IMPLANT TSX™

Conçu pour améliorer la stabilité primaire et la santé péri-implantaire

Auteure
Elnaz Ajami, MSc, PhD

ZimVie

Auteure

Elnaz Ajami, MSc, PhD

Master – Ingénierie clinique, Université de Liverpool, Royaume-Uni

Doctorat – Science et ingénierie des biomatériaux, Université de Londres, Royaume-Uni

Table des matières

Introduction 1-2

Conception TSX pour la stabilité primaire 3

Méthodes de test de stabilité primaire TSX **4**
Protocole de mise en place complète : couple d'insertion et mesures ISQ 4
Protocole de mise en place apicale : mesures du couple d'insertion 5
Protocole de mise en place complète : mesures initiales du contact os-implant 6-7
Protocole de mise en place apicale : mesures initiales du contact os-implant 8

Résultats du test de stabilité primaire TSX **9**
Protocole de mise en place complète : données du couple d'insertion 9-11
Protocole de mise en place complète : données ISQ 12
Protocole de mise en place complète : données IBIC 13-14
Protocole de mise en place apicale : données du couple d'insertion 15-16
Protocole de mise en place apicale : données IBIC 17- 18

Profil du couple d'insertion **19**

Résumé : conception TSX pour la stabilité primaire **20**

La nouvelle conception TSX pour la santé péri-implantaire 21

Platform Switching **21-22**
Stabilité de la connexion **22-23**
Résistance de la connexion **24-25**
Surface coronaire **25-27**

Méthodes et résultats du test d'adhérence bactérienne TSX **27**
Test d'adhérence bactérienne – comparaison de l'alliage titane CP4/titane 28
Méthodes de test pour la comparaison titane CP4/alliage de titane 28
Discussion et résultats du test de comparaison titane CP4/alliage de titane 29-31
Conclusion de la comparaison titane CP4/alliage de titane 32
Test d'adhérence bactérienne – étude comparative concurrentielle 32
Méthodes du test comparatif concurrentiel 32-34
Discussion et résultats du test comparatif concurrentiel 34-36
Conclusion du test comparatif concurrentiel 36

Synthèse : conception TSX pour la santé péri-implantaire **37**

Conclusion 38

Références 39-40

La nouvelle conception de l'implant TSX de Zimvie est due à deux raisons principales : l'augmentation de la prévalence de la péri-implantite et la demande de protocoles immédiats.

Lors de la conception de l'implant TSX, l'objectif principal était de créer un profil de spire agressif doté de crêtes de spires plus larges qui coupent plus profondément dans la paroi de l'ostéotomie par rapport aux implants Tapered Screw-vent® (TSV®) traditionnels. Cela a entraîné une augmentation de l'engagement initial de l'implant dans l'os environnant et une stabilité primaire élevée, ainsi qu'une amélioration de la stabilité apicale suite à la mise en place immédiate dans les alvéoles après extraction[1]. Ce faisant, il a été garanti que les spires n'étaient pas trop agressives. Des spires trop agressives peuvent aboutir à un implant autoporteur ayant une tendance à se décaler hors de l'axe lors de sa mise en place dans l'ostéotomie, ce qui entraîne un risque de mise en place de l'implant à un emplacement trop près des parois buccales ou linguales.

Lors de la conception de la région coronaire de l'implant TSX, le platform switching a été intégré[2-14] et une connexion hexagonale interne par friction a été choisie pour garantir la stabilité implant-pilier[15-20] ainsi que pour préserver les niveaux d'os crestal et assurer la santé des tissus péri-implantaires à long terme. En outre, une surface hybride contemporaine dotée de preuves cliniques à long terme a été choisie *(Figure 1)*.

La surface coronaire de l'implant a été texturée avec une technologie de double mordançage à l'acide (c.-à-d. Osseotite®) ; une surface dont le succès clinique a été prouvé depuis plus de 20 ans[21-27]. Cette surface offre un meilleur potentiel ostéoconducteur pour le maintien de l'os crestal par rapport à un col usiné traditionnel [28-31] tout en minimisant l'adhérence bactérienne au niveau des surfaces usinées[32-34], réduisant ainsi l'un des facteurs de risque associés à la péri-implantite[35].

En outre, dans le cas peu probable d'une exposition et d'une contamination de surface, les surfaces frontales peu rugueuses peuvent être nettoyées plus facilement que les topographies de surface plus rugueuses. Enfin, en ce qui concerne le texturage de la région sous-coronaire, la surface sablée de l'ancien implant TSV (c.-à-d. MTX™), qui a également démontré son succès clinique pendant plus de 20 ans[36, 37], est utilisée.

Fig. 1

Implant TSX avec surface hybride contemporaine.

L'**implant TSX** intègre plusieurs éléments de conception dotés d'un long historique d'utilisation clinique établie par les implants Screw-vent® et TSV. Les origines de ces caractéristiques de conception et la compréhension de leur justification clinique et des preuves fournissent un contexte historique à l'évolution de l'implant TSX.

En 1991, le Ministère des Anciens Combattants des États-Unis a lancé une étude prospective multicentrique afin de déterminer l'influence de la conception de l'implant et de son emplacement dans l'os sur la réussite à long terme de l'implant.

Un implant à corps droit (Screw-Vent), introduit pour la première fois en 1986 avec une spire de type cpTi Branemark, était l'un des quatre modèles d'implant sélectionnés pour l'étude. Cette étude portant sur plus de 800 patients, pour un total de 2 795 implants, a été menée avec plus de 80 chercheurs de deux écoles dentaires et 30 centres de soins pour anciens combattants[38].

Sur la base des résultats de l'étude, la conception, le matériau, la surface et le protocole chirurgical de l'implant Screw-Vent ont été améliorés, conduisant à l'arrivée de l'implant TSV afin de mieux répondre aux différentes exigences des os durs et mous. Plusieurs de ces caractéristiques de conception de l'implant TSV ont aujourd'hui été intégrées à l'implant TSX : un corps conique, un filetage multi-spires, la connexion hexagonale interne par friction originale, des protocoles de forage d'os mou et dur et une nouvelle conception de surface hybride avec un col peu rugueux et une rugosité plus élevée du corps de l'implant.

Plusieurs éléments de conception ont été intégrés à la conception de l'**implant TSX** pour faciliter les protocoles immédiats, la préservation de l'os crestal et la santé péri-implantaire.

Conception TSX pour la stabilité primaire

Le nouvel implant TSX présente des caractéristiques de conception uniques visant à améliorer la stabilité primaire de l'implant en augmentant la surface de l'implant en contact initial avec l'os et en offrant une augmentation progressive du couple à mesure que l'implant est inséré. Cela permet d'obtenir une stabilité élevée et un couple d'insertion suffisant, renforçant ainsi la sensation tactile de stabilité pendant la mise en place tout en ne générant pas de valeurs de couple d'insertion excessives[1].

L'implant TSX présente une conception conique contemporaine dotée de profondeurs de spires qui évoluent progressivement, augmentant ainsi le cône apical au niveau du diamètre mineur *(ligne jaune Figure 2)* par rapport au diamètre majeur *(ligne rouge Figure 2)* de l'implant par rapport au TSV. Pour la région apicale d'un implant de 4,7 x 13 mm, le cône du TSX est mesuré à 6° par rapport aux 5° du TSV. La profondeur de spire apicale du TSX est mesurée à 0,64 mm par rapport à 0,35 mm pour le TSV *(Figure 2)*. Les implants TSX sont agressifs, mais la macrogéométrie autotaraudeuse de l'implant TSX ne dérive pas lors de la mise en place et suit la forme de l'ostéotomie forée. Ils sont conçus pour rester en place pendant l'assise, ce qui facilite la prévisibilité de la mise en place[1].

Les spires agressives de nouvelle conception pénètrent profondément dans l'os, ce qui, en association avec le retrait de la chambre apicale présente dans l'implant TSV, augmente la surface de l'implant en contact avec l'os au moment de la mise en place de l'implant (c.-à-d. IBIC), permettant ainsi d'augmenter la stabilité de l'implant apical[1]. De plus, la nouvelle conception assure une stabilité primaire élevée de l'implant dans les alvéoles après extraction et dans les sites dotés de formes irrégulières. L'implant est disponible dans une large gamme de diamètres, y compris 3,1 mm et 5,4 mm, et des protocoles de forage d'os mou et dur, avec l'ajout d'un protocole d'extraction, et peut donc être placé dans tous les types d'os et dans n'importe quel emplacement alvéolaire[1]. L'implant TSX peut être placé au niveau de l'os ou légèrement en dessous de la crête osseuse en fonction de la situation clinique et des préférences[1]. Le nouveau modèle de spire de l'implant TSX est passé de la triple spire du TSV à la double spire afin de s'adapter à l'espace nécessaire à une conception de spire agressive sans demander de valeurs de couple extrêmement élevées[1].

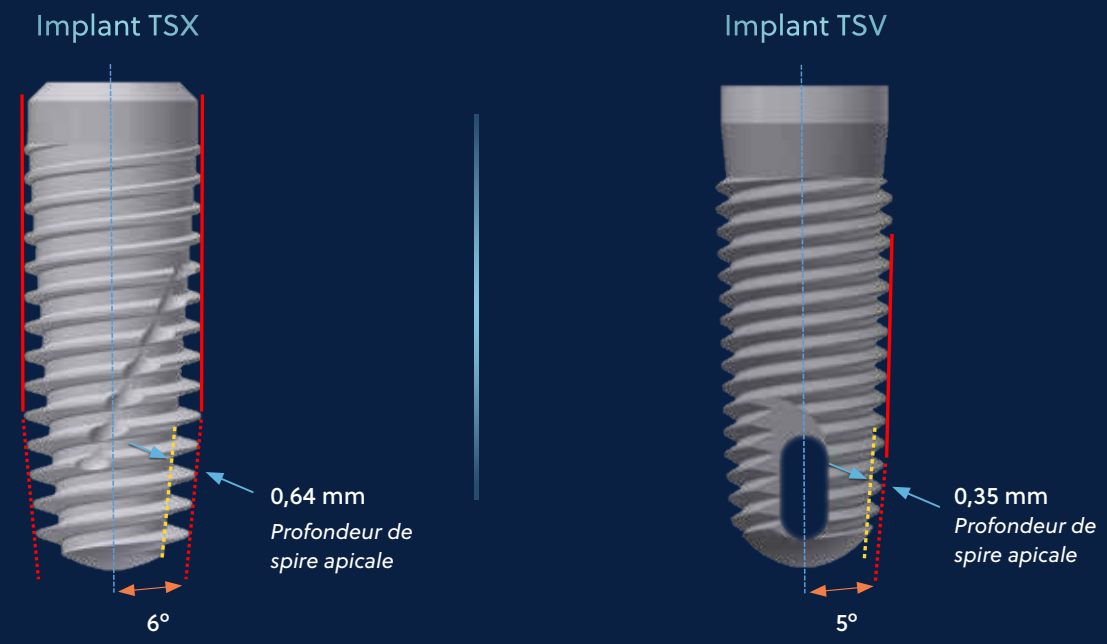


Fig. 2 *Modèle CAO du TSX 4,7 x 13 mm (gauche) et du TSV 4,7 x 13 mm (droite). Les lignes jaunes indiquent le cône de diamètre mineur et les lignes rouges le cône de diamètre majeur. Les flèches bleues indiquent la profondeur des spires.*

Méthodes de test de stabilité primaire TSX

La stabilité primaire de l'implant TSX par rapport au système d'implant TSV traditionnel a été évaluée à l'aide du couple d'insertion et des mesures ISQ, ainsi que du contact os-implant lors de la mise en place (IBIC) dans l'os dur et mou, conformément aux protocoles complet, apical et d'extraction décrits ci-dessous.

Protocole de mise en place complète : couple d'insertion et mesures ISQ

Pour les tests réalisés dans une ostéotomie traditionnelle, une bande de bloc simulant de l'os 50/30 (os artificiel) a été utilisée afin de représenter une structure osseuse dense. Une perceuse à colonne a été utilisée pour toutes les étapes de forage afin de garantir une ostéotomie précise. Les ostéotomies ont été créées à l'aide du protocole de forage d'os dense en fonction du diamètre et de la longueur choisis, comme illustré à la *(Figure 3)*. Aucun taraud pour os n'a été utilisé, ce qui constitue le scénario le plus défavorable pour la mise en place en os dense.

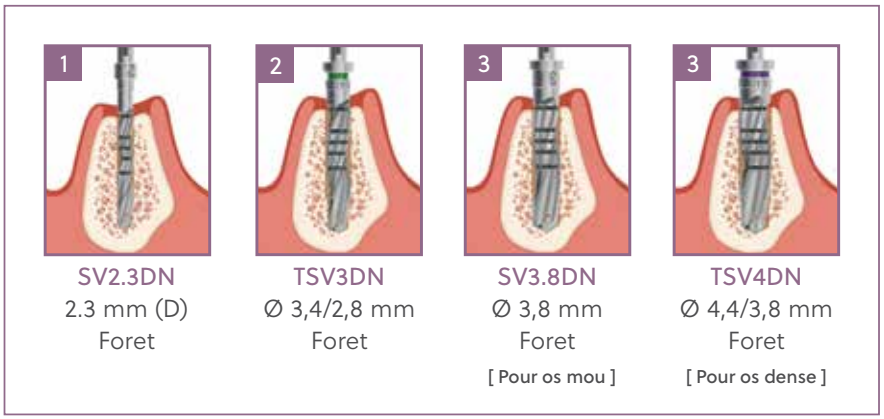


Fig. 3 *Protocole de forage standard pour TSX et TSV d'un diamètre de 4,7 mm.*

Le protocole de forage en os mou a été suivi pour la mise en place des implants TSX dans de l'os mou avec une bande de bloc simulant de l'os (os artificiel) 40/20 représentant une structure d'os mou. Lors de la création de l'ostéotomie, le protocole de forage en os mou *(Figure 3)* a été utilisé du côté poreux (20 PCF).

Pour les mesures ISQ dans de l'os dense, les SmartPeg respectifs ont été serrés à la main sur l'implant à l'aide d'une fixation pour SmartPeg. L'électrode Osstell a été placée perpendiculairement à l'implant en quatre points espacés d'environ 90° *(Figure 4, flèches vertes)*. Les valeurs ISQ ont été enregistrées aux quatre points.

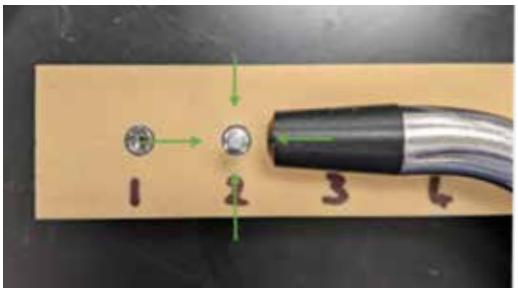


Fig 4

Mesure ISQ à l'aide du dispositif Osstell. *Les flèches vertes indiquent la direction de l'électrode à quatre points espacés d'environ 90° autour du SmartPeg connecté à l'implant.*

Protocole de mise en place apicale : mesures du couple d'insertion

Le protocole de mise en place apicale est utilisé pour imiter la position des implants dans des alvéoles après extraction dans le scénario le plus défavorable dans lequel seule la partie apicale de 4 mm de l'implant s'engage dans l'os, alors que la partie coronaire et la majorité de la partie médiane de l'implant ne sont pas en contact avec la paroi osseuse *(Figure 5)*. Pour ce protocole, une bande de bloc osseux (os artificiel) 50/30 a été utilisée, représentant une structure osseuse dense, bien que le contact de l'implant apical soit principalement ou entièrement survenu dans de l'os artificiel de 30 PCF simulant une densité moyenne à tendre. Une perceuse à colonne a été utilisée pour toutes les étapes de forage afin de garantir une ostéotomie précise. Les ostéotomies ont été réalisées à l'aide des dispositifs EZT28D24G (foret étagé de 2,8 mm/2,4 mm), TSV3.4DN (foret étagé de 3,4 mm/2,8 mm), TSV3.8DN (foret étagé de 3,8 mm/3,4 mm), TSV4DN (foret étagé de 4,4 mm/3,8 mm), TSV5.1DN (foret étagé de 5,1 mm/4,4 mm) ou TSV6DN (foret étagé de 5,7 mm/5,1 mm) jusqu'à la profondeur maximale à différentes longueurs de 8, 10, 11,5, 13 et 16 mm pour la mise en place d'implants TSX et TSV de 3,1, 3,7, 4,1, 4,7, 5,4 ou 6,0 mm de diamètre. Enfin, un foret de diamètre supérieur au diamètre du foret précédent a été utilisé pour ouvrir l'ostéotomie coronaire et centrale afin de permettre l'engagement avec l'os uniquement pour la partie apicale de 4 mm restante de l'implant lors de sa mise en place *(Figure 5)*.

