliniquement en faveur des implants courts. Par ailleurs, les implants inclinés semblent plus intéressants pour diminuer les contraintes implantaires.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

LIMITES DE LA MEF

La méthode des éléments finis a prouvé être un outil précis et commode lorsqu'il s'agit d'étudier le comportement mécanique des implants^[21]. Les modèles peuvent être facilement modifiés pour s'adapter à des hypothèses variées. Le programme utilisé dans cette étude a toutefois un certain nombre de limites à cause des approximations irréalistes, utilisées lors de la caractérisation des matériaux. Cette étude statique repose sur l'homogénéité, l'élasticité linéaire et l'isotropie de l'os et du titane ; elle ne tient pas compte de la fatigue des matériaux soumis à des forces répétées et aussi complexes que les forces masticatoires. De plus, cette méthode considère la liaison de l'os et de l'implant comme étant parfaite. En réalité, les forces de mastication sont dynamiques et obliques, et la liaison os/implant est tout aussi dynamique. Par conséquent, il est très difficile de reproduire tous les détails du comportement naturel. La MEF ne peut déterminer les critères acceptables de contraintes, mais permet de comparer différents modèles et de quantifier le risque relatif de chacun d'entre eux. Dans cette étude préliminaire, des piles et des poutres parallélépipédiques sont utilisées pour mimer le comportement d'implants dentaires reliés par une infrastructure prothétique métallique ; de plus amples travaux sont en cours pour améliorer la correspondance entre théorie et réalité clinique.

Dans la littérature, les contraintes au sein des composants implantaires sont associées aux fractures et dévissages, tandis que les contraintes osseuses sont cliniquement associées aux plages de résorption osseuse^[21]. Les déplacements implantaires peuvent compromettre la stabilité primaire de l'implant.

IMPLANTS COURTS

La définition de l'implant court varie en fonction des auteurs^[22-24]. Selon Renouard et Nissand, l'implant est court lorsque la partie intra-osseuse est inférieure ou égale à 8 mm^[24] et les études cliniques sont loin d'être consensuelles. Les premières associaient les implants courts à davantage d'échecs thérapeutiques^[25-28], mais les suivantes conclurent que la longueur de l'implant n'influait pas le taux de survie^[19, 29-32].

Quatre facteurs sont suggérés pour expliquer les différences de taux de survie observés^[24, 33, 34] : la stabilité primaire de l'implant, la courbe d'apprentissage du chirurgien, l'état de surface de l'implant et la qualité de l'os. Un protocole chirurgical particulier prenant en compte la densité osseuse et utilisant des implants à surface rugueuse conduit à davantage de succès par une meilleure stabilité primaire. Pour une hauteur supérieure à 6 mm, Renouard et Nissand recommandent d'opter pour l'utilisation d'un implant court^[24].

Les études récentes sur les implants courts placés dans des sites maxillaires fortement résorbés affichent des taux de succès de 95 à 97 %^[19, 35, 36]. S'il est possible d'obtenir une stabilité primaire avec un implant court, placer un implant long présente alors moins d'intérêt. On sait, en effet, grâce à des études en éléments finis^[37-39], que l'essentiel des contraintes masticatoires est concentré au col de l'implant, qu'augmenter le diamètre de l'implant, plus que la longueur, contribue à minimiser ces contraintes ; par ailleurs, l'ancrage bicortical améliore la stabilité primaire grâce à une diminution des déplacements.

IMPLANTS INCLINÉS : LE CONCEPT ALL-ON-FOUR

Maló *et al.* ont obtenu, en 2005, un taux de succès de 97,6 % avec la mise en charge immédiate d'une prothèse supportée par 4 implants maxillaires (All-on-Four, Nobel Biocare)^[18]. Le site du pilier canin permet le placement des implants antérieurs verticaux, et les implants postérieurs sont inclinés de manière à longer la paroi inférieure du sinus et émergent au niveau de la deuxième prémolaire/première molaire. Le faible nombre d'implants autorise une plus grande liberté de placement, une meilleure passivité de l'infrastructure prothétique et une extension prothétique réduite. Selon Mattsson *et al.*, l'inclinaison mésio-distale des implants permet une meilleure stabilité primaire en raison de la longueur majorée des implants utilisés, mais entraîne la découverte de quelques spires en palatin^[40]. La position angulée du col implantaire permet un engagement plus important d'os cortical au niveau crestal^[4]. C'est cette augmentation de stabilité primaire qui permettrait d'envisager un protocole de mise en charge immédiate^[18, 41].

Plusieurs études biomécaniques par MEF ont comparé implants droits et inclinés.

Satoh *et al.* [42] ont comparé par MEF 3D 2 implants parallèles entre eux, avec des implants perpendiculaires à la courbe de Spee (inclinaisons de 10-20°). Ils ont conclu à l'intérêt de l'implant incliné, mais dans leur étude, les implants ne sont pas solidarités et les forces sont orientées dans l'axe de chaque implant. Zampelis *et al.* ont étudié, en 2007, 2 implants reliés entre eux, l'un étant droit ou incliné à 45° et soumis à une force de 50 N [43]. L'utilisation de modèles simplifiés en 2D ne leur permet pas d'appréhender une restauration totale d'arcade, ni les forces obliques latérales. En dépit des nombreuses différences de protocole, les valeurs de contraintes osseuses maximales sont comparables aux nôtres pour les implants droits soumis à une force verticale. En revanche, ils trouvent des valeurs très similaires aux précédentes pour les implants inclinés.

Cette étude mécanique préliminaire par MEF 3D montre une fois de plus que la longueur de l'implant importe peu en termes de contraintes maximales [39]. Par conséquent, un implant court peu se substituer à un implant plus long avec comblement sinusien. Par ailleurs, l'utilisation d'implants inclinés permet de diminuer les contraintes au sein des implants.

CONCLUSION

Les conclusions dérivées de cette étude mécanique préliminaire par MEF 3D sont restreintes aux hypothèses choisies pour la composition du modèle numérique et ses conditions aux limites. Ces résultats préliminaires ne peuvent être transférés à la clinique sans de plus amples analyses, preuves et essais cliniques. Toutefois, la MEF s'attache à l'aspect mécanique d'une structure biologique. Ainsi, les conclusions de cette étude doivent être considérées comme une information mécanique à l'égard des cliniciens. Compte tenu des limites de cette étude, peu de différences en termes de déplacements et de contraintes ont été observées entre les implants verticaux longs et courts. Les implants obliques diminuent nettement les contraintes implantaires, et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses. Ainsi, il semble qu'implants courts et implants incli-

nés soient des options thérapeutiques intéressantes, permettant de s'affranchir d'un comblement sinusien dans le cadre du traitement par prothèse implantoporté d'un maxillaire fortement résorbé. †

ADRESSE DES DISTRIBUTEURS

◉ **BIO-OSS®** - GEISTLICH PHARMA AG - BUSINESS UNIT BIOMATERIALS - Bahnhofstrasse 40 - 6110 Wolhusen - Suisse - Tél. : + (41) 41 492 56 30 - Fax : + (41) 41 492 56 39 - E-mail : biomaterials@geistlich.ch - www.geistlich.com

◉ **MULTIUNIT®** - ALL-ON-FOUR - NOBEL BIO-CARE - 80, avenue des Terroirs-de-France - 75607 Paris Cedex 12 - Tél. : 01 53 33 89 10 - Fax : 01 53 33 89 33 - www.nobelbiocare.com

BIBLIOGRAPHIE

1. Fortin Y, Sullivan RM, Rangert BR. The Marius implant bridge: surgical and prosthetic rehabilitation for the completely-edentulous upper jaw with moderate to severe resorption: a 5-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2002;4(2):69-77.
2. Brånemark PI, Svensson B, van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res* 1995;6(4):227-231.
3. Chanavaz M. Maxillary sinus: anatomy, physiology, surgery, and bone grafting related to implantology - Eleven years of surgical experience (1979-1990). *J Oral Implantol* 1990;16(3):199-209.
4. Davarpanah M. Manuel d'implantologie clinique : concepts protocoles et innovations récentes, 2008.
5. Schwartz-Arad D, Herzberg R, Dolev E. The prevalence of surgical complications of the sinus graft procedure and their impact on implant survival. *J Periodontol* 2004;75(4):511-516.
6. Misch CM, Misch CE, Resnik RR, Ismail YH, Appel B. Post-operative maxillary cyst associated with a maxillary sinus elevation procedure: a case report. *J Oral Implantol* 1991;17(4):432-437.
7. Lockhart R, Ceccaldi J, Bertrand JC. Postoperative maxillary cyst following sinus bone graft: report of a case. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(4):583-586.
8. Summers RB. A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. *Compendium* 1994;15(2):152, 154-156, 158 passim; quiz 162.
9. Commissionat Y, Princ G, Poulmaire F, Scortecchi G, Odin G, Berg S. Techniques non invasives d'implantation sous-sinusienne. *Act Odontol Stomatol* 2007;238:119-135.
10. Davarpanah M, Caraman M, Jakubowicz-Kohen B, Kebir-Quelin M, Szmukler-Moncler S. Prosthetic success with a maxillary immediate-loading protocol in the multiple-risk patient. *Int J Periodont Rest Dent* 2007;27(2):161-169.
11. Tulasne JF. Implant treatment of missing posterior dentition. In: Albrektsson J, Zarb GA, eds. The Brånemark osseointegrated implant. Chicago: Quintessence, 1989:103-116.
12. Balshi SF, Wolfinger GJ, Balshi TJ. Analysis of 164 titanium oxide-surface implants in completely-edentulous arches for fixed prosthesis anchorage using the pterygomaxillary region. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(6):946-952.
13. Balshi TJ, Wolfinger GJ. Management of the posterior maxilla in the compromised patient: historical, current, and future perspectives. *Periodontol* 2000 2003;33:67-81.
14. Valeron JF, Valeron PF. Long-term results in placement of screw-type implants in the pterygomaxillary-pyramidal region. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22(2):195-200.
15. Brånemark PI *et al.* Zygoma fixture in the management of advanced atrophy of the maxilla: technique and long-term results. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg* 2004;38(2):70-85.

photo

Sinus et prothèse implanta-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

16. Aparicio C, Perales P, Rangert B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2001;3(1):39-49.

17. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindstrom H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(3):405-414.

18. Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System implants for completely-edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl 1):S88-94.

19. Renouard F, Nisand D. Short implants in the severely- resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl 1):S104-110.

20. Renouard F. Implants courts versus greffes osseuses sous sinusiennes: étude clinique retrospective. *J Parodont Imp Oral* 2006;25(4):281-287.

21. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2006;9(4):257-270.

22. Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJ, Kuiper C, Raghoobar GM. Implantology and the severely-resorbed edentulous mandible. *Crit Rev Oral Biol Med* 2004;15(4):240-248.

23. Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21(2):275-282.

24. Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Implants Res* 2006;17(Suppl 2):35-51.

25. Bahat O. Treatment planning and placement of implants in the posterior maxillae: report of 732 consecutive Nobelpharma implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(2):151-161.

26. Jemt T, Lekholm U. Implant treatment in edentulous maxillae: a 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(3):303-311.

27. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res* 1992;3(3):104-111.

28. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Brånemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol* 1991;62(1):2-4.

29. Testori T, Wiseman L, Woolfe S, Porter SS. A prospective multicenter clinical study of the Osseotite implant: four-year interim report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(2):193-200.

30. Deporter D, Pilliar RM, Todescan R, Watson P, Pharoah M. Managing the posterior mandible of partially edentulous patients with short, porous-surfaced dental implants: early data from a clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(5):653-658.

31. Friberg B, Grondahl K, Lekholm U, Brånemark PI. Long-term follow-up of severely-atrophic edentulous mandibles reconstructed with short Brånemark implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2(4):184-189.

32. Tawil G, Younan R. Clinical evaluation of short, machined-surface implants followed for 12 to 92 months. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18(6):894-901.

33. Romeo E, Ghisolfi M, Rozza R, Chiapasco M, Lops D. Short (8 mm) dental implants in the rehabilitation of partial and complete edentulism: a 3- to 14-year longitudinal study. *Int J Prosthodont* 2006;19(6):586-592.

34. Anitua E, Orive G, Aguirre JJ, Andia I. Five-year clinical evaluation of short dental implants placed in posterior areas: a retrospective study. *J Periodontol* 2008;79(1):42-48.

35. Maló P, de Araujo Nobre M, Rangert B. Short implants placed one-stage in maxillae and mandibles: a retrospective clinical study with 1 to 9 years of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res* 2007;9(1):15-21.

36. Fugazzotto PA, Beagle JR, Ganeles J, Jaffin R, Vlassis J, Kumar A. Success and failure rates of 9 mm or shorter implants in the replacement of missing maxillary molars when restored with individual crowns:

preliminary results 0 to 84 months in function. A retrospective study. *J Periodontol* 2004;75(2):327-332.

37. Iplikcioglu H, Akca K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent* 2002;30(1):41-46.

38. Georgiopoulos B, Kalioras K, Provatidis C, Manda M, Koidis P. The effects of implant length and diameter prior to and after osseointegration: a 2-D finite element analysis. *J Oral Implantol* 2007;33(5):243-256.

39. Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, Barquins M. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5(4):254-262.

40. Mattsson T, Kondell PA, Gynther GW, Fredholm U, Bolin A. Implant treatment without bone grafting in severely- resorbed edentulous maxillae. *J Oral Maxillofac Surg* 1999;57(3):281-287.

41. Calandriello R, Tomatis M. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla *via* immediate/early function and tilted implants: a prospective 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl.1):S1-12.

42. Satoh T, Maeda Y, Komiyama Y. Biomechanical rationale for intentionally-inclined implants in the posterior mandible using 3D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(4):533-539.

43. Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2007;97(6 Suppl):S35-43.

Adrien Naveau

AHU
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris
71, quai d'Orsay
75007 Paris

Antoine Bouton

Attaché
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris

Erwan Hauchard

DCD
Paris

Henri-Pierre Naveau

DCD
Paris

Michel Barquins

Directeur de Recherche
CNRS-ESPCI, Paris

Laurent Pierrisnard

PU-PH
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris

Référencement bibliographique

Cet article peut être recherché ou cité sous la référence suivante : Naveau A, Bouton A, Hauchard E, Naveau H.-P., Barquins M, Pierrisnard L. Sinus et prothèse implanta-portée : étude préliminaire par la MEF 3D. *Implant* 2009;15:??-?.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

Le traitement de référence du patient complètement édenté au maxillaire par une prothèse fixée implanto-portée consiste en un bridge supporté par 6 à 8 implants^[1,2]. Après édentation, le maxillaire subit un remodelage essentiellement alvéolaire sous forme d'une résorption verticale et centripète, associée à une pneumatisation^[3,4]. Dans les sites postérieurs, les larges

espaces médullaires et les obstacles sinusiens compliquent le traitement. Classiquement, la greffe sous-sinusienne permet d'augmenter la hauteur d'os (Fig. 1 et 2), mais nécessite un geste chirurgical supplémentaire associé à un risque de complications^[5-7].

En 1994, Summers a décrit les avantages du recours à l'ostéotomie^[8] en présence d'une hauteur d'os de 5 mm minimum et d'un os de faible densité (Fig. 3 et 4).

Pose d'implants associée à une greffe sous-sinusienne



Fig. 1 / Situation initiale : secteur 2 postérieur maxillaire résorbé.



Fig. 2 / Pose de 2 implants associée à un matériaux de comblement (Bio-oss®, Geistlicht Pharma).

Pose d'un implant sous-sinusal après technique de Summers



Fig. 3 / Situation initiale : 15 avec granulome sous-sinusal.



Fig. 4 / Après extraction de la 15 et cicatrisation, une ostéotomie selon Summers a permis la formation d'un dôme osseux autour de l'apex implantaire le jour de la pose.

L'utilisation successive de 5 instruments permet alors d'augmenter la densité osseuse par compaction latérale et apicale de l'os du site choisi. Ainsi, cette technique permet de placer un implant plus long que ce qu'autorise le site non préparé^[9].

D'autres techniques implantaire et prothétiques permettent de s'affranchir du comblement sinusien. L'utilisation d'un cantilever est possible, mais ses limites dans le cas d'une prothèse complète implantoportée sont mal connues. Selon Davarpanah *et al.*^[10], la longueur de l'extension distale envisageable dépend

de la forme de l'arcade et de la distance séparant les 2 implants les plus distaux. Parmi les techniques chirurgicales complexes, il est possible de poser des implants ptérygo-palato-tuberositaires^[11] avec un bon pronostic biomécanique^[12-14] ou des implants zygomatiques^[15] dont la longueur est comprise entre 30 à 50 mm.

Les arguments avancés en faveur de l'inclinaison des implants juxtasinusiens sont l'exploitation maximale du volume osseux disponible^[16,17] et d'os cortical au niveau crestal^[4] (Fig. 5 à 8). Récemment, une

Pose d'implants inclinés pour éviter le sinus



Fig. 5 / Situation initiale : 23 et 25 qui servent de points d'appui pour une restauration plurale fixée dento-portée, ne peuvent être conservées.



Fig. 6 / Pose des implants, dont 1 incliné qui longe la paroi inférieure mésiale du sinus et émerge un peu plus distalement que les racines de 25.



Fig. 7 / Transferts d'empreinte : l'utilisation de piliers Multi-Unit® (Nobel Biocare) de 30° en place de 25 et de 17° en 23 permettent de corriger la divergence des axes implantaire.

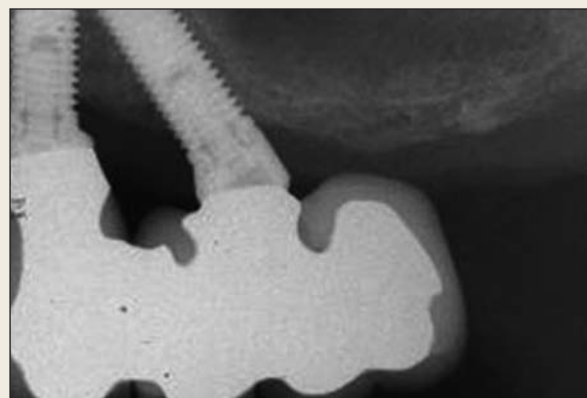


Fig. 8 / Restauration prothétique d'usage avec 26 en extension.

étude de Paolo Maló *et al.* [18] a révélé un taux de succès de 97,6 % pour des mises en charge immédiates de prothèses maxillaires supportées par 4 implants. Par ailleurs, il est possible d'avoir recours à des implants courts (Fig. 9 et 10). Renouard et Nisand ont relevé un taux de succès de 94,6 % pour des implants courts placés dans des sites fortement résorbés [19], et des taux de succès comparables pour les traitements par implants courts et par greffes osseuses sinusiennes par abord latéral [20]. Les auteurs recommandent d'opter pour l'utilisation d'un implant court pour une hauteur supérieure ou égale à 6 mm. L'analyse par la méthode des éléments finis (MEF) est une technique informatique utilisée pour calculer et représenter visuellement les contraintes et déformations au sein d'associations de structures soumises à des charges simulées. Ce calcul requiert la connaissance des propriétés mécaniques des matériaux, telles que le module de Young (E) et le coefficient de Poisson (ν). Cette méthode d'analyse numérique des contraintes est largement utilisée de nos jours pour étudier les problèmes biomécaniques en implantologie dentaire [17]. La plupart des études mécaniques par MEF se penchent sur la distribution des contraintes en fonction de la morphologie implan-

taire, mais très peu se sont intéressées à la disposition géométrique d'implants reliés entre eux. Les alternatives aux procédures d'augmentation osseuse dans le traitement du patient complètement édenté au maxillaire par une prothèse fixée implanto-portée sont nombreuses. Cette expérience préliminaire permet d'évaluer la distribution des contraintes et les déplacements de 4 piles en titane reliées entre elles et enchâssées dans une structure osseuse arquée. Les variables comparées sont la longueur et l'inclinaison des piles postérieures, ainsi que les forces exercées sur la poutre. Le but de cette première étude est d'appréhender le comportement biomécanique d'implants en situation juxtasinusienne.

MATÉRIEL ET MÉTHODES

Le logiciel utilisé dans cette étude est CADSPAP® (CADLM, Gif-sur-Yvette, France), version française de Supersap (Algor® Interactive Systems, Pittsburgh, États-Unis) sur un ordinateur PC compatible. Les matériaux modélisés en 3 dimensions sont admis comme homogènes, isotropes et comme travaillant en élasticité linéaire, c'est-à-dire dans un domaine où les structures reprennent leur géométrie initiale après

Pose d'un implant court sous-sinusien



FIG. 9 / Situation initiale : la 16 a été récemment extraite suite à une fracture.



FIG. 10 / Un implant de 7 mm a été posé.

décharge. Les caractéristiques mécaniques des matériaux sont représentées (TABL. I) par leur module de Young (E) et coefficient de Poisson (ν).

Dans cette étude préliminaire, les implants sont représentés de manière schématique par des piles prenant la forme de prismes droits de section hexagonale. Quatre piles sont enchâssées par leur base dans un maxillaire édenté, représenté par un prisme droit aux propriétés de l'os spongieux ($50 \times 40 \times 15$ mm, soit 2 256 éléments). Le sommet de ces 4 piles supporte une poutre de titane ($94 \times 3 \times 2$ mm, soit 88 éléments) représentant l'armature d'un bridge implanto-porté. L'alvéole osseuse est vide en l'absence de pile. L'intégration des piles en titane/alvéole osseuse est parfaite. Les éléments sont assemblés pour constituer les modèles étudiés (FIG. 11). Toutes les expérimentations comprennent 4 piles : deux

sont enchâssées dans la partie antérieure du maxillaire (piles 2 et 3 en sites canins) et les 2 autres sont dans la partie postérieure du maxillaire (piles 1 et 4 en sites molaires). Les piles antérieures sont invariablement verticales et longues (15×4 mm, dont 10 mm dans l'os, soit 96 éléments). Les caractéristiques des piles postérieures changent à chaque modélisation : longues et verticales (LV, 15×4 mm, dont 10 mm dans l'os), courtes et verticales (CV, 10×4 mm, dont 5 mm dans l'os, soit 80 éléments), et enfin longues et obliques (LO, 18×4 mm, dont 13 mm dans l'os, soit 96 éléments).

Ces 3 modèles sont soumis à diverses forces de 100 N exercées sur la poutre (FIG. 12) : verticales en tripode (VT, entre les piliers, dans la région antérieure centralement et bilatéralement en postérieur), verticale unilatéralement dans la région postérieure (VP), oblique unilatérale au niveau canin (OC, force dirigée en haut et en dehors) et horizontale antérieure (HA, vers l'extérieur).

La distribution et l'intensité des contraintes de von Mises sont calculées et comparées. Le logiciel permet de représenter la localisation des déformations en cisaillement pour chacun des 8 modèles. Les zones d'isodéformations apparaissent sous forme

MATÉRIAUX PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES	TITANE	OS SPONGIEUX
Module de Young (E)	117	1
Coefficient de Poisson (ν)	0,33	0,35

TABL. I / Propriétés mécaniques des matériaux et structures (E en GPa).

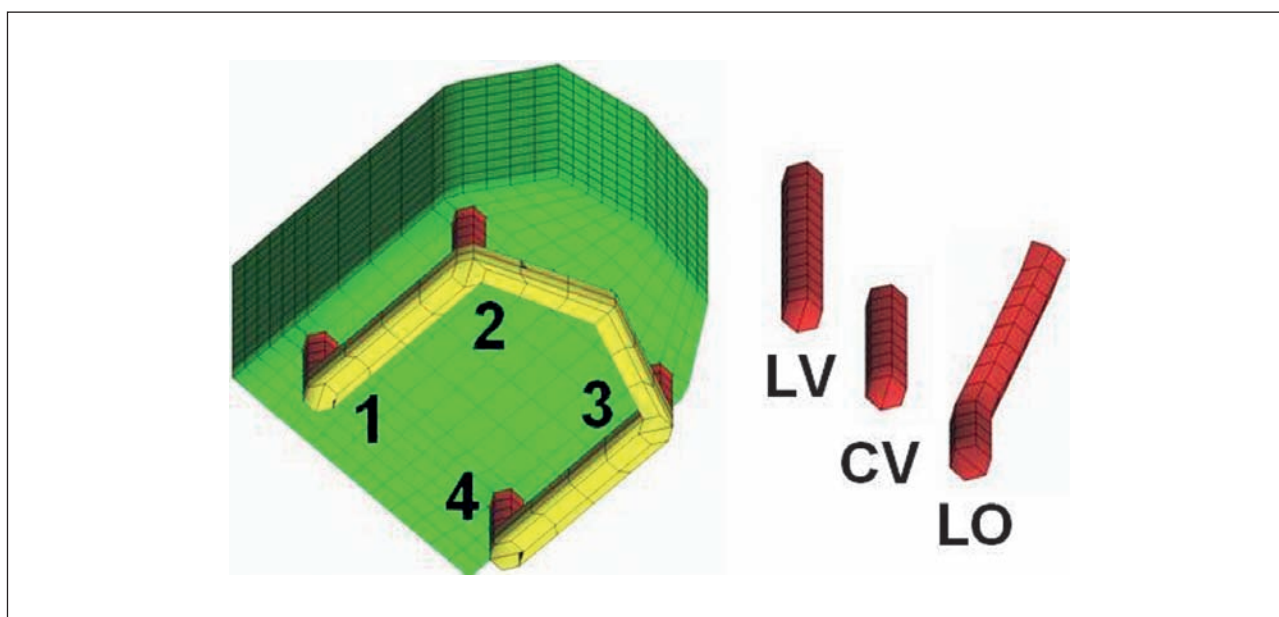


FIG. 11 / Les modèles comprennent successivement en postérieur (sites 1 et 4) des piles longues verticales (LV), courtes verticales (CV) et longues obliques (LO). En antérieur (sites 2 et 3), les piles sont toujours longues et verticales.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

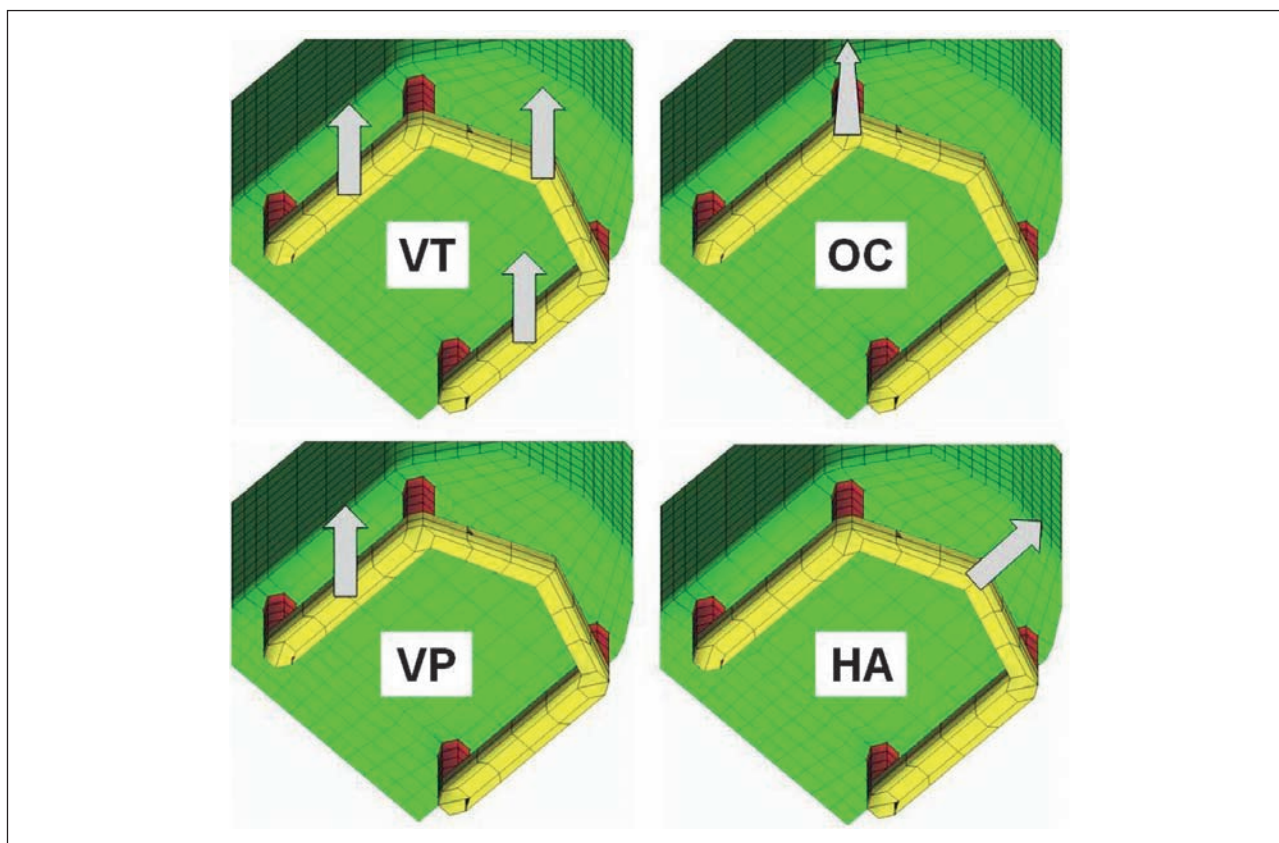


Fig. 12 / Les 3 modèles sont soumis à diverses forces de 100 N (VT : verticales en tripode, VP : verticale postérieure, OC : oblique au niveau canin, HA : horizontale antérieure).

de plages colorées. Les couleurs chaudes (rouge, orange) caractérisent les déformations les plus grandes. Le jaune et le vert se succèdent jusqu'au blanc qui correspond à des déformations négligeables. Pour information, l'échelle de contraintes (exprimée en MPa) correspondant au code couleur est affichée en légende des figures. Les contraintes maximales observées au col des piles et au niveau des alvéoles osseuses sont relevées sous forme d'histogramme. Les déplacements des piles sont également rapportés.

RÉSULTATS

Ces expérimentations étudient l'intérêt biomécanique d'implants courts ou obliques dans le cadre de restauration prothétique maxillaire supportée par 4 implants. Les implants longs verticaux en situation postérieure servent de référence (comblement de sinus).

La première expérimentation consiste à appliquer sur la poutre centralement en antérieur et bilatéralement en postérieur des charges verticales de 100 N (Fig. 13 à 16). La localisation des contraintes maximales, quelle que soit l'expérimentation, est en cervicale des piles, un peu en deçà de la surface osseuse.

Lorsque les piles postérieures sont verticales, les contraintes au sein de piles antérieures sont très supérieures (+ 98 % en moyenne) à celles des piles postérieures. En revanche, lorsque les piles postérieures sont obliques, ces valeurs sont plus homogènes (50 MPa en moyenne).

Lorsque les piles postérieures sont verticales, les contraintes osseuses sont plus importantes en antérieur (+ 94 %) qu'en postérieur (14 MPa). En revanche, lorsque les piles postérieures sont obliques, ces valeurs augmentent de 13 % en moyenne.

Par ailleurs, les piles antérieures se déplacent plus que les postérieures (+ 47 % en moyenne), et la

Application de forces verticales en tripode

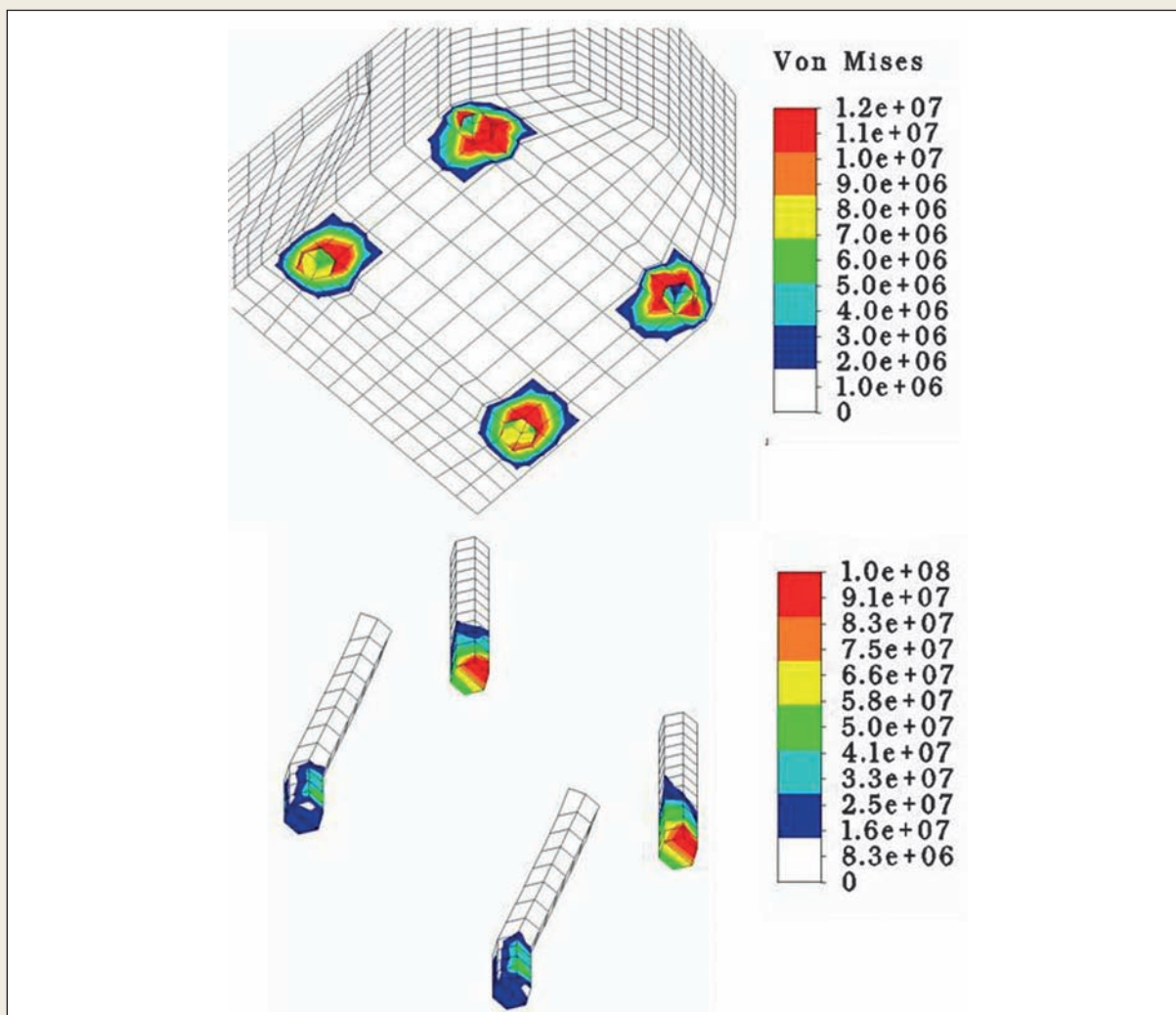


FIG. 13 / Distribution des contraintes dans les piles et les alvéoles.

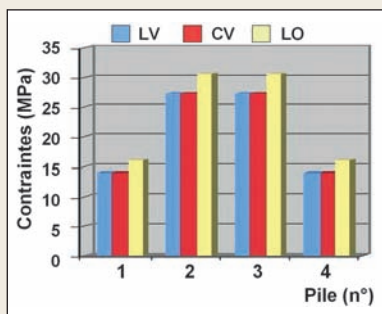


FIG. 14 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

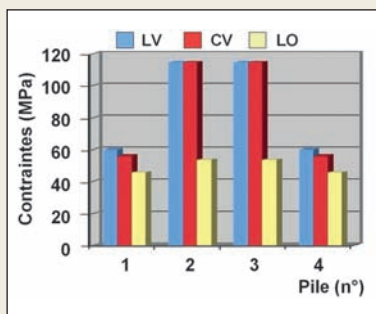


FIG. 15 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

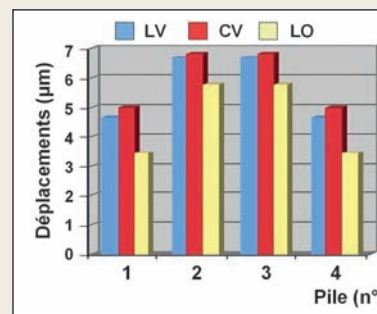


FIG. 16 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

configuration LO entraîne une diminution des déplacements de -22 % en moyenne. La pile CV se déplace légèrement plus que la LV (pile 1) tandis qu'elle est soumise à un peu moins de contraintes au sein de la pile.

Ainsi, la longueur des implants postérieurs n'est pas un facteur d'influence dominant. Les piles obliques postérieures diminuent beaucoup les contraintes antérieures et légèrement les déplacements, au prix d'une légère augmentation des contraintes osseuses. Afin de mieux isoler le rôle d'une charge verticale postérieure, l'expérience a été répétée en ne laissant qu'une charge postérieure unilatérale.

Une force axiale unilatérale postérieure de 100 N est appliquée sur la travée entre les piles 1 et 2 (Fig. 17 à 19). Les contraintes du côté de la charge sont comparables à celles précédemment décrites en postérieur. Les contraintes côté non chargées sont quasiment nulles. Les déplacements décroissent de la pile 1 à la pile 4. Les contraintes de la pile 1 CV sont très légèrement inférieures à celles de la pile LV.

Les observations précédemment décrites sont maintenues. Les contraintes et déplacements relevés en postérieur lors de l'exercice de charges en tripode viennent essentiellement de la charge la plus proche de la pile. Les forces verticales sont plus fréquentes en postérieur, mais les forces obliques sont réputées

pour être plus néfastes en termes de contraintes et de déplacements. Que se passerait-il en cas de guidage canin ou antérieur ?

Une charge oblique unilatérale mimant une fonction canine est alors appliquée aux modèles (Fig. 20 à 22). Par rapport à un maxillaire édenté, cette charge est oblique en haut et en dehors et appliquée en place de canine, c'est-à-dire au niveau de la pile 2.

Les contraintes relevées au col de la pile 2, point d'application de la force, diminuent de -32 % lorsque les piles postérieures sont obliques. Aucune différence importante n'est visible entre les 3 modèles concernant les déplacements et les contraintes osseuses.

La pile 1 CV est soumise à moins de contraintes osseuses que la LV, mais à un peu plus de contraintes au sein même de la pile. Elle se déplace toujours plus que LV.

Une force horizontale centrale antérieure mimant la propulsion est appliquée aux modèles (Fig. 23 à 25).

Les résultats montrent que lorsque les piles postérieures sont obliques, les contraintes antérieures diminuent d'environ 27 %. En revanche, la diminution de longueur des piles postérieures ne modifie pas ces valeurs.

L'inclinaison des piles postérieures augmente la valeur des contraintes osseuses mesurées. En postérieur, la configuration LO augmente les contraintes de +27,5 %

Application d'une force verticale unilatérale postérieure

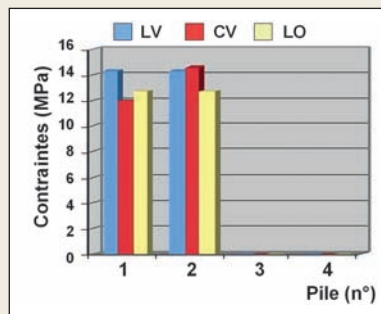


Fig. 17 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

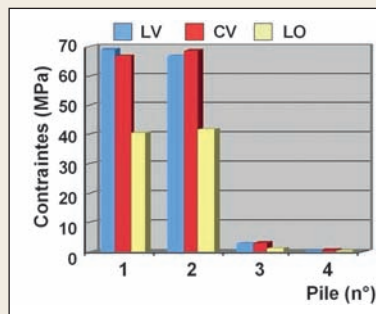


Fig. 18 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

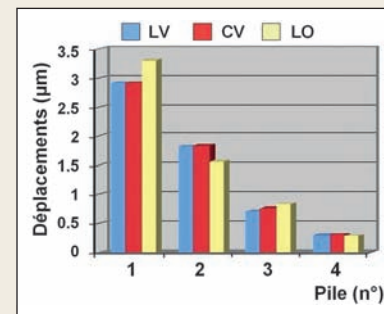


Fig. 19 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

Application d'une force oblique unilatérale

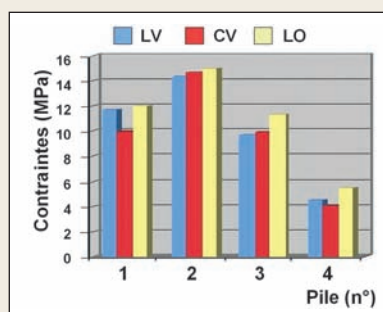


Fig. 20 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

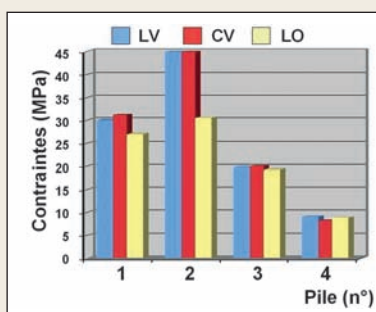


Fig. 21 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

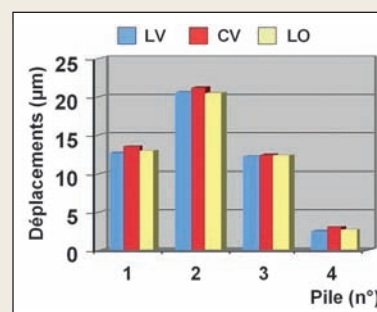


Fig. 22 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

Application d'une force horizontale antérieure

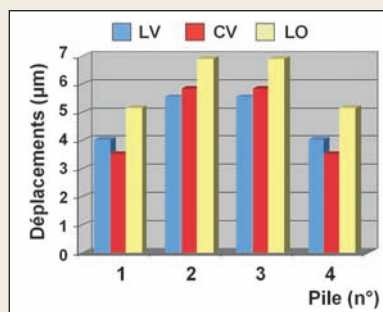


Fig. 23 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

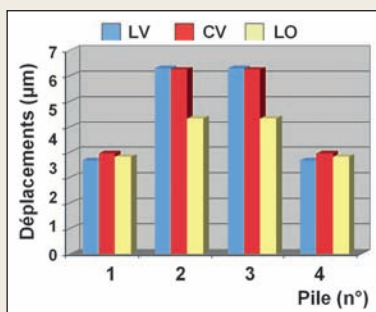


Fig. 24 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

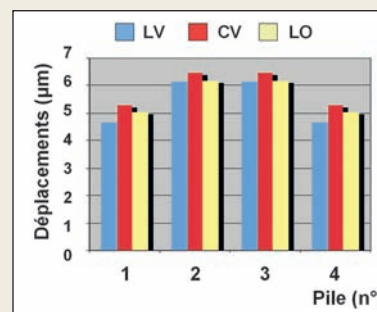


Fig. 25 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

par rapport aux CV, et de + 45 % par rapport aux LV. Pour les piles antérieures, ces valeurs augmentent respectivement de + 18 % et + 24,3 %. La pile 1 CV est sujette à plus de contraintes internes, mais à moins de contraintes osseuses, et se déplace plus que la LV. Il n'y a que peu de différences en termes de déplacements et de contraintes entre les implants verticaux longs et courts. Les piles obliques diminuent nettement les contraintes au sein des piles, et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses.