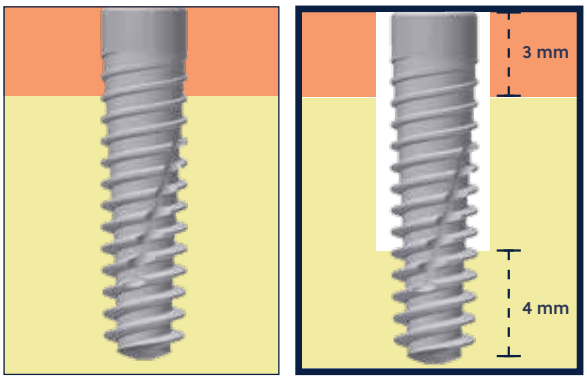


Fig. 5

Illustration de la vue « engagement complet » vs. « apical uniquement » de l'implant dans l'os. Les 3 mm supérieurs de couleur orange correspondent à la plaque corticale simulée par un bloc osseux de 50 PCF. Dans l'engagement apical illustré à droite, seuls les 4 mm inférieurs de l'implant sont engagés avec le bloc osseux de PCF 30 moyen à tendre, tandis que sur l'image de gauche (insertion complète), l'ensemble de l'implant s'engage avec l'os de coronal à apical.

Le protocole d'extraction de mise en place apicale reproduit les scénarios d'ostéotomies sous-dimensionnées pour les alvéoles après extraction. Pour ce protocole, le même protocole a été suivi que pour la mise en place apicale ci-dessus, à l'exception du fait que les ostéotomies ont été créées à l'aide des dispositifs SV2.3DN (foret hélicoïdal de 2,3 mm), SV2.3DN (foret hélicoïdal de 2,3 mm), SV2.8DN (foret hélicoïdal de 2,8 mm) et SV3.4DN (foret hélicoïdal de 3,4 mm) pour la mise en place d'implants TSX de 3,1, 3,7, 4,1 ou 4,7 mm de diamètre, respectivement, à pleine profondeur et longueurs variables. Les ostéotomies pour les implants TSV ont été créées à l'aide des mêmes forets que ceux utilisés pour le protocole de mise en place apicale susmentionné, car les implants TSV ne sont pas indiqués pour les ostéotomies sous-dimensionnées. Pour les implants TSX et TSV de 5,4 mm et 6,0 mm de diamètre, le protocole d'extraction a suivi la même séquence de forage que ci-dessus (par exemple, TSV5.1DN (foret étagé de 5,1 mm/4,4 mm) ou TSV6DN (foret étagé de 5,7 mm/5,1 mm)), respectivement, afin d'éviter des valeurs de couple de mise en place extrêmement élevées supérieures à 100 N.cm ne pouvant pas être mesurées et évaluées à l'aide d'une clé à cliquet dynamométrique comme la ZTIRW. Ainsi, le protocole d'extraction de mise en place apicale pour les implants TSX et TSV de 5,4 mm et 6,0 mm est identique.

Pour mesurer le couple d'insertion apicale, la bande osseuse a été fixée à un montage *(Figure 6a)*, en veillant à ce qu'elle soit correctement serrée et que le trou utilisé soit centré dans le montage. Le tournevis pour implant a ensuite été fixé à l'implant avec une clé manuelle *(Figure 6b)*. L'implant a ensuite été introduit dans la bande osseuse jusqu'à ce qu'il soit installé en position crestale. La valeur de couple maximale a été enregistrée.

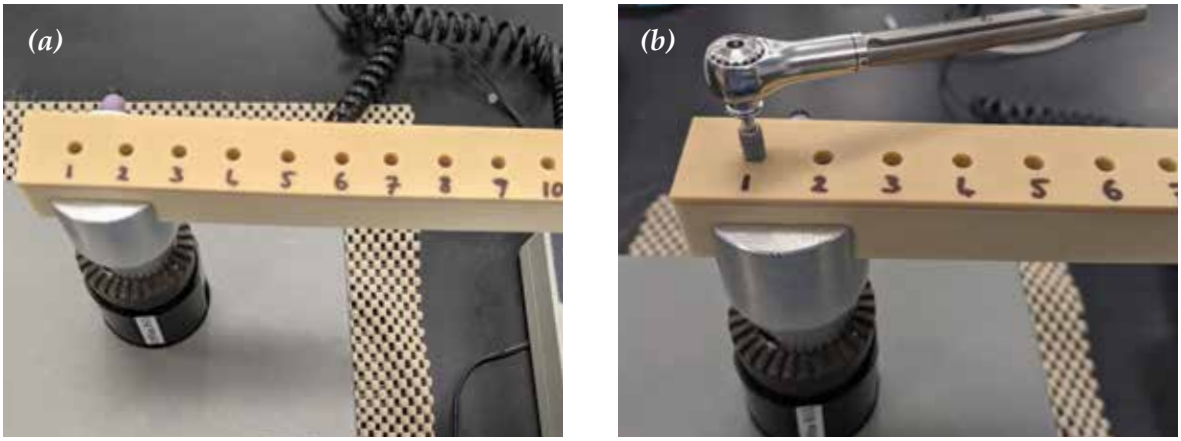


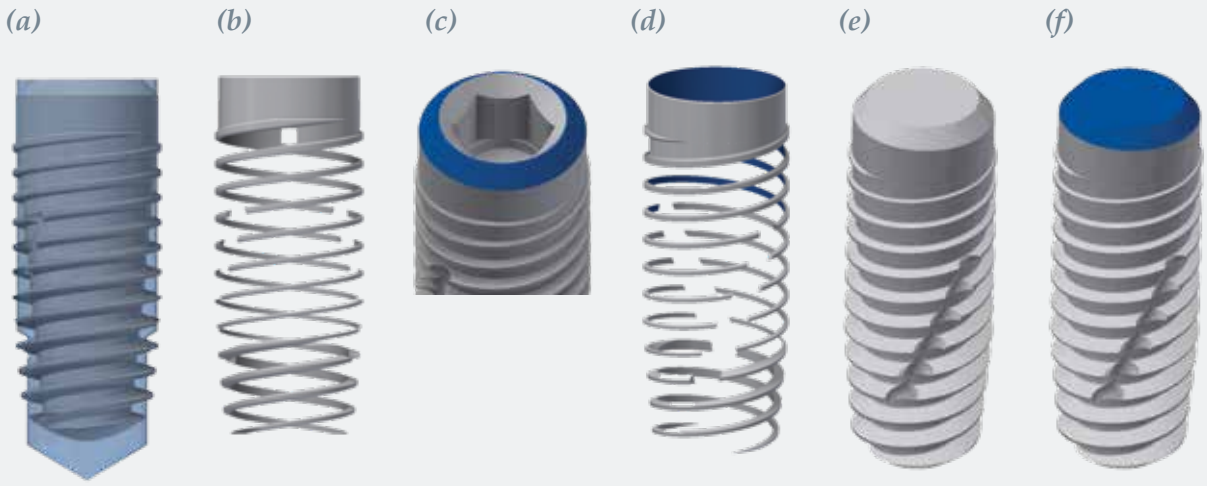
Fig. 6 *(a) Bande osseuse dans le montage de couple.* *(b) Mise en place de l'implant dans une bande osseuse.*

Protocole de mise en place complète : mesures initiales du contact os-implant

Les mesures traditionnelles du pourcentage de contact os-implant impliquent un examen quantitatif des coupes histologiques transversales. Dans cette approche, une représentation informatique tridimensionnelle de l'implant et de l'ostéotomie a été utilisée pour calculer le pourcentage de l'IBIC (contact os-implant initial lors de la mise en place).

Pour les mesures de surface, le logiciel de modélisation CAO (Autodesk Inventor 2022) a été utilisé pour recueillir le contact de surface représentatif entre l'implant et l'os environnant lors de la mise en place initiale de l'implant, dans des conditions d'engagement complet et apical. Pour les mesures, des modèles d'implants ont été importés dans Inventor et un modèle de l'ostéotomie a été créé en utilisant les dimensions du foret final du protocole de forage respectif de chaque implant. Pour tous les modèles, l'ostéotomie (pointe du foret) a été positionnée à 1,25 mm au-delà de l'apex de l'implant, l'implant étant placé au niveau de l'os.

Pour les mesures de mise en place complètes, le modèle d'implant a été placé dans le modèle d'ostéotomie au niveau de l'os *(Figure 7a)*. Les deux solides ont été combinés afin de faire apparaître la zone de l'implant en contact avec l'os environnant *(Figure 7b)*. La mesure de la surface a calculé la surface interne et externe de l'implant en contact avec l'os environnant. Ensuite, les surfaces de l'implant qui ne sont pas en contact avec l'os environnant ont été calculées. Ces zones comprennent la plate-forme et le col de l'implant *(Figure 7c)* et la surface de la partie interne de l'implant *(Figure 7d*). Les surfaces de l'implant qui ne sont pas en contact avec l'os ont ensuite été soustraites de la mesure de surface initiale afin de déterminer la surface de l'implant en contact avec l'os. Pour normaliser la surface de l'implant en contact avec l'os, la surface du modèle d'implant en tant que solide a été mesurée *(Figure 7e)*. Ensuite, les surfaces de la face supérieure et du biseau ont été calculées *(Figure 7f)* et soustraites de la mesure de l'implant solide afin d'obtenir la surface totale de l'implant disponible pour entrer en contact avec l'os. Le pourcentage de contact os-implant lors de la mise en place initiale a été calculé en divisant la surface externe de l'implant en contact avec l'os par la surface totale de l'implant disponible capable d'entrer en contact avec l'os et en multipliant le résultat par 100.

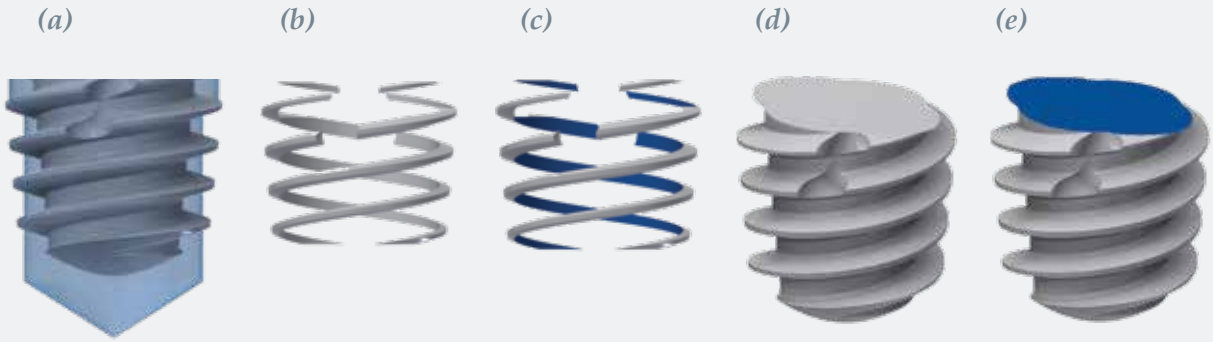


Étapes de la mesure IBIC dans le protocole de mise en place complète à l'aide du logiciel de modélisation CAO.

Fig. 7 *(a) Implant dans l'ostéotomie. (b) Surface de l'implant en contact avec l'os. (c) Surfaces de l'implant n'étant pas en contact avec l'os. (d) Surface de la partie interne de l'implant. (e) Surface de l'implant sous forme de modèle volumique. (f) Surface de la surface supérieure et du biseau.*

Protocole de mise en place apicale : mesures initiales du contact os-implant

Pour les mesures de mise en place apicale, la même méthode que celle décrite ci-dessus a été suivie, à l'exception du fait que, une fois le modèle d'implant placé dans le modèle d'ostéotomie au niveau de l'os, les deux solides ont été combinés et les 5,25 mm inférieurs du modèle correspondant ont été utilisés pour l'analyse, donnant 4 mm de l'implant disponible au contact avec l'os pour l'engagement apical *(Figures 8a, 8b, 8c, 8d, 8e)*.



Étapes de la mesure IBIC dans le protocole de mise en place apicale à l'aide du logiciel de modélisation CAO.

Fig. 8 *(a) Apex de l'implant dans l'ostéotomie. (b) Surface de l'apex de l'implant en contact avec l'os. (c) Surface de la partie interne de l'implant. (d) Surface de l'implant sous forme de modèle volumique. (e) Surface de la surface supérieure et du biseau.*

Résultats du test de stabilité primaire TSX

Cette section comprend un résumé de tous les résultats de test obtenus pour le couple d'insertion, l'ISQ et l'IBIC à l'aide de différents protocoles de mise en place :**(1) mise en place complète dans de l'os dense, (2) mise en place apicale dans de l'os dense, (3) mise en place apicale à l'aide de protocoles d'extraction dans de l'os dense et (4) mise en place complète dans de l'os mou.**

Protocole de mise en place complète : données du couple d'insertion

Le couple d'insertion maximal moyen des implants TSX est inférieur ou égal à celui des implants TSV de différents diamètres, lorsque la moyenne est calculée sur toutes les longueurs d'implants testées *(Figure 9)*. Cela est conforme à l'objectif de réduire les valeurs de couple d'insertion à moins de 100 N.cm et d'obtenir une stabilité primaire similaire via une augmentation de l'IBIC[1].

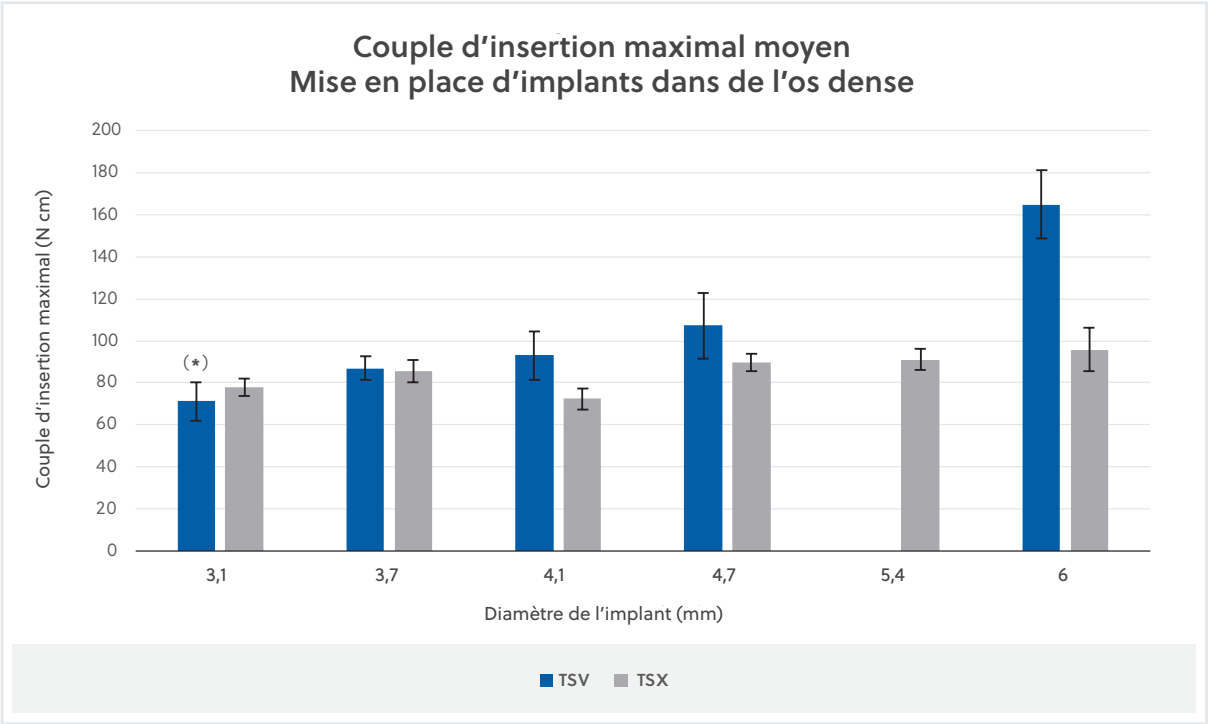


Fig. 9 *Données de couple d'insertion maximal mesurées pour les implants TSV et TSX mis en place en suivant le protocole de mise en place complète dans de l'os dense dont le diamètre varie de 3,1 mm à 6 mm à des longueurs variables de 8,0 mm à 16 mm. La moyenne des données de différentes longueurs d'implants a été calculée pour un diamètre donné. REMARQUE : le diamètre de 5,4 mm n'existe pas dans la gamme d'implants TSV.*

(*) Il n'existe pas d'implant TSV de 3,1 mm, les données proviennent de l'implant Eztetic de 3,1 mm.

Pour examiner plus en détail les données de couple d'insertion sur différentes longueurs d'implants pour un diamètre donné, le diamètre d'implant de 4,7 mm de différentes longueurs de 8, 10, 11,5, 13 et 16 mm a été choisi.

Les données de couple d'insertion maximum pour le TSX étaient inférieures à celles du TSV, bien qu'elles soient toujours dans une plage modérée à élevée, sauf pour l'implant de 8 mm où aucune différence n'a été observée *(Figure 10)*.

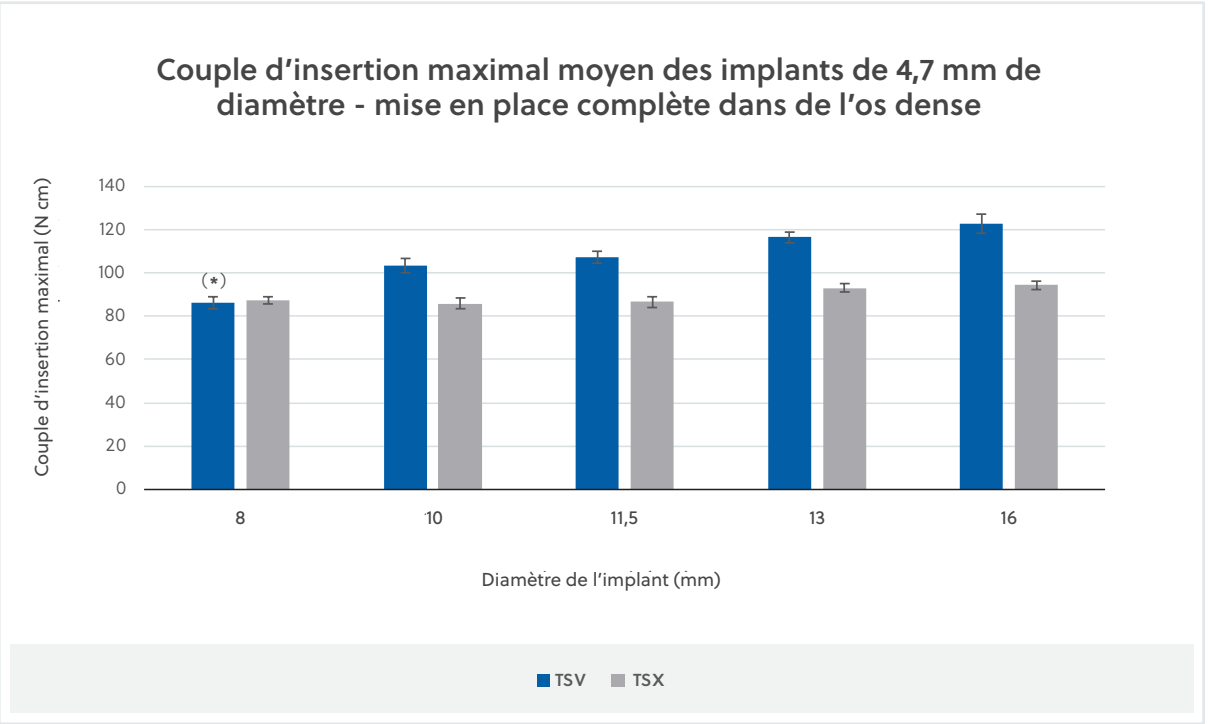


Fig. 10 *Données de couple d'insertion maximal mesurées pour les implants TSV et TSX de 4,7 mm de diamètre mis en place en suivant le protocole de mise en place complète dans de l'os dense à des longueurs variables de 8,0 mm à 16 mm.*

(*) Il n'existe pas de TSV de 3,1 mm, les données proviennent de l'implant Eztetic de 3,1 mm.

Le couple d'insertion maximal moyen des implants TSX a été comparé lorsqu'ils ont été mis en place en suivant le protocole de mise en place complète dans les os denses et mous *(Figure 11)*. Bien que le couple d'insertion maximal moyen dans l'os dense soit globalement supérieur à celui pour l'os mou, le couple d'insertion maximal moyen du protocole de mise en place complète dans de l'os mou pour tous les diamètres était toujours supérieur à 35 N.cm.

La différence entre les données du protocole de mise en place complète dans de l'os dense et mou était minime pour les implants de 5,4 et 6 mm, et les valeurs étaient en effet proches de 80 N.cm lorsqu'ils étaient mis en place dans de l'os mou, ce qui suggère que ces diamètres d'implant peuvent être particulièrement adaptés à la mise en place dans l'os mou du maxillaire postérieur[1].

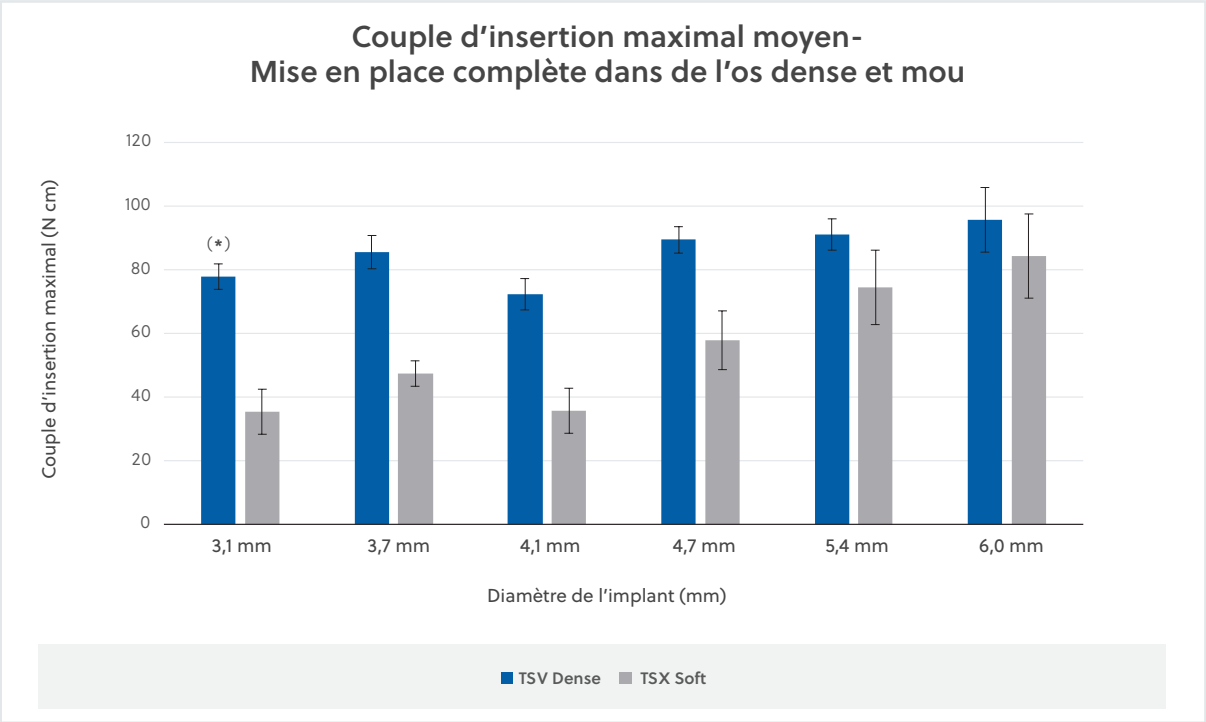


Fig. 11 *Données de couple d'insertion maximal mesurées pour les implants TSX mis en place en suivant le protocole de mise en place complète dans de l'os dense et mou dont le diamètre varie de 3,1 mm à 6 mm à des longueurs variables de 8,0 mm à 16 mm. La moyenne des données de différentes longueurs d'implants a été calculée pour un diamètre donné.*

(*) Il n'existe pas de TSV de 3,1 mm, les données proviennent de l'implant Eztetic de 3,1 mm.

Protocole de mise en place complète : données ISQ

L'ISQ moyen pour les implants TSX mis en place en suivant le protocole d'insertion complète dans de l'os dense était ≥ 74 sur tous les diamètres testés, lorsque la moyenne est calculée sur toutes les longueurs testées *(Figure 12)*.

Il n'y avait pas de différence significative entre l'ISQ des implants TSV et TSX et les données indiquent une stabilité élevée de tous les implants testés.

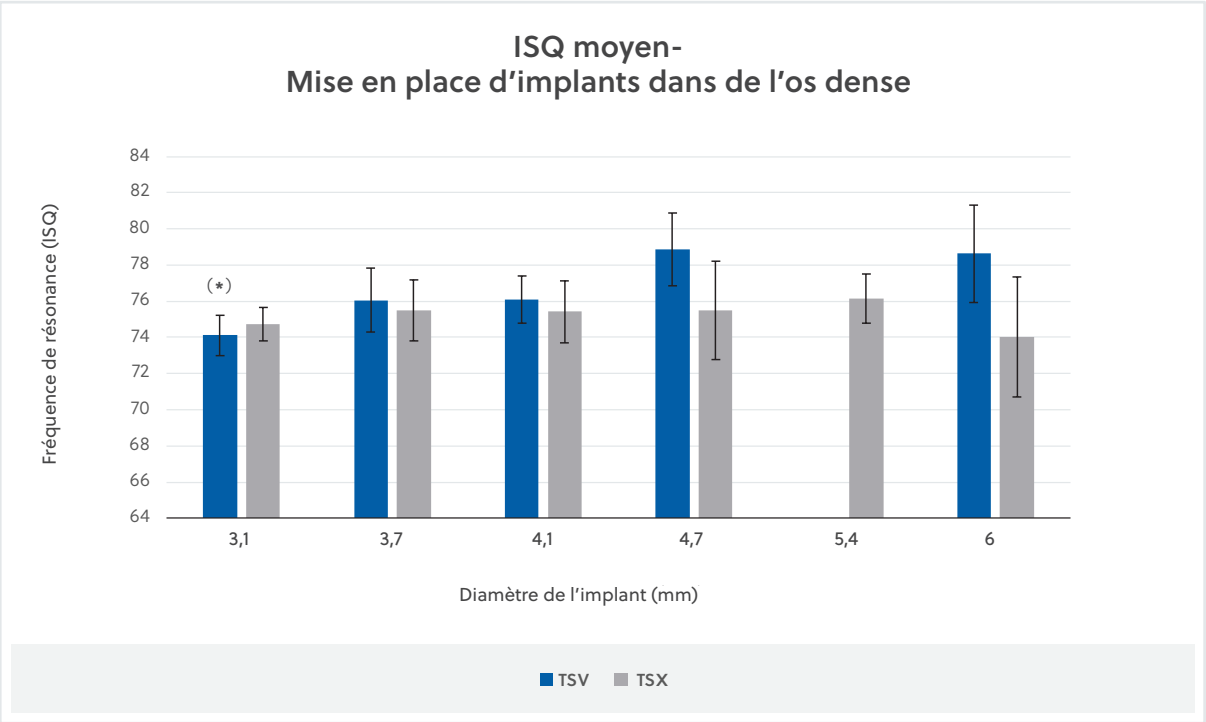


Fig. 12 *Données ISQ mesurées pour les implants TSV et TSX mis en place en suivant le protocole de mise en place complète dans de l'os dense dont le diamètre varie de 3,1 mm à 6 mm à des longueurs variables de 8,0 mm à 16 mm. La moyenne des données de différentes longueurs d'implants a été calculée pour un diamètre donné.* ***REMARQUE :*** *le diamètre de 5,4 mm n'existe pas dans la gamme d'implants TSV.*

(*) Il n'existe pas de TSV de 3,1 mm, les données proviennent de l'implant Eztetic de 3,1 mm.

Pour examiner les valeurs ISQ à différentes longueurs d'implants, des implants de 4,7 mm de diamètre ont été choisis et les données ISQ moyennes ont été mesurées pour différentes longueurs d'implants avec le diamètre donné. Bien que l'ISQ moyen soit plus faible pour les implants TSX que pour les TSV pour toutes les longueurs testées, les valeurs mesurées étaient toutes supérieures à 70 *(Figure 13)*, ce qui indique une stabilité élevée de tous les implants testés.

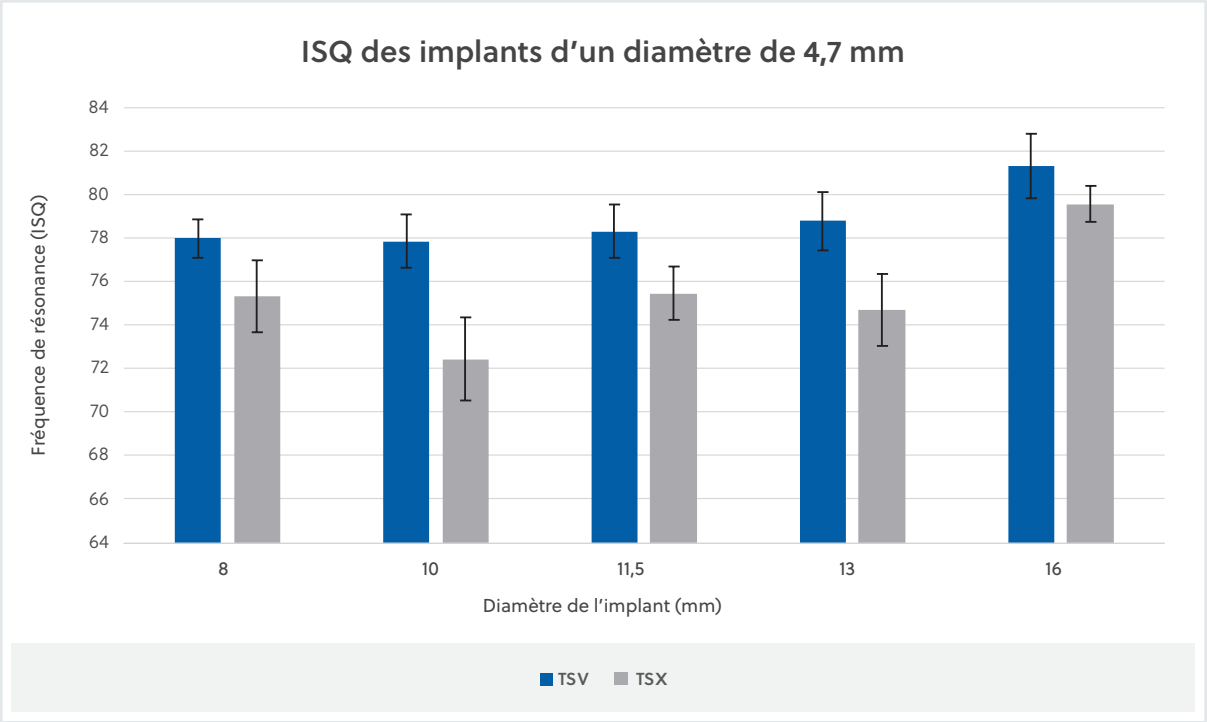


Fig. 13 *Données ISQ mesurées pour les implants TSV et TSX de 4,7 mm de diamètre mis en place en suivant le protocole de mise en place complète dans de l'os dense à des longueurs variables de 8 mm à 16 mm.*

Protocole de mise en place complète : données IBIC

Les données IBIC ont été analysées à l'aide de diagrammes à surfaces pour présenter la distribution des données des diamètres et longueurs des implants. Les diagrammes ont été tracés en incluant la médiane. La valeur médiane marque le point médian des données et est indiquée par la ligne qui divise la case en deux parties. La moitié des données est supérieure ou égale à cette valeur et la moitié est inférieure. Les valeurs aberrantes ont été exclues. La case du milieu représente les 50 % intermédiaires des valeurs des données (interquartile), qui s'étendent d'un quartile inférieur à un quartile supérieur. Soixante-quinze pour cent des valeurs des données se situent sous le quartile supérieur et vingt-cinq pour cent sous le quartile inférieur. Les lignes supérieure et inférieure représentent des scores en dehors des 50 % intermédiaires.

Une comparaison du pourcentage IBIC de TSV et de TSX sous engagement complet sur différents diamètres pour une longueur donnée *(figures 14a et c)* indique un pourcentage médian IBIC globalement supérieur pour le TSX par rapport au TSV, à l'exception de la longueur de 8 mm. En outre, plus de 75 % des pourcentages IBIC mesurés pour le TSX sont supérieurs à 30 %, alors que pour les TSV de 11,5, 13 et 16 mm de longueur, la médiane est <= 30 %. Pour la longueur de 8 mm, même si la médiane est légèrement inférieure pour le TSX par rapport au TSV, un pourcentage IBIC plus élevé est mesuré pour certains diamètres, comme le montre la ligne supérieure.

Le pourcentage IBIC sous engagement complet sur différentes longueurs pour un diamètre donné *(figures 14b et 14d)* indique également un pourcentage médian IBIC globalement supérieur pour le TSX par rapport au TSV, à l'exception du diamètre de 3,1 mm. En outre, 100 % des pourcentages IBIC mesurés pour le TSX sont supérieurs à 30 %, quels que soient le diamètre et la longueur (sauf pour 6 mm). Cependant, la variation est plus importante pour le TSV et les pourcentages IBIC sont inférieurs à 30 % pour les diamètres de 4,1, 4,7 et 6 mm.