DISCUSSION

Cette étude avait pour objectif de déterminer l'intérêt d'utiliser des implants courts ou inclinés pour éviter un comblement de sinus. Selon nos résultats, il semble que les contraintes et déplacements observés avec implants verticaux longs et courts soient comparables, ce qui plaide cliniquement en faveur des implants courts. Par ailleurs, les implants inclinés semblent plus intéressants pour diminuer les contraintes implantaires.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

LIMITES DE LA MEF

La méthode des éléments finis a prouvé être un outil précis et commode lorsqu'il s'agit d'étudier le comportement mécanique des implants^[21]. Les modèles peuvent être facilement modifiés pour s'adapter à des hypothèses variées. Le programme utilisé dans cette étude a toutefois un certain nombre de limites à cause des approximations irréalistes, utilisées lors de la caractérisation des matériaux. Cette étude statique repose sur l'homogénéité, l'élasticité linéaire et l'isotropie de l'os et du titane ; elle ne tient pas compte de la fatigue des matériaux soumis à des forces répétées et aussi complexes que les forces masticatoires. De plus, cette méthode considère la liaison de l'os et de l'implant comme étant parfaite. En réalité, les forces de mastication sont dynamiques et obliques, et la liaison os/implant est tout aussi dynamique. Par conséquent, il est très difficile de reproduire tous les détails du comportement naturel. La MEF ne peut déterminer les critères acceptables de contraintes, mais permet de comparer différents modèles et de quantifier le risque relatif de chacun d'entre eux. Dans cette étude préliminaire, des piles et des poutres parallélépipédiques sont utilisées pour mimer le comportement d'implants dentaires reliés par une infrastructure prothétique métallique ; de plus amples travaux sont en cours pour améliorer la correspondance entre théorie et réalité clinique.

Dans la littérature, les contraintes au sein des composants implantaires sont associées aux fractures et dévissages, tandis que les contraintes osseuses sont cliniquement associées aux plages de résorption osseuse^[21]. Les déplacements implantaires peuvent compromettre la stabilité primaire de l'implant.

IMPLANTS COURTS

La définition de l'implant court varie en fonction des auteurs^[22-24]. Selon Renouard et Nissand, l'implant est court lorsque la partie intra-osseuse est inférieure ou égale à 8 mm^[24] et les études cliniques sont loin d'être consensuelles. Les premières associaient les implants courts à davantage d'échecs thérapeutiques^[25-28], mais les suivantes conclurent que la longueur de l'implant n'influait pas le taux de survie^[19, 29-32].

Quatre facteurs sont suggérés pour expliquer les différences de taux de survie observés^[24, 33, 34] : la stabilité primaire de l'implant, la courbe d'apprentissage du chirurgien, l'état de surface de l'implant et la qualité de l'os. Un protocole chirurgical particulier prenant en compte la densité osseuse et utilisant des implants à surface rugueuse conduit à davantage de succès par une meilleure stabilité primaire. Pour une hauteur supérieure à 6 mm, Renouard et Nissand recommandent d'opter pour l'utilisation d'un implant court^[24].

Les études récentes sur les implants courts placés dans des sites maxillaires fortement résorbés affichent des taux de succès de 95 à 97 %^[19, 35, 36]. S'il est possible d'obtenir une stabilité primaire avec un implant court, placer un implant long présente alors moins d'intérêt. On sait, en effet, grâce à des études en éléments finis^[37-39], que l'essentiel des contraintes masticatoires est concentré au col de l'implant, qu'augmenter le diamètre de l'implant, plus que la longueur, contribue à minimiser ces contraintes ; par ailleurs, l'ancrage bicortical améliore la stabilité primaire grâce à une diminution des déplacements.

IMPLANTS INCLINÉS : LE CONCEPT ALL-ON-FOUR

Maló *et al.* ont obtenu, en 2005, un taux de succès de 97,6 % avec la mise en charge immédiate d'une prothèse supportée par 4 implants maxillaires (All-on-Four, Nobel Biocare)^[18]. Le site du pilier canin permet le placement des implants antérieurs verticaux, et les implants postérieurs sont inclinés de manière à longer la paroi inférieure du sinus et émergent au niveau de la deuxième prémolaire/première molaire. Le faible nombre d'implants autorise une plus grande liberté de placement, une meilleure passivité de l'infrastructure prothétique et une extension prothétique réduite. Selon Mattsson *et al.*, l'inclinaison mésio-distale des implants permet une meilleure stabilité primaire en raison de la longueur majorée des implants utilisés, mais entraîne la découverte de quelques spires en palatin^[40]. La position angulée du col implantaire permet un engagement plus important d'os cortical au niveau crestal^[4]. C'est cette augmentation de stabilité primaire qui permettrait d'envisager un protocole de mise en charge immédiate^[18, 41].

Plusieurs études biomécaniques par MEF ont comparé implants droits et inclinés.

Satoh *et al.* [42] ont comparé par MEF 3D 2 implants parallèles entre eux, avec des implants perpendiculaires à la courbe de Spee (inclinaisons de 10-20°). Ils ont conclu à l'intérêt de l'implant incliné, mais dans leur étude, les implants ne sont pas solidarités et les forces sont orientées dans l'axe de chaque implant. Zampelis *et al.* ont étudié, en 2007, 2 implants reliés entre eux, l'un étant droit ou incliné à 45° et soumis à une force de 50 N [43]. L'utilisation de modèles simplifiés en 2D ne leur permet pas d'appréhender une restauration totale d'arcade, ni les forces obliques latérales. En dépit des nombreuses différences de protocole, les valeurs de contraintes osseuses maximales sont comparables aux nôtres pour les implants droits soumis à une force verticale. En revanche, ils trouvent des valeurs très similaires aux précédentes pour les implants inclinés.

Cette étude mécanique préliminaire par MEF 3D montre une fois de plus que la longueur de l'implant importe peu en termes de contraintes maximales [39]. Par conséquent, un implant court peu se substituer à un implant plus long avec comblement sinusien. Par ailleurs, l'utilisation d'implants inclinés permet de diminuer les contraintes au sein des implants.

CONCLUSION

Les conclusions dérivées de cette étude mécanique préliminaire par MEF 3D sont restreintes aux hypothèses choisies pour la composition du modèle numérique et ses conditions aux limites. Ces résultats préliminaires ne peuvent être transférés à la clinique sans de plus amples analyses, preuves et essais cliniques. Toutefois, la MEF s'attache à l'aspect mécanique d'une structure biologique. Ainsi, les conclusions de cette étude doivent être considérées comme une information mécanique à l'égard des cliniciens. Compte tenu des limites de cette étude, peu de différences en termes de déplacements et de contraintes ont été observées entre les implants verticaux longs et courts. Les implants obliques diminuent nettement les contraintes implantaire, et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses. Ainsi, il semble qu'implants courts et implants incli-

nés soient des options thérapeutiques intéressantes, permettant de s'affranchir d'un comblement sinusien dans le cadre du traitement par prothèse implantoporté d'un maxillaire fortement résorbé. †

ADRESSE DES DISTRIBUTEURS

◉ **BIO-OSS®** - GEISTLICH PHARMA AG - BUSINESS UNIT BIOMATERIALS - Bahnhofstrasse 40 - 6110 Wolhusen - Suisse - Tél. : + (41) 41 492 56 30 - Fax : + (41) 41 492 56 39 - E-mail : biomaterials@geistlich.ch - www.geistlich.com

◉ **MULTIUNIT®** - ALL-ON-FOUR - NOBEL BIO-CARE - 80, avenue des Terroirs-de-France - 75607 Paris Cedex 12 - Tél. : 01 53 33 89 10 - Fax : 01 53 33 89 33 - www.nobelbiocare.com

BIBLIOGRAPHIE

1. Fortin Y, Sullivan RM, Rangert BR. The Marius implant bridge: surgical and prosthetic rehabilitation for the completely-edentulous upper jaw with moderate to severe resorption: a 5-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2002;4(2):69-77.
2. Brånemark PI, Svensson B, van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res* 1995;6(4):227-231.
3. Chanavaz M. Maxillary sinus: anatomy, physiology, surgery, and bone grafting related to implantology - Eleven years of surgical experience (1979-1990). *J Oral Implantol* 1990;16(3):199-209.
4. Davarpanah M. Manuel d'implantologie clinique : concepts protocoles et innovations récentes, 2008.
5. Schwartz-Arad D, Herzberg R, Dolev E. The prevalence of surgical complications of the sinus graft procedure and their impact on implant survival. *J Periodontol* 2004;75(4):511-516.
6. Misch CM, Misch CE, Resnik RR, Ismail YH, Appel B. Post-operative maxillary cyst associated with a maxillary sinus elevation procedure: a case report. *J Oral Implantol* 1991;17(4):432-437.
7. Lockhart R, Ceccaldi J, Bertrand JC. Postoperative maxillary cyst following sinus bone graft: report of a case. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(4):583-586.
8. Summers RB. A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. *Compendium* 1994;15(2):152, 154-156, 158 passim; quiz 162.
9. Commissionat Y, Princ G, Poulmaire F, Scortecchi G, Odin G, Berg S. Techniques non invasives d'implantation sous-sinusienne. *Act Odontol Stomatol* 2007;238:119-135.
10. Davarpanah M, Caraman M, Jakubowicz-Kohen B, Kebir-Quelin M, Szmukler-Moncler S. Prosthetic success with a maxillary immediate-loading protocol in the multiple-risk patient. *Int J Periodont Rest Dent* 2007;27(2):161-169.
11. Tulasne JF. Implant treatment of missing posterior dentition. In: Albrektsson J, Zarb GA, eds. The Brånemark osseointegrated implant. Chicago: Quintessence, 1989:103-116.
12. Balshi SF, Wolfinger GJ, Balshi TJ. Analysis of 164 titanium oxide-surface implants in completely-edentulous arches for fixed prosthesis anchorage using the pterygomaxillary region. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(6):946-952.
13. Balshi TJ, Wolfinger GJ. Management of the posterior maxilla in the compromised patient: historical, current, and future perspectives. *Periodontol* 2000 2003;33:67-81.
14. Valeron JF, Valeron PF. Long-term results in placement of screw-type implants in the pterygomaxillary-pyramidal region. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22(2):195-200.
15. Brånemark PI *et al.* Zygoma fixture in the management of advanced atrophy of the maxilla: technique and long-term results. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg* 2004;38(2):70-85.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

16. Aparicio C, Perales P, Rangert B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2001;3(1):39-49.

17. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindstrom H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(3):405-414.

18. Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System implants for completely-edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl 1):S88-94.

19. Renouard F, Nisand D. Short implants in the severely-resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl 1):S104-110.

20. Renouard F. Implants courts versus greffes osseuses sous sinusiennes: étude clinique retrospective. *J Parodontol Imp Oral* 2006;25(4):281-287.

21. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2006;9(4):257-270.

22. Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJ, Kuiper C, Raghoobar GM. Implantology and the severely-resorbed edentulous mandible. *Crit Rev Oral Biol Med* 2004;15(4):240-248.

23. Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21(2):275-282.

24. Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Implants Res* 2006;17(Suppl 2):35-51.

25. Bahat O. Treatment planning and placement of implants in the posterior maxillae: report of 732 consecutive Nobelpharma implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(2):151-161.

26. Jemt T, Lekholm U. Implant treatment in edentulous maxillae: a 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(3):303-311.

27. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res* 1992;3(3):104-111.

28. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Brånemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol* 1991;62(1):2-4.

29. Testori T, Wiseman L, Woolfe S, Porter SS. A prospective multicenter clinical study of the Osseotite implant: four-year interim report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(2):193-200.

30. Deporter D, Pilliar RM, Todescan R, Watson P, Pharoah M. Managing the posterior mandible of partially edentulous patients with short, porous-surfaced dental implants: early data from a clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(5):653-658.

31. Friberg B, Grondahl K, Lekholm U, Brånemark PI. Long-term follow-up of severely-atrophic edentulous mandibles reconstructed with short Brånemark implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2(4):184-189.

32. Tawil G, Younan R. Clinical evaluation of short, machined-surface implants followed for 12 to 92 months. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18(6):894-901.

33. Romeo E, Ghisolfi M, Rozza R, Chiapasco M, Lops D. Short (8 mm) dental implants in the rehabilitation of partial and complete edentulism: a 3- to 14-year longitudinal study. *Int J Prosthodont* 2006;19(6):586-592.

34. Anitua E, Orive G, Aguirre JJ, Andia I. Five-year clinical evaluation of short dental implants placed in posterior areas: a retrospective study. *J Periodontol* 2008;79(1):42-48.

35. Maló P, de Araujo Nobre M, Rangert B. Short implants placed one-stage in maxillae and mandibles: a retrospective clinical study with 1 to 9 years of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res* 2007;9(1):15-21.

36. Fugazzotto PA, Beagle JR, Ganeles J, Jaffin R, Vlassis J, Kumar A. Success and failure rates of 9 mm or shorter implants in the replacement of missing maxillary molars when restored with individual crowns:

preliminary results 0 to 84 months in function. A retrospective study. *J Periodontol* 2004;75(2):327-332.

37. Iplikcioglu H, Akca K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent* 2002;30(1):41-46.

38. Georgiopoulos B, Kalioras K, Provatidis C, Manda M, Koidis P. The effects of implant length and diameter prior to and after osseointegration: a 2-D finite element analysis. *J Oral Implantol* 2007;33(5):243-256.

39. Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, Barquins M. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5(4):254-262.

40. Mattsson T, Kondell PA, Gynther GW, Fredholm U, Bolin A. Implant treatment without bone grafting in severely-resorbed edentulous maxillae. *J Oral Maxillofac Surg* 1999;57(3):281-287.

41. Calandriello R, Tomatis M. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla *via* immediate/early function and tilted implants: a prospective 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl.1):S1-12.

42. Satoh T, Maeda Y, Komiyama Y. Biomechanical rationale for intentionally-inclined implants in the posterior mandible using 3D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(4):533-539.

43. Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2007;97(6 Suppl):S35-43.

Adrien Naveau

AHU
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris
71, quai d'Orsay
75007 Paris

Antoine Bouton

Attaché
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris

Erwan Hauchard

DCD
Paris

Henri-Pierre Naveau

DCD
Paris

Michel Barquins

Directeur de Recherche
CNRS-ESPCI, Paris

Laurent Pierrisnard

PU-PH
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris

Référencement bibliographique

Cet article peut être recherché ou cité sous la référence suivante :
Naveau A, Bouton A, Hauchard E, Naveau H.-P., Barquins M, Pierrisnard L. Sinus et prothèse implanto-portée : étude préliminaire par la MEF 3D. *Implant* 2009;15:??-?.

photo

RECHERCHE

scientifique

Sinus et prothèse implanto-portée

Étude préliminaire par la MEF 3D

A. NAVEAU
A. BOUTON
E. HAUCHARD
H.-P. NAVEAU
M. BARQUINS
L. PIERRISNARD

RÉSUMÉ L'abord implantaire du patient complètement édenté au maxillaire est compliqué par la faible hauteur d'os due à la résorption verticale et aux obstacles sinusiens des sites postérieurs. Classiquement, la greffe sous-sinusienne permet d'augmenter la hauteur d'os, impliquant un geste chirurgical supplémentaire associé à un risque de complications. L'objectif de cette étude préliminaire est d'évaluer le comportement biomécanique d'implants courts et d'implants inclinés dans les restaurations complètes supportées par 4 implants. Les modèles 3D ont été analysés par la méthode des éléments finis. Quatre « piles » en titane, enchâssées dans une structure osseuse, reliées entre elles par une poutre arquée ont été soumises à diverses forces. Les piles postérieures sont successivement verticales et courtes, inclinées et longues, ou verticales et longues.

Les contraintes maximales osseuses et implantaires sont situées en cervical, un peu en deçà du niveau osseux. Il n'y a que peu de différences en termes de déplacements et de contraintes entre les implants verticaux longs et courts. Les piles obliques diminuent nettement les contraintes au sein des piles et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses.

Compte tenu des limites de cette étude mécanique préliminaire, il semble qu'implants courts et implants inclinés soient des options thérapeutiques intéressantes, permettant de s'affranchir d'un comblement sinusien dans le cadre du traitement par prothèse implanto-portée d'un maxillaire fortement résorbé.

MOTS CLÉS : • Méthode des éléments finis • implant • sinus • contrainte • expérience

SUMMARY *Sinus and implant-supported fixed partial denture: a preliminary 3D-FEA study.* Low alveolar bone height and sinus cavities make difficult the rehabilitation of the edentulous maxilla by four implants-supported restorations. Augmentation therapies can be associated with complications. This preliminary study aims at comparing stresses and displacements in restorations of which posterior implants were short or inclined. Four hexagonal implants embedded in a bony structure were designed by three-dimensional finite element modelling. The core fixed partial denture had titanium properties. Both posterior implants were vertical and long, vertical and short or long and inclined. Occlusal 100 N loads were vertical tripod, vertical unilateral, inner horizontal anterior or inner oblique unilateral on the canine.

Maximal bone and implant stresses were localized in the cervical areas. Biomechanical behaviours of short and long vertical implants were very similar. After a tripod vertical loading, anterior implant stresses were increased only with vertical posterior implants (+ 98 %). Implants' displacements were slightly reduced with inclined ones (average of -22 %). When single loads were applied, these observations were maintained, and inclined implants induced slight bone stresses increase. Inclined implants decreased anterior implants stresses. Short implants had the same behaviour than long ones. Within the limitations of this preliminary mechanical study, short or inclined posterior implants seem of interest in four-implant supported restorations. These options prevent the recourse to a supplementary augmentation procedure.

KEYWORDS : • finite element analysis • implant • sinus • stress • experiment

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

Le traitement de référence du patient complètement édenté au maxillaire par une prothèse fixée implanto-portée consiste en un bridge supporté par 6 à 8 implants^[1,2]. Après édentation, le maxillaire subit un remodelage essentiellement alvéolaire sous forme d'une résorption verticale et centripète, associée à une pneumatisation^[3,4]. Dans les sites postérieurs, les larges

espaces médullaires et les obstacles sinusiens compliquent le traitement. Classiquement, la greffe sous-sinusienne permet d'augmenter la hauteur d'os (Fig. 1 et 2), mais nécessite un geste chirurgical supplémentaire associé à un risque de complications^[5-7].

En 1994, Summers a décrit les avantages du recours à l'ostéotomie^[8] en présence d'une hauteur d'os de 5 mm minimum et d'un os de faible densité (Fig. 3 et 4).

Pose d'implants associée à une greffe sous-sinusienne



Fig. 1 / Situation initiale : secteur 2 postérieur maxillaire résorbé.



Fig. 2 / Pose de 2 implants associée à un matériaux de comblement (Bio-oss®, Geistlicht Pharma).

Pose d'un implant sous-sinusal après technique de Summers



Fig. 3 / Situation initiale : 15 avec granulome sous-sinusal.



Fig. 4 / Après extraction de la 15 et cicatrisation, une ostéotomie selon Summers a permis la formation d'un dôme osseux autour de l'apex implantaire le jour de la pose.

L'utilisation successive de 5 instruments permet alors d'augmenter la densité osseuse par compaction latérale et apicale de l'os du site choisi. Ainsi, cette technique permet de placer un implant plus long que ce qu'autorise le site non préparé^[9].

D'autres techniques implantaire et prothétiques permettent de s'affranchir du comblement sinusien. L'utilisation d'un cantilever est possible, mais ses limites dans le cas d'une prothèse complète implantoportée sont mal connues. Selon Davarpanah *et al.*^[10], la longueur de l'extension distale envisageable dépend

de la forme de l'arcade et de la distance séparant les 2 implants les plus distaux. Parmi les techniques chirurgicales complexes, il est possible de poser des implants ptérygo-palato-tuberositaires^[11] avec un bon pronostic biomécanique^[12-14] ou des implants zygomatiques^[15] dont la longueur est comprise entre 30 à 50 mm.

Les arguments avancés en faveur de l'inclinaison des implants juxtasinusiens sont l'exploitation maximale du volume osseux disponible^[16,17] et d'os cortical au niveau crestal^[4] (Fig. 5 à 8). Récemment, une

Pose d'implants inclinés pour éviter le sinus



Fig. 5 / Situation initiale : 23 et 25 qui servent de points d'appui pour une restauration plurale fixée dento-portée, ne peuvent être conservées.



Fig. 6 / Pose des implants, dont 1 incliné qui longe la paroi inférieure mésiale du sinus et émerge un peu plus distalement que les racines de 25.



Fig. 7 / Transferts d'empreinte : l'utilisation de piliers Multi-Unit® (Nobel Biocare) de 30° en place de 25 et de 17° en place de 23 permettent de corriger la divergence des axes implantaire.

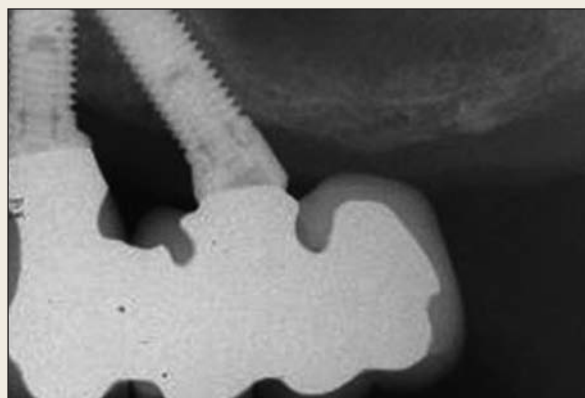


Fig. 8 / Restauration prothétique d'usage avec 26 en extension.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

étude de Paolo Maló *et al.* [18] a révélé un taux de succès de 97,6 % pour des mises en charge immédiates de prothèses maxillaires supportées par 4 implants. Par ailleurs, il est possible d'avoir recours à des implants courts (Fig. 9 et 10). Renouard et Nisand ont relevé un taux de succès de 94,6 % pour des implants courts placés dans des sites fortement résorbés [19], et des taux de succès comparables pour les traitements par implants courts et par greffes osseuses sinusiennes par abord latéral [20]. Les auteurs recommandent d'opter pour l'utilisation d'un implant court pour une hauteur supérieure ou égale à 6 mm. L'analyse par la méthode des éléments finis (MEF) est une technique informatique utilisée pour calculer et représenter visuellement les contraintes et déformations au sein d'associations de structures soumises à des charges simulées. Ce calcul requiert la connaissance des propriétés mécaniques des matériaux, telles que le module de Young (E) et le coefficient de Poisson (ν). Cette méthode d'analyse numérique des contraintes est largement utilisée de nos jours pour étudier les problèmes biomécaniques en implantologie dentaire [17]. La plupart des études mécaniques par MEF se penchent sur la distribution des contraintes en fonction de la morphologie implan-

taire, mais très peu se sont intéressées à la disposition géométrique d'implants reliés entre eux. Les alternatives aux procédures d'augmentation osseuse dans le traitement du patient complètement édenté au maxillaire par une prothèse fixée implanto-portée sont nombreuses. Cette expérience préliminaire permet d'évaluer la distribution des contraintes et les déplacements de 4 piles en titane reliées entre elles et enchâssées dans une structure osseuse arquée. Les variables comparées sont la longueur et l'inclinaison des piles postérieures, ainsi que les forces exercées sur la poutre. Le but de cette première étude est d'appréhender le comportement biomécanique d'implants en situation juxtasinusienne.

MATÉRIEL ET MÉTHODES

Le logiciel utilisé dans cette étude est CADSPAP® (CADLM, Gif-sur-Yvette, France), version française de Supersap (Algor® Interactive Systems, Pittsburgh, États-Unis) sur un ordinateur PC compatible. Les matériaux modélisés en 3 dimensions sont admis comme homogènes, isotropes et comme travaillant en élasticité linéaire, c'est-à-dire dans un domaine où les structures reprennent leur géométrie initiale après

Pose d'un implant court sous-sinusien



FIG. 9 / Situation initiale : la 16 a été récemment extraite suite à une fracture.



FIG. 10 / Un implant de 7 mm a été posé.

décharge. Les caractéristiques mécaniques des matériaux sont représentées (TABL. I) par leur module de Young (E) et coefficient de Poisson (ν).

Dans cette étude préliminaire, les implants sont représentés de manière schématique par des piles prenant la forme de prismes droits de section hexagonale. Quatre piles sont enchâssées par leur base dans un maxillaire édenté, représenté par un prisme droit aux propriétés de l'os spongieux ($50 \times 40 \times 15$ mm, soit 2 256 éléments). Le sommet de ces 4 piles supporte une poutre de titane ($94 \times 3 \times 2$ mm, soit 88 éléments) représentant l'armature d'un bridge implanto-porté. L'alvéole osseuse est vide en l'absence de pile. L'intégration des piles en titane/alvéole osseuse est parfaite. Les éléments sont assemblés pour constituer les modèles étudiés (FIG. 11). Toutes les expérimentations comprennent 4 piles : deux

sont enchâssées dans la partie antérieure du maxillaire (piles 2 et 3 en sites canins) et les 2 autres sont dans la partie postérieure du maxillaire (piles 1 et 4 en sites molaires). Les piles antérieures sont invariablement verticales et longues (15×4 mm, dont 10 mm dans l'os, soit 96 éléments). Les caractéristiques des piles postérieures changent à chaque modélisation : longues et verticales (LV, 15×4 mm, dont 10 mm dans l'os), courtes et verticales (CV, 10×4 mm, dont 5 mm dans l'os, soit 80 éléments), et enfin longues et obliques (LO, 18×4 mm, dont 13 mm dans l'os, soit 96 éléments).

Ces 3 modèles sont soumis à diverses forces de 100 N exercées sur la poutre (FIG. 12) : verticales en tripode (VT, entre les piliers, dans la région antérieure centralement et bilatéralement en postérieur), verticale unilatéralement dans la région postérieure (VP), oblique unilatérale au niveau canin (OC, force dirigée en haut et en dehors) et horizontale antérieure (HA, vers l'extérieur).

La distribution et l'intensité des contraintes de von Mises sont calculées et comparées. Le logiciel permet de représenter la localisation des déformations en cisaillement pour chacun des 8 modèles. Les zones d'isodéformations apparaissent sous forme

MATÉRIAUX PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES	TITANE	OS SPONGIEUX
Module de Young (E)	117	1
Coefficient de Poisson (ν)	0,33	0,35

TABL. I / Propriétés mécaniques des matériaux et structures (E en GPa).

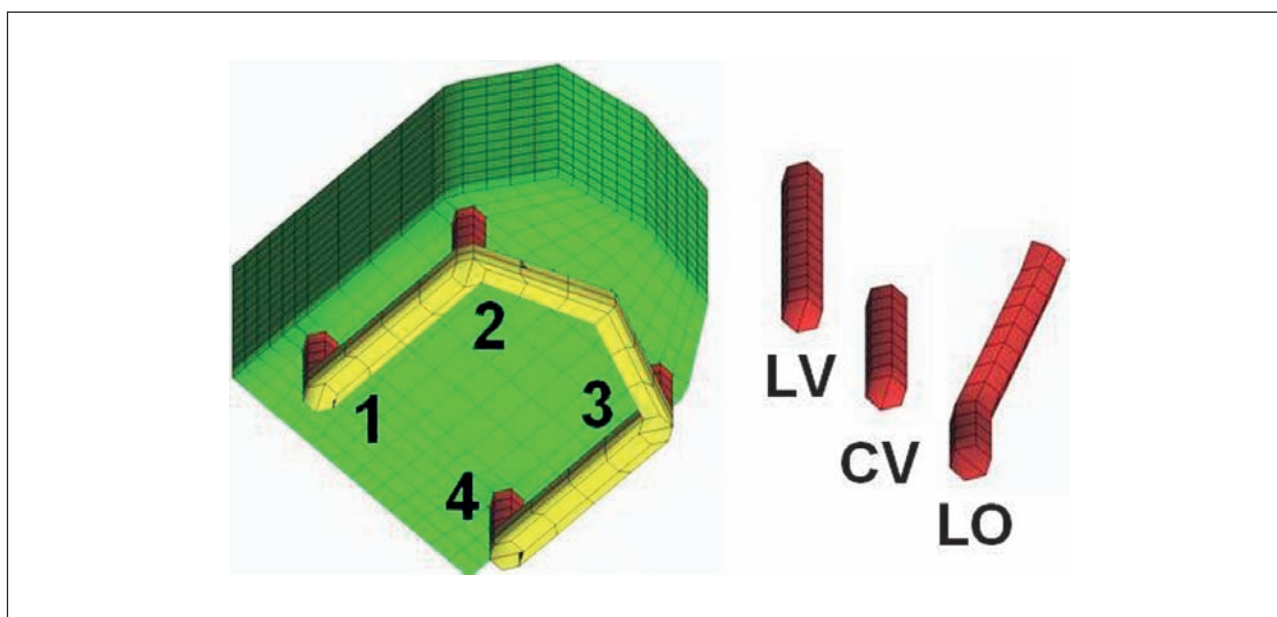


FIG. 11 / Les modèles comprennent successivement en postérieur (sites 1 et 4) des piles longues verticales (LV), courtes verticales (CV) et longues obliques (LO). En antérieur (sites 2 et 3), les piles sont toujours longues et verticales.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

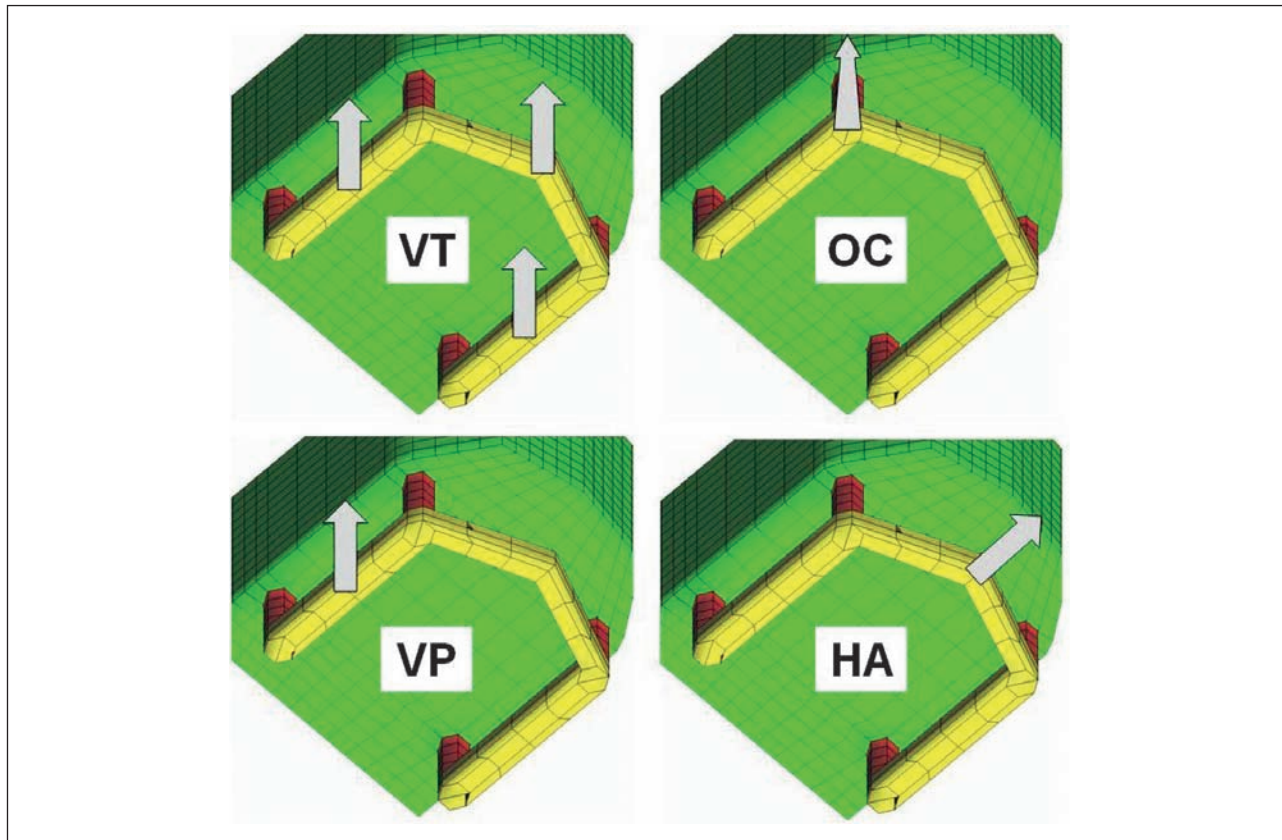


Fig. 12 / Les 3 modèles sont soumis à diverses forces de 100 N (VT : verticales en tripode, VP : verticale postérieure, OC : oblique au niveau canin, HA : horizontale antérieure).

de plages colorées. Les couleurs chaudes (rouge, orange) caractérisent les déformations les plus grandes. Le jaune et le vert se succèdent jusqu'au blanc qui correspond à des déformations négligeables. Pour information, l'échelle de contraintes (exprimée en MPa) correspondant au code couleur est affichée en légende des figures. Les contraintes maximales observées au col des piles et au niveau des alvéoles osseuses sont relevées sous forme d'histogramme. Les déplacements des piles sont également rapportés.

RÉSULTATS

Ces expérimentations étudient l'intérêt biomécanique d'implants courts ou obliques dans le cadre de restauration prothétique maxillaire supportée par 4 implants. Les implants longs verticaux en situation postérieure servent de référence (comblement de sinus).

La première expérimentation consiste à appliquer sur la poutre centralement en antérieur et bilatéralement en postérieur des charges verticales de 100 N (Fig. 13 à 16). La localisation des contraintes maximales, quelle que soit l'expérimentation, est en cervicale des piles, un peu en deçà de la surface osseuse.

Lorsque les piles postérieures sont verticales, les contraintes au sein de piles antérieures sont très supérieures (+ 98 % en moyenne) à celles des piles postérieures. En revanche, lorsque les piles postérieures sont obliques, ces valeurs sont plus homogènes (50 MPa en moyenne).

Lorsque les piles postérieures sont verticales, les contraintes osseuses sont plus importantes en antérieur (+ 94 %) qu'en postérieur (14 MPa). En revanche, lorsque les piles postérieures sont obliques, ces valeurs augmentent de 13 % en moyenne.

Par ailleurs, les piles antérieures se déplacent plus que les postérieures (+ 47 % en moyenne), et la

Application de forces verticales en tripode

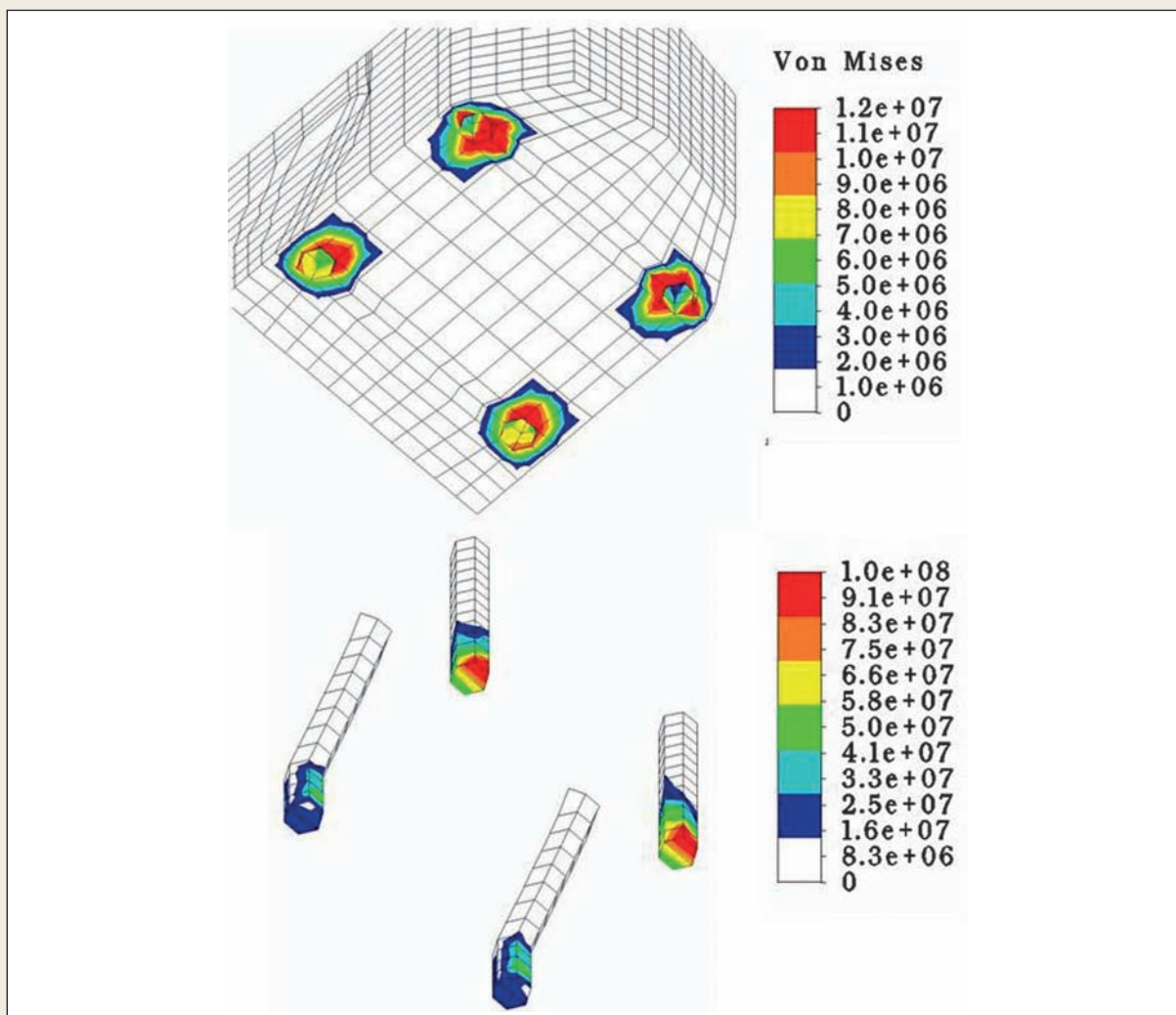


FIG. 13 / Distribution des contraintes dans les piles et les alvéoles.

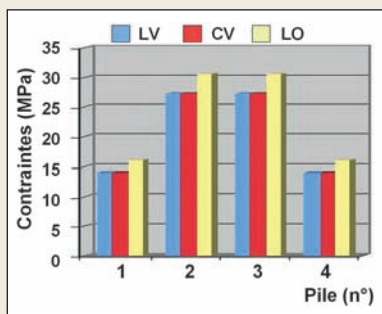


FIG. 14 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

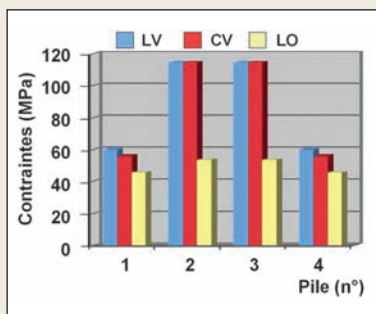


FIG. 15 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

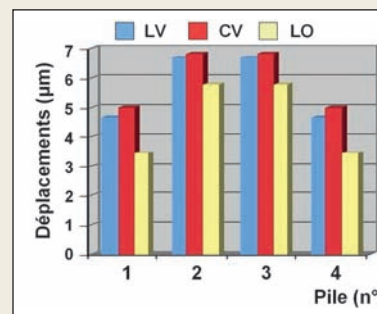


FIG. 16 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

configuration LO entraîne une diminution des déplacements de -22 % en moyenne. La pile CV se déplace légèrement plus que la LV (pile 1) tandis qu'elle est soumise à un peu moins de contraintes au sein de la pile.

Ainsi, la longueur des implants postérieurs n'est pas un facteur d'influence dominant. Les piles obliques postérieures diminuent beaucoup les contraintes antérieures et légèrement les déplacements, au prix d'une légère augmentation des contraintes osseuses. Afin de mieux isoler le rôle d'une charge verticale postérieure, l'expérience a été répétée en ne laissant qu'une charge postérieure unilatérale.

Une force axiale unilatérale postérieure de 100 N est appliquée sur la travée entre les piles 1 et 2 (Fig. 17 à 19). Les contraintes du côté de la charge sont comparables à celles précédemment décrites en postérieur. Les contraintes côté non chargées sont quasiment nulles. Les déplacements décroissent de la pile 1 à la pile 4. Les contraintes de la pile 1 CV sont très légèrement inférieures à celles de la pile LV.

Les observations précédemment décrites sont maintenues. Les contraintes et déplacements relevés en postérieur lors de l'exercice de charges en tripode viennent essentiellement de la charge la plus proche de la pile. Les forces verticales sont plus fréquentes en postérieur, mais les forces obliques sont réputées

pour être plus néfastes en termes de contraintes et de déplacements. Que se passerait-il en cas de guidage canin ou antérieur ?

Une charge oblique unilatérale mimant une fonction canine est alors appliquée aux modèles (Fig. 20 à 22). Par rapport à un maxillaire édenté, cette charge est oblique en haut et en dehors et appliquée en place de canine, c'est-à-dire au niveau de la pile 2.

Les contraintes relevées au col de la pile 2, point d'application de la force, diminuent de -32 % lorsque les piles postérieures sont obliques. Aucune différence importante n'est visible entre les 3 modèles concernant les déplacements et les contraintes osseuses.

La pile 1 CV est soumise à moins de contraintes osseuses que la LV, mais à un peu plus de contraintes au sein même de la pile. Elle se déplace toujours plus que LV.

Une force horizontale centrale antérieure mimant la propulsion est appliquée aux modèles (Fig. 23 à 25).

Les résultats montrent que lorsque les piles postérieures sont obliques, les contraintes antérieures diminuent d'environ 27 %. En revanche, la diminution de longueur des piles postérieures ne modifie pas ces valeurs.

L'inclinaison des piles postérieures augmente la valeur des contraintes osseuses mesurées. En postérieur, la configuration LO augmente les contraintes de +27,5 %

Application d'une force verticale unilatérale postérieure

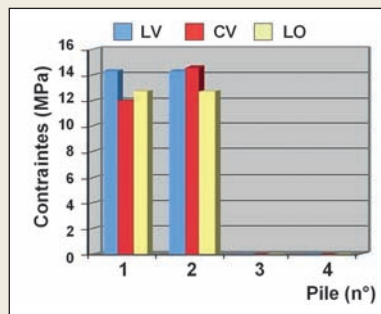


Fig. 17 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

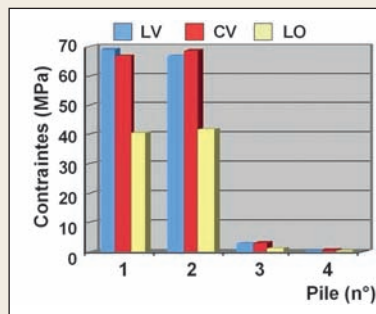


Fig. 18 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

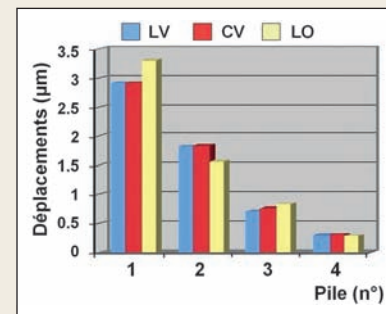


Fig. 19 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

Application d'une force oblique unilatérale

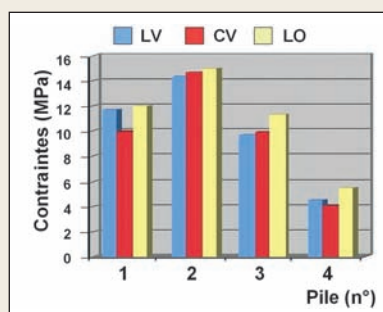


Fig. 20 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

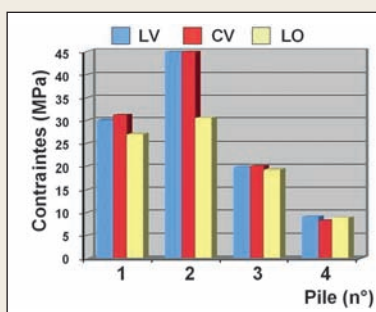


Fig. 21 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

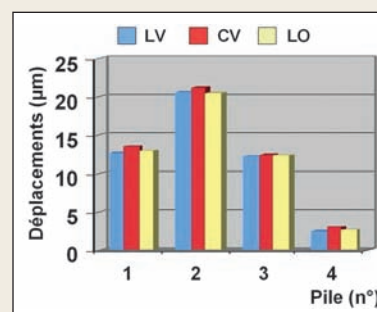


Fig. 22 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

Application d'une force horizontale antérieure

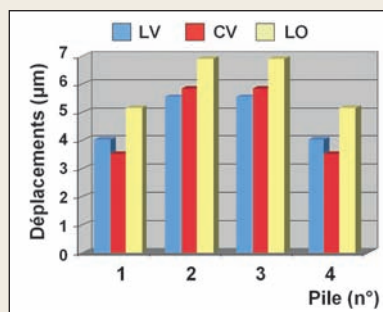


Fig. 23 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

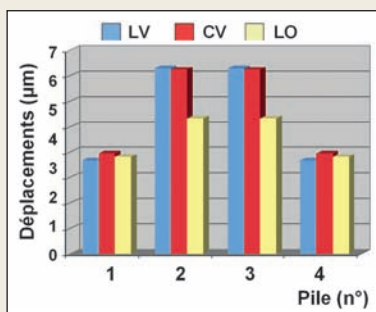


Fig. 24 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

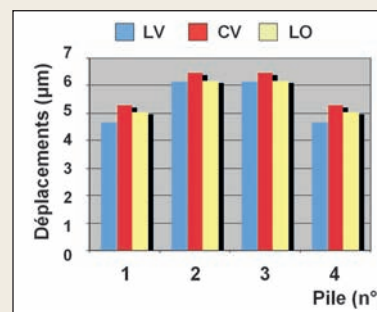


Fig. 25 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

par rapport aux CV, et de + 45 % par rapport aux LV. Pour les piles antérieures, ces valeurs augmentent respectivement de + 18 % et + 24,3 %. La pile 1 CV est sujette à plus de contraintes internes, mais à moins de contraintes osseuses, et se déplace plus que la LV. Il n'y a que peu de différences en termes de déplacements et de contraintes entre les implants verticaux longs et courts. Les piles obliques diminuent nettement les contraintes au sein des piles, et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses.

DISCUSSION

Cette étude avait pour objectif de déterminer l'intérêt d'utiliser des implants courts ou inclinés pour éviter un comblement de sinus. Selon nos résultats, il semble que les contraintes et déplacements observés avec implants verticaux longs et courts soient comparables, ce qui plaide cliniquement en faveur des implants courts. Par ailleurs, les implants inclinés semblent plus intéressants pour diminuer les contraintes implantaires.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

LIMITES DE LA MEF

La méthode des éléments finis a prouvé être un outil précis et commode lorsqu'il s'agit d'étudier le comportement mécanique des implants^[21]. Les modèles peuvent être facilement modifiés pour s'adapter à des hypothèses variées. Le programme utilisé dans cette étude a toutefois un certain nombre de limites à cause des approximations irréalistes, utilisées lors de la caractérisation des matériaux. Cette étude statique repose sur l'homogénéité, l'élasticité linéaire et l'isotropie de l'os et du titane ; elle ne tient pas compte de la fatigue des matériaux soumis à des forces répétées et aussi complexes que les forces masticatoires. De plus, cette méthode considère la liaison de l'os et de l'implant comme étant parfaite. En réalité, les forces de mastication sont dynamiques et obliques, et la liaison os/implant est tout aussi dynamique. Par conséquent, il est très difficile de reproduire tous les détails du comportement naturel. La MEF ne peut déterminer les critères acceptables de contraintes, mais permet de comparer différents modèles et de quantifier le risque relatif de chacun d'entre eux. Dans cette étude préliminaire, des piles et des poutres parallélépipédiques sont utilisées pour mimer le comportement d'implants dentaires reliés par une infrastructure prothétique métallique ; de plus amples travaux sont en cours pour améliorer la correspondance entre théorie et réalité clinique.

Dans la littérature, les contraintes au sein des composants implantaires sont associées aux fractures et dévissages, tandis que les contraintes osseuses sont cliniquement associées aux plages de résorption osseuse^[21]. Les déplacements implantaires peuvent compromettre la stabilité primaire de l'implant.

IMPLANTS COURTS

La définition de l'implant court varie en fonction des auteurs^[22-24]. Selon Renouard et Nissand, l'implant est court lorsque la partie intra-osseuse est inférieure ou égale à 8 mm^[24] et les études cliniques sont loin d'être consensuelles. Les premières associaient les implants courts à davantage d'échecs thérapeutiques^[25-28], mais les suivantes conclurent que la longueur de l'implant n'influençait pas le taux de survie^[19, 29-32].

Quatre facteurs sont suggérés pour expliquer les différences de taux de survie observés^[24, 33, 34] : la stabilité primaire de l'implant, la courbe d'apprentissage du chirurgien, l'état de surface de l'implant et la qualité de l'os. Un protocole chirurgical particulier prenant en compte la densité osseuse et utilisant des implants à surface rugueuse conduit à davantage de succès par une meilleure stabilité primaire. Pour une hauteur supérieure à 6 mm, Renouard et Nissand recommandent d'opter pour l'utilisation d'un implant court^[24].

Les études récentes sur les implants courts placés dans des sites maxillaires fortement résorbés affichent des taux de succès de 95 à 97 %^[19, 35, 36]. S'il est possible d'obtenir une stabilité primaire avec un implant court, placer un implant long présente alors moins d'intérêt. On sait, en effet, grâce à des études en éléments finis^[37-39], que l'essentiel des contraintes masticatoires est concentré au col de l'implant, qu'augmenter le diamètre de l'implant, plus que la longueur, contribue à minimiser ces contraintes ; par ailleurs, l'ancrage bicortical améliore la stabilité primaire grâce à une diminution des déplacements.

IMPLANTS INCLINÉS : LE CONCEPT ALL-ON-FOUR

Maló *et al.* ont obtenu, en 2005, un taux de succès de 97,6 % avec la mise en charge immédiate d'une prothèse supportée par 4 implants maxillaires (All-on-Four, Nobel Biocare)^[18]. Le site du pilier canin permet le placement des implants antérieurs verticaux, et les implants postérieurs sont inclinés de manière à longer la paroi inférieure du sinus et émergent au niveau de la deuxième prémolaire/première molaire. Le faible nombre d'implants autorise une plus grande liberté de placement, une meilleure passivité de l'infrastructure prothétique et une extension prothétique réduite. Selon Mattsson *et al.*, l'inclinaison mésio-distale des implants permet une meilleure stabilité primaire en raison de la longueur majorée des implants utilisés, mais entraîne la découverte de quelques spires en palatin^[40]. La position angulée du col implantaire permet un engagement plus important d'os cortical au niveau crestal^[4]. C'est cette augmentation de stabilité primaire qui permettrait d'envisager un protocole de mise en charge immédiate^[18, 41].

Plusieurs études biomécaniques par MEF ont comparé implants droits et inclinés.

Satoh *et al.* [42] ont comparé par MEF 3D 2 implants parallèles entre eux, avec des implants perpendiculaires à la courbe de Spee (inclinaisons de 10-20°). Ils ont conclu à l'intérêt de l'implant incliné, mais dans leur étude, les implants ne sont pas solidarités et les forces sont orientées dans l'axe de chaque implant. Zampelis *et al.* ont étudié, en 2007, 2 implants reliés entre eux, l'un étant droit ou incliné à 45° et soumis à une force de 50 N [43]. L'utilisation de modèles simplifiés en 2D ne leur permet pas d'appréhender une restauration totale d'arcade, ni les forces obliques latérales. En dépit des nombreuses différences de protocole, les valeurs de contraintes osseuses maximales sont comparables aux nôtres pour les implants droits soumis à une force verticale. En revanche, ils trouvent des valeurs très similaires aux précédentes pour les implants inclinés.

Cette étude mécanique préliminaire par MEF 3D montre une fois de plus que la longueur de l'implant importe peu en termes de contraintes maximales [39]. Par conséquent, un implant court peu se substituer à un implant plus long avec comblement sinusien. Par ailleurs, l'utilisation d'implants inclinés permet de diminuer les contraintes au sein des implants.

CONCLUSION

Les conclusions dérivées de cette étude mécanique préliminaire par MEF 3D sont restreintes aux hypothèses choisies pour la composition du modèle numérique et ses conditions aux limites. Ces résultats préliminaires ne peuvent être transférés à la clinique sans de plus amples analyses, preuves et essais cliniques. Toutefois, la MEF s'attache à l'aspect mécanique d'une structure biologique. Ainsi, les conclusions de cette étude doivent être considérées comme une information mécanique à l'égard des cliniciens. Compte tenu des limites de cette étude, peu de différences en termes de déplacements et de contraintes ont été observées entre les implants verticaux longs et courts. Les implants obliques diminuent nettement les contraintes implantaire, et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses. Ainsi, il semble qu'implants courts et implants incli-

nés soient des options thérapeutiques intéressantes, permettant de s'affranchir d'un comblement sinusien dans le cadre du traitement par prothèse implantoporté d'un maxillaire fortement résorbé. †

ADRESSE DES DISTRIBUTEURS

◉ **BIO-OSS®** - GEISTLICH PHARMA AG - BUSINESS UNIT BIOMATERIALS - Bahnhofstrasse 40 - 6110 Wolhusen - Suisse - Tél. : + (41) 41 492 56 30 - Fax : + (41) 41 492 56 39 - E-mail : biomaterials@geistlich.ch - www.geistlich.com

◉ **MULTIUNIT®** - ALL-ON-FOUR - NOBEL BIOCARE - 80, avenue des Terroirs-de-France - 75607 Paris Cedex 12 - Tél. : 01 53 33 89 10 - Fax : 01 53 33 89 33 - www.nobelbiocare.com

BIBLIOGRAPHIE

1. Fortin Y, Sullivan RM, Rangert BR. The Marius implant bridge: surgical and prosthetic rehabilitation for the completely-edentulous upper jaw with moderate to severe resorption: a 5-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2002;4(2):69-77.
2. Brånemark PI, Svensson B, van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res* 1995;6(4):227-231.
3. Chanavaz M. Maxillary sinus: anatomy, physiology, surgery, and bone grafting related to implantology - Eleven years of surgical experience (1979-1990). *J Oral Implantol* 1990;16(3):199-209.
4. Davarpanah M. Manuel d'implantologie clinique : concepts protocoles et innovations récentes, 2008.
5. Schwartz-Arad D, Herzberg R, Dolev E. The prevalence of surgical complications of the sinus graft procedure and their impact on implant survival. *J Periodontol* 2004;75(4):511-516.
6. Misch CM, Misch CE, Resnik RR, Ismail YH, Appel B. Post-operative maxillary cyst associated with a maxillary sinus elevation procedure: a case report. *J Oral Implantol* 1991;17(4):432-437.
7. Lockhart R, Ceccaldi J, Bertrand JC. Postoperative maxillary cyst following sinus bone graft: report of a case. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(4):583-586.
8. Summers RB. A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. *Compendium* 1994;15(2):152, 154-156, 158 passim; quiz 162.
9. Commissionat Y, Princ G, Poulmaire F, Scortecchi G, Odin G, Berg S. Techniques non invasives d'implantation sous-sinusienne. *Act Odontol Stomatol* 2007;238:119-135.
10. Davarpanah M, Caraman M, Jakubowicz-Kohen B, Kebir-Quelin M, Szmukler-Moncler S. Prosthetic success with a maxillary immediate-loading protocol in the multiple-risk patient. *Int J Periodont Rest Dent* 2007;27(2):161-169.
11. Tulasne JF. Implant treatment of missing posterior dentition. In: Albrektsson J, Zarb GA, eds. *The Brånemark osseointegrated implant*. Chicago: Quintessence, 1989:103-116.
12. Balshi SF, Wolfinger GJ, Balshi TJ. Analysis of 164 titanium oxide-surface implants in completely-edentulous arches for fixed prosthesis anchorage using the pterygomaxillary region. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(6):946-952.
13. Balshi TJ, Wolfinger GJ. Management of the posterior maxilla in the compromised patient: historical, current, and future perspectives. *Periodontol* 2000 2003;33:67-81.
14. Valeron JF, Valeron PF. Long-term results in placement of screw-type implants in the pterygomaxillary-pyramidal region. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22(2):195-200.
15. Brånemark PI *et al.* Zygoma fixture in the management of advanced atrophy of the maxilla: technique and long-term results. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg* 2004;38(2):70-85.

photo

Sinus et prothèse implanta-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

16. Aparicio C, Perales P, Rangert B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2001;3(1):39-49.

17. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindstrom H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(3):405-414.

18. Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System implants for completely-edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl 1):S88-94.

19. Renouard F, Nisand D. Short implants in the severely-resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl 1):S104-110.

20. Renouard F. Implants courts versus greffes osseuses sous sinusiennes: étude clinique retrospective. *J Parodont Imp Oral* 2006;25(4):281-287.

21. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2006;9(4):257-270.

22. Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJ, Kuiper C, Raghoobar GM. Implantology and the severely-resorbed edentulous mandible. *Crit Rev Oral Biol Med* 2004;15(4):240-248.

23. Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21(2):275-282.

24. Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Implants Res* 2006;17(Suppl 2):35-51.

25. Bahat O. Treatment planning and placement of implants in the posterior maxillae: report of 732 consecutive Nobelpharma implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(2):151-161.

26. Jemt T, Lekholm U. Implant treatment in edentulous maxillae: a 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(3):303-311.

27. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res* 1992;3(3):104-111.

28. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Brånemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol* 1991;62(1):2-4.

29. Testori T, Wiseman L, Woolfe S, Porter SS. A prospective multicenter clinical study of the Osseotite implant: four-year interim report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(2):193-200.

30. Deporter D, Pilliar RM, Todescan R, Watson P, Pharoah M. Managing the posterior mandible of partially edentulous patients with short, porous-surfaced dental implants: early data from a clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(5):653-658.

31. Friberg B, Grondahl K, Lekholm U, Brånemark PI. Long-term follow-up of severely-atrophic edentulous mandibles reconstructed with short Brånemark implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2(4):184-189.

32. Tawil G, Younan R. Clinical evaluation of short, machined-surface implants followed for 12 to 92 months. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18(6):894-901.

33. Romeo E, Ghisolfi M, Rozza R, Chiapasco M, Lops D. Short (8 mm) dental implants in the rehabilitation of partial and complete edentulism: a 3- to 14-year longitudinal study. *Int J Prosthodont* 2006;19(6):586-592.

34. Anitua E, Orive G, Aguirre JJ, Andia I. Five-year clinical evaluation of short dental implants placed in posterior areas: a retrospective study. *J Periodontol* 2008;79(1):42-48.

35. Maló P, de Araujo Nobre M, Rangert B. Short implants placed one-stage in maxillae and mandibles: a retrospective clinical study with 1 to 9 years of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res* 2007;9(1):15-21.

36. Fugazzotto PA, Beagle JR, Ganeles J, Jaffin R, Vlassis J, Kumar A. Success and failure rates of 9 mm or shorter implants in the replacement of missing maxillary molars when restored with individual crowns:

preliminary results 0 to 84 months in function. A retrospective study. *J Periodontol* 2004;75(2):327-332.

37. Iplikcioglu H, Akca K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent* 2002;30(1):41-46.

38. Georgiopoulos B, Kalioras K, Provatidis C, Manda M, Koidis P. The effects of implant length and diameter prior to and after osseointegration: a 2-D finite element analysis. *J Oral Implantol* 2007;33(5):243-256.

39. Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, Barquins M. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5(4):254-262.

40. Mattsson T, Kondell PA, Gynther GW, Fredholm U, Bolin A. Implant treatment without bone grafting in severely-resorbed edentulous maxillae. *J Oral Maxillofac Surg* 1999;57(3):281-287.

41. Calandriello R, Tomatis M. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla *via* immediate/early function and tilted implants: a prospective 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl.1):S1-12.

42. Satoh T, Maeda Y, Komiyama Y. Biomechanical rationale for intentionally-inclined implants in the posterior mandible using 3D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(4):533-539.

43. Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2007;97(6 Suppl):S35-43.

Adrien Naveau

AHU
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris
71, quai d'Orsay
75007 Paris

Antoine Bouton

Attaché
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris

Erwan Hauchard

DCD
Paris

Henri-Pierre Naveau

DCD
Paris

Michel Barquins

Directeur de Recherche
CNRS-ESPCI, Paris

Laurent Pierrisnard

PU-PH
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris

Référencement bibliographique

Cet article peut être recherché ou cité sous la référence suivante :
Naveau A, Bouton A, Hauchard E, Naveau H.-P., Barquins M, Pierrisnard L. Sinus et prothèse implanta-portée : étude préliminaire par la MEF 3D. *Implant* 2009;15:??-?.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

Le traitement de référence du patient complètement édenté au maxillaire par une prothèse fixée implanto-portée consiste en un bridge supporté par 6 à 8 implants^[1,2]. Après édentation, le maxillaire subit un remodelage essentiellement alvéolaire sous forme d'une résorption verticale et centripète, associée à une pneumatisation^[3,4]. Dans les sites postérieurs, les larges

espaces médullaires et les obstacles sinusiens compliquent le traitement. Classiquement, la greffe sous-sinusienne permet d'augmenter la hauteur d'os (**Fig. 1 et 2**), mais nécessite un geste chirurgical supplémentaire associé à un risque de complications^[5-7].

En 1994, Summers a décrit les avantages du recours à l'ostéotomie^[8] en présence d'une hauteur d'os de 5 mm minimum et d'un os de faible densité (**Fig. 3 et 4**).

Pose d'implants associée à une greffe sous-sinusienne



Fig. 1 / Situation initiale : secteur 2 postérieur maxillaire résorbé.



Fig. 2 / Pose de 2 implants associée à un matériaux de comblement (Bio-oss®, Geistlicht Pharma).

Pose d'un implant sous-sinusal après technique de Summers



Fig. 3 / Situation initiale : 15 avec granulome sous-sinusal.



Fig. 4 / Après extraction de la 15 et cicatrisation, une ostéotomie selon Summers a permis la formation d'un dôme osseux autour de l'apex implantaire le jour de la pose.

L'utilisation successive de 5 instruments permet alors d'augmenter la densité osseuse par compaction latérale et apicale de l'os du site choisi. Ainsi, cette technique permet de placer un implant plus long que ce qu'autorise le site non préparé^[9].

D'autres techniques implantaire et prothétiques permettent de s'affranchir du comblement sinusien. L'utilisation d'un cantilever est possible, mais ses limites dans le cas d'une prothèse complète implantoportée sont mal connues. Selon Davarpanah *et al.*^[10], la longueur de l'extension distale envisageable dépend

de la forme de l'arcade et de la distance séparant les 2 implants les plus distaux. Parmi les techniques chirurgicales complexes, il est possible de poser des implants ptérygo-palato-tuberositaires^[11] avec un bon pronostic biomécanique^[12-14] ou des implants zygomatiques^[15] dont la longueur est comprise entre 30 à 50 mm.

Les arguments avancés en faveur de l'inclinaison des implants juxtasinusiens sont l'exploitation maximale du volume osseux disponible^[16,17] et d'os cortical au niveau crestal^[4] (Fig. 5 à 8). Récemment, une

Pose d'implants inclinés pour éviter le sinus



Fig. 5 / Situation initiale : 23 et 25 qui servent de points d'appui pour une restauration plurale fixée dento-portée, ne peuvent être conservées.



Fig. 6 / Pose des implants, dont 1 incliné qui longe la paroi inférieure mésiale du sinus et émerge un peu plus distalement que les racines de 25.



Fig. 7 / Transferts d'empreinte : l'utilisation de piliers Multi-Unit® (Nobel Biocare) de 30° en place de 25 et de 17° en 23 permettent de corriger la divergence des axes implantaires.

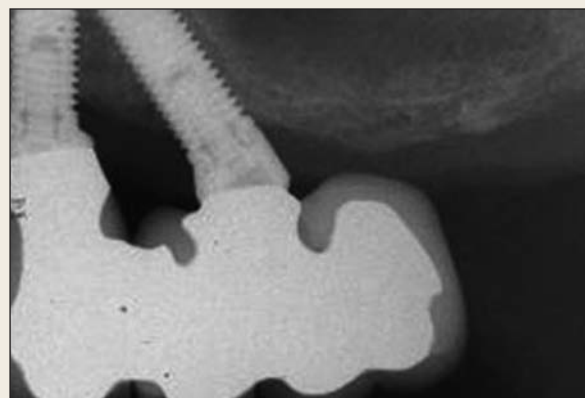


Fig. 8 / Restauration prothétique d'usage avec 26 en extension.

étude de Paolo Maló *et al.* [18] a révélé un taux de succès de 97,6 % pour des mises en charge immédiates de prothèses maxillaires supportées par 4 implants. Par ailleurs, il est possible d'avoir recours à des implants courts (Fig. 9 et 10). Renouard et Nisand ont relevé un taux de succès de 94,6 % pour des implants courts placés dans des sites fortement résorbés [19], et des taux de succès comparables pour les traitements par implants courts et par greffes osseuses sinusiennes par abord latéral [20]. Les auteurs recommandent d'opter pour l'utilisation d'un implant court pour une hauteur supérieure ou égale à 6 mm. L'analyse par la méthode des éléments finis (MEF) est une technique informatique utilisée pour calculer et représenter visuellement les contraintes et déformations au sein d'associations de structures soumises à des charges simulées. Ce calcul requiert la connaissance des propriétés mécaniques des matériaux, telles que le module de Young (E) et le coefficient de Poisson (ν). Cette méthode d'analyse numérique des contraintes est largement utilisée de nos jours pour étudier les problèmes biomécaniques en implantologie dentaire [17]. La plupart des études mécaniques par MEF se penchent sur la distribution des contraintes en fonction de la morphologie implan-

taire, mais très peu se sont intéressées à la disposition géométrique d'implants reliés entre eux. Les alternatives aux procédures d'augmentation osseuse dans le traitement du patient complètement édenté au maxillaire par une prothèse fixée implanto-portée sont nombreuses. Cette expérience préliminaire permet d'évaluer la distribution des contraintes et les déplacements de 4 piles en titane reliées entre elles et enchâssées dans une structure osseuse arquée. Les variables comparées sont la longueur et l'inclinaison des piles postérieures, ainsi que les forces exercées sur la poutre. Le but de cette première étude est d'appréhender le comportement biomécanique d'implants en situation juxtasinusienne.

MATÉRIEL ET MÉTHODES

Le logiciel utilisé dans cette étude est CADSAP® (CADLM, Gif-sur-Yvette, France), version française de Supersap (Algor® Interactive Systems, Pittsburgh, États-Unis) sur un ordinateur PC compatible. Les matériaux modélisés en 3 dimensions sont admis comme homogènes, isotropes et comme travaillant en élasticité linéaire, c'est-à-dire dans un domaine où les structures reprennent leur géométrie initiale après

Pose d'un implant court sous-sinusien



FIG. 9 / Situation initiale : la 16 a été récemment extraite suite à une fracture.



FIG. 10 / Un implant de 7 mm a été posé.

décharge. Les caractéristiques mécaniques des matériaux sont représentées (TABL. I) par leur module de Young (E) et coefficient de Poisson (ν).

Dans cette étude préliminaire, les implants sont représentés de manière schématique par des piles prenant la forme de prismes droits de section hexagonale. Quatre piles sont enchâssées par leur base dans un maxillaire édenté, représenté par un prisme droit aux propriétés de l'os spongieux ($50 \times 40 \times 15$ mm, soit 2 256 éléments). Le sommet de ces 4 piles supporte une poutre de titane ($94 \times 3 \times 2$ mm, soit 88 éléments) représentant l'armature d'un bridge implanto-porté. L'alvéole osseuse est vide en l'absence de pile. L'intégration des piles en titane/alvéole osseuse est parfaite. Les éléments sont assemblés pour constituer les modèles étudiés (FIG. 11). Toutes les expérimentations comprennent 4 piles : deux

sont enchâssées dans la partie antérieure du maxillaire (piles 2 et 3 en sites canins) et les 2 autres sont dans la partie postérieure du maxillaire (piles 1 et 4 en sites molaires). Les piles antérieures sont invariablement verticales et longues (15×4 mm, dont 10 mm dans l'os, soit 96 éléments). Les caractéristiques des piles postérieures changent à chaque modélisation : longues et verticales (LV, 15×4 mm, dont 10 mm dans l'os), courtes et verticales (CV, 10×4 mm, dont 5 mm dans l'os, soit 80 éléments), et enfin longues et obliques (LO, 18×4 mm, dont 13 mm dans l'os, soit 96 éléments).

Ces 3 modèles sont soumis à diverses forces de 100 N exercées sur la poutre (FIG. 12) : verticales en tripode (VT, entre les piliers, dans la région antérieure centralement et bilatéralement en postérieur), verticale unilatéralement dans la région postérieure (VP), oblique unilatérale au niveau canin (OC, force dirigée en haut et en dehors) et horizontale antérieure (HA, vers l'extérieur).

La distribution et l'intensité des contraintes de von Mises sont calculées et comparées. Le logiciel permet de représenter la localisation des déformations en cisaillement pour chacun des 8 modèles. Les zones d'isodéformations apparaissent sous forme

MATÉRIAUX PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES	TITANE	OS SPONGIEUX
Module de Young (E)	117	1
Coefficient de Poisson (ν)	0,33	0,35

TABL. I / Propriétés mécaniques des matériaux et structures (E en GPa).

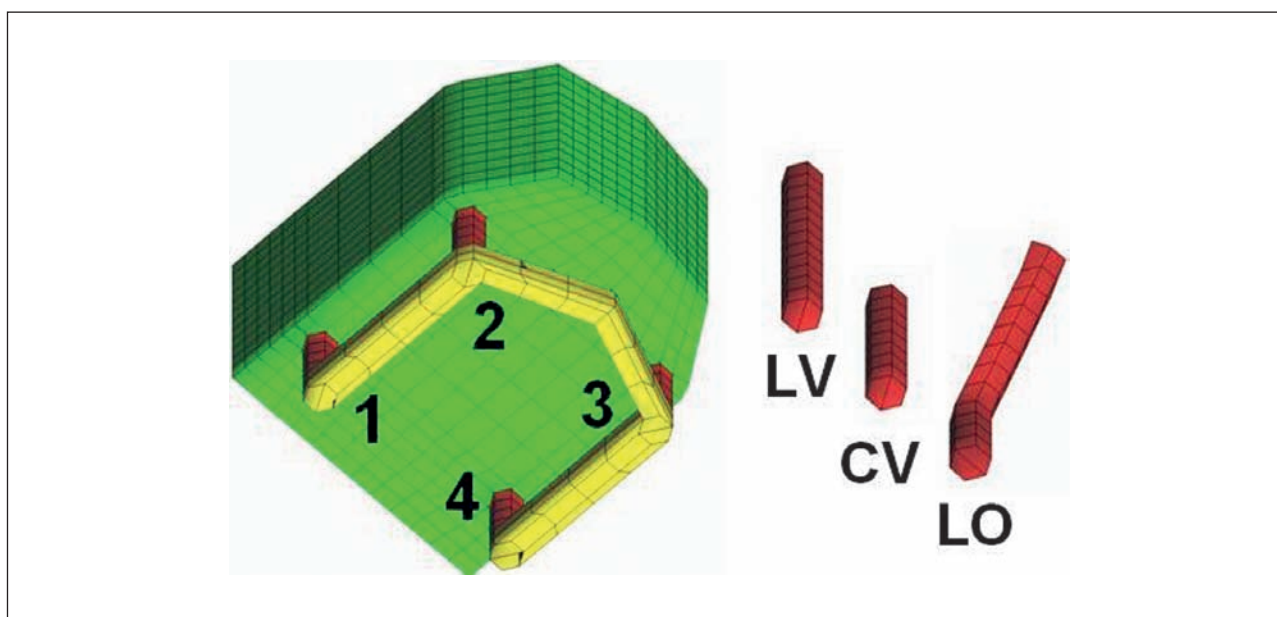


FIG. 11 / Les modèles comprennent successivement en postérieur (sites 1 et 4) des piles longues verticales (LV), courtes verticales (CV) et longues obliques (LO). En antérieur (sites 2 et 3), les piles sont toujours longues et verticales.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

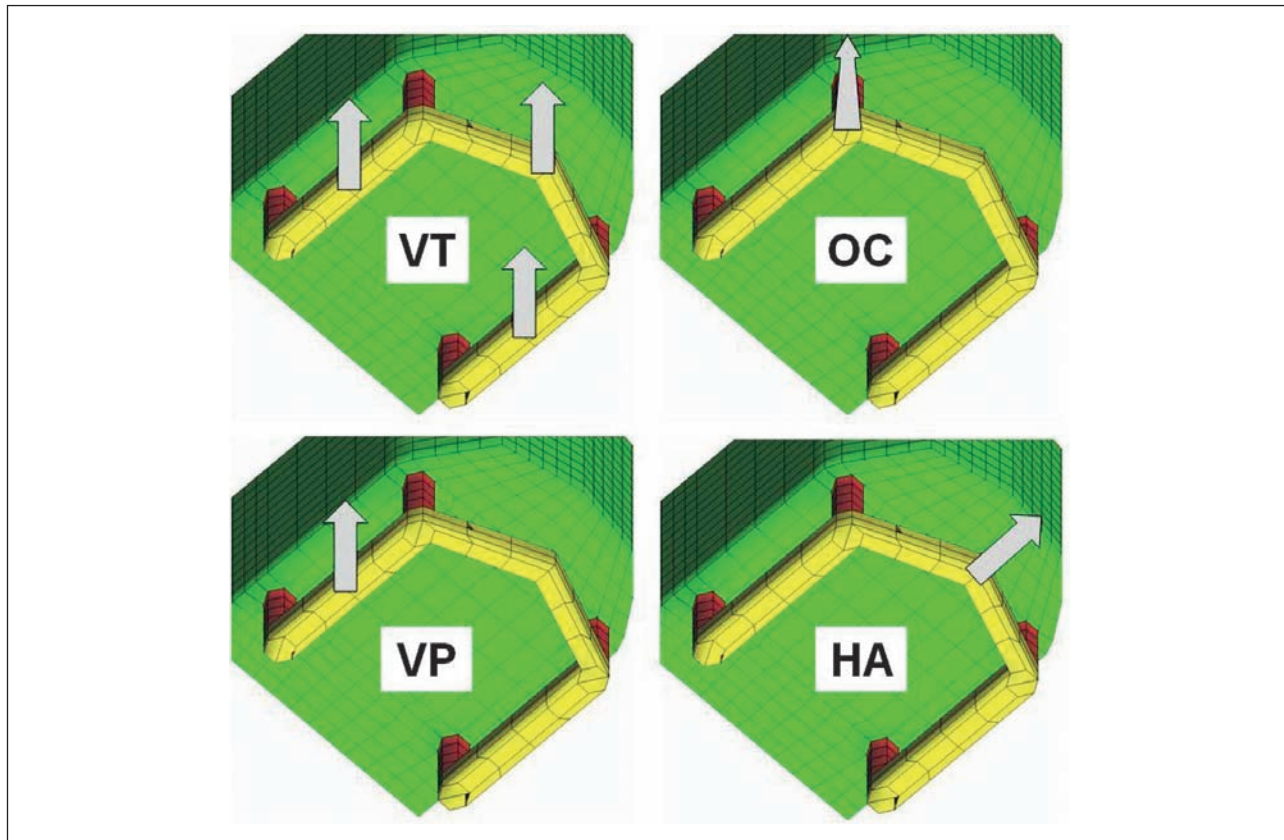


Fig. 12 / Les 3 modèles sont soumis à diverses forces de 100 N (VT : verticales en tripode, VP : verticale postérieure, OC : oblique au niveau canin, HA : horizontale antérieure).

de plages colorées. Les couleurs chaudes (rouge, orange) caractérisent les déformations les plus grandes. Le jaune et le vert se succèdent jusqu'au blanc qui correspond à des déformations négligeables. Pour information, l'échelle de contraintes (exprimée en MPa) correspondant au code couleur est affichée en légende des figures. Les contraintes maximales observées au col des piles et au niveau des alvéoles osseuses sont relevées sous forme d'histogramme. Les déplacements des piles sont également rapportés.

RÉSULTATS

Ces expérimentations étudient l'intérêt biomécanique d'implants courts ou obliques dans le cadre de restauration prothétique maxillaire supportée par 4 implants. Les implants longs verticaux en situation postérieure servent de référence (comblement de sinus).

La première expérimentation consiste à appliquer sur la poutre centralement en antérieur et bilatéralement en postérieur des charges verticales de 100 N (Fig. 13 à 16). La localisation des contraintes maximales, quelle que soit l'expérimentation, est en cervicale des piles, un peu en deçà de la surface osseuse.

Lorsque les piles postérieures sont verticales, les contraintes au sein de piles antérieures sont très supérieures (+ 98 % en moyenne) à celles des piles postérieures. En revanche, lorsque les piles postérieures sont obliques, ces valeurs sont plus homogènes (50 MPa en moyenne).

Lorsque les piles postérieures sont verticales, les contraintes osseuses sont plus importantes en antérieur (+ 94 %) qu'en postérieur (14 MPa). En revanche, lorsque les piles postérieures sont obliques, ces valeurs augmentent de 13 % en moyenne.

Par ailleurs, les piles antérieures se déplacent plus que les postérieures (+ 47 % en moyenne), et la

Application de forces verticales en tripode

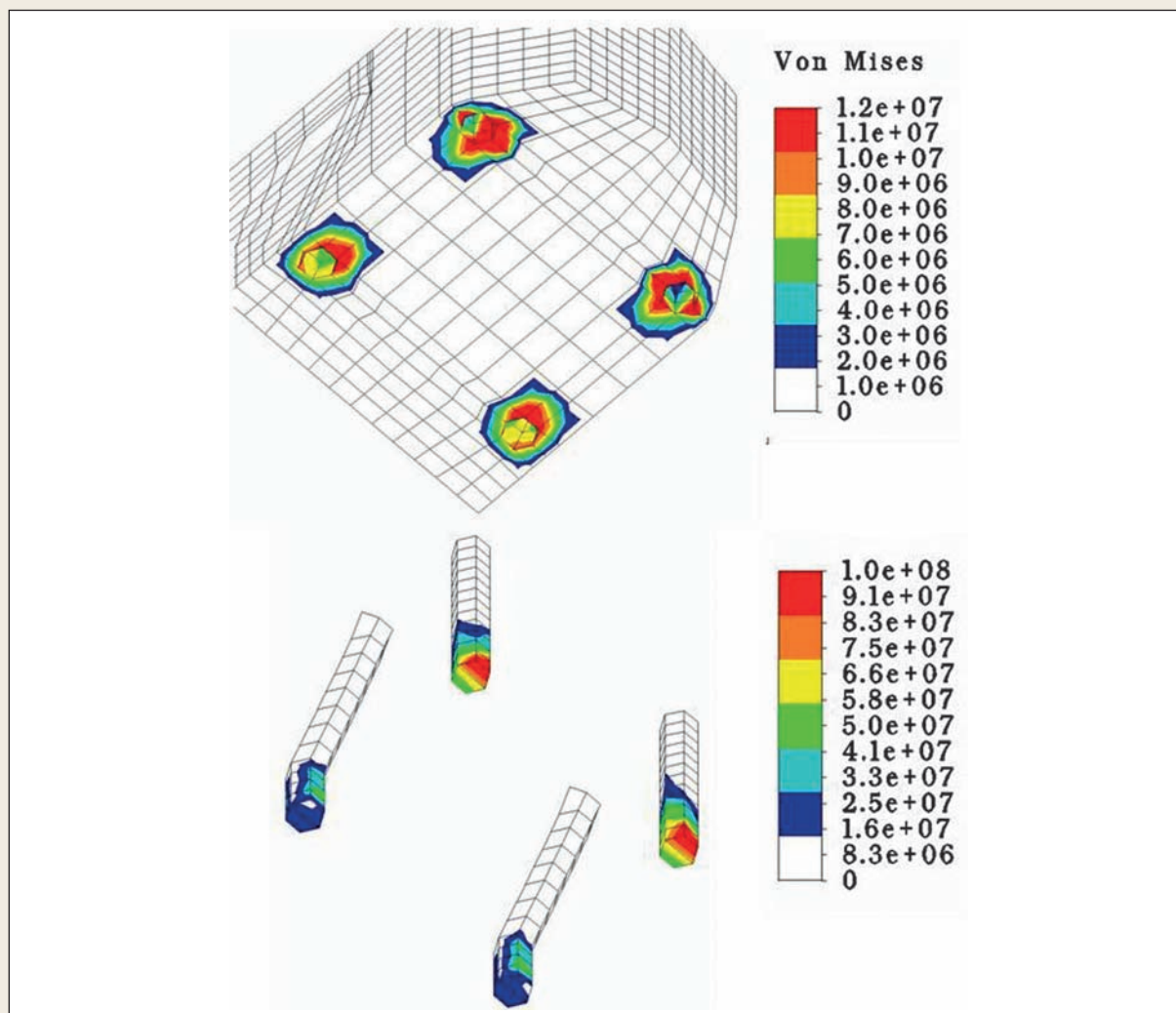


FIG. 13 / Distribution des contraintes dans les piles et les alvéoles.