Fig. 14c

Longueur de l'implant (mm)	TSV Pourcentage IBIC médian	TSX Pourcentage IBIC médian
8	43,8	40,6
10	34,7	36,4
11,5	30,2	34,6
13	27,1	34,5
16	24,1	34,6

Fig. 14a

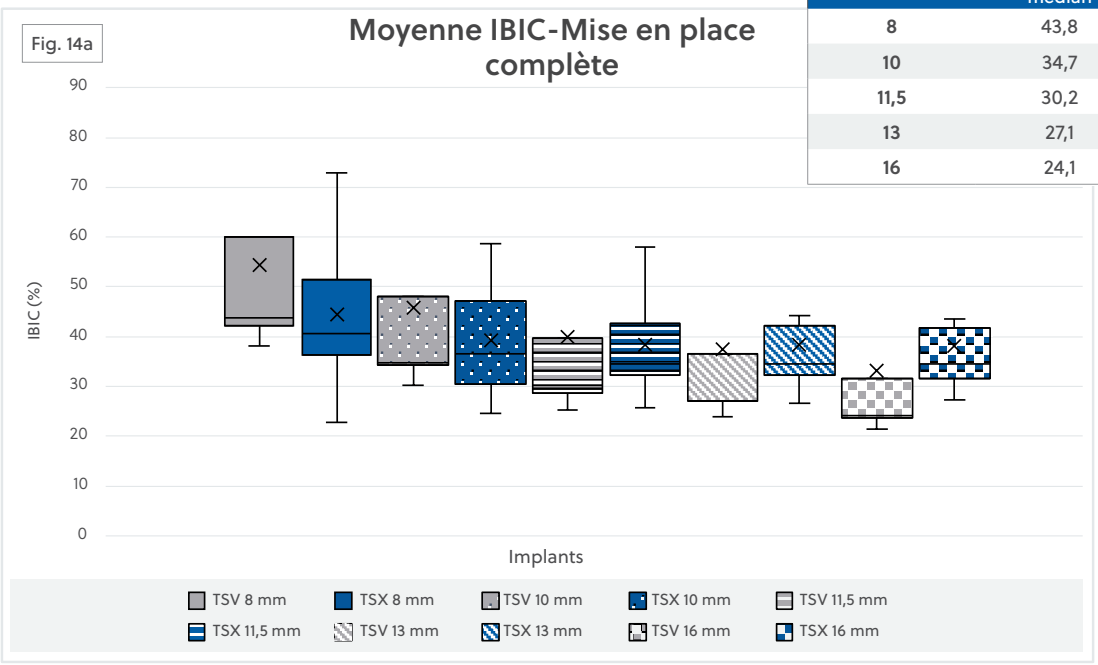


Fig. 14d

Diamètre de l'implant (mm)	TSV Pourcentage IBIC médian	TSX Pourcentage IBIC médian
3,1	76,2	58
3,7	39,7	44,6
4,1	30,2	36,4
4,7	28,6	32,8
5,4	-	32
6,0	25,2	25,8

Fig. 14b

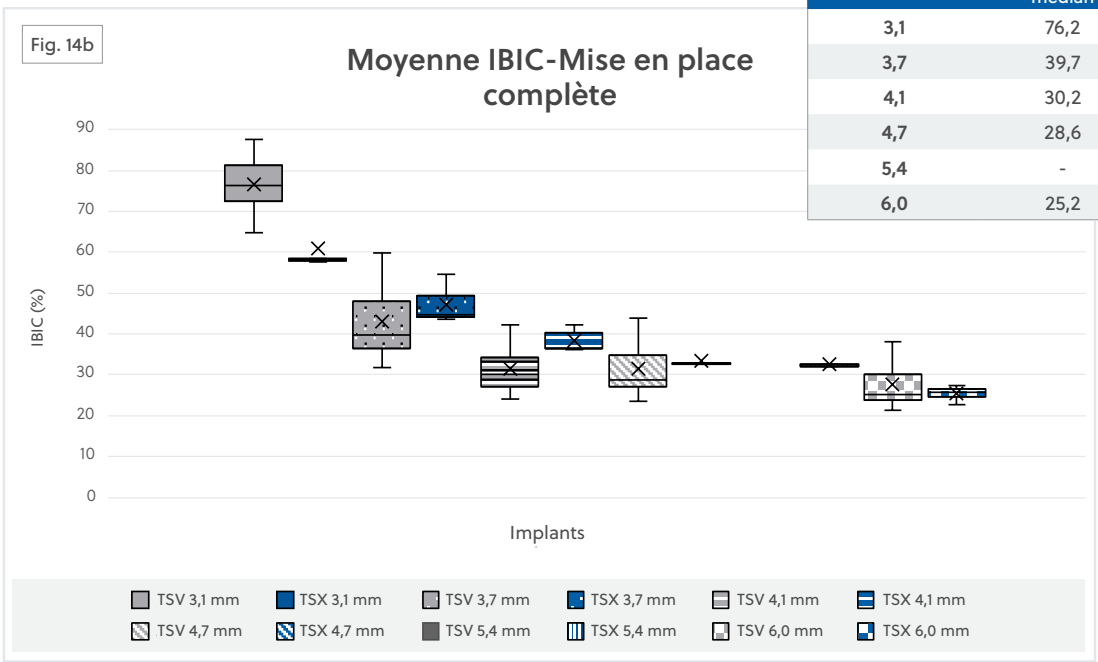


Fig. 14 *Données IBIC (pourcentages) mesurées pour les implants TSV et TSX mis en place en suivant le protocole de mise en place complète dans de l'os dense dont le diamètre varie de 3,1 mm à 6 mm à des longueurs variables de 8,0 mm à 16 mm. (a) Les moyennes des données des différents diamètres d'implants ont été calculées pour une longueur donnée. (b) Les moyennes des données des différentes longueurs d'implants ont été calculées pour un diamètre donné.* ***REMARQUE :*** *le diamètre de 5,4 mm n'existe pas dans la gamme d'implants TSV. Les tableaux dans (c) et (d) montrent un pourcentage IBIC médian des implants TSV et TSX en mise en place complète sur différentes longueurs et différents diamètres, respectivement.* ***REMARQUE :*** *la moitié du pourcentage IBIC mesuré est supérieure et la moitié est inférieure aux valeurs médianes.*

Protocole de mise en place apicale : données du couple d'insertion

Le couple d'insertion maximal moyen des implants TSX lorsque le protocole de mise en place apicale est suivi est supérieur à celui des implants TSV de différents diamètres pour toutes les longueurs d'implants testées *(Figure 15)*. Cela confirme que les améliorations apportées à la conception de l'implant TSX ont entraîné des améliorations significatives de la stabilité apicale des implants, ce qui en fait un meilleur candidat pour la mise en place dans des alvéoles après extraction[1].

Les valeurs de couple d'insertion sont davantage augmentées lorsque le protocole d'extraction apicale est suivi (c'est-à-dire, l'ostéotomie sous-dimensionnée de la mise en place apicale).

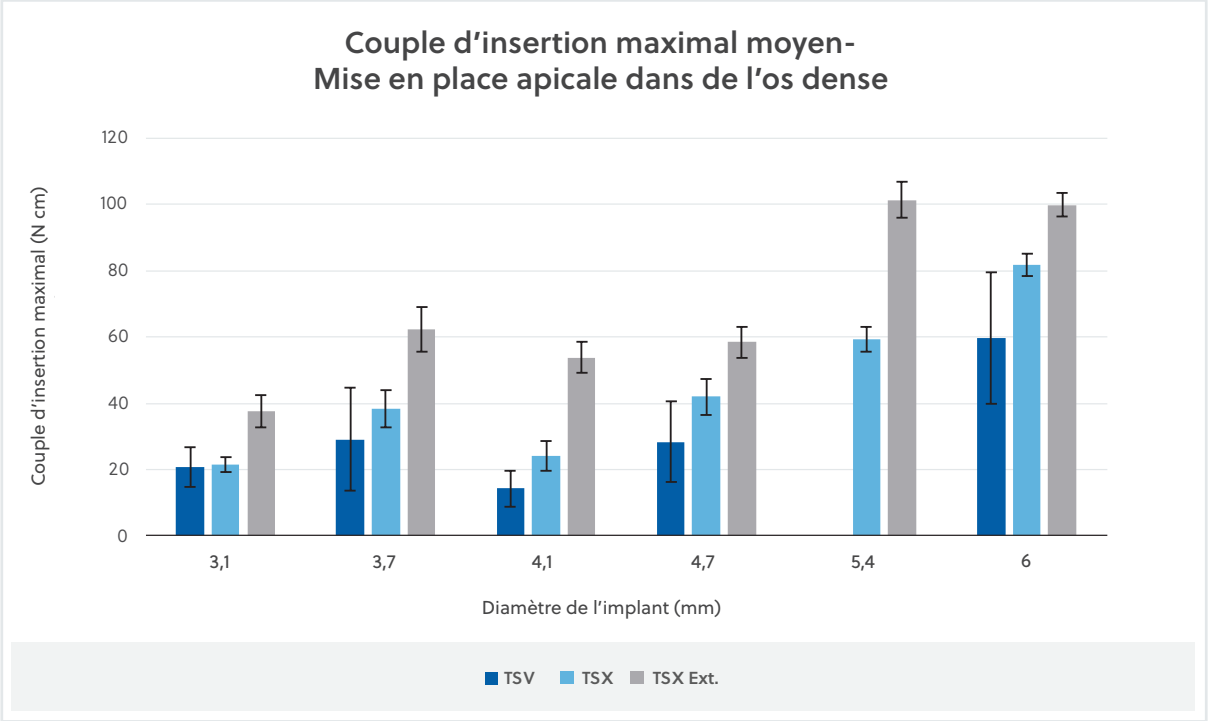


Fig. 15 *Données de couple d'insertion maximal mesurées pour les implants TSV et TSX mis en place en suivant le protocole de mise en place apicale dans de l'os dense dont le diamètre varie de 3,1 mm à 6,0 mm à des longueurs variables de 8 mm à 16 mm. Les données de couple d'insertion maximal des implants TSX (intitulées TSX Ext.) mis en place en suivant le protocole d'extraction apicale sont également présentées. La moyenne des données de différentes longueurs d'implants a été calculée pour un diamètre donné.*
REMARQUE : le diamètre de 5,4 mm n'existe pas dans la gamme d'implants TSV.

Pour examiner plus en détail les données de couple d'insertion apicale sur différentes longueurs d'implants pour un diamètre donné, le diamètre d'implant de 4,7 mm de différentes longueurs de 8, 10, 11,5, 13 et 16 mm a été choisi *(Figure 16)*. Les données de couple d'insertion maximal pour les implants TSX étaient considérablement supérieures à celles du TSV, sauf pour la longueur de 8 mm où aucune différence n'a été observée. Les valeurs de couple sont davantage augmentées lorsque le protocole d'extraction apicale est suivi (c'est-à-dire, l'ostéotomie sous-dimensionnée de la mise en place apicale) sur toutes les longueurs testées.

Ces résultats indiquent à nouveau que les améliorations apportées à la conception de l'implant TSX ont entraîné des améliorations significatives de la stabilité apicale des implants par rapport aux TSV.

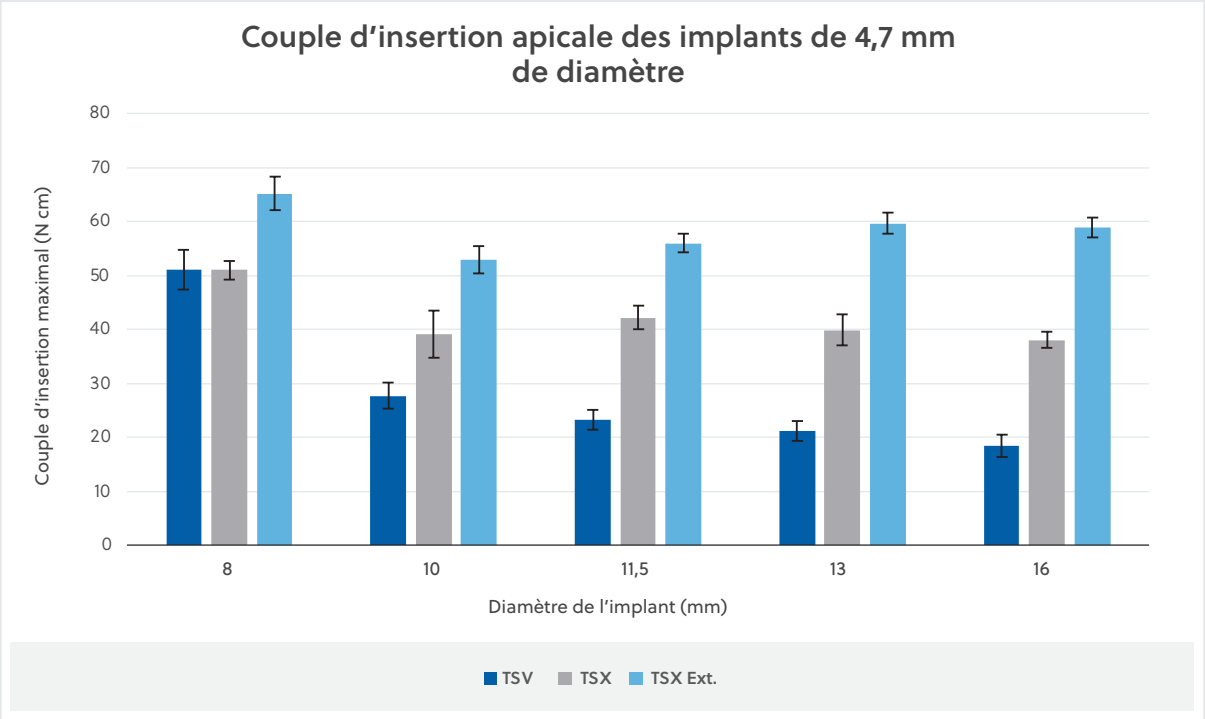


Fig. 16 *Données de couple d'insertion maximal mesurées pour les implants TSV et TSX de 4,7 mm de diamètre mis en place en suivant le protocole de mise en place apicale dans de l'os dense et à des longueurs variables allant de 8 mm à 16 mm. Les données de couple d'insertion maximal des implants TSX mis en place en suivant le protocole d'extraction apicale (marquées TSX Ext.) sont également présentées.*

Protocole de mise en place apicale : données IBIC

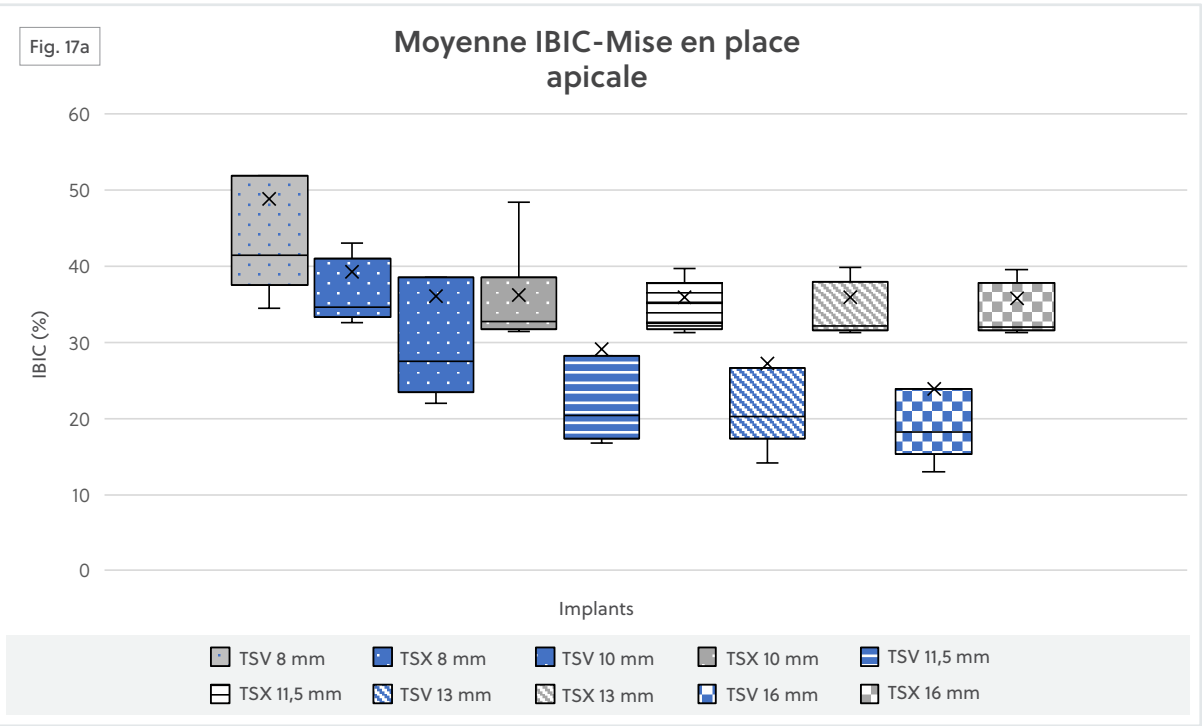
Les figures 17a et 17c présentent une comparaison du pourcentage IBIC du TSV et du TSX avec engagement apical sur différents diamètres pour une longueur donnée. Ils indiquent un pourcentage IBIC médian global plus élevé pour le TSX par rapport au TSV, à l'exception de la longueur 8 mm.