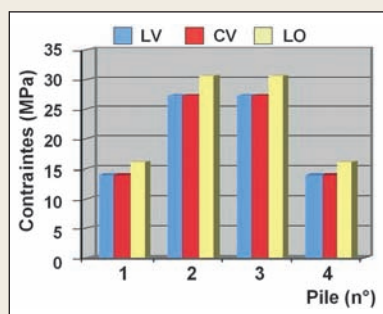


FIG. 14 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

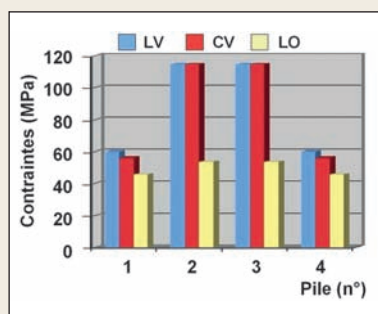


FIG. 15 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

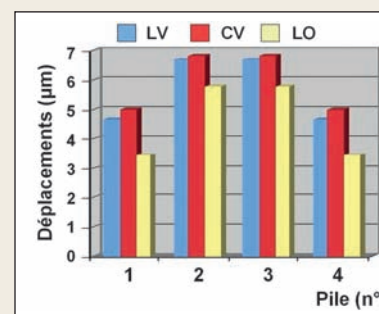


FIG. 16 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

configuration LO entraîne une diminution des déplacements de -22 % en moyenne. La pile CV se déplace légèrement plus que la LV (pile 1) tandis qu'elle est soumise à un peu moins de contraintes au sein de la pile.

Ainsi, la longueur des implants postérieurs n'est pas un facteur d'influence dominant. Les piles obliques postérieures diminuent beaucoup les contraintes antérieures et légèrement les déplacements, au prix d'une légère augmentation des contraintes osseuses. Afin de mieux isoler le rôle d'une charge verticale postérieure, l'expérience a été répétée en ne laissant qu'une charge postérieure unilatérale.

Une force axiale unilatérale postérieure de 100 N est appliquée sur la travée entre les piles 1 et 2 (Fig. 17 à 19). Les contraintes du côté de la charge sont comparables à celles précédemment décrites en postérieur. Les contraintes côté non chargées sont quasiment nulles. Les déplacements décroissent de la pile 1 à la pile 4. Les contraintes de la pile 1 CV sont très légèrement inférieures à celles de la pile LV.

Les observations précédemment décrites sont maintenues. Les contraintes et déplacements relevés en postérieur lors de l'exercice de charges en tripode viennent essentiellement de la charge la plus proche de la pile. Les forces verticales sont plus fréquentes en postérieur, mais les forces obliques sont réputées

pour être plus néfastes en termes de contraintes et de déplacements. Que se passerait-il en cas de guidage canin ou antérieur ?

Une charge oblique unilatérale mimant une fonction canine est alors appliquée aux modèles (Fig. 20 à 22). Par rapport à un maxillaire édenté, cette charge est oblique en haut et en dehors et appliquée en place de canine, c'est-à-dire au niveau de la pile 2.

Les contraintes relevées au col de la pile 2, point d'application de la force, diminuent de -32 % lorsque les piles postérieures sont obliques. Aucune différence importante n'est visible entre les 3 modèles concernant les déplacements et les contraintes osseuses.

La pile 1 CV est soumise à moins de contraintes osseuses que la LV, mais à un peu plus de contraintes au sein même de la pile. Elle se déplace toujours plus que LV.

Une force horizontale centrale antérieure mimant la propulsion est appliquée aux modèles (Fig. 23 à 25).

Les résultats montrent que lorsque les piles postérieures sont obliques, les contraintes antérieures diminuent d'environ 27 %. En revanche, la diminution de longueur des piles postérieures ne modifie pas ces valeurs.

L'inclinaison des piles postérieures augmente la valeur des contraintes osseuses mesurées. En postérieur, la configuration LO augmente les contraintes de +27,5 %

Application d'une force verticale unilatérale postérieure

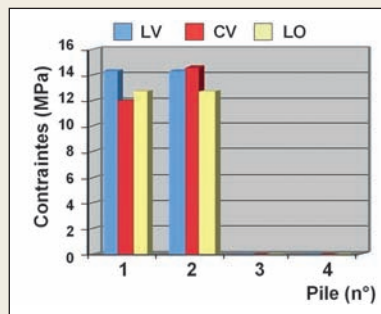


Fig. 17 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

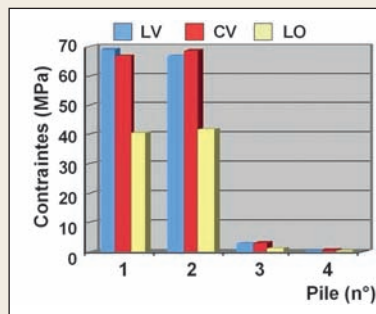


Fig. 18 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

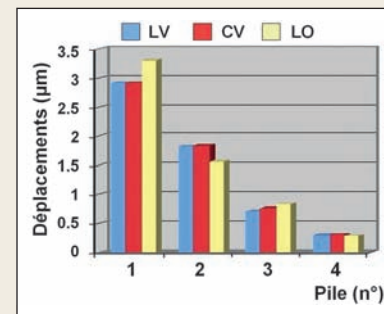


Fig. 19 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

Application d'une force oblique unilatérale

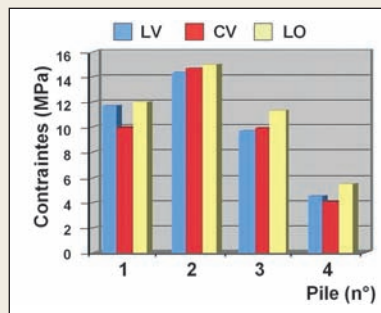


Fig. 20 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

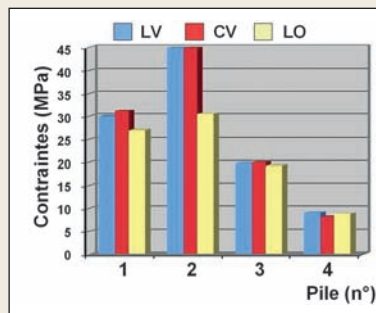


Fig. 21 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

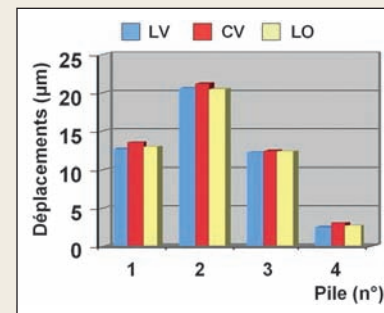


Fig. 22 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

Application d'une force horizontale antérieure

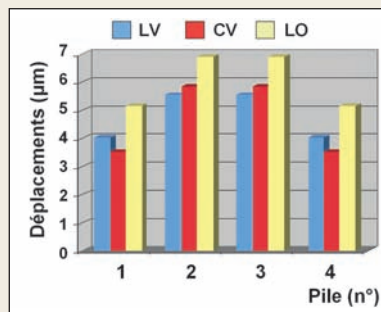


Fig. 23 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

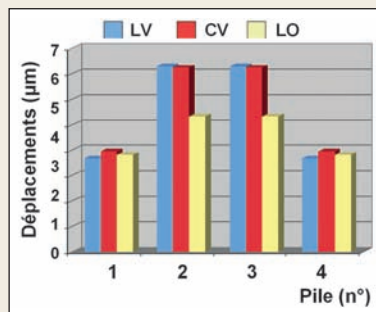


Fig. 24 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

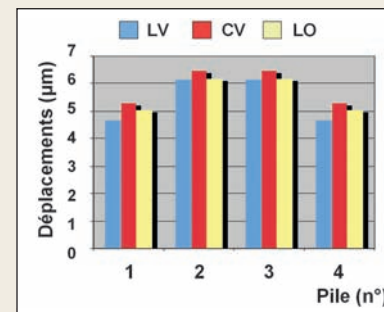


Fig. 25 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

par rapport aux CV, et de + 45 % par rapport aux LV. Pour les piles antérieures, ces valeurs augmentent respectivement de + 18 % et + 24,3 %. La pile 1 CV est sujette à plus de contraintes internes, mais à moins de contraintes osseuses, et se déplace plus que la LV. Il n'y a que peu de différences en termes de déplacements et de contraintes entre les implants verticaux longs et courts. Les piles obliques diminuent nettement les contraintes au sein des piles, et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses.

DISCUSSION

Cette étude avait pour objectif de déterminer l'intérêt d'utiliser des implants courts ou inclinés pour éviter un comblement de sinus. Selon nos résultats, il semble que les contraintes et déplacements observés avec implants verticaux longs et courts soient comparables, ce qui plaide cliniquement en faveur des implants courts. Par ailleurs, les implants inclinés semblent plus intéressants pour diminuer les contraintes implantaires.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

LIMITES DE LA MEF

La méthode des éléments finis a prouvé être un outil précis et commode lorsqu'il s'agit d'étudier le comportement mécanique des implants^[21]. Les modèles peuvent être facilement modifiés pour s'adapter à des hypothèses variées. Le programme utilisé dans cette étude a toutefois un certain nombre de limites à cause des approximations irréalistes, utilisées lors de la caractérisation des matériaux. Cette étude statique repose sur l'homogénéité, l'élasticité linéaire et l'isotropie de l'os et du titane ; elle ne tient pas compte de la fatigue des matériaux soumis à des forces répétées et aussi complexes que les forces masticatoires. De plus, cette méthode considère la liaison de l'os et de l'implant comme étant parfaite. En réalité, les forces de mastication sont dynamiques et obliques, et la liaison os/implant est tout aussi dynamique. Par conséquent, il est très difficile de reproduire tous les détails du comportement naturel. La MEF ne peut déterminer les critères acceptables de contraintes, mais permet de comparer différents modèles et de quantifier le risque relatif de chacun d'entre eux. Dans cette étude préliminaire, des piles et des poutres parallélépipédiques sont utilisées pour mimer le comportement d'implants dentaires reliés par une infrastructure prothétique métallique ; de plus amples travaux sont en cours pour améliorer la correspondance entre théorie et réalité clinique.

Dans la littérature, les contraintes au sein des composants implantaires sont associées aux fractures et dévissages, tandis que les contraintes osseuses sont cliniquement associées aux plages de résorption osseuse^[21]. Les déplacements implantaires peuvent compromettre la stabilité primaire de l'implant.

IMPLANTS COURTS

La définition de l'implant court varie en fonction des auteurs^[22-24]. Selon Renouard et Nissand, l'implant est court lorsque la partie intra-osseuse est inférieure ou égale à 8 mm^[24] et les études cliniques sont loin d'être consensuelles. Les premières associaient les implants courts à davantage d'échecs thérapeutiques^[25-28], mais les suivantes conclurent que la longueur de l'implant n'influençait pas le taux de survie^[19, 29-32].

Quatre facteurs sont suggérés pour expliquer les différences de taux de survie observés^[24, 33, 34] : la stabilité primaire de l'implant, la courbe d'apprentissage du chirurgien, l'état de surface de l'implant et la qualité de l'os. Un protocole chirurgical particulier prenant en compte la densité osseuse et utilisant des implants à surface rugueuse conduit à davantage de succès par une meilleure stabilité primaire. Pour une hauteur supérieure à 6 mm, Renouard et Nissand recommandent d'opter pour l'utilisation d'un implant court^[24].

Les études récentes sur les implants courts placés dans des sites maxillaires fortement résorbés affichent des taux de succès de 95 à 97 %^[19, 35, 36]. S'il est possible d'obtenir une stabilité primaire avec un implant court, placer un implant long présente alors moins d'intérêt. On sait, en effet, grâce à des études en éléments finis^[37-39], que l'essentiel des contraintes masticatoires est concentré au col de l'implant, qu'augmenter le diamètre de l'implant, plus que la longueur, contribue à minimiser ces contraintes ; par ailleurs, l'ancrage bicortical améliore la stabilité primaire grâce à une diminution des déplacements.

IMPLANTS INCLINÉS : LE CONCEPT ALL-ON-FOUR

Maló *et al.* ont obtenu, en 2005, un taux de succès de 97,6 % avec la mise en charge immédiate d'une prothèse supportée par 4 implants maxillaires (All-on-Four, Nobel Biocare)^[18]. Le site du pilier canin permet le placement des implants antérieurs verticaux, et les implants postérieurs sont inclinés de manière à longer la paroi inférieure du sinus et émergent au niveau de la deuxième prémolaire/première molaire. Le faible nombre d'implants autorise une plus grande liberté de placement, une meilleure passivité de l'infrastructure prothétique et une extension prothétique réduite. Selon Mattsson *et al.*, l'inclinaison mésio-distale des implants permet une meilleure stabilité primaire en raison de la longueur majorée des implants utilisés, mais entraîne la découverte de quelques spires en palatin^[40]. La position angulée du col implantaire permet un engagement plus important d'os cortical au niveau crestal^[4]. C'est cette augmentation de stabilité primaire qui permettrait d'envisager un protocole de mise en charge immédiate^[18, 41].

Plusieurs études biomécaniques par MEF ont comparé implants droits et inclinés.

Satoh *et al.* [42] ont comparé par MEF 3D 2 implants parallèles entre eux, avec des implants perpendiculaires à la courbe de Spee (inclinaisons de 10-20°). Ils ont conclu à l'intérêt de l'implant incliné, mais dans leur étude, les implants ne sont pas solidarités et les forces sont orientées dans l'axe de chaque implant. Zampelis *et al.* ont étudié, en 2007, 2 implants reliés entre eux, l'un étant droit ou incliné à 45° et soumis à une force de 50 N [43]. L'utilisation de modèles simplifiés en 2D ne leur permet pas d'appréhender une restauration totale d'arcade, ni les forces obliques latérales. En dépit des nombreuses différences de protocole, les valeurs de contraintes osseuses maximales sont comparables aux nôtres pour les implants droits soumis à une force verticale. En revanche, ils trouvent des valeurs très similaires aux précédentes pour les implants inclinés.

Cette étude mécanique préliminaire par MEF 3D montre une fois de plus que la longueur de l'implant importe peu en termes de contraintes maximales [39]. Par conséquent, un implant court peu se substituer à un implant plus long avec comblement sinusien. Par ailleurs, l'utilisation d'implants inclinés permet de diminuer les contraintes au sein des implants.

CONCLUSION

Les conclusions dérivées de cette étude mécanique préliminaire par MEF 3D sont restreintes aux hypothèses choisies pour la composition du modèle numérique et ses conditions aux limites. Ces résultats préliminaires ne peuvent être transférés à la clinique sans de plus amples analyses, preuves et essais cliniques. Toutefois, la MEF s'attache à l'aspect mécanique d'une structure biologique. Ainsi, les conclusions de cette étude doivent être considérées comme une information mécanique à l'égard des cliniciens. Compte tenu des limites de cette étude, peu de différences en termes de déplacements et de contraintes ont été observées entre les implants verticaux longs et courts. Les implants obliques diminuent nettement les contraintes implantaire, et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses. Ainsi, il semble qu'implants courts et implants incli-

nés soient des options thérapeutiques intéressantes, permettant de s'affranchir d'un comblement sinusien dans le cadre du traitement par prothèse implantoporté d'un maxillaire fortement résorbé. †

ADRESSE DES DISTRIBUTEURS

◉ **BIO-OSS®** - GEISTLICH PHARMA AG - BUSINESS UNIT BIOMATERIALS - Bahnhofstrasse 40 - 6110 Wolhusen - Suisse - Tél. : + (41) 41 492 56 30 - Fax : + (41) 41 492 56 39 - E-mail : biomaterials@geistlich.ch - www.geistlich.com

◉ **MULTIUNIT®** - ALL-ON-FOUR - NOBEL BIO-CARE - 80, avenue des Terroirs-de-France - 75607 Paris Cedex 12 - Tél. : 01 53 33 89 10 - Fax : 01 53 33 89 33 - www.nobelbiocare.com

BIBLIOGRAPHIE

1. Fortin Y, Sullivan RM, Rangert BR. The Marius implant bridge: surgical and prosthetic rehabilitation for the completely-edentulous upper jaw with moderate to severe resorption: a 5-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2002;4(2):69-77.
2. Brånemark PI, Svensson B, van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res* 1995;6(4):227-231.
3. Chanavaz M. Maxillary sinus: anatomy, physiology, surgery, and bone grafting related to implantology - Eleven years of surgical experience (1979-1990). *J Oral Implantol* 1990;16(3):199-209.
4. Davarpanah M. Manuel d'implantologie clinique : concepts protocoles et innovations récentes, 2008.
5. Schwartz-Arad D, Herzberg R, Dolev E. The prevalence of surgical complications of the sinus graft procedure and their impact on implant survival. *J Periodontol* 2004;75(4):511-516.
6. Misch CM, Misch CE, Resnik RR, Ismail YH, Appel B. Post-operative maxillary cyst associated with a maxillary sinus elevation procedure: a case report. *J Oral Implantol* 1991;17(4):432-437.
7. Lockhart R, Ceccaldi J, Bertrand JC. Postoperative maxillary cyst following sinus bone graft: report of a case. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(4):583-586.
8. Summers RB. A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. *Compendium* 1994;15(2):152, 154-156, 158 passim; quiz 162.
9. Commissionat Y, Princ G, Poulmaire F, Scortecchi G, Odin G, Berg S. Techniques non invasives d'implantation sous-sinusienne. *Act Odontol Stomatol* 2007;238:119-135.
10. Davarpanah M, Caraman M, Jakubowicz-Kohen B, Kebir-Quelin M, Szmukler-Moncler S. Prosthetic success with a maxillary immediate-loading protocol in the multiple-risk patient. *Int J Periodont Rest Dent* 2007;27(2):161-169.
11. Tulasne JF. Implant treatment of missing posterior dentition. *In*: Albrektsson J, Zarb GA, eds. The Brånemark osseointegrated implant. Chicago: Quintessence, 1989:103-116.
12. Balshi SF, Wolfinger GJ, Balshi TJ. Analysis of 164 titanium oxide-surface implants in completely-edentulous arches for fixed prosthesis anchorage using the pterygomaxillary region. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(6):946-952.
13. Balshi TJ, Wolfinger GJ. Management of the posterior maxilla in the compromised patient: historical, current, and future perspectives. *Periodontol* 2000 2003;33:67-81.
14. Valeron JF, Valeron PF. Long-term results in placement of screw-type implants in the pterygomaxillary-pyramidal region. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22(2):195-200.
15. Brånemark PI *et al.* Zygoma fixture in the management of advanced atrophy of the maxilla: technique and long-term results. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg* 2004;38(2):70-85.

photo

Sinus et prothèse implanta-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

16. Aparicio C, Perales P, Rangert B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2001;3(1):39-49.

17. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindstrom H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(3):405-414.

18. Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System implants for completely-edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl 1):S88-94.

19. Renouard F, Nisand D. Short implants in the severely-resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl 1):S104-110.

20. Renouard F. Implants courts versus greffes osseuses sous sinusiennes: étude clinique retrospective. *J Parodont Imp Oral* 2006;25(4):281-287.

21. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2006;9(4):257-270.

22. Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJ, Kuiper C, Raghoobar GM. Implantology and the severely-resorbed edentulous mandible. *Crit Rev Oral Biol Med* 2004;15(4):240-248.

23. Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21(2):275-282.

24. Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Implants Res* 2006;17(Suppl 2):35-51.

25. Bahat O. Treatment planning and placement of implants in the posterior maxillae: report of 732 consecutive Nobelpharma implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(2):151-161.

26. Jemt T, Lekholm U. Implant treatment in edentulous maxillae: a 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(3):303-311.

27. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res* 1992;3(3):104-111.

28. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Brånemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol* 1991;62(1):2-4.

29. Testori T, Wiseman L, Woolfe S, Porter SS. A prospective multicenter clinical study of the Osseotite implant: four-year interim report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(2):193-200.

30. Deporter D, Pilliar RM, Todescan R, Watson P, Pharoah M. Managing the posterior mandible of partially edentulous patients with short, porous-surfaced dental implants: early data from a clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(5):653-658.

31. Friberg B, Grondahl K, Lekholm U, Brånemark PI. Long-term follow-up of severely-atrophic edentulous mandibles reconstructed with short Brånemark implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2(4):184-189.

32. Tawil G, Younan R. Clinical evaluation of short, machined-surface implants followed for 12 to 92 months. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18(6):894-901.

33. Romeo E, Ghisolfi M, Rozza R, Chiapasco M, Lops D. Short (8 mm) dental implants in the rehabilitation of partial and complete edentulism: a 3- to 14-year longitudinal study. *Int J Prosthodont* 2006;19(6):586-592.

34. Anitua E, Orive G, Aguirre JJ, Andia I. Five-year clinical evaluation of short dental implants placed in posterior areas: a retrospective study. *J Periodontol* 2008;79(1):42-48.

35. Maló P, de Araujo Nobre M, Rangert B. Short implants placed one-stage in maxillae and mandibles: a retrospective clinical study with 1 to 9 years of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res* 2007;9(1):15-21.

36. Fugazzotto PA, Beagle JR, Ganeles J, Jaffin R, Vlassis J, Kumar A. Success and failure rates of 9 mm or shorter implants in the replacement of missing maxillary molars when restored with individual crowns:

preliminary results 0 to 84 months in function. A retrospective study. *J Periodontol* 2004;75(2):327-332.

37. Iplikcioglu H, Akca K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent* 2002;30(1):41-46.

38. Georgiopoulos B, Kalioras K, Provatidis C, Manda M, Koidis P. The effects of implant length and diameter prior to and after osseointegration: a 2-D finite element analysis. *J Oral Implantol* 2007;33(5):243-256.

39. Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, Barquins M. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5(4):254-262.

40. Mattsson T, Kondell PA, Gynther GW, Fredholm U, Bolin A. Implant treatment without bone grafting in severely-resorbed edentulous maxillae. *J Oral Maxillofac Surg* 1999;57(3):281-287.

41. Calandriello R, Tomatis M. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla *via* immediate/early function and tilted implants: a prospective 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl.1):S1-12.

42. Satoh T, Maeda Y, Komiyama Y. Biomechanical rationale for intentionally-inclined implants in the posterior mandible using 3D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(4):533-539.

43. Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2007;97(6 Suppl):S35-43.

Adrien Naveau

AHU
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris
71, quai d'Orsay
75007 Paris

Antoine Bouton

Attaché
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris

Erwan Hauchard

DCD
Paris

Henri-Pierre Naveau

DCD
Paris

Michel Barquins

Directeur de Recherche
CNRS-ESPCI, Paris

Laurent Pierrisnard

PU-PH
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris

Référencement bibliographique

Cet article peut être recherché ou cité sous la référence suivante :
Naveau A, Bouton A, Hauchard E, Naveau H.-P., Barquins M, Pierrisnard L. Sinus et prothèse implanta-portée : étude préliminaire par la MEF 3D. *Implant* 2009;15:??-?.

photo

RECHERCHE

scientifique

Sinus et prothèse implanto-portée

Étude préliminaire par la MEF 3D

A. NAVEAU
A. BOUTON
E. HAUCHARD
H.-P. NAVEAU
M. BARQUINS
L. PIERRISNARD

RÉSUMÉ L'abord implantaire du patient complètement édenté au maxillaire est compliqué par la faible hauteur d'os due à la résorption verticale et aux obstacles sinusiens des sites postérieurs. Classiquement, la greffe sous-sinusienne permet d'augmenter la hauteur d'os, impliquant un geste chirurgical supplémentaire associé à un risque de complications. L'objectif de cette étude préliminaire est d'évaluer le comportement biomécanique d'implants courts et d'implants inclinés dans les restaurations complètes supportées par 4 implants. Les modèles 3D ont été analysés par la méthode des éléments finis. Quatre « piles » en titane, enchâssées dans une structure osseuse, reliées entre elles par une poutre arquée ont été soumises à diverses forces. Les piles postérieures sont successivement verticales et courtes, inclinées et longues, ou verticales et longues.

Les contraintes maximales osseuses et implantaires sont situées en cervical, un peu en deçà du niveau osseux. Il n'y a que peu de différences en termes de déplacements et de contraintes entre les implants verticaux longs et courts. Les piles obliques diminuent nettement les contraintes au sein des piles et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses.

Compte tenu des limites de cette étude mécanique préliminaire, il semble qu'implants courts et implants inclinés soient des options thérapeutiques intéressantes, permettant de s'affranchir d'un comblement sinusien dans le cadre du traitement par prothèse implanto-portée d'un maxillaire fortement résorbé.

MOTS CLÉS : • Méthode des éléments finis • implant • sinus • contrainte • expérience

SUMMARY *Sinus and implant-supported fixed partial denture: a preliminary 3D-FEA study.* Low alveolar bone height and sinus cavities make difficult the rehabilitation of the edentulous maxilla by four implants-supported restorations. Augmentation therapies can be associated with complications. This preliminary study aims at comparing stresses and displacements in restorations of which posterior implants were short or inclined. Four hexagonal implants embedded in a bony structure were designed by three-dimensional finite element modelling. The core fixed partial denture had titanium properties. Both posterior implants were vertical and long, vertical and short or long and inclined. Occlusal 100 N loads were vertical tripod, vertical unilateral, inner horizontal anterior or inner oblique unilateral on the canine.

Maximal bone and implant stresses were localized in the cervical areas. Biomechanical behaviours of short and long vertical implants were very similar. After a tripod vertical loading, anterior implant stresses were increased only with vertical posterior implants (+98%). Implants' displacements were slightly reduced with inclined ones (average of -22%). When single loads were applied, these observations were maintained, and inclined implants induced slight bone stresses increase. Inclined implants decreased anterior implants stresses. Short implants had the same behaviour than long ones. Within the limitations of this preliminary mechanical study, short or inclined posterior implants seem of interest in four-implant supported restorations. These options prevent the recourse to a supplementary augmentation procedure.

KEYWORDS : • finite element analysis • implant • sinus • stress • experiment

photo

RECHERCHE

scientifique

Sinus et prothèse implanto-portée

Étude préliminaire par la MEF 3D

A. NAVEAU
A. BOUTON
E. HAUCHARD
H.-P. NAVEAU
M. BARQUINS
L. PIERRISNARD

RÉSUMÉ L'abord implantaire du patient complètement édenté au maxillaire est compliqué par la faible hauteur d'os due à la résorption verticale et aux obstacles sinusiens des sites postérieurs. Classiquement, la greffe sous-sinusienne permet d'augmenter la hauteur d'os, impliquant un geste chirurgical supplémentaire associé à un risque de complications. L'objectif de cette étude préliminaire est d'évaluer le comportement biomécanique d'implants courts et d'implants inclinés dans les restaurations complètes supportées par 4 implants. Les modèles 3D ont été analysés par la méthode des éléments finis. Quatre « piles » en titane, enchâssées dans une structure osseuse, reliées entre elles par une poutre arquée ont été soumises à diverses forces. Les piles postérieures sont successivement verticales et courtes, inclinées et longues, ou verticales et longues.

Les contraintes maximales osseuses et implantaires sont situées en cervical, un peu en deçà du niveau osseux. Il n'y a que peu de différences en termes de déplacements et de contraintes entre les implants verticaux longs et courts. Les piles obliques diminuent nettement les contraintes au sein des piles et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses.

Compte tenu des limites de cette étude mécanique préliminaire, il semble qu'implants courts et implants inclinés soient des options thérapeutiques intéressantes, permettant de s'affranchir d'un comblement sinusien dans le cadre du traitement par prothèse implanto-portée d'un maxillaire fortement résorbé.

MOTS CLÉS : • Méthode des éléments finis • implant • sinus • contrainte • expérience

SUMMARY *Sinus and implant-supported fixed partial denture: a preliminary 3D-FEA study.* Low alveolar bone height and sinus cavities make difficult the rehabilitation of the edentulous maxilla by four implants-supported restorations. Augmentation therapies can be associated with complications. This preliminary study aims at comparing stresses and displacements in restorations of which posterior implants were short or inclined. Four hexagonal implants embedded in a bony structure were designed by three-dimensional finite element modelling. The core fixed partial denture had titanium properties. Both posterior implants were vertical and long, vertical and short or long and inclined. Occlusal 100 N loads were vertical tripod, vertical unilateral, inner horizontal anterior or inner oblique unilateral on the canine.

Maximal bone and implant stresses were localized in the cervical areas. Biomechanical behaviours of short and long vertical implants were very similar. After a tripod vertical loading, anterior implant stresses were increased only with vertical posterior implants (+ 98 %). Implants' displacements were slightly reduced with inclined ones (average of -22 %). When single loads were applied, these observations were maintained, and inclined implants induced slight bone stresses increase. Inclined implants decreased anterior implants stresses. Short implants had the same behaviour than long ones. Within the limitations of this preliminary mechanical study, short or inclined posterior implants seem of interest in four-implant supported restorations. These options prevent the recourse to a supplementary augmentation procedure.

KEYWORDS : • finite element analysis • implant • sinus • stress • experiment

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

Le traitement de référence du patient complètement édenté au maxillaire par une prothèse fixée implanto-portée consiste en un bridge supporté par 6 à 8 implants^[1,2]. Après édentation, le maxillaire subit un remodelage essentiellement alvéolaire sous forme d'une résorption verticale et centripète, associée à une pneumatisation^[3,4]. Dans les sites postérieurs, les larges

espaces médullaires et les obstacles sinusiens compliquent le traitement. Classiquement, la greffe sous-sinusienne permet d'augmenter la hauteur d'os (**Fig. 1 et 2**), mais nécessite un geste chirurgical supplémentaire associé à un risque de complications^[5-7].

En 1994, Summers a décrit les avantages du recours à l'ostéotomie^[8] en présence d'une hauteur d'os de 5 mm minimum et d'un os de faible densité (**Fig. 3 et 4**).

Pose d'implants associée à une greffe sous-sinusienne



Fig. 1 / Situation initiale : secteur 2 postérieur maxillaire résorbé.



Fig. 2 / Pose de 2 implants associée à un matériaux de comblement (Bio-oss®, Geistlicht Pharma).

Pose d'un implant sous-sinusal après technique de Summers



Fig. 3 / Situation initiale : 15 avec granulome sous-sinusal.



Fig. 4 / Après extraction de la 15 et cicatrisation, une ostéotomie selon Summers a permis la formation d'un dôme osseux autour de l'apex implantaire le jour de la pose.

L'utilisation successive de 5 instruments permet alors d'augmenter la densité osseuse par compaction latérale et apicale de l'os du site choisi. Ainsi, cette technique permet de placer un implant plus long que ce qu'autorise le site non préparé^[9].

D'autres techniques implantaire et prothétiques permettent de s'affranchir du comblement sinusien. L'utilisation d'un cantilever est possible, mais ses limites dans le cas d'une prothèse complète implantoportée sont mal connues. Selon Davarpanah *et al.*^[10], la longueur de l'extension distale envisageable dépend

de la forme de l'arcade et de la distance séparant les 2 implants les plus distaux. Parmi les techniques chirurgicales complexes, il est possible de poser des implants ptérygo-palato-tuberositaires^[11] avec un bon pronostic biomécanique^[12-14] ou des implants zygomatiques^[15] dont la longueur est comprise entre 30 à 50 mm.

Les arguments avancés en faveur de l'inclinaison des implants juxtasinusien sont l'exploitation maximale du volume osseux disponible^[16,17] et d'os cortical au niveau crestal^[4] (Fig. 5 à 8). Récemment, une

Pose d'implants inclinés pour éviter le sinus



Fig. 5 / Situation initiale : 23 et 25 qui servent de points d'appui pour une restauration plurale fixée dento-portée, ne peuvent être conservées.



Fig. 6 / Pose des implants, dont 1 incliné qui longe la paroi inférieure mésiale du sinus et émerge un peu plus distalement que les racines de 25.



Fig. 7 / Transferts d'empreinte : l'utilisation de piliers Multi-Unit® (Nobel Biocare) de 30° en place de 25 et de 17° en 23 permettent de corriger la divergence des axes implantaire.

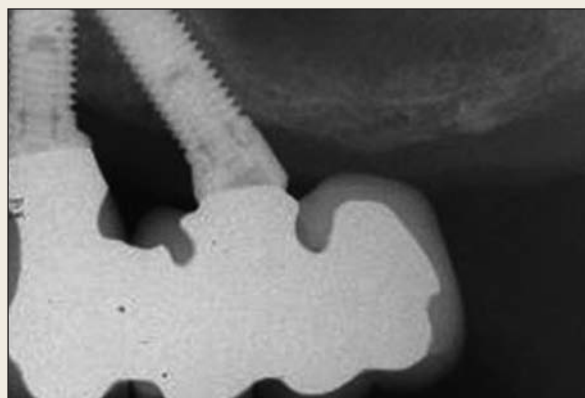


Fig. 8 / Restauration prothétique d'usage avec 26 en extension.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

étude de Paolo Maló *et al.* [18] a révélé un taux de succès de 97,6 % pour des mises en charge immédiates de prothèses maxillaires supportées par 4 implants. Par ailleurs, il est possible d'avoir recours à des implants courts (Fig. 9 et 10). Renouard et Nisand ont relevé un taux de succès de 94,6 % pour des implants courts placés dans des sites fortement résorbés [19], et des taux de succès comparables pour les traitements par implants courts et par greffes osseuses sinusiennes par abord latéral [20]. Les auteurs recommandent d'opter pour l'utilisation d'un implant court pour une hauteur supérieure ou égale à 6 mm. L'analyse par la méthode des éléments finis (MEF) est une technique informatique utilisée pour calculer et représenter visuellement les contraintes et déformations au sein d'associations de structures soumises à des charges simulées. Ce calcul requiert la connaissance des propriétés mécaniques des matériaux, telles que le module de Young (E) et le coefficient de Poisson (ν). Cette méthode d'analyse numérique des contraintes est largement utilisée de nos jours pour étudier les problèmes biomécaniques en implantologie dentaire [17]. La plupart des études mécaniques par MEF se penchent sur la distribution des contraintes en fonction de la morphologie implan-

taire, mais très peu se sont intéressées à la disposition géométrique d'implants reliés entre eux. Les alternatives aux procédures d'augmentation osseuse dans le traitement du patient complètement édenté au maxillaire par une prothèse fixée implanto-portée sont nombreuses. Cette expérience préliminaire permet d'évaluer la distribution des contraintes et les déplacements de 4 piles en titane reliées entre elles et enchâssées dans une structure osseuse arquée. Les variables comparées sont la longueur et l'inclinaison des piles postérieures, ainsi que les forces exercées sur la poutre. Le but de cette première étude est d'appréhender le comportement biomécanique d'implants en situation juxtasinusienne.

MATÉRIEL ET MÉTHODES

Le logiciel utilisé dans cette étude est CADSPAP® (CADLM, Gif-sur-Yvette, France), version française de Supersap (Algor® Interactive Systems, Pittsburgh, États-Unis) sur un ordinateur PC compatible. Les matériaux modélisés en 3 dimensions sont admis comme homogènes, isotropes et comme travaillant en élasticité linéaire, c'est-à-dire dans un domaine où les structures reprennent leur géométrie initiale après

Pose d'un implant court sous-sinusien



FIG. 9 / Situation initiale : la 16 a été récemment extraite suite à une fracture.



FIG. 10 / Un implant de 7 mm a été posé.

décharge. Les caractéristiques mécaniques des matériaux sont représentées (TABL. I) par leur module de Young (E) et coefficient de Poisson (ν).

Dans cette étude préliminaire, les implants sont représentés de manière schématique par des piles prenant la forme de prismes droits de section hexagonale. Quatre piles sont enchâssées par leur base dans un maxillaire édenté, représenté par un prisme droit aux propriétés de l'os spongieux ($50 \times 40 \times 15$ mm, soit 2 256 éléments). Le sommet de ces 4 piles supporte une poutre de titane ($94 \times 3 \times 2$ mm, soit 88 éléments) représentant l'armature d'un bridge implanto-porté. L'alvéole osseuse est vide en l'absence de pile. L'intégration des piles en titane/alvéole osseuse est parfaite. Les éléments sont assemblés pour constituer les modèles étudiés (FIG. 11). Toutes les expérimentations comprennent 4 piles : deux

sont enchâssées dans la partie antérieure du maxillaire (piles 2 et 3 en sites canins) et les 2 autres sont dans la partie postérieure du maxillaire (piles 1 et 4 en sites molaires). Les piles antérieures sont invariablement verticales et longues (15×4 mm, dont 10 mm dans l'os, soit 96 éléments). Les caractéristiques des piles postérieures changent à chaque modélisation : longues et verticales (LV, 15×4 mm, dont 10 mm dans l'os), courtes et verticales (CV, 10×4 mm, dont 5 mm dans l'os, soit 80 éléments), et enfin longues et obliques (LO, 18×4 mm, dont 13 mm dans l'os, soit 96 éléments).

Ces 3 modèles sont soumis à diverses forces de 100 N exercées sur la poutre (FIG. 12) : verticales en tripode (VT, entre les piliers, dans la région antérieure centralement et bilatéralement en postérieur), verticale unilatéralement dans la région postérieure (VP), oblique unilatérale au niveau canin (OC, force dirigée en haut et en dehors) et horizontale antérieure (HA, vers l'extérieur).

La distribution et l'intensité des contraintes de von Mises sont calculées et comparées. Le logiciel permet de représenter la localisation des déformations en cisaillement pour chacun des 8 modèles. Les zones d'isodéformations apparaissent sous forme

MATÉRIAUX PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES	TITANE	OS SPONGIEUX
Module de Young (E)	117	1
Coefficient de Poisson (ν)	0,33	0,35

TABL. I / Propriétés mécaniques des matériaux et structures (E en GPa).

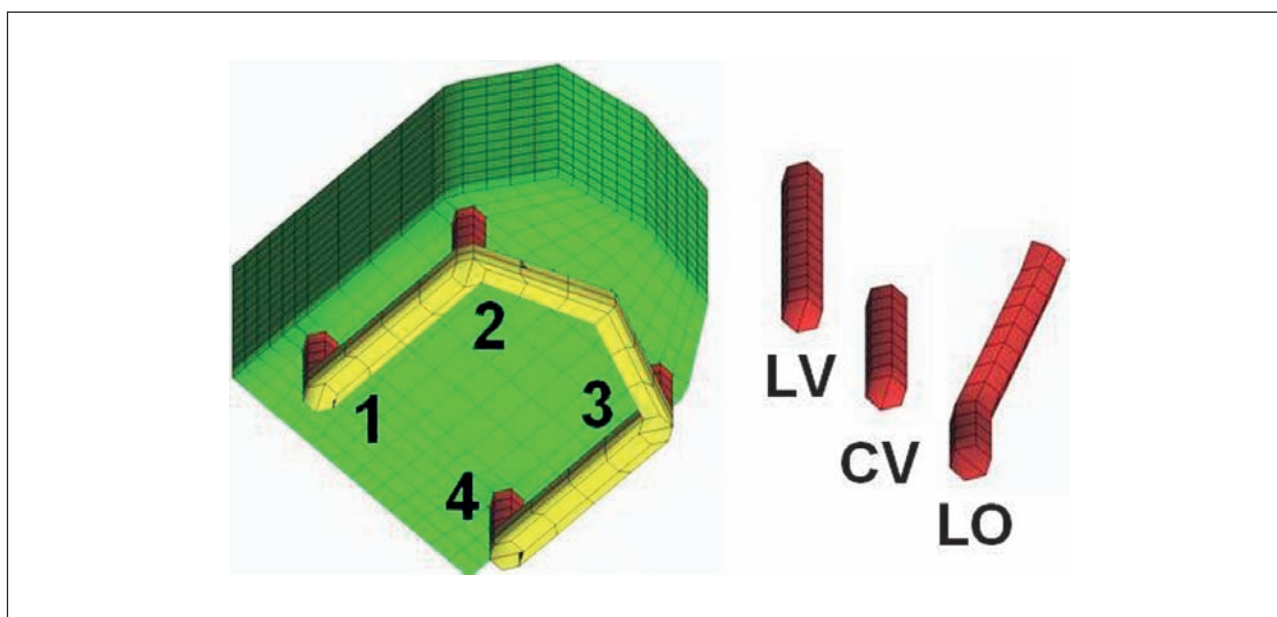


FIG. 11 / Les modèles comprennent successivement en postérieur (sites 1 et 4) des piles longues verticales (LV), courtes verticales (CV) et longues obliques (LO). En antérieur (sites 2 et 3), les piles sont toujours longues et verticales.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

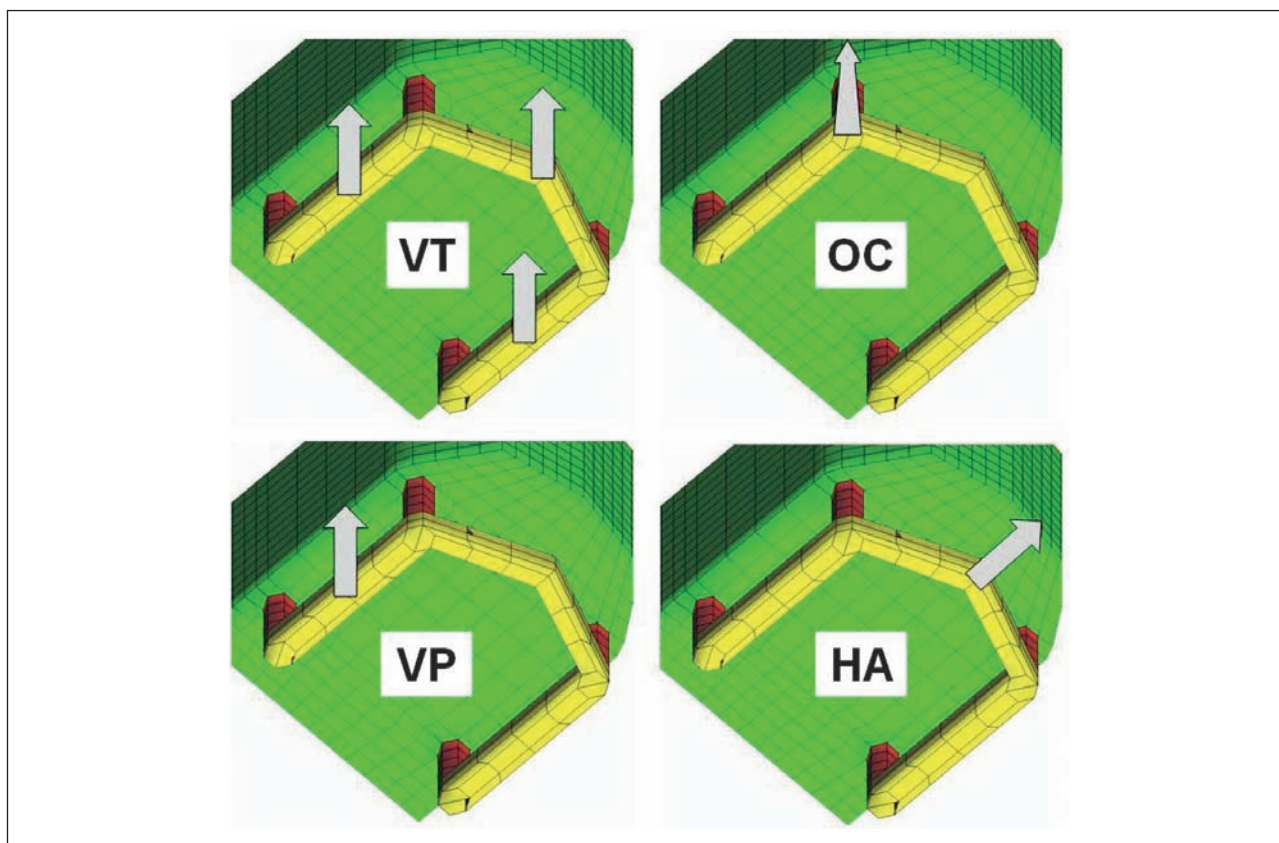


Fig. 12 / Les 3 modèles sont soumis à diverses forces de 100 N (VT : verticales en tripode, VP : verticale postérieure, OC : oblique au niveau canin, HA : horizontale antérieure).

de plages colorées. Les couleurs chaudes (rouge, orange) caractérisent les déformations les plus grandes. Le jaune et le vert se succèdent jusqu'au blanc qui correspond à des déformations négligeables. Pour information, l'échelle de contraintes (exprimée en MPa) correspondant au code couleur est affichée en légende des figures. Les contraintes maximales observées au col des piles et au niveau des alvéoles osseuses sont relevées sous forme d'histogramme. Les déplacements des piles sont également rapportés.

RÉSULTATS

Ces expérimentations étudient l'intérêt biomécanique d'implants courts ou obliques dans le cadre de restauration prothétique maxillaire supportée par 4 implants. Les implants longs verticaux en situation postérieure servent de référence (comblement de sinus).

La première expérimentation consiste à appliquer sur la poutre centralement en antérieur et bilatéralement en postérieur des charges verticales de 100 N (Fig. 13 à 16). La localisation des contraintes maximales, quelle que soit l'expérimentation, est en cervicale des piles, un peu en deçà de la surface osseuse.

Lorsque les piles postérieures sont verticales, les contraintes au sein de piles antérieures sont très supérieures (+ 98 % en moyenne) à celles des piles postérieures. En revanche, lorsque les piles postérieures sont obliques, ces valeurs sont plus homogènes (50 MPa en moyenne).

Lorsque les piles postérieures sont verticales, les contraintes osseuses sont plus importantes en antérieur (+ 94 %) qu'en postérieur (14 MPa). En revanche, lorsque les piles postérieures sont obliques, ces valeurs augmentent de 13 % en moyenne.

Par ailleurs, les piles antérieures se déplacent plus que les postérieures (+ 47 % en moyenne), et la

Application de forces verticales en tripode

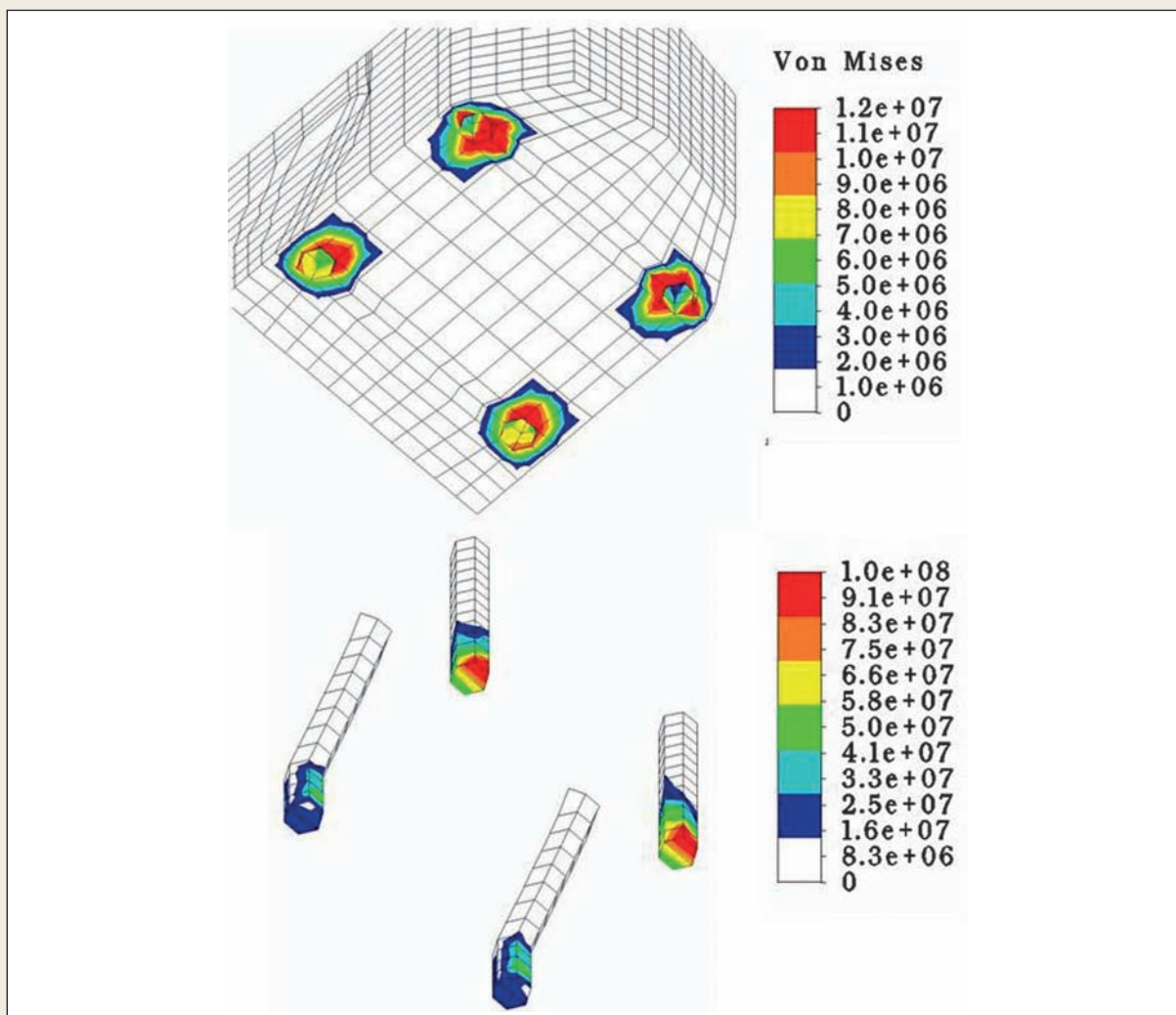


FIG. 13 / Distribution des contraintes dans les piles et les alvéoles.

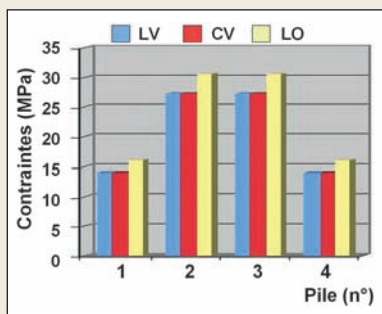


FIG. 14 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

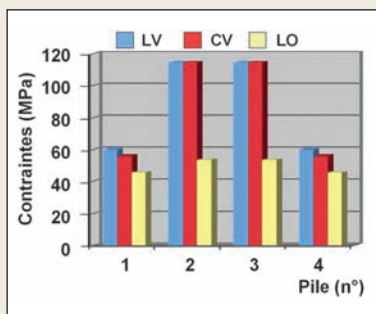


FIG. 15 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

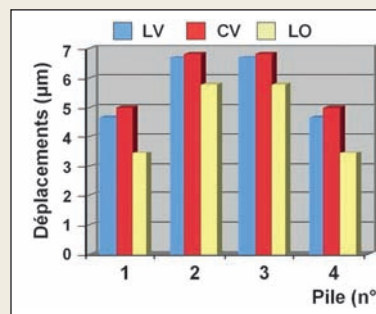


FIG. 16 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

configuration LO entraîne une diminution des déplacements de -22 % en moyenne. La pile CV se déplace légèrement plus que la LV (pile 1) tandis qu'elle est soumise à un peu moins de contraintes au sein de la pile.

Ainsi, la longueur des implants postérieurs n'est pas un facteur d'influence dominant. Les piles obliques postérieures diminuent beaucoup les contraintes antérieures et légèrement les déplacements, au prix d'une légère augmentation des contraintes osseuses. Afin de mieux isoler le rôle d'une charge verticale postérieure, l'expérience a été répétée en ne laissant qu'une charge postérieure unilatérale.

Une force axiale unilatérale postérieure de 100 N est appliquée sur la travée entre les piles 1 et 2 (Fig. 17 à 19). Les contraintes du côté de la charge sont comparables à celles précédemment décrites en postérieur. Les contraintes côté non chargées sont quasiment nulles. Les déplacements décroissent de la pile 1 à la pile 4. Les contraintes de la pile 1 CV sont très légèrement inférieures à celles de la pile LV.

Les observations précédemment décrites sont maintenues. Les contraintes et déplacements relevés en postérieur lors de l'exercice de charges en tripode viennent essentiellement de la charge la plus proche de la pile. Les forces verticales sont plus fréquentes en postérieur, mais les forces obliques sont réputées

pour être plus néfastes en termes de contraintes et de déplacements. Que se passerait-il en cas de guidage canin ou antérieur ?

Une charge oblique unilatérale mimant une fonction canine est alors appliquée aux modèles (Fig. 20 à 22). Par rapport à un maxillaire édenté, cette charge est oblique en haut et en dehors et appliquée en place de canine, c'est-à-dire au niveau de la pile 2.

Les contraintes relevées au col de la pile 2, point d'application de la force, diminuent de -32 % lorsque les piles postérieures sont obliques. Aucune différence importante n'est visible entre les 3 modèles concernant les déplacements et les contraintes osseuses.

La pile 1 CV est soumise à moins de contraintes osseuses que la LV, mais à un peu plus de contraintes au sein même de la pile. Elle se déplace toujours plus que LV.

Une force horizontale centrale antérieure mimant la propulsion est appliquée aux modèles (Fig. 23 à 25).

Les résultats montrent que lorsque les piles postérieures sont obliques, les contraintes antérieures diminuent d'environ 27 %. En revanche, la diminution de longueur des piles postérieures ne modifie pas ces valeurs.

L'inclinaison des piles postérieures augmente la valeur des contraintes osseuses mesurées. En postérieur, la configuration LO augmente les contraintes de +27,5 %

Application d'une force verticale unilatérale postérieure

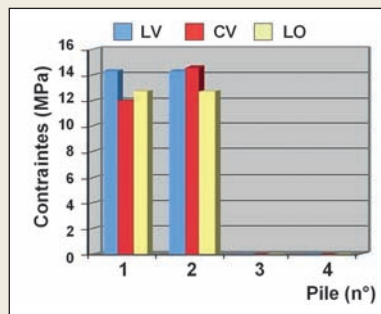


Fig. 17 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

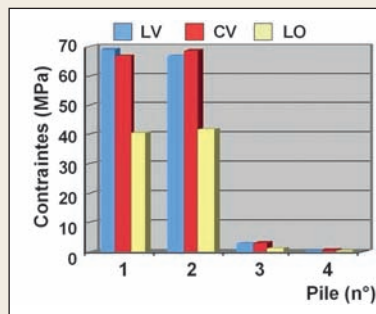


Fig. 18 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

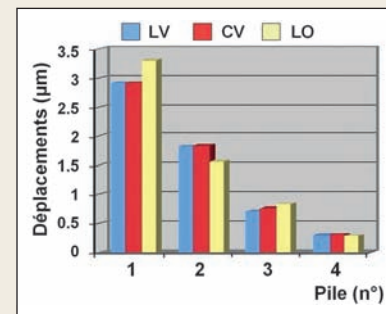


Fig. 19 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

Application d'une force oblique unilatérale

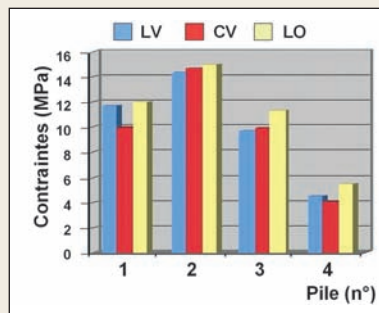


Fig. 20 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

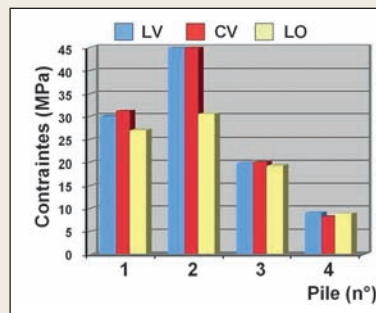


Fig. 21 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

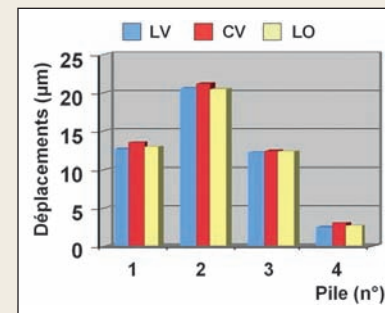


Fig. 22 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

Application d'une force horizontale antérieure

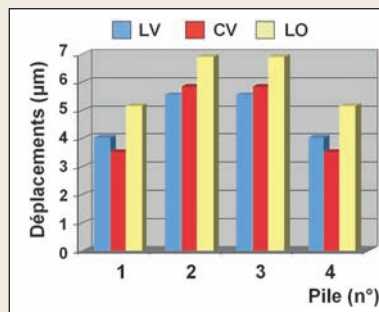


Fig. 23 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

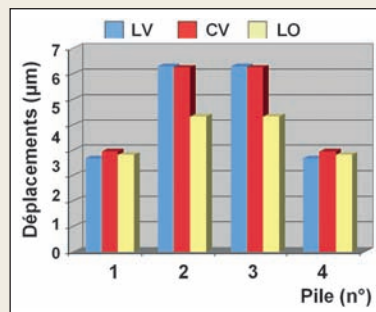


Fig. 24 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

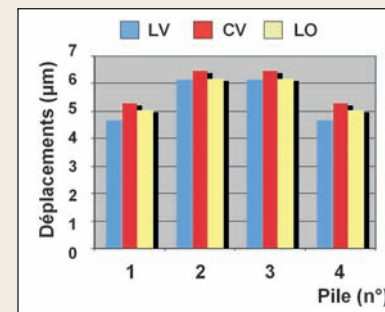


Fig. 25 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

par rapport aux CV, et de + 45 % par rapport aux LV. Pour les piles antérieures, ces valeurs augmentent respectivement de + 18 % et + 24,3 %. La pile 1 CV est sujette à plus de contraintes internes, mais à moins de contraintes osseuses, et se déplace plus que la LV. Il n'y a que peu de différences en termes de déplacements et de contraintes entre les implants verticaux longs et courts. Les piles obliques diminuent nettement les contraintes au sein des piles, et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses.

DISCUSSION

Cette étude avait pour objectif de déterminer l'intérêt d'utiliser des implants courts ou inclinés pour éviter un comblement de sinus. Selon nos résultats, il semble que les contraintes et déplacements observés avec implants verticaux longs et courts soient comparables, ce qui plaide cliniquement en faveur des implants courts. Par ailleurs, les implants inclinés semblent plus intéressants pour diminuer les contraintes implantaires.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

LIMITES DE LA MEF

La méthode des éléments finis a prouvé être un outil précis et commode lorsqu'il s'agit d'étudier le comportement mécanique des implants^[21]. Les modèles peuvent être facilement modifiés pour s'adapter à des hypothèses variées. Le programme utilisé dans cette étude a toutefois un certain nombre de limites à cause des approximations irréalistes, utilisées lors de la caractérisation des matériaux. Cette étude statique repose sur l'homogénéité, l'élasticité linéaire et l'isotropie de l'os et du titane ; elle ne tient pas compte de la fatigue des matériaux soumis à des forces répétées et aussi complexes que les forces masticatoires. De plus, cette méthode considère la liaison de l'os et de l'implant comme étant parfaite. En réalité, les forces de mastication sont dynamiques et obliques, et la liaison os/implant est tout aussi dynamique. Par conséquent, il est très difficile de reproduire tous les détails du comportement naturel. La MEF ne peut déterminer les critères acceptables de contraintes, mais permet de comparer différents modèles et de quantifier le risque relatif de chacun d'entre eux. Dans cette étude préliminaire, des piles et des poutres parallélépipédiques sont utilisées pour mimer le comportement d'implants dentaires reliés par une infrastructure prothétique métallique ; de plus amples travaux sont en cours pour améliorer la correspondance entre théorie et réalité clinique.

Dans la littérature, les contraintes au sein des composants implantaires sont associées aux fractures et dévissages, tandis que les contraintes osseuses sont cliniquement associées aux plages de résorption osseuse^[21]. Les déplacements implantaires peuvent compromettre la stabilité primaire de l'implant.

IMPLANTS COURTS

La définition de l'implant court varie en fonction des auteurs^[22-24]. Selon Renouard et Nissand, l'implant est court lorsque la partie intra-osseuse est inférieure ou égale à 8 mm^[24] et les études cliniques sont loin d'être consensuelles. Les premières associaient les implants courts à davantage d'échecs thérapeutiques^[25-28], mais les suivantes conclurent que la longueur de l'implant n'influençait pas le taux de survie^[19, 29-32].

Quatre facteurs sont suggérés pour expliquer les différences de taux de survie observés^[24, 33, 34] : la stabilité primaire de l'implant, la courbe d'apprentissage du chirurgien, l'état de surface de l'implant et la qualité de l'os. Un protocole chirurgical particulier prenant en compte la densité osseuse et utilisant des implants à surface rugueuse conduit à davantage de succès par une meilleure stabilité primaire. Pour une hauteur supérieure à 6 mm, Renouard et Nissand recommandent d'opter pour l'utilisation d'un implant court^[24].

Les études récentes sur les implants courts placés dans des sites maxillaires fortement résorbés affichent des taux de succès de 95 à 97 %^[19, 35, 36]. S'il est possible d'obtenir une stabilité primaire avec un implant court, placer un implant long présente alors moins d'intérêt. On sait, en effet, grâce à des études en éléments finis^[37-39], que l'essentiel des contraintes masticatoires est concentré au col de l'implant, qu'augmenter le diamètre de l'implant, plus que la longueur, contribue à minimiser ces contraintes ; par ailleurs, l'ancrage bicortical améliore la stabilité primaire grâce à une diminution des déplacements.

IMPLANTS INCLINÉS : LE CONCEPT ALL-ON-FOUR

Maló *et al.* ont obtenu, en 2005, un taux de succès de 97,6 % avec la mise en charge immédiate d'une prothèse supportée par 4 implants maxillaires (All-on-Four, Nobel Biocare)^[18]. Le site du pilier canin permet le placement des implants antérieurs verticaux, et les implants postérieurs sont inclinés de manière à longer la paroi inférieure du sinus et émergent au niveau de la deuxième prémolaire/première molaire. Le faible nombre d'implants autorise une plus grande liberté de placement, une meilleure passivité de l'infrastructure prothétique et une extension prothétique réduite. Selon Mattsson *et al.*, l'inclinaison mésio-distale des implants permet une meilleure stabilité primaire en raison de la longueur majorée des implants utilisés, mais entraîne la découverte de quelques spires en palatin^[40]. La position angulée du col implantaire permet un engagement plus important d'os cortical au niveau crestal^[4]. C'est cette augmentation de stabilité primaire qui permettrait d'envisager un protocole de mise en charge immédiate^[18, 41].

Plusieurs études biomécaniques par MEF ont comparé implants droits et inclinés.

Satoh *et al.* [42] ont comparé par MEF 3D 2 implants parallèles entre eux, avec des implants perpendiculaires à la courbe de Spee (inclinaisons de 10-20°). Ils ont conclu à l'intérêt de l'implant incliné, mais dans leur étude, les implants ne sont pas solidarités et les forces sont orientées dans l'axe de chaque implant. Zampelis *et al.* ont étudié, en 2007, 2 implants reliés entre eux, l'un étant droit ou incliné à 45° et soumis à une force de 50 N [43]. L'utilisation de modèles simplifiés en 2D ne leur permet pas d'appréhender une restauration totale d'arcade, ni les forces obliques latérales. En dépit des nombreuses différences de protocole, les valeurs de contraintes osseuses maximales sont comparables aux nôtres pour les implants droits soumis à une force verticale. En revanche, ils trouvent des valeurs très similaires aux précédentes pour les implants inclinés.

Cette étude mécanique préliminaire par MEF 3D montre une fois de plus que la longueur de l'implant importe peu en termes de contraintes maximales [39]. Par conséquent, un implant court peu se substituer à un implant plus long avec comblement sinusien. Par ailleurs, l'utilisation d'implants inclinés permet de diminuer les contraintes au sein des implants.

CONCLUSION

Les conclusions dérivées de cette étude mécanique préliminaire par MEF 3D sont restreintes aux hypothèses choisies pour la composition du modèle numérique et ses conditions aux limites. Ces résultats préliminaires ne peuvent être transférés à la clinique sans de plus amples analyses, preuves et essais cliniques. Toutefois, la MEF s'attache à l'aspect mécanique d'une structure biologique. Ainsi, les conclusions de cette étude doivent être considérées comme une information mécanique à l'égard des cliniciens. Compte tenu des limites de cette étude, peu de différences en termes de déplacements et de contraintes ont été observées entre les implants verticaux longs et courts. Les implants obliques diminuent nettement les contraintes implantaires, et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses. Ainsi, il semble qu'implants courts et implants incli-

nés soient des options thérapeutiques intéressantes, permettant de s'affranchir d'un comblement sinusien dans le cadre du traitement par prothèse implantoportée d'un maxillaire fortement résorbé. †

ADRESSE DES DISTRIBUTEURS

◉ **BIO-OSS®** - GEISTLICH PHARMA AG - BUSINESS UNIT BIOMATERIALS - Bahnhofstrasse 40 - 6110 Wolhusen - Suisse - Tél. : + (41) 41 492 56 30 - Fax : + (41) 41 492 56 39 - E-mail : biomaterials@geistlich.ch - www.geistlich.com

◉ **MULTIUNIT®** - ALL-ON-FOUR - NOBEL BIO-CARE - 80, avenue des Terroirs-de-France - 75607 Paris Cedex 12 - Tél. : 01 53 33 89 10 - Fax : 01 53 33 89 33 - www.nobelbiocare.com

BIBLIOGRAPHIE

1. Fortin Y, Sullivan RM, Rangert BR. The Marius implant bridge: surgical and prosthetic rehabilitation for the completely-edentulous upper jaw with moderate to severe resorption: a 5-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2002;4(2):69-77.
2. Brånemark PI, Svensson B, van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res* 1995;6(4):227-231.
3. Chanavaz M. Maxillary sinus: anatomy, physiology, surgery, and bone grafting related to implantology - Eleven years of surgical experience (1979-1990). *J Oral Implantol* 1990;16(3):199-209.
4. Davarpanah M. Manuel d'implantologie clinique : concepts protocoles et innovations récentes, 2008.
5. Schwartz-Arad D, Herzberg R, Dolev E. The prevalence of surgical complications of the sinus graft procedure and their impact on implant survival. *J Periodontol* 2004;75(4):511-516.
6. Misch CM, Misch CE, Resnik RR, Ismail YH, Appel B. Post-operative maxillary cyst associated with a maxillary sinus elevation procedure: a case report. *J Oral Implantol* 1991;17(4):432-437.
7. Lockhart R, Ceccaldi J, Bertrand JC. Postoperative maxillary cyst following sinus bone graft: report of a case. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(4):583-586.
8. Summers RB. A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. *Compendium* 1994;15(2):152, 154-156, 158 passim; quiz 162.
9. Commissionat Y, Princ G, Poulmaire F, Scortecchi G, Odin G, Berg S. Techniques non invasives d'implantation sous-sinusienne. *Act Odontol Stomatol* 2007;238:119-135.
10. Davarpanah M, Caraman M, Jakubowicz-Kohen B, Kebir-Quelin M, Szmukler-Moncler S. Prosthetic success with a maxillary immediate-loading protocol in the multiple-risk patient. *Int J Periodont Rest Dent* 2007;27(2):161-169.
11. Tulasne JF. Implant treatment of missing posterior dentition. In: Albrektsson J, Zarb GA, eds. *The Brånemark osseointegrated implant*. Chicago: Quintessence, 1989:103-116.
12. Balshi SF, Wolfinger GJ, Balshi TJ. Analysis of 164 titanium oxide-surface implants in completely-edentulous arches for fixed prosthesis anchorage using the pterygomaxillary region. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(6):946-952.
13. Balshi TJ, Wolfinger GJ. Management of the posterior maxilla in the compromised patient: historical, current, and future perspectives. *Periodontol* 2000 2003;33:67-81.
14. Valeron JF, Valeron PF. Long-term results in placement of screw-type implants in the pterygomaxillary-pyramidal region. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22(2):195-200.
15. Brånemark PI *et al.* Zygoma fixture in the management of advanced atrophy of the maxilla: technique and long-term results. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg* 2004;38(2):70-85.

photo

Sinus et prothèse implanta-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

16. Aparicio C, Perales P, Rangert B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2001;3(1):39-49.

17. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindstrom H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(3):405-414.

18. Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System implants for completely-edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl 1):S88-94.

19. Renouard F, Nisand D. Short implants in the severely-resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl 1):S104-110.

20. Renouard F. Implants courts versus greffes osseuses sous sinusiennes: étude clinique retrospective. *J Parodont Imp Oral* 2006;25(4):281-287.

21. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2006;9(4):257-270.

22. Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJ, Kuiper C, Raghoobar GM. Implantology and the severely-resorbed edentulous mandible. *Crit Rev Oral Biol Med* 2004;15(4):240-248.

23. Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21(2):275-282.

24. Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Implants Res* 2006;17(Suppl 2):35-51.

25. Bahat O. Treatment planning and placement of implants in the posterior maxillae: report of 732 consecutive Nobelpharma implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(2):151-161.

26. Jemt T, Lekholm U. Implant treatment in edentulous maxillae: a 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(3):303-311.

27. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res* 1992;3(3):104-111.

28. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Brånemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol* 1991;62(1):2-4.

29. Testori T, Wiseman L, Woolfe S, Porter SS. A prospective multicenter clinical study of the Osseotite implant: four-year interim report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(2):193-200.

30. Deporter D, Pilliar RM, Todescan R, Watson P, Pharoah M. Managing the posterior mandible of partially edentulous patients with short, porous-surfaced dental implants: early data from a clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(5):653-658.

31. Friberg B, Grondahl K, Lekholm U, Brånemark PI. Long-term follow-up of severely-atrophic edentulous mandibles reconstructed with short Brånemark implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2(4):184-189.

32. Tawil G, Younan R. Clinical evaluation of short, machined-surface implants followed for 12 to 92 months. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18(6):894-901.

33. Romeo E, Ghisolfi M, Rozza R, Chiapasco M, Lops D. Short (8 mm) dental implants in the rehabilitation of partial and complete edentulism: a 3- to 14-year longitudinal study. *Int J Prosthodont* 2006;19(6):586-592.

34. Anitua E, Orive G, Aguirre JJ, Andia I. Five-year clinical evaluation of short dental implants placed in posterior areas: a retrospective study. *J Periodontol* 2008;79(1):42-48.

35. Maló P, de Araujo Nobre M, Rangert B. Short implants placed one-stage in maxillae and mandibles: a retrospective clinical study with 1 to 9 years of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res* 2007;9(1):15-21.

36. Fugazzotto PA, Beagle JR, Ganeles J, Jaffin R, Vlassis J, Kumar A. Success and failure rates of 9 mm or shorter implants in the replacement of missing maxillary molars when restored with individual crowns:

preliminary results 0 to 84 months in function. A retrospective study. *J Periodontol* 2004;75(2):327-332.

37. Iplikcioglu H, Akca K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent* 2002;30(1):41-46.

38. Georgiopoulos B, Kalioras K, Provatidis C, Manda M, Koidis P. The effects of implant length and diameter prior to and after osseointegration: a 2-D finite element analysis. *J Oral Implantol* 2007;33(5):243-256.

39. Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, Barquins M. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5(4):254-262.

40. Mattsson T, Kondell PA, Gynther GW, Fredholm U, Bolin A. Implant treatment without bone grafting in severely-resorbed edentulous maxillae. *J Oral Maxillofac Surg* 1999;57(3):281-287.

41. Calandriello R, Tomatis M. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla *via* immediate/early function and tilted implants: a prospective 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl.1):S1-12.

42. Satoh T, Maeda Y, Komiyama Y. Biomechanical rationale for intentionally-inclined implants in the posterior mandible using 3D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(4):533-539.

43. Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2007;97(6 Suppl):S35-43.

Adrien Naveau

AHU
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris
71, quai d'Orsay
75007 Paris

Antoine Bouton

Attaché
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris

Erwan Hauchard

DCD
Paris

Henri-Pierre Naveau

DCD
Paris

Michel Barquins

Directeur de Recherche
CNRS-ESPCI, Paris

Laurent Pierrisnard

PU-PH
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris

Référencement bibliographique

Cet article peut être recherché ou cité sous la référence suivante :
Naveau A, Bouton A, Hauchard E, Naveau H.-P., Barquins M, Pierrisnard L. Sinus et prothèse implanta-portée : étude préliminaire par la MEF 3D. *Implant* 2009;15:??-?.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

Le traitement de référence du patient complètement édenté au maxillaire par une prothèse fixée implanto-portée consiste en un bridge supporté par 6 à 8 implants^[1,2]. Après édentation, le maxillaire subit un remodelage essentiellement alvéolaire sous forme d'une résorption verticale et centripète, associée à une pneumatisation^[3,4]. Dans les sites postérieurs, les larges

espaces médullaires et les obstacles sinusiens compliquent le traitement. Classiquement, la greffe sous-sinusienne permet d'augmenter la hauteur d'os (Fig. 1 et 2), mais nécessite un geste chirurgical supplémentaire associé à un risque de complications^[5-7].

En 1994, Summers a décrit les avantages du recours à l'ostéotomie^[8] en présence d'une hauteur d'os de 5 mm minimum et d'un os de faible densité (Fig. 3 et 4).

Pose d'implants associée à une greffe sous-sinusienne



Fig. 1 / Situation initiale : secteur 2 postérieur maxillaire résorbé.



Fig. 2 / Pose de 2 implants associée à un matériaux de comblement (Bio-oss®, Geistlicht Pharma).

Pose d'un implant sous-sinusal après technique de Summers



Fig. 3 / Situation initiale : 15 avec granulome sous-sinusal.



Fig. 4 / Après extraction de la 15 et cicatrisation, une ostéotomie selon Summers a permis la formation d'un dôme osseux autour de l'apex implantaire le jour de la pose.

L'utilisation successive de 5 instruments permet alors d'augmenter la densité osseuse par compaction latérale et apicale de l'os du site choisi. Ainsi, cette technique permet de placer un implant plus long que ce qu'autorise le site non préparé^[9].

D'autres techniques implantaire et prothétiques permettent de s'affranchir du comblement sinusien. L'utilisation d'un cantilever est possible, mais ses limites dans le cas d'une prothèse complète implantoportée sont mal connues. Selon Davarpanah *et al.*^[10], la longueur de l'extension distale envisageable dépend

de la forme de l'arcade et de la distance séparant les 2 implants les plus distaux. Parmi les techniques chirurgicales complexes, il est possible de poser des implants ptérygo-palato-tuberositaires^[11] avec un bon pronostic biomécanique^[12-14] ou des implants zygomatiques^[15] dont la longueur est comprise entre 30 à 50 mm.

Les arguments avancés en faveur de l'inclinaison des implants juxtasinusiens sont l'exploitation maximale du volume osseux disponible^[16,17] et d'os cortical au niveau crestal^[4] (Fig. 5 à 8). Récemment, une

Pose d'implants inclinés pour éviter le sinus



Fig. 5 / Situation initiale : 23 et 25 qui servent de points d'appui pour une restauration plurale fixée dento-portée, ne peuvent être conservées.



Fig. 6 / Pose des implants, dont 1 incliné qui longe la paroi inférieure mésiale du sinus et émerge un peu plus distalement que les racine de 25.



Fig. 7 / Transferts d'empreinte : l'utilisation de piliers Multi-Unit® (Nobel Biocare) de 30° en place de 25 et de 17° en 23 permettent de corriger la divergence des axes implantaire.

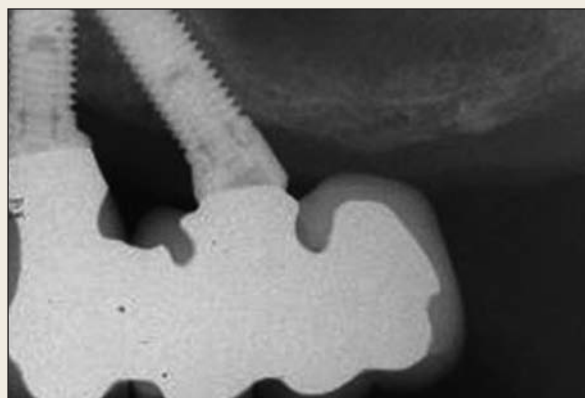


Fig. 8 / Restauration prothétique d'usage avec 26 en extension.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

étude de Paolo Maló *et al.* [18] a révélé un taux de succès de 97,6 % pour des mises en charge immédiates de prothèses maxillaires supportées par 4 implants. Par ailleurs, il est possible d'avoir recours à des implants courts (Fig. 9 et 10). Renouard et Nisand ont relevé un taux de succès de 94,6 % pour des implants courts placés dans des sites fortement résorbés [19], et des taux de succès comparables pour les traitements par implants courts et par greffes osseuses sinusiennes par abord latéral [20]. Les auteurs recommandent d'opter pour l'utilisation d'un implant court pour une hauteur supérieure ou égale à 6 mm. L'analyse par la méthode des éléments finis (MEF) est une technique informatique utilisée pour calculer et représenter visuellement les contraintes et déformations au sein d'associations de structures soumises à des charges simulées. Ce calcul requiert la connaissance des propriétés mécaniques des matériaux, telles que le module de Young (E) et le coefficient de Poisson (ν). Cette méthode d'analyse numérique des contraintes est largement utilisée de nos jours pour étudier les problèmes biomécaniques en implantologie dentaire [17]. La plupart des études mécaniques par MEF se penchent sur la distribution des contraintes en fonction de la morphologie implan-

taire, mais très peu se sont intéressées à la disposition géométrique d'implants reliés entre eux. Les alternatives aux procédures d'augmentation osseuse dans le traitement du patient complètement édenté au maxillaire par une prothèse fixée implanto-portée sont nombreuses. Cette expérience préliminaire permet d'évaluer la distribution des contraintes et les déplacements de 4 piles en titane reliées entre elles et enchâssées dans une structure osseuse arquée. Les variables comparées sont la longueur et l'inclinaison des piles postérieures, ainsi que les forces exercées sur la poutre. Le but de cette première étude est d'appréhender le comportement biomécanique d'implants en situation juxtasinusienne.

MATÉRIEL ET MÉTHODES

Le logiciel utilisé dans cette étude est CADSPAP® (CADLM, Gif-sur-Yvette, France), version française de Supersap (Algor® Interactive Systems, Pittsburgh, États-Unis) sur un ordinateur PC compatible. Les matériaux modélisés en 3 dimensions sont admis comme homogènes, isotropes et comme travaillant en élasticité linéaire, c'est-à-dire dans un domaine où les structures reprennent leur géométrie initiale après

Pose d'un implant court sous-sinusien



FIG. 9 / Situation initiale : la 16 a été récemment extraite suite à une fracture.



FIG. 10 / Un implant de 7 mm a été posé.

décharge. Les caractéristiques mécaniques des matériaux sont représentées (TABL. I) par leur module de Young (E) et coefficient de Poisson (ν).

Dans cette étude préliminaire, les implants sont représentés de manière schématique par des piles prenant la forme de prismes droits de section hexagonale. Quatre piles sont enchâssées par leur base dans un maxillaire édenté, représenté par un prisme droit aux propriétés de l'os spongieux ($50 \times 40 \times 15$ mm, soit 2 256 éléments). Le sommet de ces 4 piles supporte une poutre de titane ($94 \times 3 \times 2$ mm, soit 88 éléments) représentant l'armature d'un bridge implanto-porté. L'alvéole osseuse est vide en l'absence de pile. L'intégration des piles en titane/alvéole osseuse est parfaite. Les éléments sont assemblés pour constituer les modèles étudiés (FIG. 11). Toutes les expérimentations comprennent 4 piles : deux

sont enchâssées dans la partie antérieure du maxillaire (piles 2 et 3 en sites canins) et les 2 autres sont dans la partie postérieure du maxillaire (piles 1 et 4 en sites molaires). Les piles antérieures sont invariablement verticales et longues (15×4 mm, dont 10 mm dans l'os, soit 96 éléments). Les caractéristiques des piles postérieures changent à chaque modélisation : longues et verticales (LV, 15×4 mm, dont 10 mm dans l'os), courtes et verticales (CV, 10×4 mm, dont 5 mm dans l'os, soit 80 éléments), et enfin longues et obliques (LO, 18×4 mm, dont 13 mm dans l'os, soit 96 éléments).

Ces 3 modèles sont soumis à diverses forces de 100 N exercées sur la poutre (FIG. 12) : verticales en tripode (VT, entre les piliers, dans la région antérieure centralement et bilatéralement en postérieur), verticale unilatéralement dans la région postérieure (VP), oblique unilatérale au niveau canin (OC, force dirigée en haut et en dehors) et horizontale antérieure (HA, vers l'extérieur).

La distribution et l'intensité des contraintes de von Mises sont calculées et comparées. Le logiciel permet de représenter la localisation des déformations en cisaillement pour chacun des 8 modèles. Les zones d'isodéformations apparaissent sous forme

MATÉRIAUX PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES	TITANE	OS SPONGIEUX
Module de Young (E)	117	1
Coefficient de Poisson (ν)	0,33	0,35

TABL. I / Propriétés mécaniques des matériaux et structures (E en GPa).