Ces différences sont plus perceptibles que celles mesurées pour une mise en place complète *(c'est-à-dire, Figure 14)*. 100 % des valeurs de pourcentage IBIC mesurées pour le TSX sont supérieures à 30 %, quels que soient le diamètre et la longueur de l'implant, alors que pour les TSV de 11,5, 13 et 16 mm de longueur, toutes sont inférieures à 30 %.

Longueur de l'implant (mm)	TSV Pourcentage IBIC médian	TSX Pourcentage IBIC médian
8	41,4	34,6
10	27,5	32,7
11,5	20,3	32,1
13	20,2	32
16	18,1	32

Fig. 17c

Fig. 17a



Une comparaison du pourcentage IBIC des implants TSV et TSX avec engagement apical sur différentes longueurs pour un diamètre donné est fournie dans les figures 17b et 17d.

Les figures 17b et 17d confirment également un pourcentage IBIC considérablement plus élevé pour les TSX par rapport aux TSV, à l'exception du diamètre 3,1 mm. Comme dans la Figure 17a, 100 % des valeurs de pourcentage IBIC pour les TSX sont supérieures à 30 %, quels que soient le diamètre et la longueur de l'implant. Toutefois, la variation est plus importante pour les TSV, certaines valeurs de pourcentage IBIC étant inférieures à 20 % pour les diamètres 4,1, 4,7 et 6 mm.

Diamètre de l'implant (mm)	TSV Pourcentage IBIC médian	TSX Pourcentage IBIC médian
3,1	62,5	48,4
3,7	28,2	40,2
4,1	16,7	32,4
4,7	20,3	31,6
5,4	–	31,3
6,0	17,2	31,7

Fig. 17d

Fig. 17b

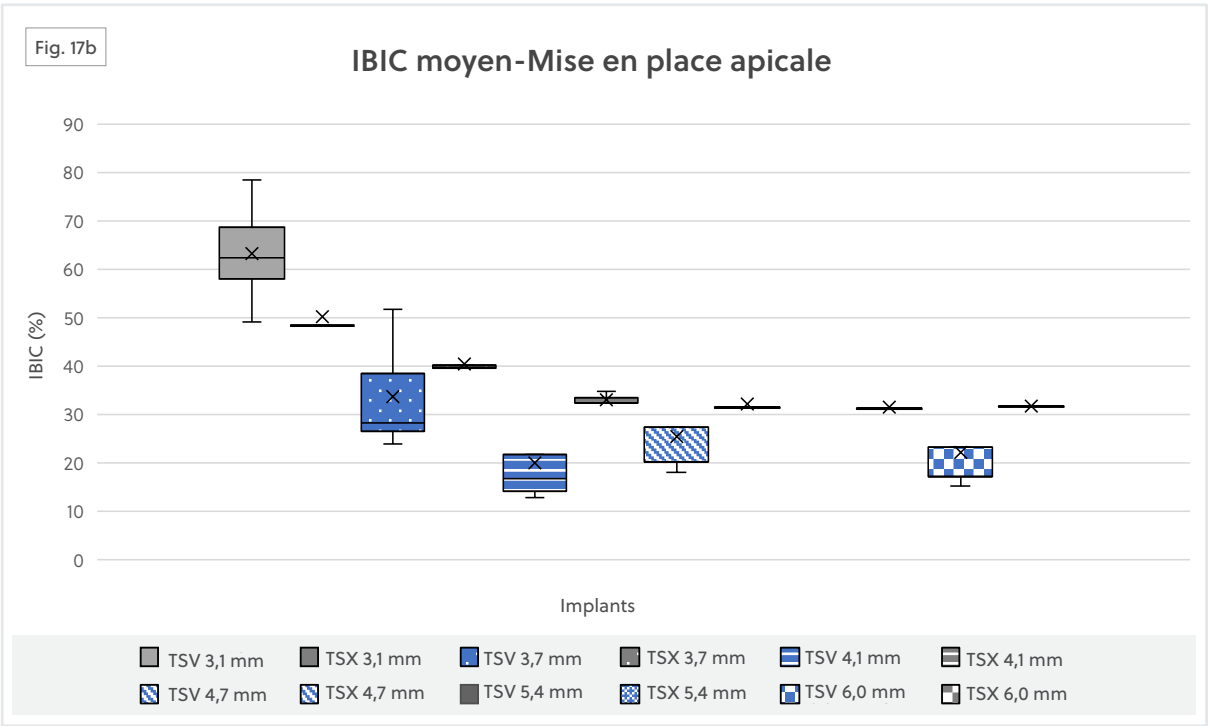


Fig. 17 *Données IBIC (pourcentages) mesurées pour les implants TSV et TSX mis en place en suivant le protocole de mise en place apicale dans de l'os dense dont le diamètre varie de 3,1 mm à 6,0 mm à des longueurs variables de 8 mm à 16 mm. (a) La moyenne des données de différents diamètres d'implants a été calculée pour une longueur donnée. (b) La moyenne des données de différentes longueurs d'implants a été calculée pour un diamètre donné. REMARQUE : le diamètre 5,4 mm n'existe pas dans la gamme d'implants TSV. Les tableaux dans (c) et (d) montrent un pourcentage IBIC médian des implants TSV et TSX en mise en place apicale sur différentes longueurs et différents diamètres, respectivement. REMARQUE : la moitié du pourcentage IBIC mesuré est supérieure et la moitié est inférieure aux valeurs médianes.*

Profil du couple d'insertion

Comme indiqué dans les données de couple d'insertion ci-dessus, des valeurs de couple d'insertion extrêmement élevées d'environ 160 N.cm peuvent être obtenues en suivant certains protocoles de grand diamètre avec des implants TSV. Cependant, la nouvelle conception de l'implant TSX a permis de maintenir les valeurs de couple d'insertion maximal en dessous d'un seuil de 100 N.cm lorsqu'il est mis en place en suivant les protocoles d'insertion complète et apicale tout en offrant une excellente stabilité primaire grâce à l'augmentation de l'IBIC. Les profils de couple des deux systèmes dans des conditions de mise en place complète et apicale ont été examinés, et des différences notables ont été observées *(Figure 18)*.

Le profil de couple d'insertion de l'implant TSV montre une augmentation linéaire lorsque l'implant s'engage dans l'os et atteint une valeur de crête lorsque le col est complètement en place ; cependant, le profil du couple d'insertion de l'implant TSX augmente de manière linéaire au début et reste stable jusqu'à ce qu'il atteigne finalement une valeur de crête une fois l'implant complètement en place. Les profils de couple des implants TSV et TSX sont similaires lorsque le protocole de mise en place apicale est suivi.

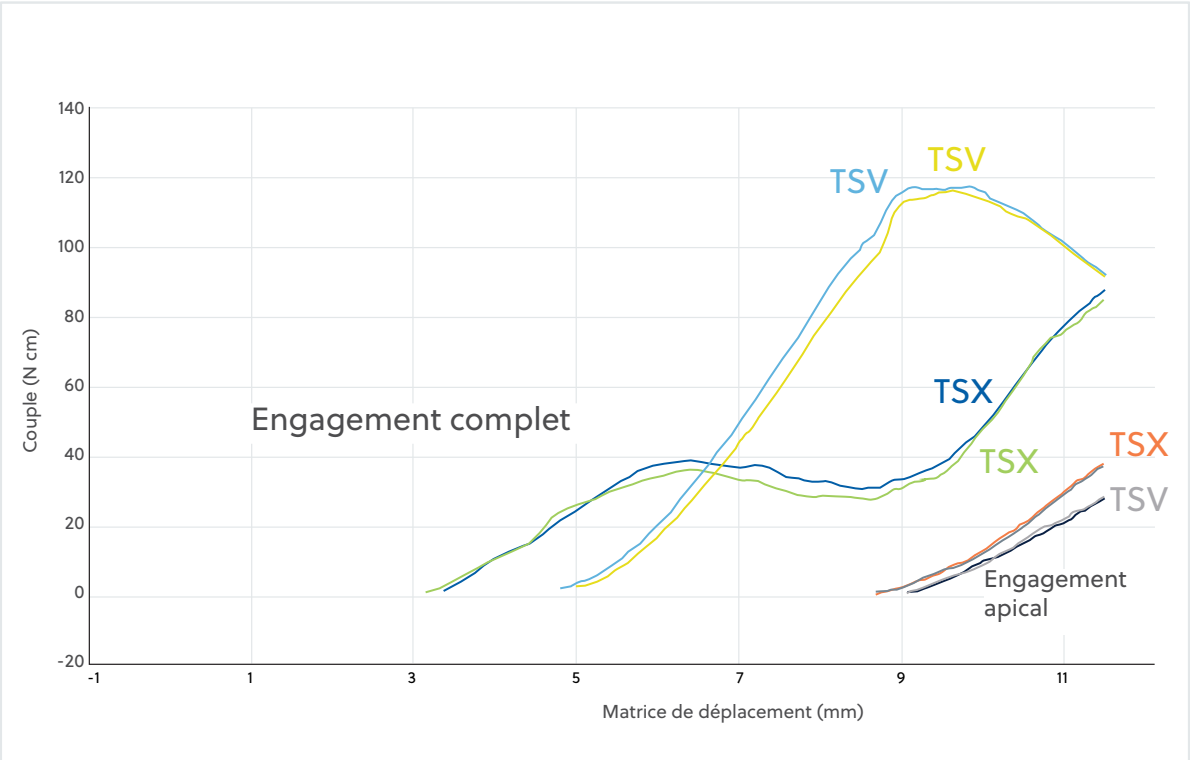


Fig. 18 *Profils de couple des implants TSV et TSX de 4,7 x 11,5 mm en suivant les protocoles de mise en place complète et apicale.*

SYNTHÈSE

Conception TSX pour la stabilité primaire

L'implant TSX est indiqué pour la mise en charge immédiate et la mise en place pour extraction immédiate lorsque la stabilité primaire et la charge occlusale sont adéquates. Les données du protocole de mise en place complète de l'implant TSX dans de l'os dense montrent qu'il atteint une stabilité primaire aussi élevée que celle du TSV, comme le démontrent les mesures ISQ et du couple d'insertion supérieures à 70 Nm, grâce à un IBIC accru en raison des spires de coupe profonde. La mise en place de l'implant TSX dans de l'os mou a également démontré une stabilité primaire élevée avec le protocole de forage en os mou, avec un couple d'insertion > 35 N. cm et une moyenne de 60 N.cm en prenant en compte tous les diamètres.

L'implant TSX offre une stabilité apicale nettement plus importante que le TSV, et cette stabilité peut être améliorée en suivant le nouveau protocole d'extraction pour mise en place immédiate. Bien que l'implant TSX ait un profil de coupe agressif, l'implant TSX suit l'ostéotomie forée et ne dévie pas du positionnement prévu[1].

La nouvelle conception TSX pour la santé péri-implantaire

Divers facteurs affectent la santé péri-implantaire à long terme des implants dentaires. La conception de l'implant TSX intègre de multiples caractéristiques et concepts qui peuvent contribuer au maintien de l'os crestal et atténuer le risque de péri-implantite, notamment le platform switching, la stabilité et la résistance de la connexion implant-pilier et une surface hybride contemporaine[2-34].

Platform switching

Le nouvel implant TSX intègre le platform switching, une technique qui permet de maintenir les niveaux de l'os crestal grâce à la nouvelle surface d'assise à biseau coronaire *(Tableau 1)*. La figure 19 présente le degré de platform switching (PLS) des implants TSV *(Figure 19a, c)* et TSX *(Figure 19b, d)* d'un diamètre de 4,7 mm et d'une longueur de 13 mm lorsque les piliers de cicatrisation Encode® Emergence et les piliers Hex-Lock® ont été mis en place.

Comme le montrent les lignes jaunes qui suivent le contour de la jonction implant-pilier, le PLS a augmenté dans le nouveau système d'implant TSX par rapport au TSV. Alors que l'implant TSV suit une correspondance de plate-forme pour un col de 4,5 mm de diamètre avec un pilier Encode de 4,5 mm de diamètre, l'implant TSX accueille un pilier Encode de 3,5 mm de diamètre sur le col de 4,5 mm de diamètre.

TSX/TSV Diamètre de l'implant (mm)	Plate-forme TSX Diamètre (mm)	TSV/Eztetic Diamètre de la plate-forme (mm)
3,1	2,9	2,9
3,7	3,5	3,5
4,1	3,5	3,5
4,7	3,5	4,5
5,4	4,5	S/O
6,0	4,5	5,7

Tableau 1 : *dimensions du PLS pour les implants TSX et TSV de divers diamètres.*

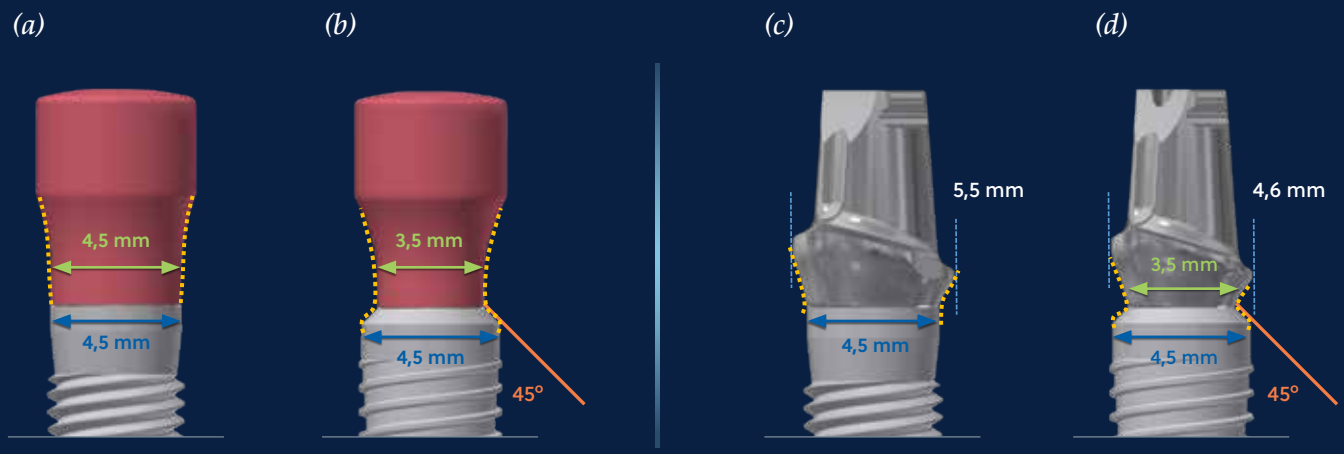


Fig. 19 *Modèles CAO du pilier de cicatrisation Encode Emergence (b,c) sur (a) TSV et (b) TSX et du pilier Contour Hex-Lock (c,d) sur (c) TSV et (d) TSX. Les lignes jaunes en pointillés ont été dessinées manuellement et suivent le contour de la jonction implant-pilier afin de fournir une référence visuelle de l'espace destiné aux tissus mous offert par la conception platform switching de l'implant TSX par rapport au TSV.*

Le platform switching est une technique dans laquelle un pilier d'une taille de moins que la plate-forme de l'implant est placé ; cela déplace donc le périmètre de la jonction implant-pilier (IAJ) horizontalement vers l'intérieur, vers l'axe central de l'implant, loin du bord externe de la plate-forme de l'implant.[39]

La réduction de la perte d'os crestal vertical résultant d'un platform switching a d'abord été observée sur les implants de grand diamètre Implant Innovations, Inc. (3i, Palm Beach Gardens, Floride, États-Unis) de 5 mm et 6 mm, qui ont été introduits en 1991 avec des plates-formes prothétiques de mêmes dimensions. Toutefois, aucun composant prothétique de grand diamètre correspondant n'était disponible à l'époque et, par conséquent, la plupart des implants initialement mis en place ont été restaurés avec des composants standard de 4,1 mm de diamètre, créant une incohérence de dimension entre le diamètre de la surface de la plate-forme et le diamètre du composant prothétique.

Lors de l'examen des radiographies après une période initiale de 5 ans, le nombre de remodelages de l'os crestal a été sensiblement réduit. De nombreux implants restaurés avec platform switching ne présentaient aucune perte verticale sur la hauteur de l'os crestal[39]. Depuis, de nombreux rapports ont été publiés sur l'effet du platform switching sur le niveau de l'os crestal, concluant tous que le PLS est une approche efficace pour préserver la hauteur de l'os crestal[2-14]. Parmi les exemples récents, citons les deux études de Glibert et al.[8] et de Duque et al.[9] utilisant les implants Osseotite, et l'étude d'Amato et al.[10] utilisant les implants T3®. Les résultats de ces études ont fourni des comparaisons directes entre l'absence et la présence de PLS dans la même conception d'implant. Les taux de survie cumulés ne semblaient pas être affectés par la présence ou l'absence du PLS ; cependant, des réductions statistiquement significatives de la perte osseuse marginale ont été observées pour les implants avec PLS.