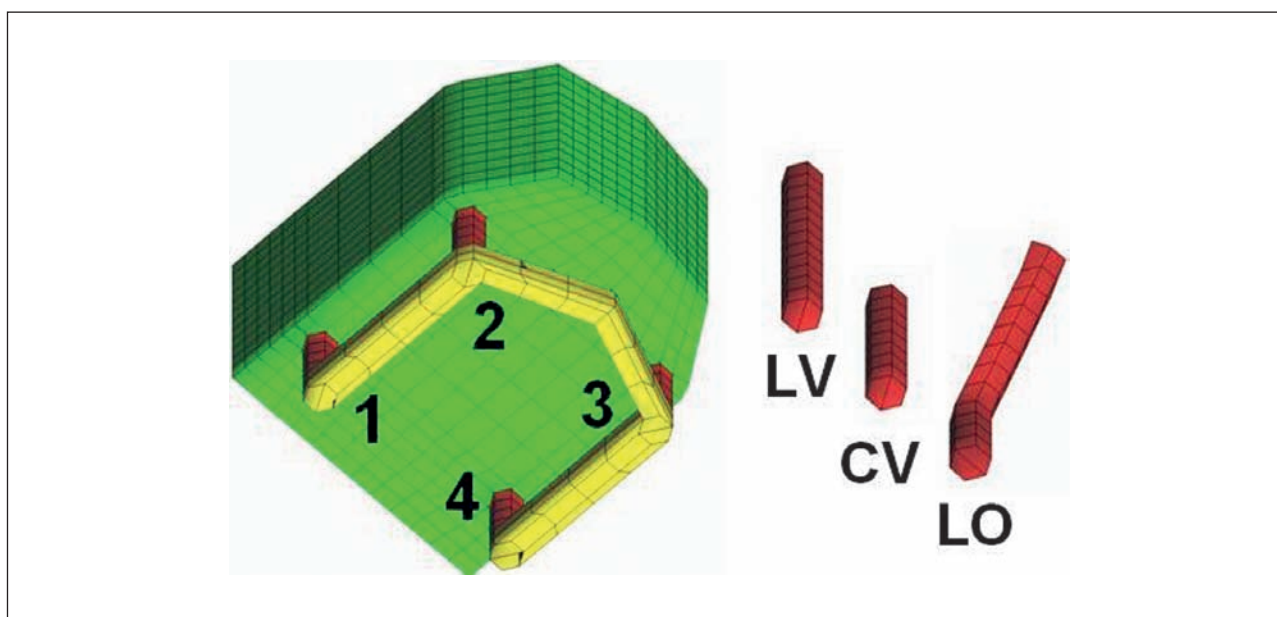


FIG. 11 / Les modèles comprennent successivement en postérieur (sites 1 et 4) des piles longues verticales (LV), courtes verticales (CV) et longues obliques (LO). En antérieur (sites 2 et 3), les piles sont toujours longues et verticales.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

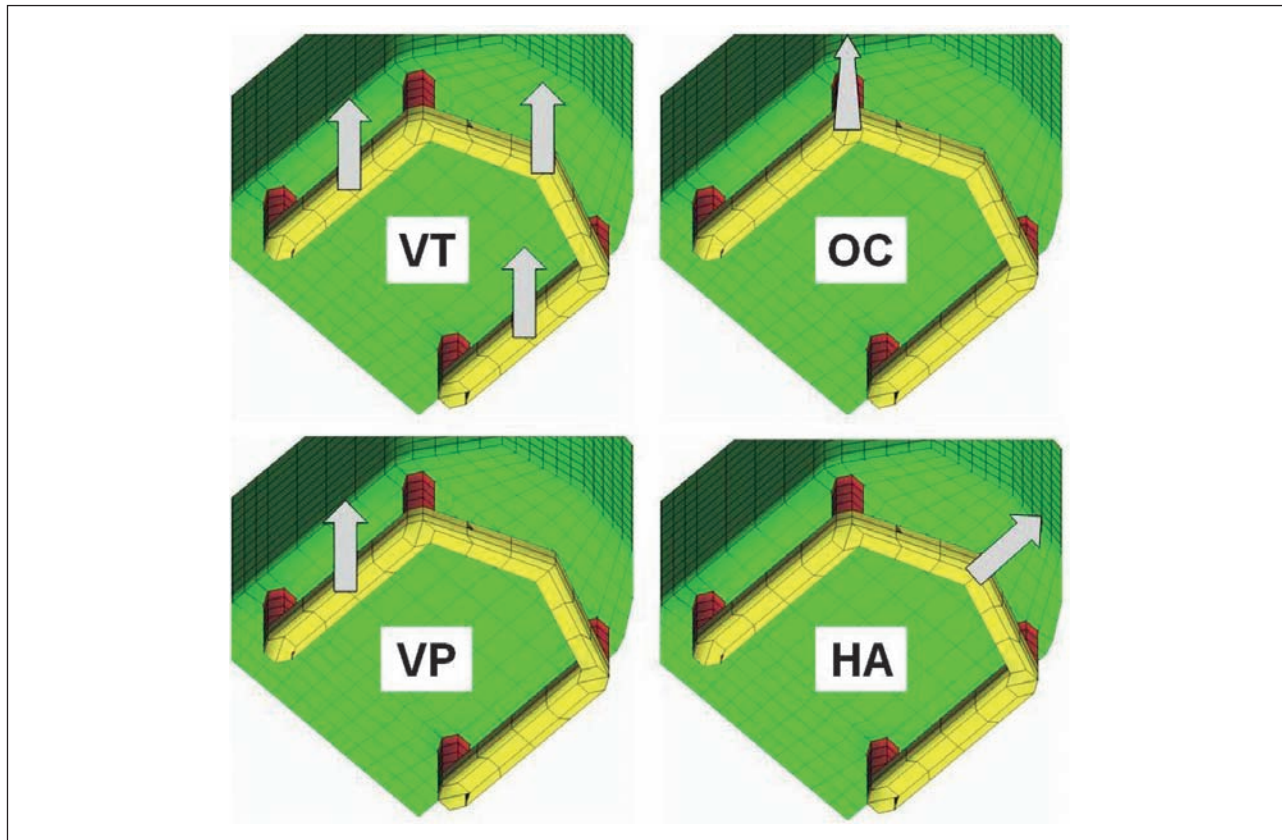


Fig. 12 / Les 3 modèles sont soumis à diverses forces de 100 N (VT : verticales en tripode, VP : verticale postérieure, OC : oblique au niveau canin, HA : horizontale antérieure).

de plages colorées. Les couleurs chaudes (rouge, orange) caractérisent les déformations les plus grandes. Le jaune et le vert se succèdent jusqu'au blanc qui correspond à des déformations négligeables. Pour information, l'échelle de contraintes (exprimée en MPa) correspondant au code couleur est affichée en légende des figures. Les contraintes maximales observées au col des piles et au niveau des alvéoles osseuses sont relevées sous forme d'histogramme. Les déplacements des piles sont également rapportés.

RÉSULTATS

Ces expérimentations étudient l'intérêt biomécanique d'implants courts ou obliques dans le cadre de restauration prothétique maxillaire supportée par 4 implants. Les implants longs verticaux en situation postérieure servent de référence (comblement de sinus).

La première expérimentation consiste à appliquer sur la poutre centralement en antérieur et bilatéralement en postérieur des charges verticales de 100 N (Fig. 13 à 16). La localisation des contraintes maximales, quelle que soit l'expérimentation, est en cervicale des piles, un peu en deçà de la surface osseuse.

Lorsque les piles postérieures sont verticales, les contraintes au sein de piles antérieures sont très supérieures (+ 98 % en moyenne) à celles des piles postérieures. En revanche, lorsque les piles postérieures sont obliques, ces valeurs sont plus homogènes (50 MPa en moyenne).

Lorsque les piles postérieures sont verticales, les contraintes osseuses sont plus importantes en antérieur (+ 94 %) qu'en postérieur (14 MPa). En revanche, lorsque les piles postérieures sont obliques, ces valeurs augmentent de 13 % en moyenne.

Par ailleurs, les piles antérieures se déplacent plus que les postérieures (+ 47 % en moyenne), et la

Application de forces verticales en tripode

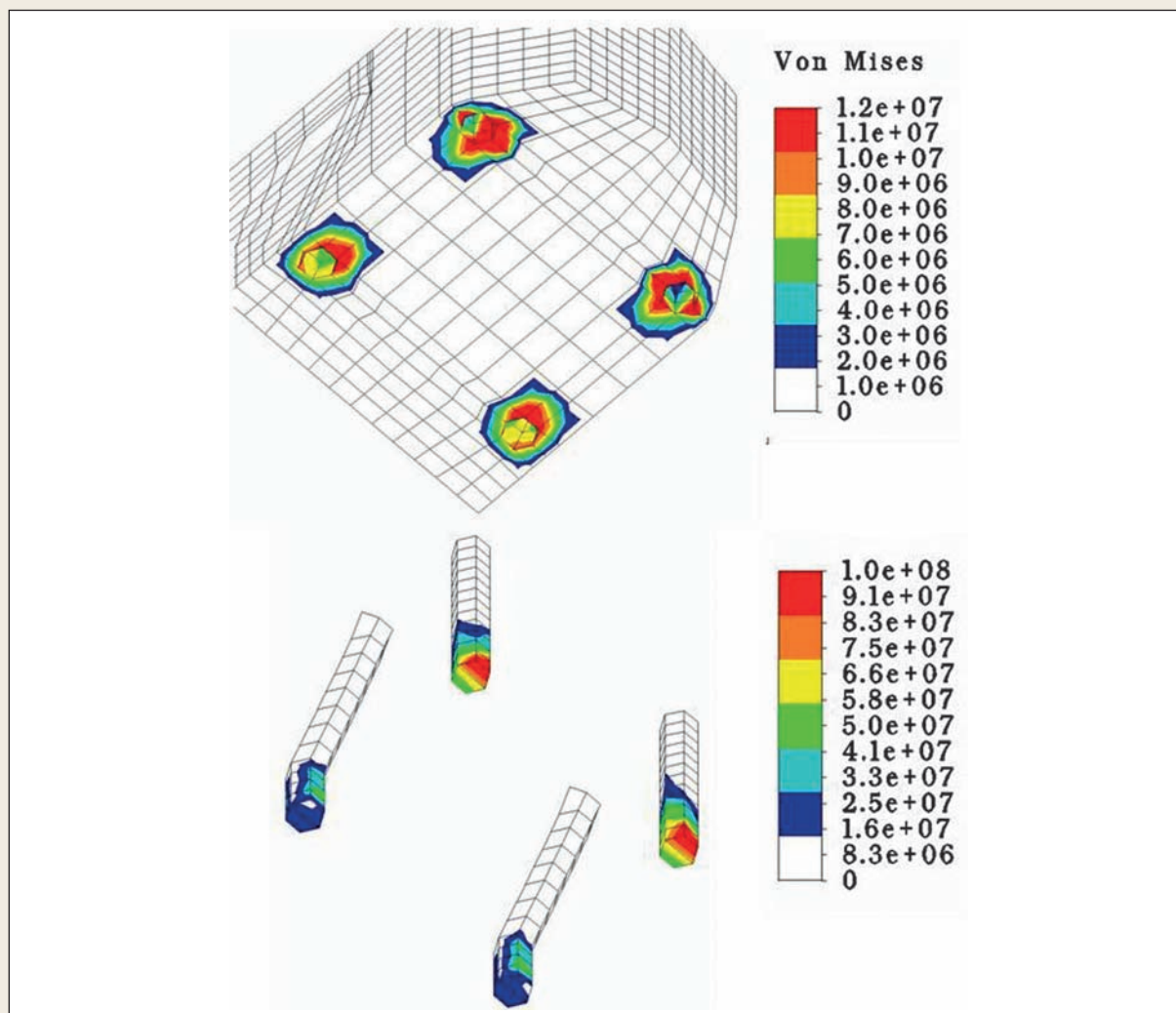


FIG. 13 / Distribution des contraintes dans les piles et les alvéoles.

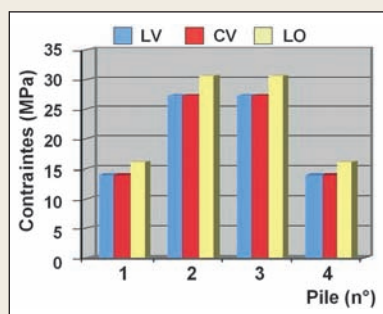


FIG. 14 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

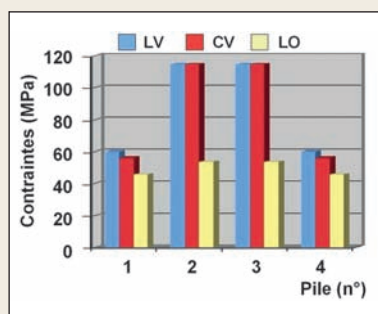


FIG. 15 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

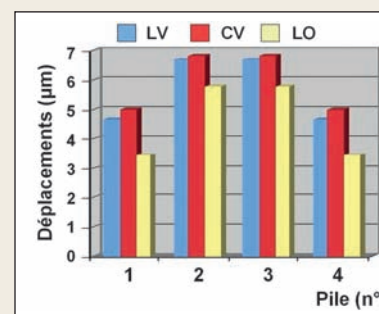


FIG. 16 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

configuration LO entraîne une diminution des déplacements de -22 % en moyenne. La pile CV se déplace légèrement plus que la LV (pile 1) tandis qu'elle est soumise à un peu moins de contraintes au sein de la pile.

Ainsi, la longueur des implants postérieurs n'est pas un facteur d'influence dominant. Les piles obliques postérieures diminuent beaucoup les contraintes antérieures et légèrement les déplacements, au prix d'une légère augmentation des contraintes osseuses. Afin de mieux isoler le rôle d'une charge verticale postérieure, l'expérience a été répétée en ne laissant qu'une charge postérieure unilatérale.

Une force axiale unilatérale postérieure de 100 N est appliquée sur la travée entre les piles 1 et 2 (Fig. 17 à 19). Les contraintes du côté de la charge sont comparables à celles précédemment décrites en postérieur. Les contraintes côté non chargées sont quasiment nulles. Les déplacements décroissent de la pile 1 à la pile 4. Les contraintes de la pile 1 CV sont très légèrement inférieures à celles de la pile LV.

Les observations précédemment décrites sont maintenues. Les contraintes et déplacements relevés en postérieur lors de l'exercice de charges en tripode viennent essentiellement de la charge la plus proche de la pile. Les forces verticales sont plus fréquentes en postérieur, mais les forces obliques sont réputées

pour être plus néfastes en termes de contraintes et de déplacements. Que se passerait-il en cas de guidage canin ou antérieur ?

Une charge oblique unilatérale mimant une fonction canine est alors appliquée aux modèles (Fig. 20 à 22). Par rapport à un maxillaire édenté, cette charge est oblique en haut et en dehors et appliquée en place de canine, c'est-à-dire au niveau de la pile 2.

Les contraintes relevées au col de la pile 2, point d'application de la force, diminuent de -32 % lorsque les piles postérieures sont obliques. Aucune différence importante n'est visible entre les 3 modèles concernant les déplacements et les contraintes osseuses.

La pile 1 CV est soumise à moins de contraintes osseuses que la LV, mais à un peu plus de contraintes au sein même de la pile. Elle se déplace toujours plus que LV.

Une force horizontale centrale antérieure mimant la propulsion est appliquée aux modèles (Fig. 23 à 25).

Les résultats montrent que lorsque les piles postérieures sont obliques, les contraintes antérieures diminuent d'environ 27 %. En revanche, la diminution de longueur des piles postérieures ne modifie pas ces valeurs.

L'inclinaison des piles postérieures augmente la valeur des contraintes osseuses mesurées. En postérieur, la configuration LO augmente les contraintes de +27,5 %

Application d'une force verticale unilatérale postérieure

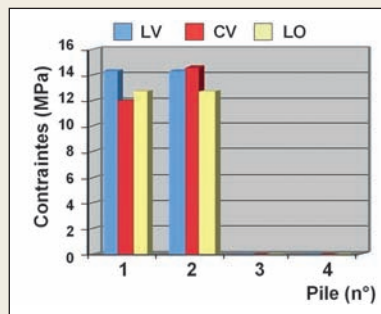


Fig. 17 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

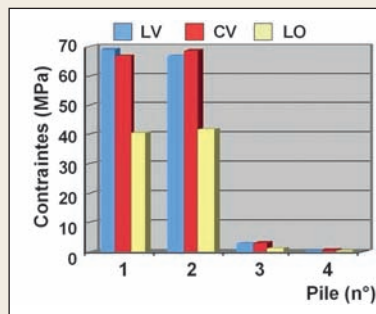


Fig. 18 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

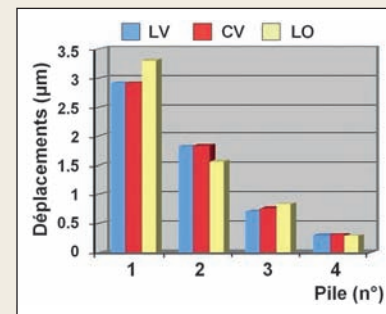


Fig. 19 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

Application d'une force oblique unilatérale

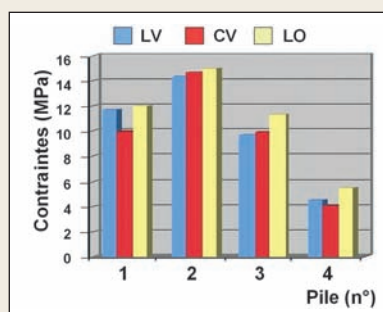


Fig. 20 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

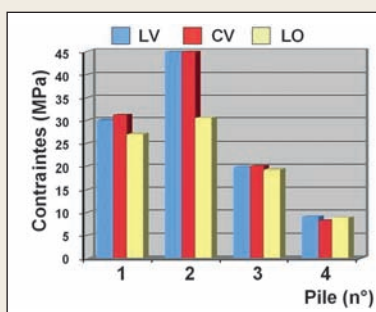


Fig. 21 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

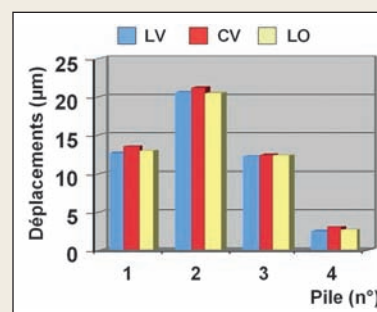


Fig. 22 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

Application d'une force horizontale antérieure

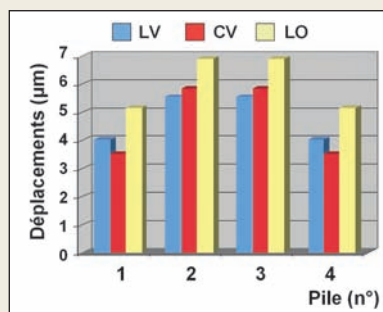


Fig. 23 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

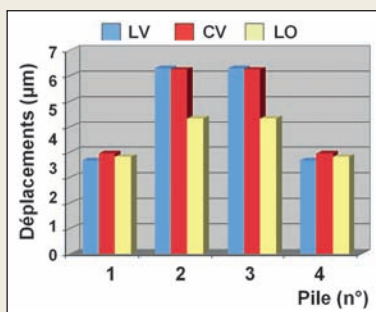


Fig. 24 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

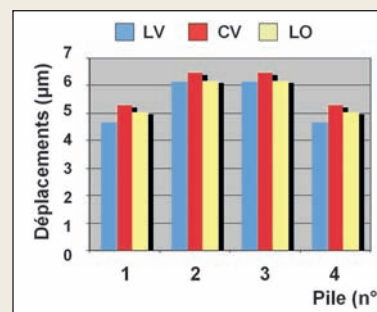


Fig. 25 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

par rapport aux CV, et de + 45 % par rapport aux LV. Pour les piles antérieures, ces valeurs augmentent respectivement de + 18 % et + 24,3 %. La pile 1 CV est sujette à plus de contraintes internes, mais à moins de contraintes osseuses, et se déplace plus que la LV. Il n'y a que peu de différences en termes de déplacements et de contraintes entre les implants verticaux longs et courts. Les piles obliques diminuent nettement les contraintes au sein des piles, et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses.

DISCUSSION

Cette étude avait pour objectif de déterminer l'intérêt d'utiliser des implants courts ou inclinés pour éviter un comblement de sinus. Selon nos résultats, il semble que les contraintes et déplacements observés avec implants verticaux longs et courts soient comparables, ce qui plaide cliniquement en faveur des implants courts. Par ailleurs, les implants inclinés semblent plus intéressants pour diminuer les contraintes implantaires.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

LIMITES DE LA MEF

La méthode des éléments finis a prouvé être un outil précis et commode lorsqu'il s'agit d'étudier le comportement mécanique des implants^[21]. Les modèles peuvent être facilement modifiés pour s'adapter à des hypothèses variées. Le programme utilisé dans cette étude a toutefois un certain nombre de limites à cause des approximations irréalistes, utilisées lors de la caractérisation des matériaux. Cette étude statique repose sur l'homogénéité, l'élasticité linéaire et l'isotropie de l'os et du titane ; elle ne tient pas compte de la fatigue des matériaux soumis à des forces répétées et aussi complexes que les forces masticatoires. De plus, cette méthode considère la liaison de l'os et de l'implant comme étant parfaite. En réalité, les forces de mastication sont dynamiques et obliques, et la liaison os/implant est tout aussi dynamique. Par conséquent, il est très difficile de reproduire tous les détails du comportement naturel. La MEF ne peut déterminer les critères acceptables de contraintes, mais permet de comparer différents modèles et de quantifier le risque relatif de chacun d'entre eux. Dans cette étude préliminaire, des piles et des poutres parallélépipédiques sont utilisées pour mimer le comportement d'implants dentaires reliés par une infrastructure prothétique métallique ; de plus amples travaux sont en cours pour améliorer la correspondance entre théorie et réalité clinique.

Dans la littérature, les contraintes au sein des composants implantaires sont associées aux fractures et dévissages, tandis que les contraintes osseuses sont cliniquement associées aux plages de résorption osseuse^[21]. Les déplacements implantaires peuvent compromettre la stabilité primaire de l'implant.

IMPLANTS COURTS

La définition de l'implant court varie en fonction des auteurs^[22-24]. Selon Renouard et Nissand, l'implant est court lorsque la partie intra-osseuse est inférieure ou égale à 8 mm^[24] et les études cliniques sont loin d'être consensuelles. Les premières associaient les implants courts à davantage d'échecs thérapeutiques^[25-28], mais les suivantes conclurent que la longueur de l'implant n'influençait pas le taux de survie^[19, 29-32].

Quatre facteurs sont suggérés pour expliquer les différences de taux de survie observés^[24, 33, 34] : la stabilité primaire de l'implant, la courbe d'apprentissage du chirurgien, l'état de surface de l'implant et la qualité de l'os. Un protocole chirurgical particulier prenant en compte la densité osseuse et utilisant des implants à surface rugueuse conduit à davantage de succès par une meilleure stabilité primaire. Pour une hauteur supérieure à 6 mm, Renouard et Nissand recommandent d'opter pour l'utilisation d'un implant court^[24].

Les études récentes sur les implants courts placés dans des sites maxillaires fortement résorbés affichent des taux de succès de 95 à 97 %^[19, 35, 36]. S'il est possible d'obtenir une stabilité primaire avec un implant court, placer un implant long présente alors moins d'intérêt. On sait, en effet, grâce à des études en éléments finis^[37-39], que l'essentiel des contraintes masticatoires est concentré au col de l'implant, qu'augmenter le diamètre de l'implant, plus que la longueur, contribue à minimiser ces contraintes ; par ailleurs, l'ancrage bicortical améliore la stabilité primaire grâce à une diminution des déplacements.

IMPLANTS INCLINÉS : LE CONCEPT ALL-ON-FOUR

Maló *et al.* ont obtenu, en 2005, un taux de succès de 97,6 % avec la mise en charge immédiate d'une prothèse supportée par 4 implants maxillaires (All-on-Four, Nobel Biocare)^[18]. Le site du pilier canin permet le placement des implants antérieurs verticaux, et les implants postérieurs sont inclinés de manière à longer la paroi inférieure du sinus et émergent au niveau de la deuxième prémolaire/première molaire. Le faible nombre d'implants autorise une plus grande liberté de placement, une meilleure passivité de l'infrastructure prothétique et une extension prothétique réduite. Selon Mattsson *et al.*, l'inclinaison mésio-distale des implants permet une meilleure stabilité primaire en raison de la longueur majorée des implants utilisés, mais entraîne la découverte de quelques spires en palatin^[40]. La position angulée du col implantaire permet un engagement plus important d'os cortical au niveau crestal^[4]. C'est cette augmentation de stabilité primaire qui permettrait d'envisager un protocole de mise en charge immédiate^[18, 41].

Plusieurs études biomécaniques par MEF ont comparé implants droits et inclinés.

Satoh *et al.* [42] ont comparé par MEF 3D 2 implants parallèles entre eux, avec des implants perpendiculaires à la courbe de Spee (inclinaisons de 10-20°). Ils ont conclu à l'intérêt de l'implant incliné, mais dans leur étude, les implants ne sont pas solidarités et les forces sont orientées dans l'axe de chaque implant. Zampelis *et al.* ont étudié, en 2007, 2 implants reliés entre eux, l'un étant droit ou incliné à 45° et soumis à une force de 50 N [43]. L'utilisation de modèles simplifiés en 2D ne leur permet pas d'appréhender une restauration totale d'arcade, ni les forces obliques latérales. En dépit des nombreuses différences de protocole, les valeurs de contraintes osseuses maximales sont comparables aux nôtres pour les implants droits soumis à une force verticale. En revanche, ils trouvent des valeurs très similaires aux précédentes pour les implants inclinés.

Cette étude mécanique préliminaire par MEF 3D montre une fois de plus que la longueur de l'implant importe peu en termes de contraintes maximales [39]. Par conséquent, un implant court peu se substituer à un implant plus long avec comblement sinusien. Par ailleurs, l'utilisation d'implants inclinés permet de diminuer les contraintes au sein des implants.

CONCLUSION

Les conclusions dérivées de cette étude mécanique préliminaire par MEF 3D sont restreintes aux hypothèses choisies pour la composition du modèle numérique et ses conditions aux limites. Ces résultats préliminaires ne peuvent être transférés à la clinique sans de plus amples analyses, preuves et essais cliniques. Toutefois, la MEF s'attache à l'aspect mécanique d'une structure biologique. Ainsi, les conclusions de cette étude doivent être considérées comme une information mécanique à l'égard des cliniciens. Compte tenu des limites de cette étude, peu de différences en termes de déplacements et de contraintes ont été observées entre les implants verticaux longs et courts. Les implants obliques diminuent nettement les contraintes implantaires, et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses. Ainsi, il semble qu'implants courts et implants incli-

nés soient des options thérapeutiques intéressantes, permettant de s'affranchir d'un comblement sinusien dans le cadre du traitement par prothèse implantoporté d'un maxillaire fortement résorbé. †

ADRESSE DES DISTRIBUTEURS

◉ **BIO-OSS®** - GEISTLICH PHARMA AG - BUSINESS UNIT BIOMATERIALS - Bahnhofstrasse 40 - 6110 Wolhusen - Suisse - Tél. : + (41) 41 492 56 30 - Fax : + (41) 41 492 56 39 - E-mail : biomaterials@geistlich.ch - www.geistlich.com

◉ **MULTIUNIT®** - ALL-ON-FOUR - NOBEL BIO-CARE - 80, avenue des Terroirs-de-France - 75607 Paris Cedex 12 - Tél. : 01 53 33 89 10 - Fax : 01 53 33 89 33 - www.nobelbiocare.com

BIBLIOGRAPHIE

1. Fortin Y, Sullivan RM, Rangert BR. The Marius implant bridge: surgical and prosthetic rehabilitation for the completely-edentulous upper jaw with moderate to severe resorption: a 5-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2002;4(2):69-77.
2. Brånemark PI, Svensson B, van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res* 1995;6(4):227-231.
3. Chanavaz M. Maxillary sinus: anatomy, physiology, surgery, and bone grafting related to implantology - Eleven years of surgical experience (1979-1990). *J Oral Implantol* 1990;16(3):199-209.
4. Davarpanah M. Manuel d'implantologie clinique : concepts protocoles et innovations récentes, 2008.
5. Schwartz-Arad D, Herzberg R, Dolev E. The prevalence of surgical complications of the sinus graft procedure and their impact on implant survival. *J Periodontol* 2004;75(4):511-516.
6. Misch CM, Misch CE, Resnik RR, Ismail YH, Appel B. Post-operative maxillary cyst associated with a maxillary sinus elevation procedure: a case report. *J Oral Implantol* 1991;17(4):432-437.
7. Lockhart R, Ceccaldi J, Bertrand JC. Postoperative maxillary cyst following sinus bone graft: report of a case. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(4):583-586.
8. Summers RB. A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. *Compendium* 1994;15(2):152, 154-156, 158 passim; quiz 162.
9. Commissionat Y, Princ G, Poulmaire F, Scortecchi G, Odin G, Berg S. Techniques non invasives d'implantation sous-sinusienne. *Act Odontol Stomatol* 2007;238:119-135.
10. Davarpanah M, Caraman M, Jakubowicz-Kohen B, Kebir-Quelin M, Szmukler-Moncler S. Prosthetic success with a maxillary immediate-loading protocol in the multiple-risk patient. *Int J Periodont Rest Dent* 2007;27(2):161-169.
11. Tulasne JF. Implant treatment of missing posterior dentition. In: Albrektsson J, Zarb GA, eds. The Brånemark osseointegrated implant. Chicago: Quintessence, 1989:103-116.
12. Balshi SF, Wolfinger GJ, Balshi TJ. Analysis of 164 titanium oxide-surface implants in completely-edentulous arches for fixed prosthesis anchorage using the pterygomaxillary region. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(6):946-952.
13. Balshi TJ, Wolfinger GJ. Management of the posterior maxilla in the compromised patient: historical, current, and future perspectives. *Periodontol* 2000 2003;33:67-81.
14. Valeron JF, Valeron PF. Long-term results in placement of screw-type implants in the pterygomaxillary-pyramidal region. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22(2):195-200.
15. Brånemark PI *et al.* Zygoma fixture in the management of advanced atrophy of the maxilla: technique and long-term results. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg* 2004;38(2):70-85.

photo

Sinus et prothèse implanta-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

16. Aparicio C, Perales P, Rangert B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2001;3(1):39-49.

17. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindstrom H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(3):405-414.

18. Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System implants for completely-edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl 1):S88-94.

19. Renouard F, Nisand D. Short implants in the severely-resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl 1):S104-110.

20. Renouard F. Implants courts versus greffes osseuses sous sinusiennes: étude clinique retrospective. *J Parodontol Imp Oral* 2006;25(4):281-287.

21. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2006;9(4):257-270.

22. Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJ, Kuiper C, Raghoobar GM. Implantology and the severely-resorbed edentulous mandible. *Crit Rev Oral Biol Med* 2004;15(4):240-248.

23. Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21(2):275-282.

24. Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Implants Res* 2006;17(Suppl 2):35-51.

25. Bahat O. Treatment planning and placement of implants in the posterior maxillae: report of 732 consecutive Nobelpharma implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(2):151-161.

26. Jemt T, Lekholm U. Implant treatment in edentulous maxillae: a 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(3):303-311.

27. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res* 1992;3(3):104-111.

28. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Brånemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol* 1991;62(1):2-4.

29. Testori T, Wiseman L, Woolfe S, Porter SS. A prospective multicenter clinical study of the Osseotite implant: four-year interim report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(2):193-200.

30. Deporter D, Pilliar RM, Todescan R, Watson P, Pharoah M. Managing the posterior mandible of partially edentulous patients with short, porous-surfaced dental implants: early data from a clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(5):653-658.

31. Friberg B, Grondahl K, Lekholm U, Brånemark PI. Long-term follow-up of severely-atrophic edentulous mandibles reconstructed with short Brånemark implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2(4):184-189.

32. Tawil G, Younan R. Clinical evaluation of short, machined-surface implants followed for 12 to 92 months. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18(6):894-901.

33. Romeo E, Ghisolfi M, Rozza R, Chiapasco M, Lops D. Short (8 mm) dental implants in the rehabilitation of partial and complete edentulism: a 3- to 14-year longitudinal study. *Int J Prosthodont* 2006;19(6):586-592.

34. Anitua E, Orive G, Aguirre JJ, Andia I. Five-year clinical evaluation of short dental implants placed in posterior areas: a retrospective study. *J Periodontol* 2008;79(1):42-48.

35. Maló P, de Araujo Nobre M, Rangert B. Short implants placed one-stage in maxillae and mandibles: a retrospective clinical study with 1 to 9 years of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res* 2007;9(1):15-21.

36. Fugazzotto PA, Beagle JR, Ganeles J, Jaffin R, Vlassis J, Kumar A. Success and failure rates of 9 mm or shorter implants in the replacement of missing maxillary molars when restored with individual crowns:

preliminary results 0 to 84 months in function. A retrospective study. *J Periodontol* 2004;75(2):327-332.

37. Iplikcioglu H, Akca K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent* 2002;30(1):41-46.

38. Georgiopoulos B, Kalioras K, Provatidis C, Manda M, Koidis P. The effects of implant length and diameter prior to and after osseointegration: a 2-D finite element analysis. *J Oral Implantol* 2007;33(5):243-256.

39. Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, Barquins M. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5(4):254-262.

40. Mattsson T, Kondell PA, Gynther GW, Fredholm U, Bolin A. Implant treatment without bone grafting in severely-resorbed edentulous maxillae. *J Oral Maxillofac Surg* 1999;57(3):281-287.

41. Calandriello R, Tomatis M. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla *via* immediate/early function and tilted implants: a prospective 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl.1):S1-12.

42. Satoh T, Maeda Y, Komiyama Y. Biomechanical rationale for intentionally-inclined implants in the posterior mandible using 3D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(4):533-539.

43. Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2007;97(6 Suppl):S35-43.

Adrien Naveau

AHU
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris
71, quai d'Orsay
75007 Paris

Antoine Bouton

Attaché
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris

Erwan Hauchard

DCD
Paris

Henri-Pierre Naveau

DCD
Paris

Michel Barquins

Directeur de Recherche
CNRS-ESPCI, Paris

Laurent Pierrisnard

PU-PH
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris

Référencement bibliographique

Cet article peut être recherché ou cité sous la référence suivante :
Naveau A, Bouton A, Hauchard E, Naveau H.-P., Barquins M, Pierrisnard L. Sinus et prothèse implanta-portée : étude préliminaire par la MEF 3D. *Implant* 2009;15:??-?.

photo

RECHERCHE

scientifique

Sinus et prothèse implanto-portée

Étude préliminaire par la MEF 3D

A. NAVEAU
A. BOUTON
E. HAUCHARD
H.-P. NAVEAU
M. BARQUINS
L. PIERRISNARD

RÉSUMÉ L'abord implantaire du patient complètement édenté au maxillaire est compliqué par la faible hauteur d'os due à la résorption verticale et aux obstacles sinusiens des sites postérieurs. Classiquement, la greffe sous-sinusienne permet d'augmenter la hauteur d'os, impliquant un geste chirurgical supplémentaire associé à un risque de complications. L'objectif de cette étude préliminaire est d'évaluer le comportement biomécanique d'implants courts et d'implants inclinés dans les restaurations complètes supportées par 4 implants. Les modèles 3D ont été analysés par la méthode des éléments finis. Quatre « piles » en titane, enchâssées dans une structure osseuse, reliées entre elles par une poutre arquée ont été soumises à diverses forces. Les piles postérieures sont successivement verticales et courtes, inclinées et longues, ou verticales et longues.

Les contraintes maximales osseuses et implantaires sont situées en cervical, un peu en deçà du niveau osseux. Il n'y a que peu de différences en termes de déplacements et de contraintes entre les implants verticaux longs et courts. Les piles obliques diminuent nettement les contraintes au sein des piles et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses.

Compte tenu des limites de cette étude mécanique préliminaire, il semble qu'implants courts et implants inclinés soient des options thérapeutiques intéressantes, permettant de s'affranchir d'un comblement sinusien dans le cadre du traitement par prothèse implanto-portée d'un maxillaire fortement résorbé.

MOTS CLÉS : • Méthode des éléments finis • implant • sinus • contrainte • expérience

SUMMARY *Sinus and implant-supported fixed partial denture: a preliminary 3D-FEA study.* Low alveolar bone height and sinus cavities make difficult the rehabilitation of the edentulous maxilla by four implants-supported restorations. Augmentation therapies can be associated with complications. This preliminary study aims at comparing stresses and displacements in restorations of which posterior implants were short or inclined. Four hexagonal implants embedded in a bony structure were designed by three-dimensional finite element modelling. The core fixed partial denture had titanium properties. Both posterior implants were vertical and long, vertical and short or long and inclined. Occlusal 100 N loads were vertical tripod, vertical unilateral, inner horizontal anterior or inner oblique unilateral on the canine.

Maximal bone and implant stresses were localized in the cervical areas. Biomechanical behaviours of short and long vertical implants were very similar. After a tripod vertical loading, anterior implant stresses were increased only with vertical posterior implants (+ 98 %). Implants' displacements were slightly reduced with inclined ones (average of -22 %). When single loads were applied, these observations were maintained, and inclined implants induced slight bone stresses increase. Inclined implants decreased anterior implants stresses. Short implants had the same behaviour than long ones. Within the limitations of this preliminary mechanical study, short or inclined posterior implants seem of interest in four-implant supported restorations. These options prevent the recourse to a supplementary augmentation procedure.

KEYWORDS : • finite element analysis • implant • sinus • stress • experiment

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

Le traitement de référence du patient complètement édenté au maxillaire par une prothèse fixée implanto-portée consiste en un bridge supporté par 6 à 8 implants^[1,2]. Après édentation, le maxillaire subit un remodelage essentiellement alvéolaire sous forme d'une résorption verticale et centripète, associée à une pneumatisation^[3,4]. Dans les sites postérieurs, les larges

espaces médullaires et les obstacles sinusiens compliquent le traitement. Classiquement, la greffe sous-sinusienne permet d'augmenter la hauteur d'os (Fig. 1 et 2), mais nécessite un geste chirurgical supplémentaire associé à un risque de complications^[5-7].

En 1994, Summers a décrit les avantages du recours à l'ostéotomie^[8] en présence d'une hauteur d'os de 5 mm minimum et d'un os de faible densité (Fig. 3 et 4).

Pose d'implants associée à une greffe sous-sinusienne



Fig. 1 / Situation initiale : secteur 2 postérieur maxillaire résorbé.



Fig. 2 / Pose de 2 implants associée à un matériaux de comblement (Bio-oss®, Geistlicht Pharma).

Pose d'un implant sous-sinusal après technique de Summers



Fig. 3 / Situation initiale : 15 avec granulome sous-sinusal.



Fig. 4 / Après extraction de la 15 et cicatrisation, une ostéotomie selon Summers a permis la formation d'un dôme osseux autour de l'apex implantaire le jour de la pose.

L'utilisation successive de 5 instruments permet alors d'augmenter la densité osseuse par compaction latérale et apicale de l'os du site choisi. Ainsi, cette technique permet de placer un implant plus long que ce qu'autorise le site non préparé^[9].

D'autres techniques implantaire et prothétiques permettent de s'affranchir du comblement sinusien. L'utilisation d'un cantilever est possible, mais ses limites dans le cas d'une prothèse complète implantoportée sont mal connues. Selon Davarpanah *et al.*^[10], la longueur de l'extension distale envisageable dépend

de la forme de l'arcade et de la distance séparant les 2 implants les plus distaux. Parmi les techniques chirurgicales complexes, il est possible de poser des implants ptérygo-palato-tuberositaires^[11] avec un bon pronostic biomécanique^[12-14] ou des implants zygomatiques^[15] dont la longueur est comprise entre 30 à 50 mm.

Les arguments avancés en faveur de l'inclinaison des implants juxtasinusiens sont l'exploitation maximale du volume osseux disponible^[16,17] et d'os cortical au niveau crestal^[4] (Fig. 5 à 8). Récemment, une

Pose d'implants inclinés pour éviter le sinus



Fig. 5 / Situation initiale : 23 et 25 qui servent de points d'appui pour une restauration plurale fixée dento-portée, ne peuvent être conservées.

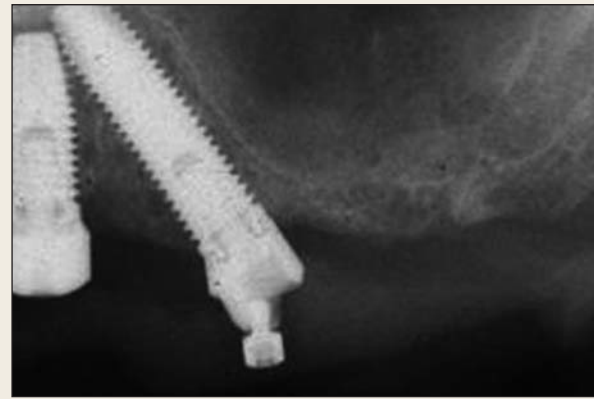


Fig. 6 / Pose des implants, dont 1 incliné qui longe la paroi inférieure mésiale du sinus et émerge un peu plus distalement que les racines de 25.



Fig. 7 / Transferts d'empreinte : l'utilisation de piliers Multi-Unit® (Nobel Biocare) de 30° en place de 25 et de 17° en place de 23 permettent de corriger la divergence des axes implantaire.



Fig. 8 / Restauration prothétique d'usage avec 26 en extension.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

étude de Paolo Maló *et al.* [18] a révélé un taux de succès de 97,6 % pour des mises en charge immédiates de prothèses maxillaires supportées par 4 implants. Par ailleurs, il est possible d'avoir recours à des implants courts (Fig. 9 et 10). Renouard et Nisand ont relevé un taux de succès de 94,6 % pour des implants courts placés dans des sites fortement résorbés [19], et des taux de succès comparables pour les traitements par implants courts et par greffes osseuses sinusiennes par abord latéral [20]. Les auteurs recommandent d'opter pour l'utilisation d'un implant court pour une hauteur supérieure ou égale à 6 mm. L'analyse par la méthode des éléments finis (MEF) est une technique informatique utilisée pour calculer et représenter visuellement les contraintes et déformations au sein d'associations de structures soumises à des charges simulées. Ce calcul requiert la connaissance des propriétés mécaniques des matériaux, telles que le module de Young (E) et le coefficient de Poisson (ν). Cette méthode d'analyse numérique des contraintes est largement utilisée de nos jours pour étudier les problèmes biomécaniques en implantologie dentaire [17]. La plupart des études mécaniques par MEF se penchent sur la distribution des contraintes en fonction de la morphologie implan-

taire, mais très peu se sont intéressées à la disposition géométrique d'implants reliés entre eux. Les alternatives aux procédures d'augmentation osseuse dans le traitement du patient complètement édenté au maxillaire par une prothèse fixée implanto-portée sont nombreuses. Cette expérience préliminaire permet d'évaluer la distribution des contraintes et les déplacements de 4 piles en titane reliées entre elles et enchâssées dans une structure osseuse arquée. Les variables comparées sont la longueur et l'inclinaison des piles postérieures, ainsi que les forces exercées sur la poutre. Le but de cette première étude est d'appréhender le comportement biomécanique d'implants en situation juxtasinusienne.

MATÉRIEL ET MÉTHODES

Le logiciel utilisé dans cette étude est CADSPAP® (CADLM, Gif-sur-Yvette, France), version française de Supersap (Algor® Interactive Systems, Pittsburgh, États-Unis) sur un ordinateur PC compatible. Les matériaux modélisés en 3 dimensions sont admis comme homogènes, isotropes et comme travaillant en élasticité linéaire, c'est-à-dire dans un domaine où les structures reprennent leur géométrie initiale après

Pose d'un implant court sous-sinusien



FIG. 9 / Situation initiale : la 16 a été récemment extraite suite à une fracture.



FIG. 10 / Un implant de 7 mm a été posé.

décharge. Les caractéristiques mécaniques des matériaux sont représentées (TABL. I) par leur module de Young (E) et coefficient de Poisson (ν).

Dans cette étude préliminaire, les implants sont représentés de manière schématique par des piles prenant la forme de prismes droits de section hexagonale. Quatre piles sont enchâssées par leur base dans un maxillaire édenté, représenté par un prisme droit aux propriétés de l'os spongieux ($50 \times 40 \times 15$ mm, soit 2 256 éléments). Le sommet de ces 4 piles supporte une poutre de titane ($94 \times 3 \times 2$ mm, soit 88 éléments) représentant l'armature d'un bridge implanto-porté. L'alvéole osseuse est vide en l'absence de pile. L'intégration des piles en titane/alvéole osseuse est parfaite. Les éléments sont assemblés pour constituer les modèles étudiés (FIG. 11). Toutes les expérimentations comprennent 4 piles : deux

sont enchâssées dans la partie antérieure du maxillaire (piles 2 et 3 en sites canins) et les 2 autres sont dans la partie postérieure du maxillaire (piles 1 et 4 en sites molaires). Les piles antérieures sont invariablement verticales et longues (15×4 mm, dont 10 mm dans l'os, soit 96 éléments). Les caractéristiques des piles postérieures changent à chaque modélisation : longues et verticales (LV, 15×4 mm, dont 10 mm dans l'os), courtes et verticales (CV, 10×4 mm, dont 5 mm dans l'os, soit 80 éléments), et enfin longues et obliques (LO, 18×4 mm, dont 13 mm dans l'os, soit 96 éléments).

Ces 3 modèles sont soumis à diverses forces de 100 N exercées sur la poutre (FIG. 12) : verticales en tripode (VT, entre les piliers, dans la région antérieure centralement et bilatéralement en postérieur), verticale unilatéralement dans la région postérieure (VP), oblique unilatérale au niveau canin (OC, force dirigée en haut et en dehors) et horizontale antérieure (HA, vers l'extérieur).

La distribution et l'intensité des contraintes de von Mises sont calculées et comparées. Le logiciel permet de représenter la localisation des déformations en cisaillement pour chacun des 8 modèles. Les zones d'isodéformations apparaissent sous forme

MATÉRIAUX PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES	TITANE	OS SPONGIEUX
Module de Young (E)	117	1
Coefficient de Poisson (ν)	0,33	0,35

TABL. I / Propriétés mécaniques des matériaux et structures (E en GPa).

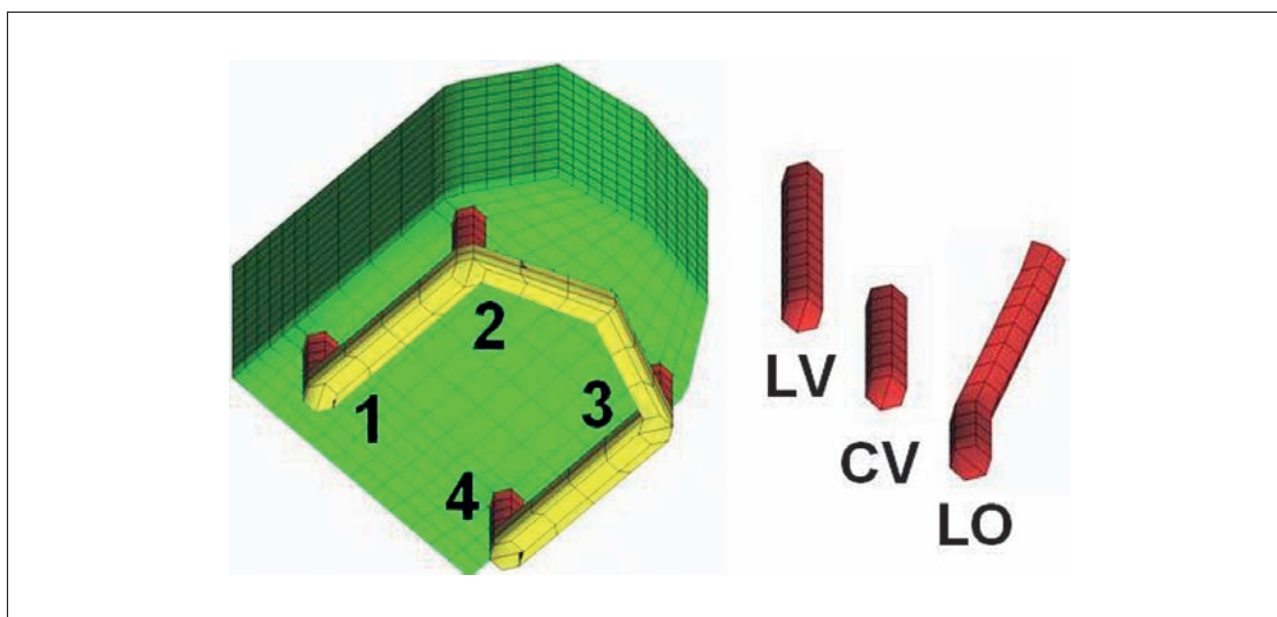


FIG. 11 / Les modèles comprennent successivement en postérieur (sites 1 et 4) des piles longues verticales (LV), courtes verticales (CV) et longues obliques (LO). En antérieur (sites 2 et 3), les piles sont toujours longues et verticales.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

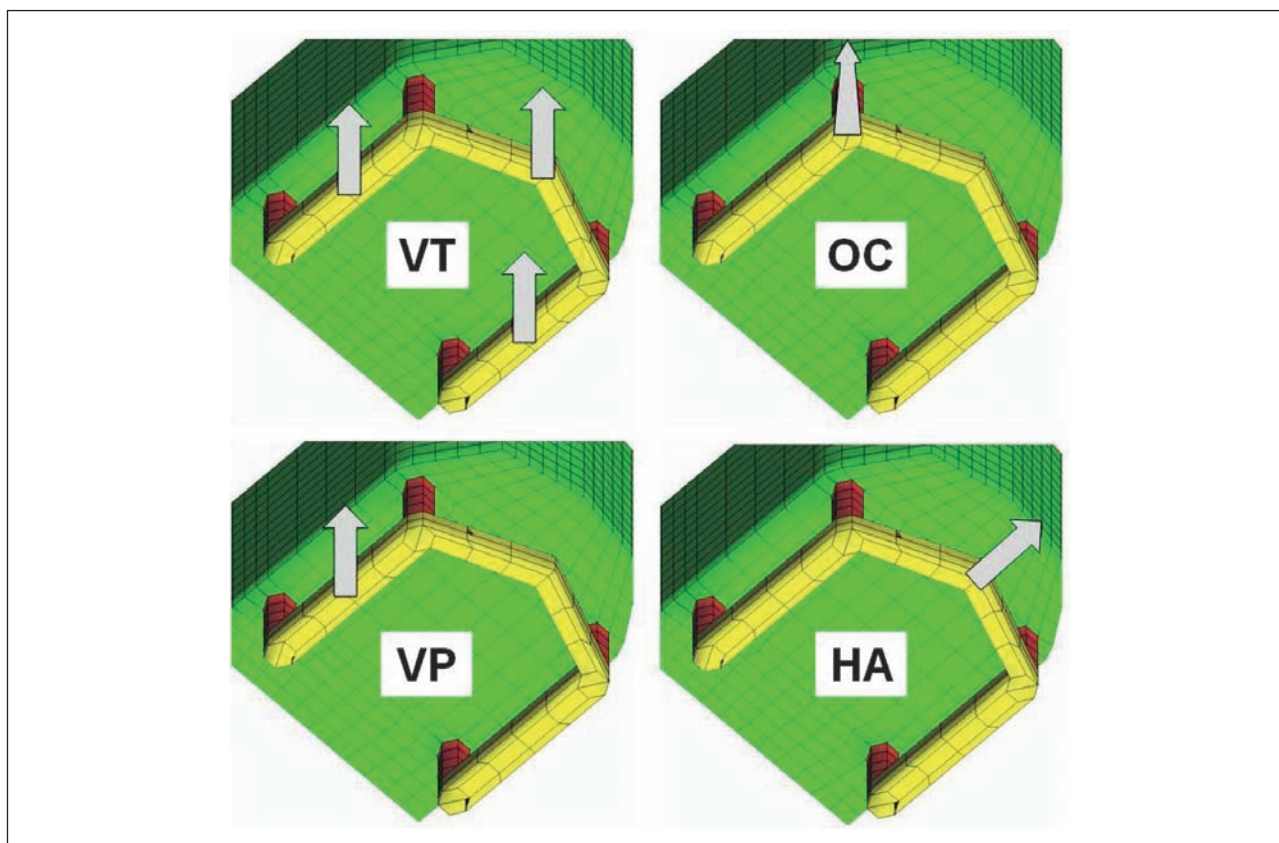


Fig. 12 / Les 3 modèles sont soumis à diverses forces de 100 N (VT : verticales en tripode, VP : verticale postérieure, OC : oblique au niveau canin, HA : horizontale antérieure).

de plages colorées. Les couleurs chaudes (rouge, orange) caractérisent les déformations les plus grandes. Le jaune et le vert se succèdent jusqu'au blanc qui correspond à des déformations négligeables. Pour information, l'échelle de contraintes (exprimée en MPa) correspondant au code couleur est affichée en légende des figures. Les contraintes maximales observées au col des piles et au niveau des alvéoles osseuses sont relevées sous forme d'histogramme. Les déplacements des piles sont également rapportés.

RÉSULTATS

Ces expérimentations étudient l'intérêt biomécanique d'implants courts ou obliques dans le cadre de restauration prothétique maxillaire supportée par 4 implants. Les implants longs verticaux en situation postérieure servent de référence (comblement de sinus).

La première expérimentation consiste à appliquer sur la poutre centralement en antérieur et bilatéralement en postérieur des charges verticales de 100 N (Fig. 13 à 16). La localisation des contraintes maximales, quelle que soit l'expérimentation, est en cervicale des piles, un peu en deçà de la surface osseuse.

Lorsque les piles postérieures sont verticales, les contraintes au sein de piles antérieures sont très supérieures (+ 98 % en moyenne) à celles des piles postérieures. En revanche, lorsque les piles postérieures sont obliques, ces valeurs sont plus homogènes (50 MPa en moyenne).

Lorsque les piles postérieures sont verticales, les contraintes osseuses sont plus importantes en antérieur (+ 94 %) qu'en postérieur (14 MPa). En revanche, lorsque les piles postérieures sont obliques, ces valeurs augmentent de 13 % en moyenne.

Par ailleurs, les piles antérieures se déplacent plus que les postérieures (+ 47 % en moyenne), et la

Application de forces verticales en tripode

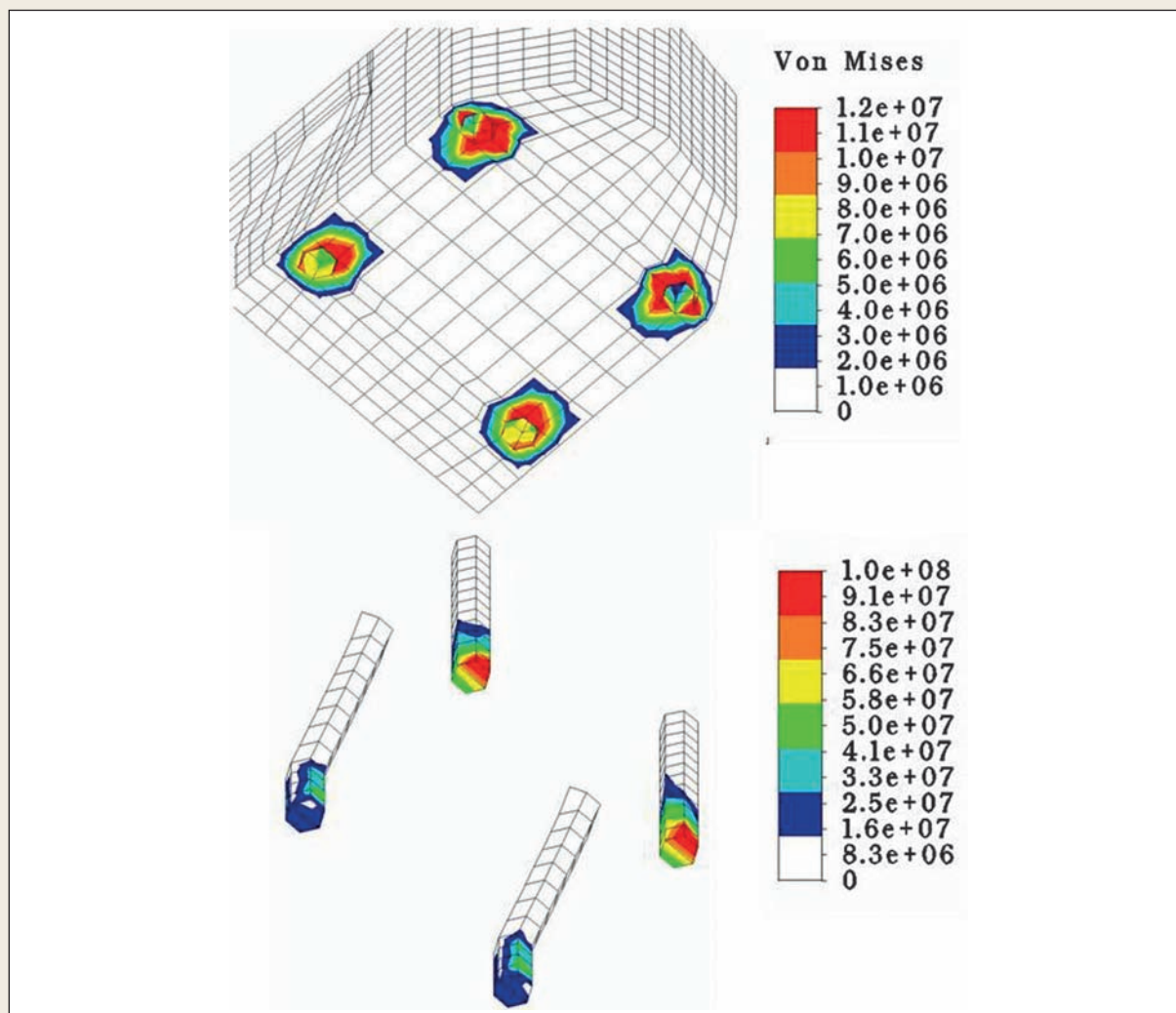


FIG. 13 / Distribution des contraintes dans les piles et les alvéoles.

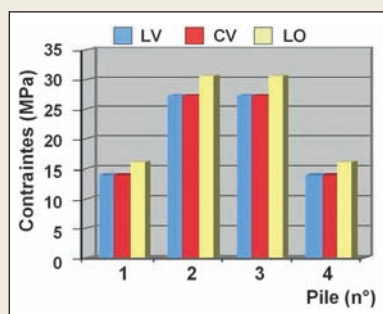


FIG. 14 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

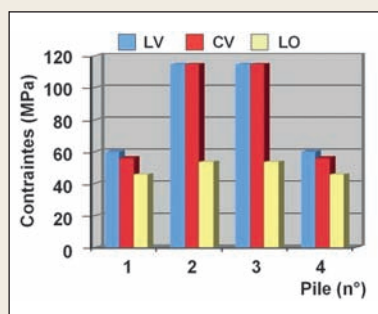


FIG. 15 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

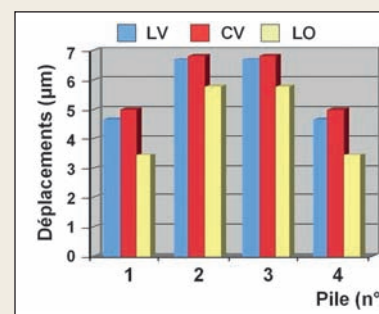


FIG. 16 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

configuration LO entraîne une diminution des déplacements de -22 % en moyenne. La pile CV se déplace légèrement plus que la LV (pile 1) tandis qu'elle est soumise à un peu moins de contraintes au sein de la pile.

Ainsi, la longueur des implants postérieurs n'est pas un facteur d'influence dominant. Les piles obliques postérieures diminuent beaucoup les contraintes antérieures et légèrement les déplacements, au prix d'une légère augmentation des contraintes osseuses. Afin de mieux isoler le rôle d'une charge verticale postérieure, l'expérience a été répétée en ne laissant qu'une charge postérieure unilatérale.

Une force axiale unilatérale postérieure de 100 N est appliquée sur la travée entre les piles 1 et 2 (Fig. 17 à 19). Les contraintes du côté de la charge sont comparables à celles précédemment décrites en postérieur. Les contraintes côté non chargées sont quasiment nulles. Les déplacements décroissent de la pile 1 à la pile 4. Les contraintes de la pile 1 CV sont très légèrement inférieures à celles de la pile LV.

Les observations précédemment décrites sont maintenues. Les contraintes et déplacements relevés en postérieur lors de l'exercice de charges en tripode viennent essentiellement de la charge la plus proche de la pile. Les forces verticales sont plus fréquentes en postérieur, mais les forces obliques sont réputées

pour être plus néfastes en termes de contraintes et de déplacements. Que se passerait-il en cas de guidage canin ou antérieur ?

Une charge oblique unilatérale mimant une fonction canine est alors appliquée aux modèles (Fig. 20 à 22). Par rapport à un maxillaire édenté, cette charge est oblique en haut et en dehors et appliquée en place de canine, c'est-à-dire au niveau de la pile 2.

Les contraintes relevées au col de la pile 2, point d'application de la force, diminuent de -32 % lorsque les piles postérieures sont obliques. Aucune différence importante n'est visible entre les 3 modèles concernant les déplacements et les contraintes osseuses.

La pile 1 CV est soumise à moins de contraintes osseuses que la LV, mais à un peu plus de contraintes au sein même de la pile. Elle se déplace toujours plus que LV.

Une force horizontale centrale antérieure mimant la propulsion est appliquée aux modèles (Fig. 23 à 25).

Les résultats montrent que lorsque les piles postérieures sont obliques, les contraintes antérieures diminuent d'environ 27 %. En revanche, la diminution de longueur des piles postérieures ne modifie pas ces valeurs.

L'inclinaison des piles postérieures augmente la valeur des contraintes osseuses mesurées. En postérieur, la configuration LO augmente les contraintes de +27,5 %

Application d'une force verticale unilatérale postérieure

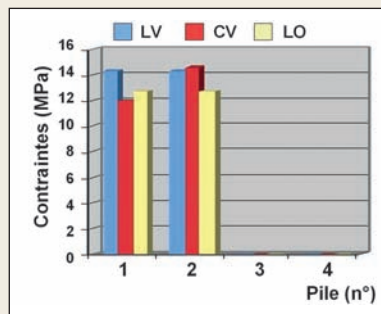


Fig. 17 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

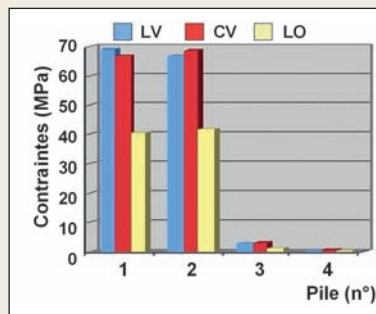


Fig. 18 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

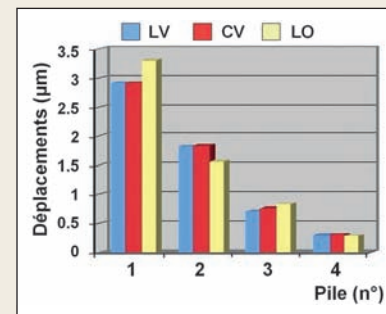


Fig. 19 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

Application d'une force oblique unilatérale

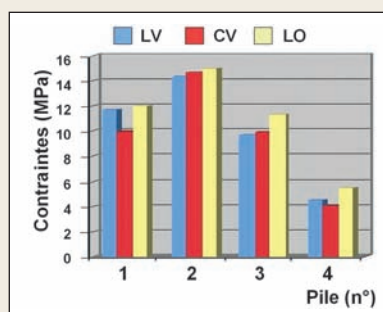


Fig. 20 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

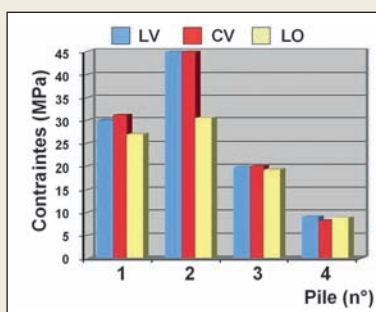


Fig. 21 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

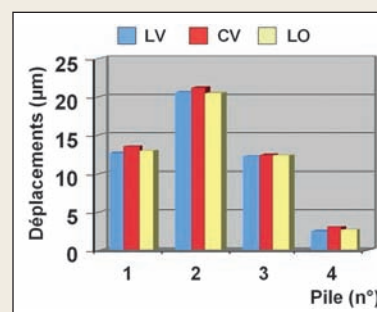


Fig. 22 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

Application d'une force horizontale antérieure

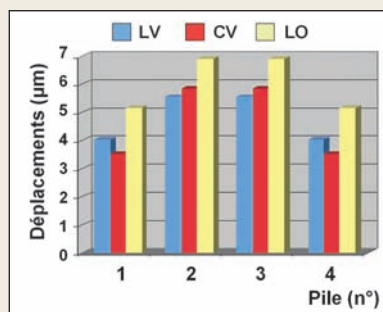


Fig. 23 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

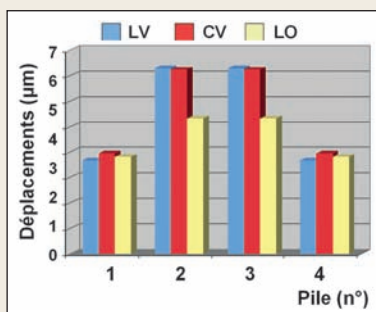


Fig. 24 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

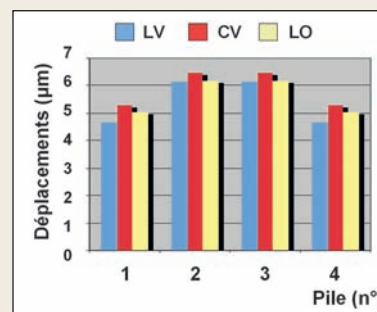


Fig. 25 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

par rapport aux CV, et de + 45 % par rapport aux LV. Pour les piles antérieures, ces valeurs augmentent respectivement de + 18 % et + 24,3 %. La pile 1 CV est sujette à plus de contraintes internes, mais à moins de contraintes osseuses, et se déplace plus que la LV. Il n'y a que peu de différences en termes de déplacements et de contraintes entre les implants verticaux longs et courts. Les piles obliques diminuent nettement les contraintes au sein des piles, et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses.

DISCUSSION

Cette étude avait pour objectif de déterminer l'intérêt d'utiliser des implants courts ou inclinés pour éviter un comblement de sinus. Selon nos résultats, il semble que les contraintes et déplacements observés avec implants verticaux longs et courts soient comparables, ce qui plaide cliniquement en faveur des implants courts. Par ailleurs, les implants inclinés semblent plus intéressants pour diminuer les contraintes implantaires.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

LIMITES DE LA MEF

La méthode des éléments finis a prouvé être un outil précis et commode lorsqu'il s'agit d'étudier le comportement mécanique des implants^[21]. Les modèles peuvent être facilement modifiés pour s'adapter à des hypothèses variées. Le programme utilisé dans cette étude a toutefois un certain nombre de limites à cause des approximations irréalistes, utilisées lors de la caractérisation des matériaux. Cette étude statique repose sur l'homogénéité, l'élasticité linéaire et l'isotropie de l'os et du titane ; elle ne tient pas compte de la fatigue des matériaux soumis à des forces répétées et aussi complexes que les forces masticatoires. De plus, cette méthode considère la liaison de l'os et de l'implant comme étant parfaite. En réalité, les forces de mastication sont dynamiques et obliques, et la liaison os/implant est tout aussi dynamique. Par conséquent, il est très difficile de reproduire tous les détails du comportement naturel. La MEF ne peut déterminer les critères acceptables de contraintes, mais permet de comparer différents modèles et de quantifier le risque relatif de chacun d'entre eux. Dans cette étude préliminaire, des piles et des poutres parallélépipédiques sont utilisées pour mimer le comportement d'implants dentaires reliés par une infrastructure prothétique métallique ; de plus amples travaux sont en cours pour améliorer la correspondance entre théorie et réalité clinique.

Dans la littérature, les contraintes au sein des composants implantaires sont associées aux fractures et dévissages, tandis que les contraintes osseuses sont cliniquement associées aux plages de résorption osseuse^[21]. Les déplacements implantaires peuvent compromettre la stabilité primaire de l'implant.

IMPLANTS COURTS

La définition de l'implant court varie en fonction des auteurs^[22-24]. Selon Renouard et Nissand, l'implant est court lorsque la partie intra-osseuse est inférieure ou égale à 8 mm^[24] et les études cliniques sont loin d'être consensuelles. Les premières associaient les implants courts à davantage d'échecs thérapeutiques^[25-28], mais les suivantes conclurent que la longueur de l'implant n'influait pas le taux de survie^[19, 29-32].

Quatre facteurs sont suggérés pour expliquer les différences de taux de survie observés^[24, 33, 34] : la stabilité primaire de l'implant, la courbe d'apprentissage du chirurgien, l'état de surface de l'implant et la qualité de l'os. Un protocole chirurgical particulier prenant en compte la densité osseuse et utilisant des implants à surface rugueuse conduit à davantage de succès par une meilleure stabilité primaire. Pour une hauteur supérieure à 6 mm, Renouard et Nissand recommandent d'opter pour l'utilisation d'un implant court^[24].

Les études récentes sur les implants courts placés dans des sites maxillaires fortement résorbés affichent des taux de succès de 95 à 97 %^[19, 35, 36]. S'il est possible d'obtenir une stabilité primaire avec un implant court, placer un implant long présente alors moins d'intérêt. On sait, en effet, grâce à des études en éléments finis^[37-39], que l'essentiel des contraintes masticatoires est concentré au col de l'implant, qu'augmenter le diamètre de l'implant, plus que la longueur, contribue à minimiser ces contraintes ; par ailleurs, l'ancrage bicortical améliore la stabilité primaire grâce à une diminution des déplacements.

IMPLANTS INCLINÉS : LE CONCEPT ALL-ON-FOUR

Maló *et al.* ont obtenu, en 2005, un taux de succès de 97,6 % avec la mise en charge immédiate d'une prothèse supportée par 4 implants maxillaires (All-on-Four, Nobel Biocare)^[18]. Le site du pilier canin permet le placement des implants antérieurs verticaux, et les implants postérieurs sont inclinés de manière à longer la paroi inférieure du sinus et émergent au niveau de la deuxième prémolaire/première molaire. Le faible nombre d'implants autorise une plus grande liberté de placement, une meilleure passivité de l'infrastructure prothétique et une extension prothétique réduite. Selon Mattsson *et al.*, l'inclinaison mésio-distale des implants permet une meilleure stabilité primaire en raison de la longueur majorée des implants utilisés, mais entraîne la découverte de quelques spires en palatin^[40]. La position angulée du col implantaire permet un engagement plus important d'os cortical au niveau crestal^[4]. C'est cette augmentation de stabilité primaire qui permettrait d'envisager un protocole de mise en charge immédiate^[18, 41].

Plusieurs études biomécaniques par MEF ont comparé implants droits et inclinés.

Satoh *et al.* [42] ont comparé par MEF 3D 2 implants parallèles entre eux, avec des implants perpendiculaires à la courbe de Spee (inclinations de 10-20°). Ils ont conclu à l'intérêt de l'implant incliné, mais dans leur étude, les implants ne sont pas solidarités et les forces sont orientées dans l'axe de chaque implant. Zampelis *et al.* ont étudié, en 2007, 2 implants reliés entre eux, l'un étant droit ou incliné à 45° et soumis à une force de 50 N [43]. L'utilisation de modèles simplifiés en 2D ne leur permet pas d'appréhender une restauration totale d'arcade, ni les forces obliques latérales. En dépit des nombreuses différences de protocole, les valeurs de contraintes osseuses maximales sont comparables aux nôtres pour les implants droits soumis à une force verticale. En revanche, ils trouvent des valeurs très similaires aux précédentes pour les implants inclinés.

Cette étude mécanique préliminaire par MEF 3D montre une fois de plus que la longueur de l'implant importe peu en termes de contraintes maximales [39]. Par conséquent, un implant court peu se substituer à un implant plus long avec comblement sinusien. Par ailleurs, l'utilisation d'implants inclinés permet de diminuer les contraintes au sein des implants.

CONCLUSION

Les conclusions dérivées de cette étude mécanique préliminaire par MEF 3D sont restreintes aux hypothèses choisies pour la composition du modèle numérique et ses conditions aux limites. Ces résultats préliminaires ne peuvent être transférés à la clinique sans de plus amples analyses, preuves et essais cliniques. Toutefois, la MEF s'attache à l'aspect mécanique d'une structure biologique. Ainsi, les conclusions de cette étude doivent être considérées comme une information mécanique à l'égard des cliniciens. Compte tenu des limites de cette étude, peu de différences en termes de déplacements et de contraintes ont été observées entre les implants verticaux longs et courts. Les implants obliques diminuent nettement les contraintes implantaires, et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses. Ainsi, il semble qu'implants courts et implants incli-

nés soient des options thérapeutiques intéressantes, permettant de s'affranchir d'un comblement sinusien dans le cadre du traitement par prothèse implantoporté d'un maxillaire fortement résorbé. †

ADRESSE DES DISTRIBUTEURS

◉ **BIO-OSS®** - GEISTLICH PHARMA AG - BUSINESS UNIT BIOMATERIALS - Bahnhofstrasse 40 - 6110 Wolhusen - Suisse - Tél. : + (41) 41 492 56 30 - Fax : + (41) 41 492 56 39 - E-mail : biomaterials@geistlich.ch - www.geistlich.com

◉ **MULTIUNIT®** - ALL-ON-FOUR - NOBEL BIO-CARE - 80, avenue des Terroirs-de-France - 75607 Paris Cedex 12 - Tél. : 01 53 33 89 10 - Fax : 01 53 33 89 33 - www.nobelbiocare.com

BIBLIOGRAPHIE

1. Fortin Y, Sullivan RM, Rangert BR. The Marius implant bridge: surgical and prosthetic rehabilitation for the completely-edentulous upper jaw with moderate to severe resorption: a 5-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2002;4(2):69-77.
2. Brånemark PI, Svensson B, van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res* 1995;6(4):227-231.
3. Chanavaz M. Maxillary sinus: anatomy, physiology, surgery, and bone grafting related to implantology - Eleven years of surgical experience (1979-1990). *J Oral Implantol* 1990;16(3):199-209.
4. Davarpanah M. Manuel d'implantologie clinique : concepts protocoles et innovations récentes, 2008.
5. Schwartz-Arad D, Herzberg R, Dolev E. The prevalence of surgical complications of the sinus graft procedure and their impact on implant survival. *J Periodontol* 2004;75(4):511-516.
6. Misch CM, Misch CE, Resnik RR, Ismail YH, Appel B. Post-operative maxillary cyst associated with a maxillary sinus elevation procedure: a case report. *J Oral Implantol* 1991;17(4):432-437.
7. Lockhart R, Ceccaldi J, Bertrand JC. Postoperative maxillary cyst following sinus bone graft: report of a case. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(4):583-586.
8. Summers RB. A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. *Compendium* 1994;15(2):152, 154-156, 158 passim; quiz 162.
9. Commissionat Y, Princ G, Poulmaire F, Scortecchi G, Odin G, Berg S. Techniques non invasives d'implantation sous-sinusienne. *Act Odontol Stomatol* 2007;238:119-135.
10. Davarpanah M, Caraman M, Jakubowicz-Kohen B, Kebir-Quelin M, Szmukler-Moncler S. Prosthetic success with a maxillary immediate-loading protocol in the multiple-risk patient. *Int J Periodont Rest Dent* 2007;27(2):161-169.
11. Tulasne JF. Implant treatment of missing posterior dentition. In: Albrektsson J, Zarb GA, eds. *The Brånemark osseointegrated implant*. Chicago: Quintessence, 1989:103-116.
12. Balshi SF, Wolfinger GJ, Balshi TJ. Analysis of 164 titanium oxide-surface implants in completely-edentulous arches for fixed prosthesis anchorage using the pterygomaxillary region. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(6):946-952.
13. Balshi TJ, Wolfinger GJ. Management of the posterior maxilla in the compromised patient: historical, current, and future perspectives. *Periodontol* 2000 2003;33:67-81.
14. Valeron JF, Valeron PF. Long-term results in placement of screw-type implants in the pterygomaxillary-pyramidal region. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22(2):195-200.
15. Brånemark PI *et al.* Zygoma fixture in the management of advanced atrophy of the maxilla: technique and long-term results. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg* 2004;38(2):70-85.

photo

Sinus et prothèse implanta-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

16. Aparicio C, Perales P, Rangert B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2001;3(1):39-49.

17. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindstrom H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(3):405-414.

18. Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System implants for completely-edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl 1):S88-94.

19. Renouard F, Nisand D. Short implants in the severely-resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl 1):S104-110.

20. Renouard F. Implants courts versus greffes osseuses sous sinusiennes: étude clinique retrospective. *J Parodont Imp Oral* 2006;25(4):281-287.

21. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2006;9(4):257-270.

22. Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJ, Kuiper C, Raghoobar GM. Implantology and the severely-resorbed edentulous mandible. *Crit Rev Oral Biol Med* 2004;15(4):240-248.

23. Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21(2):275-282.

24. Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Implants Res* 2006;17(Suppl 2):35-51.

25. Bahat O. Treatment planning and placement of implants in the posterior maxillae: report of 732 consecutive Nobelpharma implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(2):151-161.

26. Jemt T, Lekholm U. Implant treatment in edentulous maxillae: a 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(3):303-311.

27. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res* 1992;3(3):104-111.

28. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Brånemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol* 1991;62(1):2-4.

29. Testori T, Wiseman L, Woolfe S, Porter SS. A prospective multicenter clinical study of the Osseotite implant: four-year interim report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(2):193-200.

30. Deporter D, Pilliar RM, Todescan R, Watson P, Pharoah M. Managing the posterior mandible of partially edentulous patients with short, porous-surfaced dental implants: early data from a clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(5):653-658.

31. Friberg B, Grondahl K, Lekholm U, Brånemark PI. Long-term follow-up of severely-atrophic edentulous mandibles reconstructed with short Brånemark implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2(4):184-189.

32. Tawil G, Younan R. Clinical evaluation of short, machined-surface implants followed for 12 to 92 months. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18(6):894-901.

33. Romeo E, Ghisolfi M, Rozza R, Chiapasco M, Lops D. Short (8 mm) dental implants in the rehabilitation of partial and complete edentulism: a 3- to 14-year longitudinal study. *Int J Prosthodont* 2006;19(6):586-592.

34. Anitua E, Orive G, Aguirre JJ, Andia I. Five-year clinical evaluation of short dental implants placed in posterior areas: a retrospective study. *J Periodontol* 2008;79(1):42-48.

35. Maló P, de Araujo Nobre M, Rangert B. Short implants placed one-stage in maxillae and mandibles: a retrospective clinical study with 1 to 9 years of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res* 2007;9(1):15-21.

36. Fugazzotto PA, Beagle JR, Ganeles J, Jaffin R, Vlassis J, Kumar A. Success and failure rates of 9 mm or shorter implants in the replacement of missing maxillary molars when restored with individual crowns:

preliminary results 0 to 84 months in function. A retrospective study. *J Periodontol* 2004;75(2):327-332.

37. Iplikcioglu H, Akca K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent* 2002;30(1):41-46.

38. Georgiopoulos B, Kalioras K, Provatidis C, Manda M, Koidis P. The effects of implant length and diameter prior to and after osseointegration: a 2-D finite element analysis. *J Oral Implantol* 2007;33(5):243-256.

39. Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, Barquins M. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5(4):254-262.

40. Mattsson T, Kondell PA, Gynther GW, Fredholm U, Bolin A. Implant treatment without bone grafting in severely-resorbed edentulous maxillae. *J Oral Maxillofac Surg* 1999;57(3):281-287.

41. Calandriello R, Tomatis M. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla *via* immediate/early function and tilted implants: a prospective 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl.1):S1-12.

42. Satoh T, Maeda Y, Komiyama Y. Biomechanical rationale for intentionally-inclined implants in the posterior mandible using 3D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(4):533-539.

43. Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2007;97(6 Suppl):S35-43.

Adrien Naveau

AHU
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris
71, quai d'Orsay
75007 Paris

Antoine Bouton

Attaché
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris

Erwan Hauchard

DCD
Paris

Henri-Pierre Naveau

DCD
Paris

Michel Barquins

Directeur de Recherche
CNRS-ESPCI, Paris

Laurent Pierrisnard

PU-PH
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris

Référencement bibliographique

Cet article peut être recherché ou cité sous la référence suivante : Naveau A, Bouton A, Hauchard E, Naveau H.-P., Barquins M, Pierrisnard L. Sinus et prothèse implanta-portée : étude préliminaire par la MEF 3D. *Implant* 2009;15:??-?.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

Le traitement de référence du patient complètement édenté au maxillaire par une prothèse fixée implanto-portée consiste en un bridge supporté par 6 à 8 implants^[1,2]. Après édentation, le maxillaire subit un remodelage essentiellement alvéolaire sous forme d'une résorption verticale et centripète, associée à une pneumatisation^[3,4]. Dans les sites postérieurs, les larges

espaces médullaires et les obstacles sinusiens compliquent le traitement. Classiquement, la greffe sous-sinusienne permet d'augmenter la hauteur d'os (Fig. 1 et 2), mais nécessite un geste chirurgical supplémentaire associé à un risque de complications^[5-7].

En 1994, Summers a décrit les avantages du recours à l'ostéotomie^[8] en présence d'une hauteur d'os de 5 mm minimum et d'un os de faible densité (Fig. 3 et 4).

Pose d'implants associée à une greffe sous-sinusienne



Fig. 1 / Situation initiale : secteur 2 postérieur maxillaire résorbé.



Fig. 2 / Pose de 2 implants associée à un matériaux de comblement (Bio-oss®, Geistlicht Pharma).

Pose d'un implant sous-sinusal après technique de Summers



Fig. 3 / Situation initiale : 15 avec granulome sous-sinusal.



Fig. 4 / Après extraction de la 15 et cicatrisation, une ostéotomie selon Summers a permis la formation d'un dôme osseux autour de l'apex implantaire le jour de la pose.

L'utilisation successive de 5 instruments permet alors d'augmenter la densité osseuse par compaction latérale et apicale de l'os du site choisi. Ainsi, cette technique permet de placer un implant plus long que ce qu'autorise le site non préparé^[9].

D'autres techniques implantaire et prothétiques permettent de s'affranchir du comblement sinusien. L'utilisation d'un cantilever est possible, mais ses limites dans le cas d'une prothèse complète implantoportée sont mal connues. Selon Davarpanah *et al.*^[10], la longueur de l'extension distale envisageable dépend

de la forme de l'arcade et de la distance séparant les 2 implants les plus distaux. Parmi les techniques chirurgicales complexes, il est possible de poser des implants ptérygo-palato-tuberositaires^[11] avec un bon pronostic biomécanique^[12-14] ou des implants zygomatiques^[15] dont la longueur est comprise entre 30 à 50 mm.

Les arguments avancés en faveur de l'inclinaison des implants juxtasinusiens sont l'exploitation maximale du volume osseux disponible^[16,17] et d'os cortical au niveau crestal^[4] (Fig. 5 à 8). Récemment, une

Pose d'implants inclinés pour éviter le sinus



Fig. 5 / Situation initiale : 23 et 25 qui servent de points d'appui pour une restauration plurale fixée dento-portée, ne peuvent être conservées.



Fig. 6 / Pose des implants, dont 1 incliné qui longe la paroi inférieure mésiale du sinus et émerge un peu plus distalement que les racines de 25.

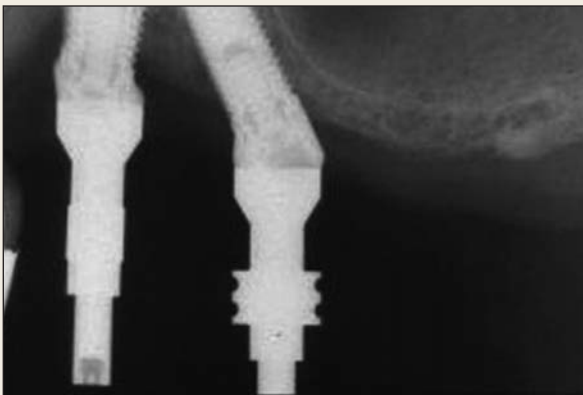


Fig. 7 / Transferts d'empreinte : l'utilisation de piliers Multi-Unit® (Nobel Biocare) de 30° en place de 25 et de 17° en 23 permettent de corriger la divergence des axes implantaires.