Stabilité de la connexion

La géométrie de l'interface implant-pilier semble être un facteur d'influence de la transmission des contraintes et des déformations autour de l'implant. Il a été démontré que les contraintes osseuses maximales résultant des composants de charge verticale et celles résultant des composants de charge horizontale apparaissent en haut de l'os marginal et coïncident dans l'espace. Ces pics de contrainte cumulés entraînent un risque de résorption osseuse induite par les contraintes[20]. Par conséquent, pour réduire la perte d'os crestal, l'ajustement entre l'implant et le pilier et la stabilité de la connexion doivent être améliorés.

L'implant TSX garde la même connexion interne hexagonale et à spire exclusive que les implants TSV avec différents composants prothétiques avec friction adaptés à des diamètres d'implant compris entre 3,7 mm et 6,0 mm. La connexion hexagonale interne par friction est dotée d'un biseau interne supérieur qui agit comme une plate-forme conique afin de réduire les contraintes horizontales au niveau de l'interface os-implant et de maintenir le niveau de l'os crestal, suivi d'un hexagone interne de 1,5 mm de profondeur et d'un filetage interne sous l'hexagone *(Figure 20)*.

La connexion interne par friction est usinée pour fournir un ajustement par glissement dans la partie conique de la jonction et un cône de 1° dans la partie hexagonale pour offrir une connexion par friction avec l'implant, ce qui forme une soudure à froid virtuelle et réduit les micromouvements du pilier et le dévissage de la vis lorsque le couple recommandé de 30 N.cm est appliqué[15]. La liaison par contact intime entre l'implant et le pilier élimine ainsi les micromouvements rotationnels et le basculement[15]. La connexion par friction a également montré qu'elle éliminait l'effet des vibrations occlusales et répartissait les forces plus profondément dans l'implant qu'une connexion hexagonale externe standard, ce qui évite que la vis du pilier ne supporte une charge excessive[40]. Les forces latérales sont transmises directement aux parois de l'implant et aux biseaux

implant-pilier, ce qui offre une plus grande résistance à l'ouverture de l'interface qu'une connexion à plat[40].

L'implant TSX de 3,1 mm utilise la double connexion conique hexagonale interne par friction développée pour le remplacement des dents antérieures étroites avec l'introduction de l'implant Eztetic de 3,1 mm en 2015. Les implants Eztetic de Ø 3,1 mm sont disponibles avec une plate-forme de Ø 2,9 mm. Un cône interne de 17° et d'une profondeur de 1,3 mm permet la liaison entre la plate-forme (Ø 2,9 mm) et l'hexagone interne de l'implant. L'hexagone interne présente un diamètre de 2,1 mm de plat à plat et une profondeur de 1,7 mm *(Figure 20)*. La connexion conique d'une profondeur de 3,0 mm est conçue pour assurer la distribution des forces masticatoires au plus profond de l'implant et éloigner celles-ci de l'os crestal afin de le préserver.[1]

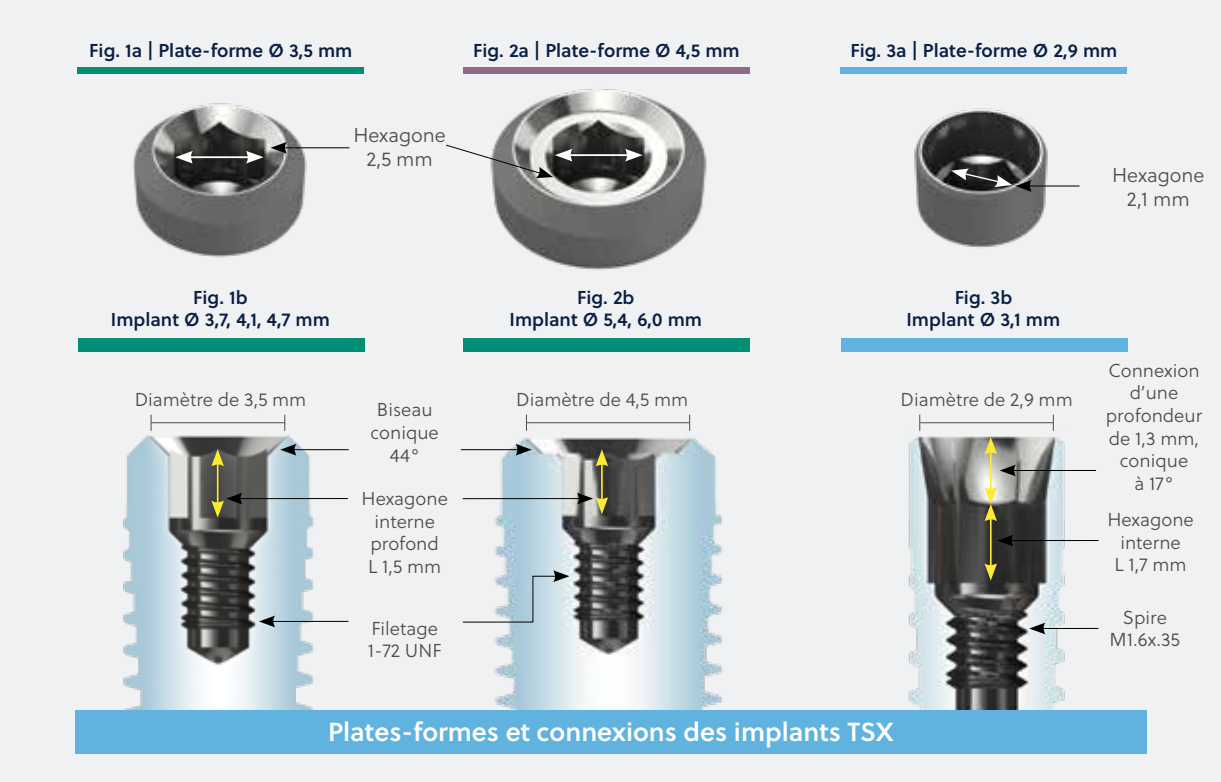


Fig. 20 *Les (Figures 1a, 1b, 2a et 2b) montrent la connexion hexagonale interne des implants TSX pour les diamètres 3,7 mm à 6,0 mm.*
Les (Figures 3a et 3b) présentent la connexion hexagonale conique de l'implant TSX d'un diamètre de 3,1 mm.

Résistance de la connexion

La connexion TSX a été renforcée en augmentant l'épaisseur de la paroi au niveau du col *(Figure 21 et Tableau 2)* afin d'éviter toute rupture et ouverture éventuelle de la partie coronaire. L'augmentation de l'épaisseur de la paroi des implants TSV et TSX de 11,5 mm de longueur de différents diamètres est indiquée dans le *Tableau 2*. Comme le montre les pourcentages d'augmentation, des améliorations significatives ont été apportées à l'épaisseur de la paroi TSX sur différents diamètres, en particulier pour les diamètres de 3,7, 4,1 et 6 mm.

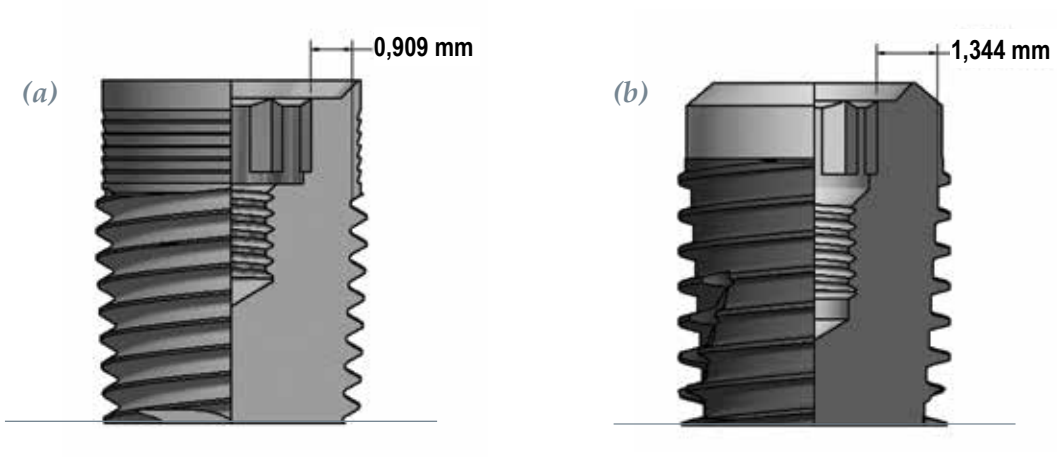


Fig. 21 *Épaisseur de paroi d'un implant (a) TSV et (b) TSX de 6 x 11,5 mm dans la partie coronaire de la connexion interne.*

Diamètre (mm) X Longueur (mm)	Épaisseur de paroi (mm)		Pourcentage d'augmentation
	TSV	TSX	
3,1 x 11,5	0,180	0,231	28 %
3,7 x 11,5	0,095	0,277	186 %
4,1 x 11,5	0,274	0,541	97 %
4,7 x 11,5	0,592	0,775	31 %
5,4 x 11,5	S/O	1,17	S/O
6,0 x 11,5	0,909	1,344	48 %

Tableau 2 : *épaisseur de paroi des implants TSV et TSX de 3,1, 3,7, 4,1, 4,7 et 6 mm de diamètre et de 11,5 mm de longueur.*
REMARQUE : le diamètre de 5,4 mm n'existe pas dans la gamme d'implants TSV.

Pour évaluer l'impact de l'augmentation de l'épaisseur de la paroi de l'implant TSX par rapport à l'implant TSV traditionnel, des essais de fatigue cyclique ont été effectués sur les deux systèmes conformément à la méthode ISO 14801. Les implants TSX et TSV (3,7 mm de diamètre et 13 mm de longueur) ont été enrobés dans de la poudre de résine phénolique et montés à chaud selon les spécifications de température/pression conformément à la norme ISO14801:2016 (Médecine bucco-dentaire — Implants — Essai de fatigue dynamique pour les implants dentaires endo-osseux) et au document de la FDA classe II Special Controlled Guidance Document for Root-form Endosseous Dental Implants.

Pour reproduire le scénario le plus défavorable, une résorption osseuse de 3 mm a été simulée en soutenant les implants à 3 mm au-dessous du niveau d'os crestal prévu. En outre, une angulation du pilier de 30° avec l'axe long de l'implant à 40° a été choisie, laissant une angulation non corrigée de 10°. Le couple de serrage de la vis du pilier a été réglé à 30 N.cm avant le test. Un total de 5 échantillons par groupe a été utilisé pour déterminer la charge de rupture statique moyenne et un total de 12 échantillons par groupe a été testé dans le cadre d'un essai de fatigue cyclique. La limite d'endurance maximale à laquelle au moins trois échantillons ont atteint 5 x 10^6 cycles de chargement à 15 hz dans l'air a ensuite été déterminée. Après avoir terminé les 5 x 10^6 cycles, chaque implant/pilier a été inspecté pour vérifier l'absence de dommages conformément à la norme ISO 14801:2016.

La limite d'endurance maximale a été mesurée à 283 N.cm pour le TSX et à 234 N.cm pour le TSV, ce qui correspond à une augmentation de 21 % de la résistance à la fatigue de l'implant TSX par rapport à l'implant TSV. Cela est dû à l'augmentation de l'épaisseur de la paroi de l'implant TSX par rapport à l'implant TSV.

Surface coronaire

La conception de l'implant TSX comprend une surface hybride contemporaine, ce qui signifie que le col *(Figure 22a-1)* et le corps *(Figure 22a-2)* de l'implant présentent différentes morphologies et rugosités de surface. Le col de l'implant (surface coronaire d'environ 1,5 mm) a subi un double processus de mordançage à l'acide et représente la surface Osseotite des systèmes d'implants en alliage Osseotite. Les aspérités du mordançage à l'acide mesurent environ 1 à 3 µm de diamètre *(flèches orange sur la Figure 22b)* et la valeur Sa de rugosité de surface mesurée par microscope Keyence est d'environ 0,3 à 0,4 µm.

La surface MTX du corps de l'implant est créée par sablage de la surface à l'aide de particules d'hydroxyapatite. La surface présente des vallées et des plateaux typiques d'une surface sablée *(Figure 22c)* et la valeur Sa de rugosité de surface mesurée par microscope Keyence est d'environ 0,6 à 0,9 µm.

L'implant Osseotite à hexagone externe a été lancé en 1996 avec une surface à double processus de mordançage à l'acide. La surface a aujourd'hui plus de vingt ans d'utilisation clinique et a fait ses preuves dans de nombreuses études cliniques[21-27] et méta-analyses[28, 29] multicentriques mondiales. Les études cliniques sur la surface Osseotite continuent de démontrer les avantages d'une augmentation de l'ostéogenèse de contact, particulièrement dans les os de mauvaise qualité[25], d'une augmentation du contact os-implant[30] et d'une meilleure préservation de l'os crestal[31] par rapport aux surfaces usinées.

La partie coronaire d'un implant joue un rôle important non seulement dans le processus d'ostéointégration, mais également dans la santé des tissus péri-implantaires. Différentes technologies de surface ont été développées pour augmenter la rugosité de la surface des implants dentaires afin d'améliorer le contact os-implant et le processus d'ostéointégration. Des surfaces de col d'implant rugueuses ont été suggérées pour maintenir la hauteur de l'os crestal. Il a été démontré que la perte d'os crestal autour des implants à col microfileté à surface rugueuse (SLA) est nettement inférieure à celle des implants à col à surface lisse[41]. Les résultats d'une méta-analyse ont également démontré que la perte osseuse péri-implantaire autour des systèmes d'implants peu rugueux était statistiquement inférieure à celle des systèmes d'implants modérément rugueux et rugueux[42].

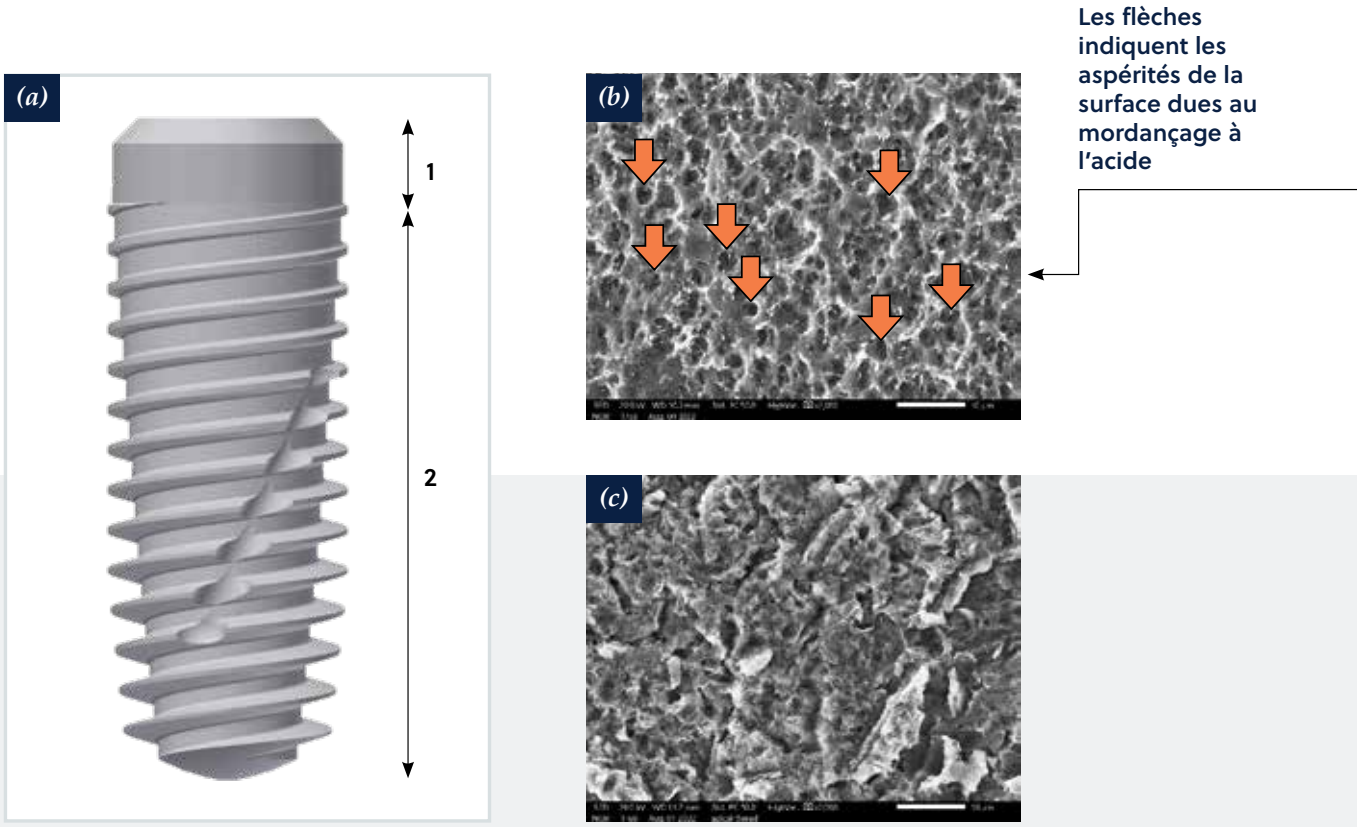


Fig. 22

(a) Modèle CAO de l'implant TSX. (1) Col de l'implant et (2) corps de l'implant.

(b) Micrographie MEB de la surface dans la zone 1, ayant subi un double processus de mordançage à l'acide. Montre clairement les aspérités dues au mordançage à l'acide (indiquées par des flèches orange) d'environ 1 à 3 µm.

(c) Micrographie MEB de la surface dans la zone 2, qui est sablée à l'hydroxyapatite.

En outre, dans une étude rétrospective qui a examiné les changements à long terme du niveau de l'os crestal autour de trois systèmes d'implants dotés d'une macroconception similaire mais d'une topographie de microsurface différente dans une population de patients homogène, la perte moyenne d'os crestal était significativement plus élevée dans le groupe d'implants anodisés (TiUnite, Nobel) par rapport aux implants hybrides (Osseotite, ZimVie) ou le groupe d'implants usinés[43].

Enfin, il a été démontré que la perte d'os crestal était significativement moindre pour les implants avec col mordancé à l'acide (Osseotite) que pour les implants à surface de col usinée[31].

Au cours du processus de cicatrisation des tissus péri-implantaires, il existe une concurrence entre les tissus natifs enclins à se développer sur la surface de l'implant et les micro-organismes microbiens qui cherchent à coloniser et à former un biofilm à la surface[44, 45]. La perte d'étanchéité des tissus mous et de l'os alvéolaire exposerait le col et, dans les cas les plus sévères, le corps de l'implant à l'environnement alvéolaire. Après environ 30 minutes post-implantation, un microbiote peut être identifié sur la surface[46].

Les surfaces présentant une rugosité accrue initialement conçues pour une meilleure ostéointégration peuvent stimuler l'adhérence bactérienne. En fait, il existe suffisamment de preuves indiquant que la morphologie de la surface et sa rugosité sont l'un des principaux facteurs contribuant à la prévalence de la péri-implantite. On pense qu'une réduction de l'adhérence bactérienne sur les surfaces de l'implant peut être cliniquement associée à une diminution du risque ou de l'incidence des infections péri-implantaires[47]. Un équilibre entre d'une part, l'ostéointégration, et d'autre part, l'absence d'accumulation de plaque est nécessaire pour une implantation réussie.

Par conséquent, une finition de surface a été choisie pour la région coronaire de l'implant TSX en se basant sur les preuves concernant la morphologie et le degré de rugosité qui permettent de maintenir un équilibre raisonnable entre une amélioration de l'ostéoconduction du col de l'implant et une diminution de l'adhérence bactérienne visant à atténuer le risque de formation d'un biofilm.

Méthodes et résultats du test d'adhérence bactérienne TSX

Une étude préliminaire de culture bactérienne a été menée sur des implants cp-Ti dotés d'un col ayant subi un double processus de mordançage à l'acide. Cette étude démontre que le col mordancé à l'acide peut servir de bonne surface coronaire dotée d'une bonne morphologie et rugosité permettant d'éviter l'augmentation de l'adhérence bactérienne associée à des textures de surface plus rugueuses par rapport à un col usiné lisse[34]. L'implant TSX est fabriqué en alliage de titane (Ti6Al4V). Par conséquent, un autre test in vitro a été réalisé non seulement pour tester l'adhérence des bactéries à une surface ayant subi un double processus de mordançage à l'acide sur les implants en alliage de titane et pour comparer cette adhérence à celle des équivalents en cp-Ti, mais également pour utiliser une souche de bactéries plus pertinente sur le plan clinique que l'on trouve dans les cas de péri-implantite. Pour faciliter l'établissement du protocole, ce test a été effectué à l'aide de disques en titane représentant les surfaces de l'implant.

Test d'adhérence bactérienne – comparaison du titane CP4/alliage de titane

Méthodes de test pour la comparaison titane CP4/alliage de titane

Surfaces testées	Cette expérience a été conçue à partir de cinq groupes d'échantillons (disques de 14,5 mm de diamètre et 2 mm de hauteur). Trois groupes de disques ont été faits en Ti6Al4V avec des surfaces usinées (alliage usiné), à double mordançage à l'acide (alliage Osseotite, représentant la surface du col de l'implant TSX) et sablées (MTX, représentant la surface du corps de l'implant TSX). Les deux autres groupes ont été fabriqués en cp-Ti de grade 4 avec des surfaces usinées (CP4 usiné) et à double mordançage à l'acide (CP4 Osseotite). Ces deux derniers groupes ont été choisis pour examiner l'effet du type de matériau (CP4 vs. Ti6Al4V) sur l'adhérence des bactéries. Tous les échantillons ont été traités, post-nettoyés et stérilisés de la même manière que le post-traitement des implants commerciaux afin d'assurer que la surface finale possède les mêmes propriétés de surface que les implants finaux.
Caractérisations des surfaces	La morphologie de surface des disques a été examinée à l'aide d'un microscope électronique à balayage (MEB – JEOL modèle JSM-IT500HR). Toutes les surfaces de disque ont été cartographiées à l'aide d'un microscope Keyence (VK-X1050), et la rugosité de surface de chaque échantillon a été calculée et analysée à l'aide de l'analyseur MultiFile (Keyence). La valeur Sa, c'est-à-dire la hauteur moyenne arithmétique de la zone évaluée, a été utilisée pour mesurer la rugosité de la surface.
Type de bactérie	La souche de bactéries pathogènes choisie était le Streptococcus oralis (S. Oralis) (ATCC 6249), qui a été acheté auprès d'ATCC et cultivé dans un bouillon d'infusion cœur-cervelle (Brain Heart infusion - BHI) (RemelTM). La raison de la sélection de cette souche spécifique de bactéries est qu'il s'agit du colonisateur initial prédominant présent sur les sites d'implantation buccaux infectés, qui se fixe à la pellicule salivaire et qui établit un type d'ancrage pour la fixation ultérieure des colonisateurs pathogènes intermédiaires et tardifs, ce qui peut améliorer la pathogénicité bactérienne.
Culture bactérienne	Les disques stérilisés ont été placés dans des plaques de culture tissulaire à 24 puits et 1 ml de 10^5 UFC/ml de suspension de BHI de S. Oralis a été ajoutée dans chaque puits. La plaque a été placée sur un agitateur à 100 tr/min et cultivée à 37 °C pendant 7 heures. Après la période d'incubation, tous les échantillons ont été prélevés et lavés une fois avec 1 x PBS (solution saline de tampon phosphate). Un kit de test de viabilité microbienne WST (Dojindo) a été utilisé pour quantifier l'adhérence de S. Oralis sur les disques. Brièvement, les disques ont été placés dans des puits individuels d'une plaque de culture tissulaire à 24 puits, 300 μl de solution WST ont été ajoutés dans chaque puits et la culture a été poursuivie pendant 1 heure jusqu'à ce que la solution change de couleur. Une plaque à 96 puits a ensuite été utilisée pour transférer 100 μl de la solution de test de chaque échantillon, et l'absorbance à 450 nm a été enregistrée avec un lecteur de plaques (n = 4 par groupe).
Imagerie des bactéries	Une microscopie fluorescente (microscope Olympus) a été réalisée pour visualiser les bactéries vivantes et mortes sur les disques. Pour ce faire, la coloration a été effectuée avec un kit de viabilité bactérienne LIVE/DEAD™ BacLight™ en plaçant les disques dans 300 μl de solution de coloration dans une plaque de culture tissulaire à 24 puits et en les mettant en culture à température ambiante dans l'obscurité pendant 15 minutes. Les bactéries vivantes ont été colorées en vert, et les bactéries mortes, qui doivent être colorées en rouge, ont été éliminées pendant les étapes de lavage et ne sont pas représentées sur les images. Après avoir été fixées, déshydratées et recouvertes d'or, les bactéries adhérées aux disques ont également été visualisées à l'aide du MEB (JEOL modèle JSM-IT500HR).

Test d'adhérence bactérienne – comparaison du titane CP4/alliage de titane

Discussion et résultats du test de comparaison titane CP4/alliage de titane

Rugosité de la surface : les valeurs Sa des surfaces sont indiquées à la Figure 23a. La valeur Sa du CP4 usiné (0,14 µm) est inférieure à celle de l'alliage usiné (0,24 µm), car les lignes d'usinage sont plus prononcées sur les disques en alliage en raison de leur dureté plus élevée par rapport au titane CP4. La valeur Sa de l'alliage Osseotite (0,37 µm) était inférieure à celle du CP4 Osseotite (0,61 µm). En effet, l'alliage ne marque pas aussi facilement qu'une surface CP4 en raison de sa dureté plus élevée. Enfin, la valeur Sa de l'implant MTX est mesurée à environ 1,27 µm.

Fig. 23a

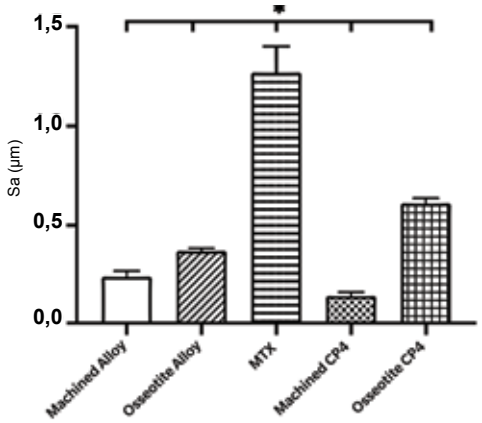


Fig. 23b

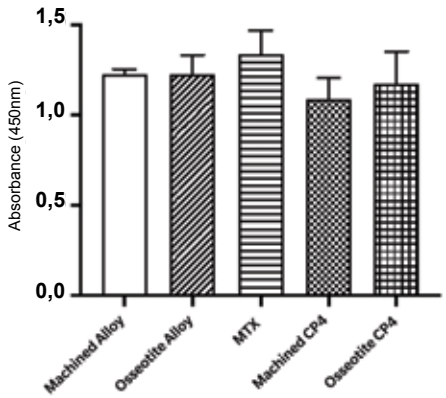


Fig. 23 *(a) Valeurs Sa de différentes surfaces. (b) Quantification des bactéries vivantes adhérentes sur les surfaces, mesurée par absorbance à 450 nm. REMARQUE : l'alliage est du Ti6Al4V et le CP4 est du titane commercialement pur de grade 4.*

Adhérence bactérienne : le nombre de bactéries vivantes adhérées aux surfaces a été quantifié en mesurant l'absorbance à 450 nm. Comme le montre la Figure 23b, il n'y a pas de différence significative du nombre de bactéries fixées selon les surfaces. Le CP4 usiné présente un nombre légèrement inférieur de bactéries adhérées par rapport à l'alliage usiné, ce qui peut être attribué à la Sa inférieure du premier par rapport au second. Le CP4 et l'alliage Osseotite ont tous deux montré un nombre relativement similaire de bactéries adhérées, même si l'alliage Osseotite a une Sa inférieure au CP4 Osseotite. Il est à noter que la quantité de bactéries adhérées sur les deux surfaces se trouve au niveau des surfaces usinées, même si leur rugosité est plus élevée. Une adhérence bactérienne légèrement supérieure a été observée sur le MTX par rapport aux surfaces usinées en alliage Osseotite. Ces modifications non significatives du nombre de bactéries adhérées aux surfaces dont les valeurs Sa sont très différentes confirment un niveau de rugosité limite d'environ 1 µm en dessous duquel aucune différence significative n'est observée dans la quantité de bactéries adhérées.

Les images fluorescentes ont montré la répartition des bactéries vivantes (couleur verte) sur différentes surfaces de disque *(Figure 24)*. Un nombre similaire de bactéries adhérées a été observé sur les modèles CP4 usinés et CP4 Osseotite, ainsi que sur les alliages usinés et les alliages Osseotite. Cependant, dans l'ensemble, il semble y avoir moins de bactéries sur les surfaces CP4 que sur leurs équivalents en alliage, mais cela n'est pas statistiquement significatif. Enfin, le MTX a présenté plus de bactéries adhérées que l'Osseotite et les surfaces usinées.

Images fluorescentes (prises à x10)

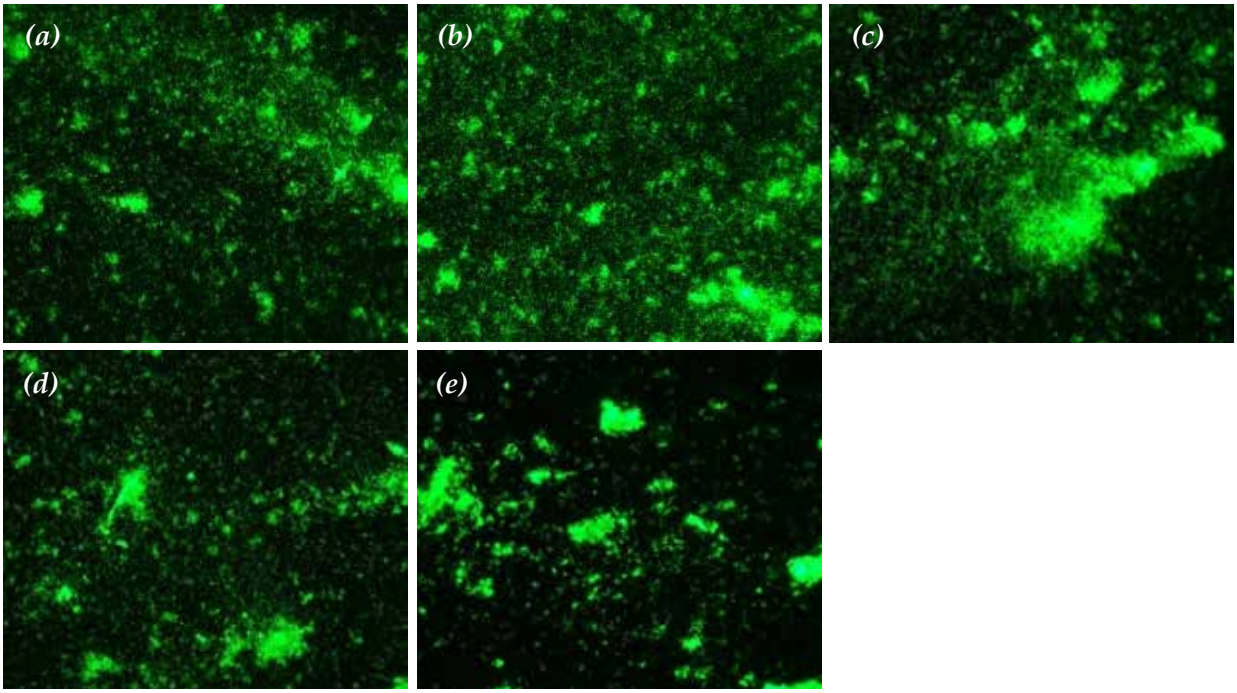


Fig. 24 *Images fluorescentes de bactéries vivantes adhérentes sur les surfaces de disque en (a) alliage usiné, (b) alliage Osseotite, (c) MTX, (d) CP4 usiné et (e) CP4 Osseotite après une période d'incubation de 7 heures.*

Pour étudier la fixation des bactéries aux textures de surface sous-jacentes, des images MEB ont été prises et les bactéries ont été codées par couleur pour faciliter leur visualisation *(Figure 25)*. Les résultats étaient conformes aux images fluorescentes en ce qui concerne le nombre de bactéries adhérées sur les surfaces. En termes de motifs d'adhérence, il semble y avoir des différences entre les surfaces texturées et usinées.

Alors que les bactéries s'alignent et forment des chaînes sur les surfaces usinées, celles des surfaces texturées ont davantage adhéré de manière aléatoire. La plupart des groupes de bactéries sont trouvés sur les bords tranchants des aspérités dues au mordançage à l'acide sur les surfaces Osseotite et les pics dus au sablage de gros micron du MTX.