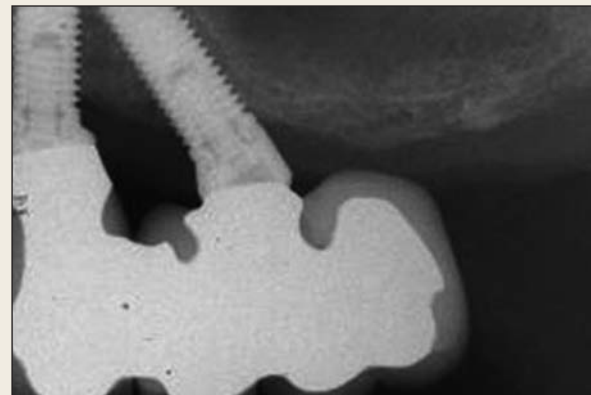


Fig. 8 / Restauration prothétique d'usage avec 26 en extension.

étude de Paolo Maló *et al.* [18] a révélé un taux de succès de 97,6 % pour des mises en charge immédiates de prothèses maxillaires supportées par 4 implants. Par ailleurs, il est possible d'avoir recours à des implants courts (Fig. 9 et 10). Renouard et Nisand ont relevé un taux de succès de 94,6 % pour des implants courts placés dans des sites fortement résorbés [19], et des taux de succès comparables pour les traitements par implants courts et par greffes osseuses sinusiennes par abord latéral [20]. Les auteurs recommandent d'opter pour l'utilisation d'un implant court pour une hauteur supérieure ou égale à 6 mm. L'analyse par la méthode des éléments finis (MEF) est une technique informatique utilisée pour calculer et représenter visuellement les contraintes et déformations au sein d'associations de structures soumises à des charges simulées. Ce calcul requiert la connaissance des propriétés mécaniques des matériaux, telles que le module de Young (E) et le coefficient de Poisson (ν). Cette méthode d'analyse numérique des contraintes est largement utilisée de nos jours pour étudier les problèmes biomécaniques en implantologie dentaire [17]. La plupart des études mécaniques par MEF se penchent sur la distribution des contraintes en fonction de la morphologie implan-

taire, mais très peu se sont intéressées à la disposition géométrique d'implants reliés entre eux. Les alternatives aux procédures d'augmentation osseuse dans le traitement du patient complètement édenté au maxillaire par une prothèse fixée implanto-portée sont nombreuses. Cette expérience préliminaire permet d'évaluer la distribution des contraintes et les déplacements de 4 piles en titane reliées entre elles et enchâssées dans une structure osseuse arquée. Les variables comparées sont la longueur et l'inclinaison des piles postérieures, ainsi que les forces exercées sur la poutre. Le but de cette première étude est d'appréhender le comportement biomécanique d'implants en situation juxtasinusienne.

MATÉRIEL ET MÉTHODES

Le logiciel utilisé dans cette étude est CADSAP® (CADLM, Gif-sur-Yvette, France), version française de Supersap (Algor® Interactive Systems, Pittsburgh, États-Unis) sur un ordinateur PC compatible. Les matériaux modélisés en 3 dimensions sont admis comme homogènes, isotropes et comme travaillant en élasticité linéaire, c'est-à-dire dans un domaine où les structures reprennent leur géométrie initiale après

Pose d'un implant court sous-sinusien



FIG. 9 / Situation initiale : la 16 a été récemment extraite suite à une fracture.



FIG. 10 / Un implant de 7 mm a été posé.

décharge. Les caractéristiques mécaniques des matériaux sont représentées (TABL. I) par leur module de Young (E) et coefficient de Poisson (ν).

Dans cette étude préliminaire, les implants sont représentés de manière schématique par des piles prenant la forme de prismes droits de section hexagonale. Quatre piles sont enchâssées par leur base dans un maxillaire édenté, représenté par un prisme droit aux propriétés de l'os spongieux ($50 \times 40 \times 15$ mm, soit 2 256 éléments). Le sommet de ces 4 piles supporte une poutre de titane ($94 \times 3 \times 2$ mm, soit 88 éléments) représentant l'armature d'un bridge implanto-porté. L'alvéole osseuse est vide en l'absence de pile. L'intégration des piles en titane/alvéole osseuse est parfaite. Les éléments sont assemblés pour constituer les modèles étudiés (FIG. 11). Toutes les expérimentations comprennent 4 piles : deux

sont enchâssées dans la partie antérieure du maxillaire (piles 2 et 3 en sites canins) et les 2 autres sont dans la partie postérieure du maxillaire (piles 1 et 4 en sites molaires). Les piles antérieures sont invariablement verticales et longues (15×4 mm, dont 10 mm dans l'os, soit 96 éléments). Les caractéristiques des piles postérieures changent à chaque modélisation : longues et verticales (LV, 15×4 mm, dont 10 mm dans l'os), courtes et verticales (CV, 10×4 mm, dont 5 mm dans l'os, soit 80 éléments), et enfin longues et obliques (LO, 18×4 mm, dont 13 mm dans l'os, soit 96 éléments).

Ces 3 modèles sont soumis à diverses forces de 100 N exercées sur la poutre (FIG. 12) : verticales en tripode (VT, entre les piliers, dans la région antérieure centralement et bilatéralement en postérieur), verticale unilatéralement dans la région postérieure (VP), oblique unilatérale au niveau canin (OC, force dirigée en haut et en dehors) et horizontale antérieure (HA, vers l'extérieur).

La distribution et l'intensité des contraintes de von Mises sont calculées et comparées. Le logiciel permet de représenter la localisation des déformations en cisaillement pour chacun des 8 modèles. Les zones d'isodéformations apparaissent sous forme

MATÉRIAUX PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES	TITANE	OS SPONGIEUX
Module de Young (E)	117	1
Coefficient de Poisson (ν)	0,33	0,35

TABL. I / Propriétés mécaniques des matériaux et structures (E en GPa).

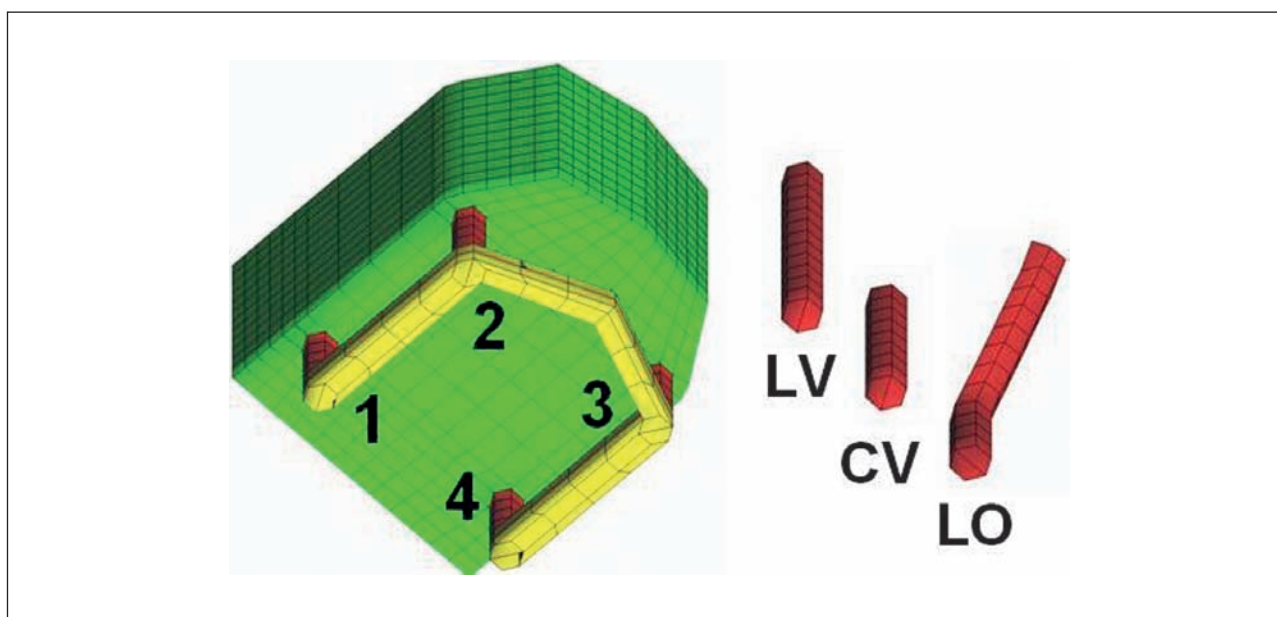


FIG. 11 / Les modèles comprennent successivement en postérieur (sites 1 et 4) des piles longues verticales (LV), courtes verticales (CV) et longues obliques (LO). En antérieur (sites 2 et 3), les piles sont toujours longues et verticales.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

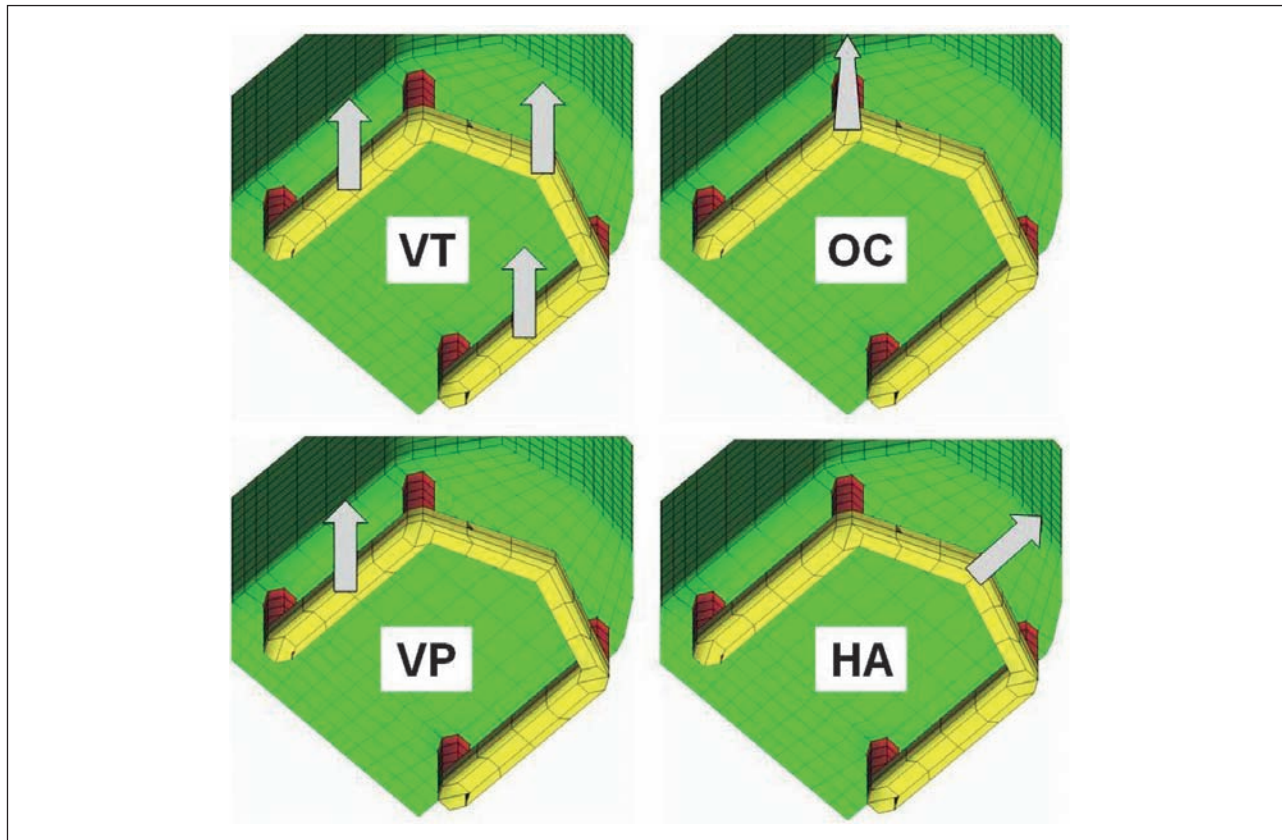


Fig. 12 / Les 3 modèles sont soumis à diverses forces de 100 N (VT : verticales en tripode, VP : verticale postérieure, OC : oblique au niveau canin, HA : horizontale antérieure).

de plages colorées. Les couleurs chaudes (rouge, orange) caractérisent les déformations les plus grandes. Le jaune et le vert se succèdent jusqu'au blanc qui correspond à des déformations négligeables. Pour information, l'échelle de contraintes (exprimée en MPa) correspondant au code couleur est affichée en légende des figures. Les contraintes maximales observées au col des piles et au niveau des alvéoles osseuses sont relevées sous forme d'histogramme. Les déplacements des piles sont également rapportés.

RÉSULTATS

Ces expérimentations étudient l'intérêt biomécanique d'implants courts ou obliques dans le cadre de restauration prothétique maxillaire supportée par 4 implants. Les implants longs verticaux en situation postérieure servent de référence (comblement de sinus).

La première expérimentation consiste à appliquer sur la poutre centralement en antérieur et bilatéralement en postérieur des charges verticales de 100 N (Fig. 13 à 16). La localisation des contraintes maximales, quelle que soit l'expérimentation, est en cervicale des piles, un peu en deçà de la surface osseuse.

Lorsque les piles postérieures sont verticales, les contraintes au sein de piles antérieures sont très supérieures (+ 98 % en moyenne) à celles des piles postérieures. En revanche, lorsque les piles postérieures sont obliques, ces valeurs sont plus homogènes (50 MPa en moyenne).

Lorsque les piles postérieures sont verticales, les contraintes osseuses sont plus importantes en antérieur (+ 94 %) qu'en postérieur (14 MPa). En revanche, lorsque les piles postérieures sont obliques, ces valeurs augmentent de 13 % en moyenne.

Par ailleurs, les piles antérieures se déplacent plus que les postérieures (+ 47 % en moyenne), et la

Application de forces verticales en tripode

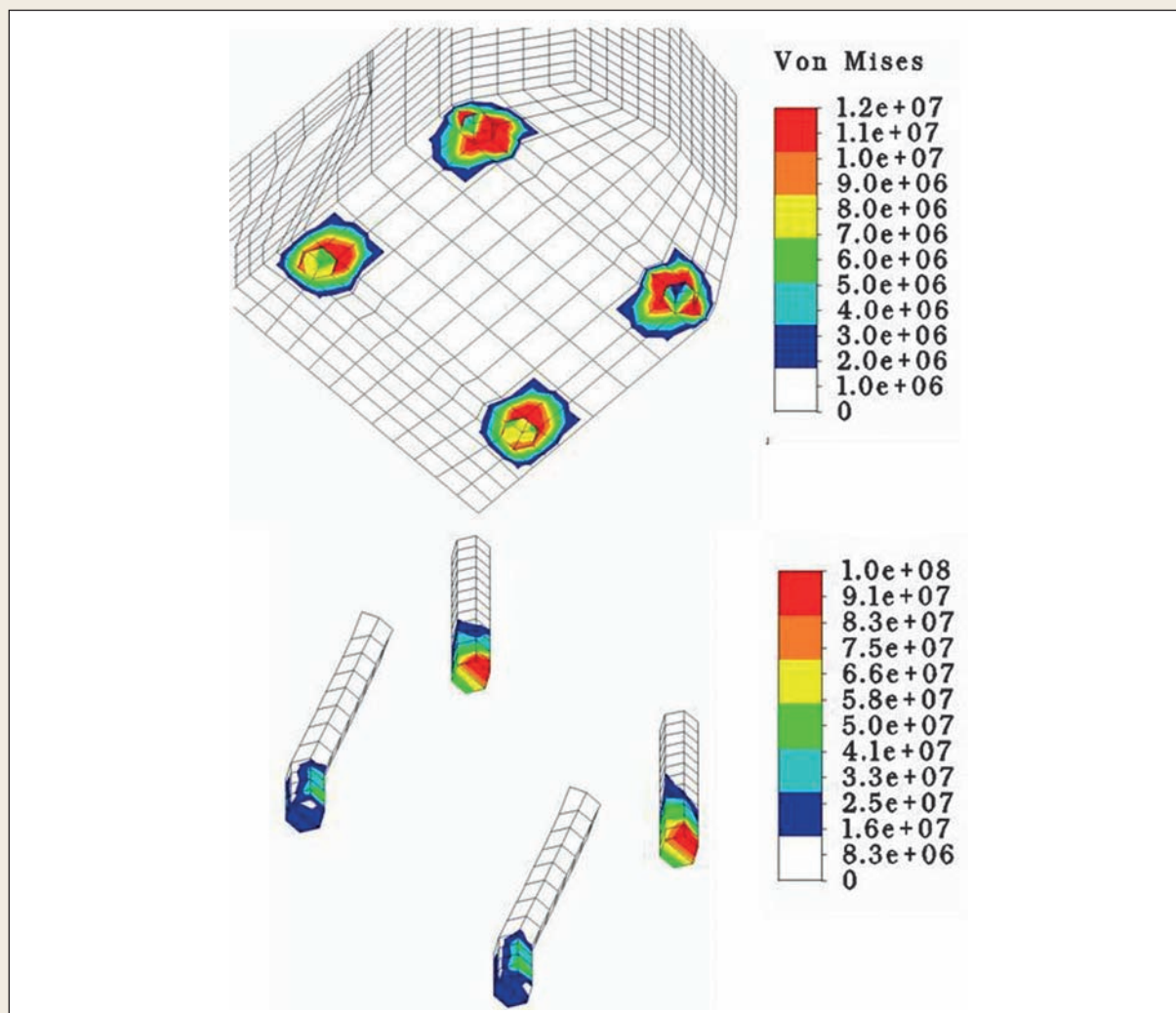


FIG. 13 / Distribution des contraintes dans les piles et les alvéoles.

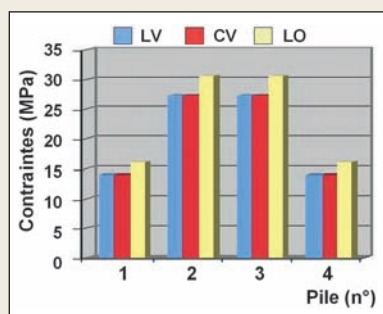


FIG. 14 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

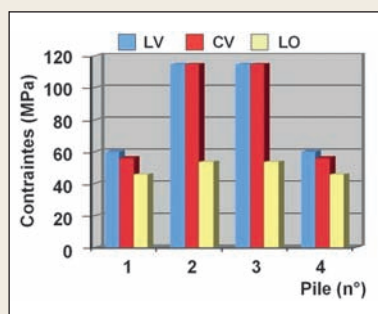


FIG. 15 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

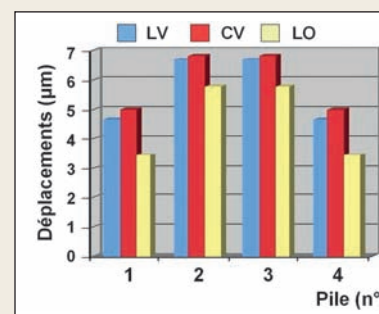


FIG. 16 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

configuration LO entraîne une diminution des déplacements de -22 % en moyenne. La pile CV se déplace légèrement plus que la LV (pile 1) tandis qu'elle est soumise à un peu moins de contraintes au sein de la pile.

Ainsi, la longueur des implants postérieurs n'est pas un facteur d'influence dominant. Les piles obliques postérieures diminuent beaucoup les contraintes antérieures et légèrement les déplacements, au prix d'une légère augmentation des contraintes osseuses. Afin de mieux isoler le rôle d'une charge verticale postérieure, l'expérience a été répétée en ne laissant qu'une charge postérieure unilatérale.

Une force axiale unilatérale postérieure de 100 N est appliquée sur la travée entre les piles 1 et 2 (Fig. 17 à 19). Les contraintes du côté de la charge sont comparables à celles précédemment décrites en postérieur. Les contraintes côté non chargées sont quasiment nulles. Les déplacements décroissent de la pile 1 à la pile 4. Les contraintes de la pile 1 CV sont très légèrement inférieures à celles de la pile LV.

Les observations précédemment décrites sont maintenues. Les contraintes et déplacements relevés en postérieur lors de l'exercice de charges en tripode viennent essentiellement de la charge la plus proche de la pile. Les forces verticales sont plus fréquentes en postérieur, mais les forces obliques sont réputées

pour être plus néfastes en termes de contraintes et de déplacements. Que se passerait-il en cas de guidage canin ou antérieur ?

Une charge oblique unilatérale mimant une fonction canine est alors appliquée aux modèles (Fig. 20 à 22). Par rapport à un maxillaire édenté, cette charge est oblique en haut et en dehors et appliquée en place de canine, c'est-à-dire au niveau de la pile 2.

Les contraintes relevées au col de la pile 2, point d'application de la force, diminuent de -32 % lorsque les piles postérieures sont obliques. Aucune différence importante n'est visible entre les 3 modèles concernant les déplacements et les contraintes osseuses.

La pile 1 CV est soumise à moins de contraintes osseuses que la LV, mais à un peu plus de contraintes au sein même de la pile. Elle se déplace toujours plus que LV.

Une force horizontale centrale antérieure mimant la propulsion est appliquée aux modèles (Fig. 23 à 25).

Les résultats montrent que lorsque les piles postérieures sont obliques, les contraintes antérieures diminuent d'environ 27 %. En revanche, la diminution de longueur des piles postérieures ne modifie pas ces valeurs.

L'inclinaison des piles postérieures augmente la valeur des contraintes osseuses mesurées. En postérieur, la configuration LO augmente les contraintes de +27,5 %

Application d'une force verticale unilatérale postérieure

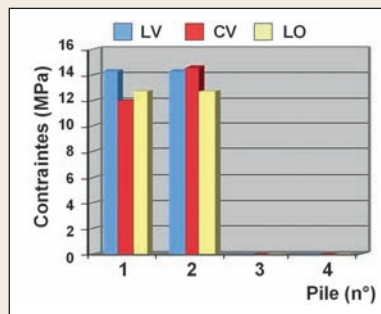


Fig. 17 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

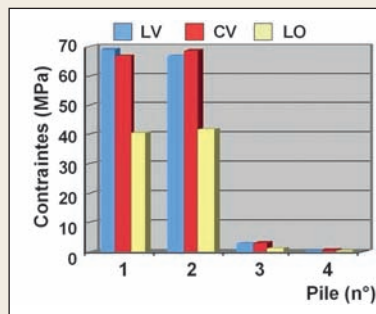


Fig. 18 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

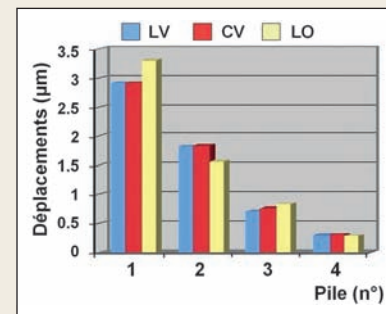


Fig. 19 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

Application d'une force oblique unilatérale

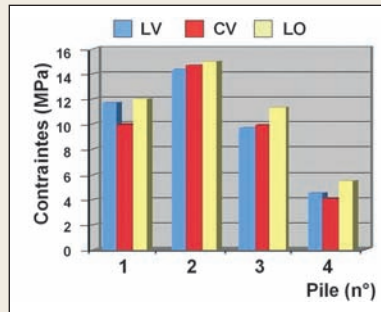


Fig. 20 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

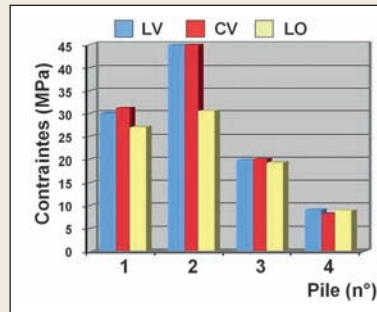


Fig. 21 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

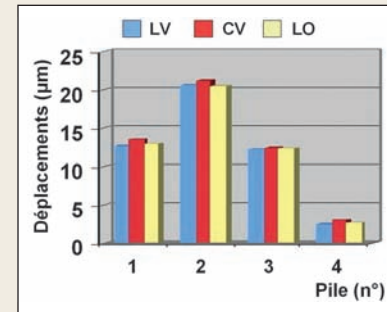


Fig. 22 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

Application d'une force horizontale antérieure

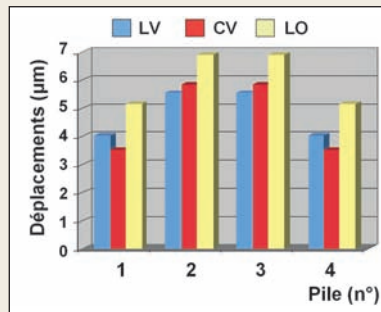


Fig. 23 / Histogramme des contraintes osseuses maximales (en MPa).

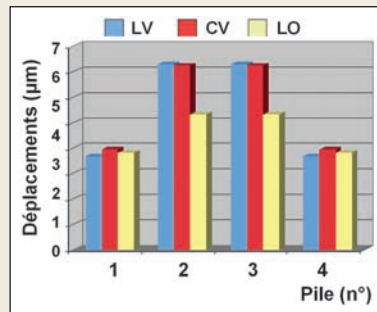


Fig. 24 / Histogramme des contraintes maximales au sein des piles (en MPa).

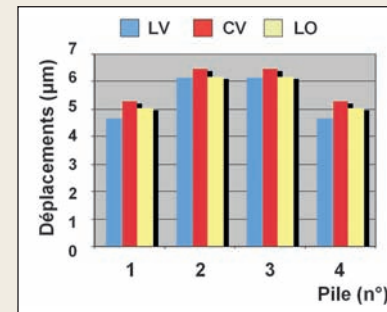


Fig. 25 / Histogramme des déplacements des piles (en µm).

LV : longs et verticaux, CV : courts et verticaux, LO : longs et obliques.

par rapport aux CV, et de + 45 % par rapport aux LV. Pour les piles antérieures, ces valeurs augmentent respectivement de + 18 % et + 24,3 %. La pile 1 CV est sujette à plus de contraintes internes, mais à moins de contraintes osseuses, et se déplace plus que la LV. Il n'y a que peu de différences en termes de déplacements et de contraintes entre les implants verticaux longs et courts. Les piles obliques diminuent nettement les contraintes au sein des piles, et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses.

DISCUSSION

Cette étude avait pour objectif de déterminer l'intérêt d'utiliser des implants courts ou inclinés pour éviter un comblement de sinus. Selon nos résultats, il semble que les contraintes et déplacements observés avec implants verticaux longs et courts soient comparables, ce qui plaide cliniquement en faveur des implants courts. Par ailleurs, les implants inclinés semblent plus intéressants pour diminuer les contraintes implantaires.

photo

Sinus et prothèse implanto-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

LIMITES DE LA MEF

La méthode des éléments finis a prouvé être un outil précis et commode lorsqu'il s'agit d'étudier le comportement mécanique des implants^[21]. Les modèles peuvent être facilement modifiés pour s'adapter à des hypothèses variées. Le programme utilisé dans cette étude a toutefois un certain nombre de limites à cause des approximations irréalistes, utilisées lors de la caractérisation des matériaux. Cette étude statique repose sur l'homogénéité, l'élasticité linéaire et l'isotropie de l'os et du titane ; elle ne tient pas compte de la fatigue des matériaux soumis à des forces répétées et aussi complexes que les forces masticatoires. De plus, cette méthode considère la liaison de l'os et de l'implant comme étant parfaite. En réalité, les forces de mastication sont dynamiques et obliques, et la liaison os/implant est tout aussi dynamique. Par conséquent, il est très difficile de reproduire tous les détails du comportement naturel. La MEF ne peut déterminer les critères acceptables de contraintes, mais permet de comparer différents modèles et de quantifier le risque relatif de chacun d'entre eux. Dans cette étude préliminaire, des piles et des poutres parallélépipédiques sont utilisées pour mimer le comportement d'implants dentaires reliés par une infrastructure prothétique métallique ; de plus amples travaux sont en cours pour améliorer la correspondance entre théorie et réalité clinique.

Dans la littérature, les contraintes au sein des composants implantaires sont associées aux fractures et dévissages, tandis que les contraintes osseuses sont cliniquement associées aux plages de résorption osseuse^[21]. Les déplacements implantaires peuvent compromettre la stabilité primaire de l'implant.

IMPLANTS COURTS

La définition de l'implant court varie en fonction des auteurs^[22-24]. Selon Renouard et Nissand, l'implant est court lorsque la partie intra-osseuse est inférieure ou égale à 8 mm^[24] et les études cliniques sont loin d'être consensuelles. Les premières associaient les implants courts à davantage d'échecs thérapeutiques^[25-28], mais les suivantes conclurent que la longueur de l'implant n'influençait pas le taux de survie^[19, 29-32].

Quatre facteurs sont suggérés pour expliquer les différences de taux de survie observés^[24, 33, 34] : la stabilité primaire de l'implant, la courbe d'apprentissage du chirurgien, l'état de surface de l'implant et la qualité de l'os. Un protocole chirurgical particulier prenant en compte la densité osseuse et utilisant des implants à surface rugueuse conduit à davantage de succès par une meilleure stabilité primaire. Pour une hauteur supérieure à 6 mm, Renouard et Nissand recommandent d'opter pour l'utilisation d'un implant court^[24].

Les études récentes sur les implants courts placés dans des sites maxillaires fortement résorbés affichent des taux de succès de 95 à 97 %^[19, 35, 36]. S'il est possible d'obtenir une stabilité primaire avec un implant court, placer un implant long présente alors moins d'intérêt. On sait, en effet, grâce à des études en éléments finis^[37-39], que l'essentiel des contraintes masticatoires est concentré au col de l'implant, qu'augmenter le diamètre de l'implant, plus que la longueur, contribue à minimiser ces contraintes ; par ailleurs, l'ancrage bicortical améliore la stabilité primaire grâce à une diminution des déplacements.

IMPLANTS INCLINÉS : LE CONCEPT ALL-ON-FOUR

Maló *et al.* ont obtenu, en 2005, un taux de succès de 97,6 % avec la mise en charge immédiate d'une prothèse supportée par 4 implants maxillaires (All-on-Four, Nobel Biocare)^[18]. Le site du pilier canin permet le placement des implants antérieurs verticaux, et les implants postérieurs sont inclinés de manière à longer la paroi inférieure du sinus et émergent au niveau de la deuxième prémolaire/première molaire. Le faible nombre d'implants autorise une plus grande liberté de placement, une meilleure passivité de l'infrastructure prothétique et une extension prothétique réduite. Selon Mattsson *et al.*, l'inclinaison mésio-distale des implants permet une meilleure stabilité primaire en raison de la longueur majorée des implants utilisés, mais entraîne la découverte de quelques spires en palatin^[40]. La position angulée du col implantaire permet un engagement plus important d'os cortical au niveau crestal^[4]. C'est cette augmentation de stabilité primaire qui permettrait d'envisager un protocole de mise en charge immédiate^[18, 41].

Plusieurs études biomécaniques par MEF ont comparé implants droits et inclinés.

Satoh *et al.* [42] ont comparé par MEF 3D 2 implants parallèles entre eux, avec des implants perpendiculaires à la courbe de Spee (inclinaisons de 10-20°). Ils ont conclu à l'intérêt de l'implant incliné, mais dans leur étude, les implants ne sont pas solidarités et les forces sont orientées dans l'axe de chaque implant. Zampelis *et al.* ont étudié, en 2007, 2 implants reliés entre eux, l'un étant droit ou incliné à 45° et soumis à une force de 50 N [43]. L'utilisation de modèles simplifiés en 2D ne leur permet pas d'appréhender une restauration totale d'arcade, ni les forces obliques latérales. En dépit des nombreuses différences de protocole, les valeurs de contraintes osseuses maximales sont comparables aux nôtres pour les implants droits soumis à une force verticale. En revanche, ils trouvent des valeurs très similaires aux précédentes pour les implants inclinés.

Cette étude mécanique préliminaire par MEF 3D montre une fois de plus que la longueur de l'implant importe peu en termes de contraintes maximales [39]. Par conséquent, un implant court peu se substituer à un implant plus long avec comblement sinusien. Par ailleurs, l'utilisation d'implants inclinés permet de diminuer les contraintes au sein des implants.

CONCLUSION

Les conclusions dérivées de cette étude mécanique préliminaire par MEF 3D sont restreintes aux hypothèses choisies pour la composition du modèle numérique et ses conditions aux limites. Ces résultats préliminaires ne peuvent être transférés à la clinique sans de plus amples analyses, preuves et essais cliniques. Toutefois, la MEF s'attache à l'aspect mécanique d'une structure biologique. Ainsi, les conclusions de cette étude doivent être considérées comme une information mécanique à l'égard des cliniciens. Compte tenu des limites de cette étude, peu de différences en termes de déplacements et de contraintes ont été observées entre les implants verticaux longs et courts. Les implants obliques diminuent nettement les contraintes implantaires, et sont parfois associées à une augmentation des contraintes osseuses. Ainsi, il semble qu'implants courts et implants incli-

nés soient des options thérapeutiques intéressantes, permettant de s'affranchir d'un comblement sinusien dans le cadre du traitement par prothèse implantoporté d'un maxillaire fortement résorbé. †

ADRESSE DES DISTRIBUTEURS

◉ **BIO-OSS®** - GEISTLICH PHARMA AG - BUSINESS UNIT BIOMATERIALS - Bahnhofstrasse 40 - 6110 Wolhusen - Suisse - Tél. : + (41) 41 492 56 30 - Fax : + (41) 41 492 56 39 - E-mail : biomaterials@geistlich.ch - www.geistlich.com

◉ **MULTIUNIT®** - ALL-ON-FOUR - NOBEL BIO-CARE - 80, avenue des Terroirs-de-France - 75607 Paris Cedex 12 - Tél. : 01 53 33 89 10 - Fax : 01 53 33 89 33 - www.nobelbiocare.com

BIBLIOGRAPHIE

1. Fortin Y, Sullivan RM, Rangert BR. The Marius implant bridge: surgical and prosthetic rehabilitation for the completely-edentulous upper jaw with moderate to severe resorption: a 5-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2002;4(2):69-77.
2. Brånemark PI, Svensson B, van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res* 1995;6(4):227-231.
3. Chanavaz M. Maxillary sinus: anatomy, physiology, surgery, and bone grafting related to implantology - Eleven years of surgical experience (1979-1990). *J Oral Implantol* 1990;16(3):199-209.
4. Davarpanah M. Manuel d'implantologie clinique : concepts protocoles et innovations récentes, 2008.
5. Schwartz-Arad D, Herzberg R, Dolev E. The prevalence of surgical complications of the sinus graft procedure and their impact on implant survival. *J Periodontol* 2004;75(4):511-516.
6. Misch CM, Misch CE, Resnik RR, Ismail YH, Appel B. Post-operative maxillary cyst associated with a maxillary sinus elevation procedure: a case report. *J Oral Implantol* 1991;17(4):432-437.
7. Lockhart R, Ceccaldi J, Bertrand JC. Postoperative maxillary cyst following sinus bone graft: report of a case. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(4):583-586.
8. Summers RB. A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. *Compendium* 1994;15(2):152, 154-156, 158 passim; quiz 162.
9. Commissionat Y, Princ G, Poulmaire F, Scortecchi G, Odin G, Berg S. Techniques non invasives d'implantation sous-sinusienne. *Act Odontol Stomatol* 2007;238:119-135.
10. Davarpanah M, Caraman M, Jakubowicz-Kohen B, Kebir-Quelin M, Szmukler-Moncler S. Prosthetic success with a maxillary immediate-loading protocol in the multiple-risk patient. *Int J Periodont Rest Dent* 2007;27(2):161-169.
11. Tulasne JF. Implant treatment of missing posterior dentition. In: Albrektsson J, Zarb GA, eds. The Brånemark osseointegrated implant. Chicago: Quintessence, 1989:103-116.
12. Balshi SF, Wolfinger GJ, Balshi TJ. Analysis of 164 titanium oxide-surface implants in completely-edentulous arches for fixed prosthesis anchorage using the pterygomaxillary region. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(6):946-952.
13. Balshi TJ, Wolfinger GJ. Management of the posterior maxilla in the compromised patient: historical, current, and future perspectives. *Periodontol* 2000 2003;33:67-81.
14. Valeron JF, Valeron PF. Long-term results in placement of screw-type implants in the pterygomaxillary-pyramidal region. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22(2):195-200.
15. Brånemark PI *et al.* Zygoma fixture in the management of advanced atrophy of the maxilla: technique and long-term results. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg* 2004;38(2):70-85.

photo

Sinus et prothèse implanta-portée. Étude préliminaire par la MEF 3D - A. NAVEAU, A. BOUTON, E. HAUCHARD, H.-P. NAVEAU, M. BARQUINS, L. PIERRISNARD

16. Aparicio C, Perales P, Rangert B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2001;3(1):39-49.

17. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindstrom H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(3):405-414.

18. Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System implants for completely-edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl 1):S88-94.

19. Renouard F, Nisand D. Short implants in the severely- resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl 1):S104-110.

20. Renouard F. Implants courts versus greffes osseuses sous sinusiennes: étude clinique retrospective. *J Parodont Imp Oral* 2006;25(4):281-287.

21. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2006;9(4):257-270.

22. Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJ, Kuiper C, Raghoobar GM. Implantology and the severely-resorbed edentulous mandible. *Crit Rev Oral Biol Med* 2004;15(4):240-248.

23. Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21(2):275-282.

24. Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Implants Res* 2006;17(Suppl 2):35-51.

25. Bahat O. Treatment planning and placement of implants in the posterior maxillae: report of 732 consecutive Nobelpharma implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(2):151-161.

26. Jemt T, Lekholm U. Implant treatment in edentulous maxillae: a 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(3):303-311.

27. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res* 1992;3(3):104-111.

28. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Brånemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol* 1991;62(1):2-4.

29. Testori T, Wiseman L, Woolfe S, Porter SS. A prospective multicenter clinical study of the Osseotite implant: four-year interim report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(2):193-200.

30. Deporter D, Pilliar RM, Todescan R, Watson P, Pharoah M. Managing the posterior mandible of partially edentulous patients with short, porous-surfaced dental implants: early data from a clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(5):653-658.

31. Friberg B, Grondahl K, Lekholm U, Brånemark PI. Long-term follow-up of severely-atrophic edentulous mandibles reconstructed with short Brånemark implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2(4):184-189.

32. Tawil G, Younan R. Clinical evaluation of short, machined-surface implants followed for 12 to 92 months. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18(6):894-901.

33. Romeo E, Ghisolfi M, Rozza R, Chiapasco M, Lops D. Short (8 mm) dental implants in the rehabilitation of partial and complete edentulism: a 3- to 14-year longitudinal study. *Int J Prosthodont* 2006;19(6):586-592.

34. Anitua E, Orive G, Aguirre JJ, Andia I. Five-year clinical evaluation of short dental implants placed in posterior areas: a retrospective study. *J Periodontol* 2008;79(1):42-48.

35. Maló P, de Araujo Nobre M, Rangert B. Short implants placed one-stage in maxillae and mandibles: a retrospective clinical study with 1 to 9 years of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res* 2007;9(1):15-21.

36. Fugazzotto PA, Beagle JR, Ganeles J, Jaffin R, Vlassis J, Kumar A. Success and failure rates of 9 mm or shorter implants in the replacement of missing maxillary molars when restored with individual crowns:

preliminary results 0 to 84 months in function. A retrospective study. *J Periodontol* 2004;75(2):327-332.

37. Iplikcioglu H, Akca K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent* 2002;30(1):41-46.

38. Georgiopoulos B, Kalioras K, Provatidis C, Manda M, Koidis P. The effects of implant length and diameter prior to and after osseointegration: a 2-D finite element analysis. *J Oral Implantol* 2007;33(5):243-256.

39. Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, Barquins M. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5(4):254-262.

40. Mattsson T, Kondell PA, Gynther GW, Fredholm U, Bolin A. Implant treatment without bone grafting in severely- resorbed edentulous maxillae. *J Oral Maxillofac Surg* 1999;57(3):281-287.

41. Calandriello R, Tomatis M. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla *via* immediate/early function and tilted implants: a prospective 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl.1):S1-12.

42. Satoh T, Maeda Y, Komiyama Y. Biomechanical rationale for intentionally-inclined implants in the posterior mandible using 3D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(4):533-539.

43. Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2007;97(6 Suppl):S35-43.

Adrien Naveau

AHU
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris
71, quai d'Orsay
75007 Paris

Antoine Bouton

Attaché
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris

Erwan Hauchard

DCD
Paris

Henri-Pierre Naveau

DCD
Paris

Michel Barquins

Directeur de Recherche
CNRS-ESPCI, Paris

Laurent Pierrisnard

PU-PH
Département de prothèse conjointe
Faculté de chirurgie dentaire de l'Université Paris-Descartes
Hôpital Bretonneau, Paris

Référencement bibliographique

Cet article peut être recherché ou cité sous la référence suivante :
Naveau A, Bouton A, Hauchard E, Naveau H.-P., Barquins M, Pierrisnard L. Sinus et prothèse implanta-portée : étude préliminaire par la MEF 3D. *Implant* 2009;15:??-?.