Images MEB

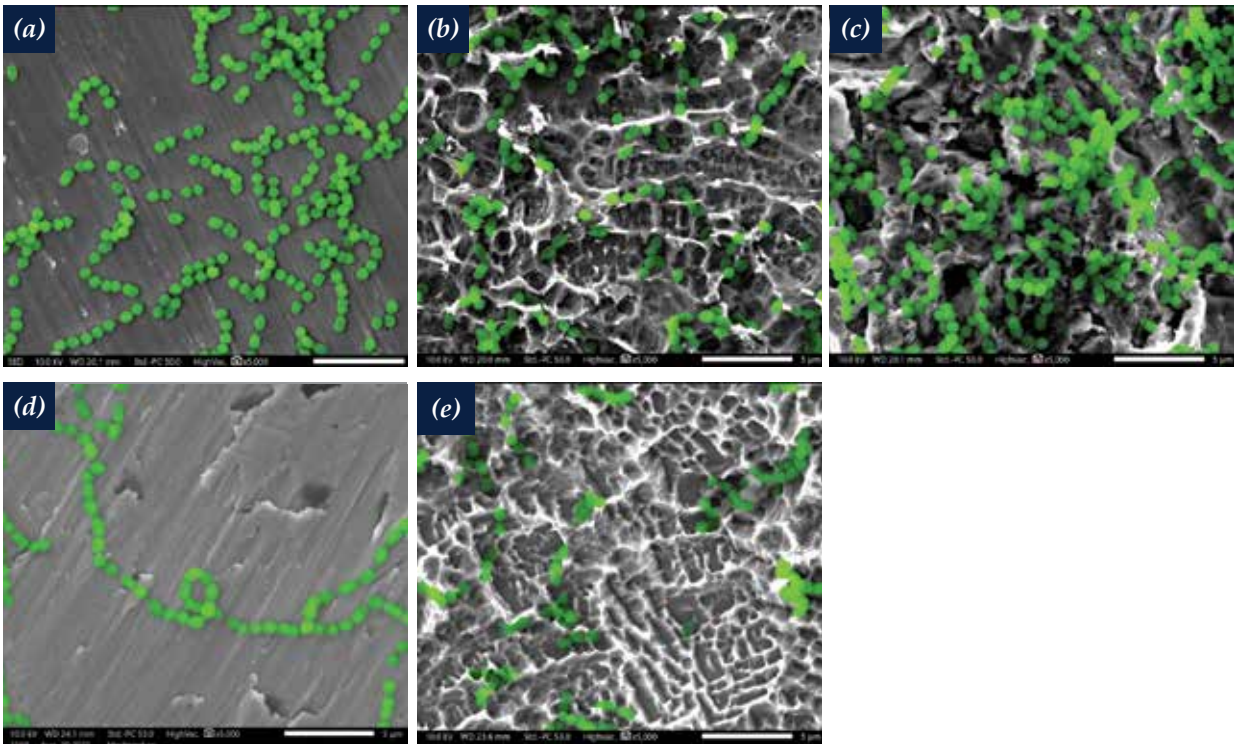


Fig. 25 *Images MEB de bactéries adhérentes sur les surfaces de disque en (a) alliage usiné, (b) alliage Osseotite, (c) MTX, (d) CP4 usiné et (e) CP4 Osseotite après une période d'incubation de 7 heures. Les bactéries fixées ont été colorées en vert à l'aide du logiciel MountainsMap SEM Topo (Digital Surf) à des fins de visualisation. Barres d'échelle = 5 µm.*

Conclusion de la comparaison titane CP4/alliage de titane

Les résultats de ce test in vitro ont montré qu'en appliquant un double processus de mordançage à l'acide sur le col de l'implant TSX, la quantité de bactéries adhérées est plus faible que sur la surface MTX traditionnelle, mais n'est pas plus grand que pour la surface usinée. Il a également été confirmé qu'il n'y a pas de différence significative entre une surface ayant subi un double processus de mordançage à l'acide sur l'alliage par rapport à la surface en titane CP4, ce qui nous permet d'exploiter les résultats des études qui ont examiné la santé péri-implantaire sur les implants CP4 Osseotite.

Test d'adhérence bactérienne – étude comparative concurrentielle

Les expériences de culture bactérienne ont été répétées en utilisant des implants au lieu de disques pour comparer l'adhérence de S. Oralis à la surface du col de l'implant TSX par rapport à une série d'autres implants concurrents en alliage de titane et en titane CP4.

Méthodes du test comparatif concurrentiel

Surfaces testées	Cette expérience a été conçue à l'aide de dix groupes d'implants *(Tableau 3)*. Tous les implants ont été achetés auprès de leurs fabricants et retirés de leur emballage d'origine dans la hotte de sécurité biologique afin d'éviter toute contamination par l'air avant la culture bactérienne.

Fabricant de l'implant	Taille de l'implant	Technologie de surface au niveau du col de l'implant	Méthode de création de la surface	Matériau de l'implant
Nobel Biocare	4,3 mm x 13 mm	TiUltra	Anodisation	Titane CP4
ZimVie	4,1 mm x 13 mm	Usiné	Usiné	Alliage de titane
ZimVie	4,1 mm x 13 mm	Osseotite	Double mordançage à l'acide	Alliage de titane
ZimVie	4,1 mm x 13 mm	MTX	Sablage	Alliage de titane
Implant Direct	4,2 mm x 13 mm	SBM	Sablage	Alliage de titane
Dentsply Sirona Astra Tech	4,2 mm x 13 mm	Osseospeed	Sablage (sablage TiO), modifié par fluorure	Titane CP4
Nobel Biocare	4,3 mm x 13 mm	TiUnite	Anodisation	Titane CP4
MiS	4,2 mm x 13 mm	C1	Sablage et mordançage	Alliage de titane
Straumann	4,1 mm x 13 mm	SLA	Sablage à gros grains et mordançage à l'acide	Roxolid (alliage Zirconium-titane)
BioHorizons	4,2 mm x 13 mm	Laser-Lok	Usiné au laser	Alliage de titane

***Tableau 3 :** les dix groupes d'implants testés.*

Méthodes du test comparatif concurrentiel

Caractérisations des surfaces	La morphologie de surface des cols des implants a été observée à l'aide d'un microscope électronique à balayage (MEB, JEOL modèle JSM-IT500HR). Toutes les surfaces de cols ont été cartographiées à l'aide d'un microscope Keyence (VK-X1050) et les valeurs Sa de rugosité ont été analysées à l'aide de l'analyseur MultiFile (Keyence). Un total de 4 surfaces (144 x 108 μm) a été mesuré sur chaque col d'implant.
Type de bactérie	La souche de bactéries pathogènes choisie était le Streptococcus oralis (S. Oralis) (ATCC 6249), qui a été acheté auprès d'ATCC et cultivé dans un bouillon d'infusion cœur-cervelle (Brain Heart infusion - BHI) (RemelTM).
Adhérence bactérienne	Tous les implants ont été retirés de leur emballage stérile d'origine dans la hotte de sécurité biologique, assemblés sur une fixation en titane stérilisée personnalisée et placés dans le puits d'une plaque de culture tissulaire à 24 puits *(Figure 26)*. Un ml de 106 UFC/ml de suspension de S. Oralis a été ajouté à chaque puits, et la plaque a été placée sur un agitateur à 100 tr/min et cultivée à 37 °C pendant 4 heures. Chaque implant a ensuite été démonté de la fixation et lavé délicatement avec 2 ml de PBS 1 X une fois. Un kit de test de viabilité microbienne WST (Dojindo) a été utilisé pour quantifier l'adhérence de S. Oralis sur le col de l'implant. Rapidement, 300 μl de solution de travail WST ont été ajoutés à chaque puits de la plaque de culture tissulaire à 24 puits. Les implants contenant des bactéries adhérentes ont été placés à l'envers dans chaque puits, avec seul le col de l'implant submergé dans la solution de mesure et incubés à 37 °C pendant une heure. 100 μl de la solution de test de chaque puits ont ensuite été transférés vers une plaque à 96 puits et l'absorbance à 450 nm a été mesurée à l'aide d'un lecteur de plaques (lecteur multimode Synergy, Biotek Instruments) (n = 3 par groupe). La valeur d'absorbance reflète indirectement le nombre de bactéries vivantes adhérentes.
Analyse statistique	L'analyse ANOVA unidirectionnelle avec test de comparaisons multiples de Dunnett a été effectuée pour déterminer les différences statistiques entre les groupes (GraphPad Prism 8). Le $p < 0,05$ a été considéré comme significatif.

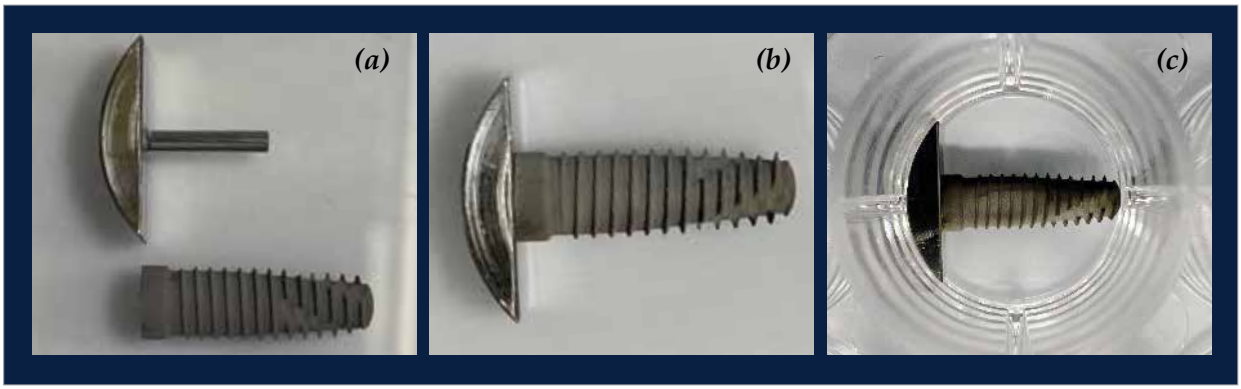


Fig. 26 *(a) Fixation en titane personnalisée pour le montage des implants. (b) Implant monté sur la fixation. (c) La fixation avec l'implant est placée dans une plaque à 24 puits pour les expériences d'adhérence bactérienne.*

Imagerie des bactéries	Les bactéries adhérentes sur le col de l'implant ont subi une nouvelle visualisation par MEB (JEOL modèle JSM-IT500HR). Les échantillons ont été rapidement fixés et déshydratés avant l'imagerie. Les bactéries présentes dans les micro-images MEB ont ensuite été codées par couleur (vert) à l'aide du logiciel MountainsMap pour faciliter la visualisation.

Discussion et résultats du test comparatif concurrentiel

Rugosité de la surface : les valeurs Sa des surfaces de col des implants sont illustrées à la Figure 27a. La valeur Sa de l'alliage de titane usiné est mesurée à environ 0,3 / 0,4 µm, ce qui est légèrement supérieur à celle de l'alliage Osseotite (0,34 µm). En raison de la dureté plus élevée du matériau en alliage de titane, les lignes d'usinage sont plus prononcées sur le collier et le matériau ne marque pas aussi facilement que le titane CP4. La valeur Sa moyenne du TiUltra de Nobel est mesurée à sa valeur la plus basse à environ 0,15 µm. Comme l'implant possède une surface hybride qui se transforme progressivement en surface usinée dans la zone du col et en raison de sa conception en CP4, sa surface est plus lisse que celles en alliage de titane usinées.

Cependant, il n'existe pas de différences significatives entre ces trois surfaces. Le MTX de Zimvie et le SBM d'Implant Direct ont tous deux des surfaces sablées avec des valeurs Sa moyennes d'environ 0,8 µm et 1 µm, respectivement, toutes deux nettement supérieures à celles de la surface Osseotite. Le TiUnite de Nobel et le C1 de MIS ont une valeur Sa moyenne d'environ 1,2 µm, suivie de l'Osseospeed de Dentsply et du SLA de Straumann avec une valeur Sa moyenne d'environ 2 µm, et du Laser-Lok de Biohorizons avec une Sa moyenne d'environ 2,8 µm. En résumé, toutes les surfaces, à l'exception des TiUltra et de celles usinées, présentaient une valeur Sa significativement plus élevée que celle de la surface Osseotite.

Adhérence bactérienne : les bactéries vivantes adhérentes ont été quantifiées en mesurant l'absorbance à 450 nm après incubation des échantillons dans une solution WST pendant une heure (Figure 27b). La quantité de bactéries adhérentes à toutes les autres surfaces texturées était significativement plus élevée que la surface Osseotite, à l'exception des surfaces TiUltra, usinées et MTX. Ces observations étaient conformes aux résultats des expériences précédentes utilisant des disques. Bien que la rugosité de la surface du MTX soit significativement supérieure à celle de la surface Osseotite, il y a eu seulement une augmentation non significative de la quantité de bactéries adhérentes à la surface du MTX.

Il était également attendu qu'aucune différence de quantité de bactéries adhérentes ne soit observée sur les surfaces TiUltra, usinées et Osseotite. Il est à noter que la surface TiUltra présente une finition non texturée usinée sur la partie du col et agit comme une surface usinée lorsqu'elle est exposée à des bactéries. Les résultats ont confirmé une nouvelle fois une valeur Sa de rugosité limite d'environ 1 µm en dessous de laquelle les surfaces texturées ne favorisent pas une adhérence bactérienne accrue.

Fig. 27a

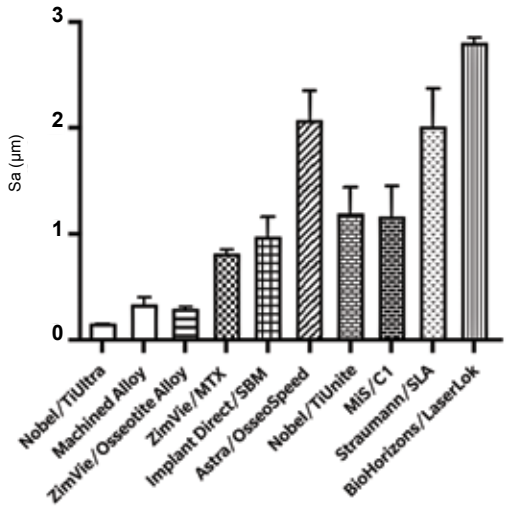
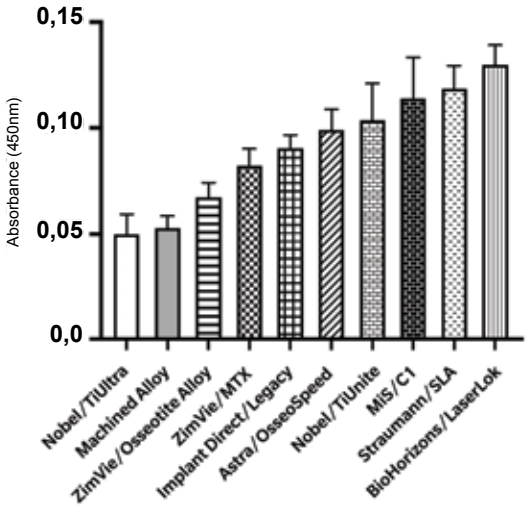


Fig. 27b



Comparaisons	Synthèse	Valeur P ajustée
TiUltra vs. Osseotite	ns	.932
Usiné vs. Osseotite	ns	> 0,999
MTX vs. Osseotite	**	.007
SBM vs. Osseotite	***	< 0,001
OsseoSpeed vs. Osseotite	***	< 0,001
TiUnite vs. Osseotite	***	< 0,001
C1 vs. Osseotite	***	< 0,001
SLA vs. Osseotite	***	< 0,001
LaserLok vs. Osseotite	***	< 0,001

Comparaisons	Synthèse	Valeur P ajustée
TiUltra vs. Osseotite	ns	.178
Usiné vs. Osseotite	ns	.364
MTX vs. Osseotite	ns	.312
SBM vs. Osseotite	*	.038
OsseoSpeed vs. Osseotite	**	.003
TiUnite vs. Osseotite	***	< 0,001
C1 vs. Osseotite	***	< 0,001
SLA vs. Osseotite	***	< 0,001
LaserLok vs. Osseotite	***	< 0,001

Fig. 27 *(a) Rugosité de surface des surfaces de cols des implants testés rapportée sous forme de valeurs Sa mesurées au microscope Keyence. (b) Quantification des bactéries vivantes adhérentes sur les surfaces de cols, mesurée par absorbance à 450 nm. REMARQUE : les tableaux sous chaque graphique répertorient les valeurs p correspondantes.*

L'adhérence des bactéries au col des implants testés a été examinée plus en détail par MEB *(Figure 28)*. Les résultats qualitatifs étaient conformes à l'analyse quantitative des bactéries adhérentes, ne montrant aucune augmentation de l'adhérence bactérienne à la surface Osseotite par rapport aux surfaces usinées et TiUltra. Les autres surfaces peu rugueuses (Sa : 0,5 à 1 µm) et modérément rugueuses (Sa : 1 à 2 µm) présentaient une quantité plus importante de bactéries adhérentes que la surface Osseotite, et les surfaces rugueuses (Sa > 2 µm) telles que Laser-Lok et SLA étaient presque entièrement recouvertes par les bactéries adhérentes. La répartition des bactéries adhérentes sur les surfaces semble aléatoire. Cependant, elles se fixent et continuent de se regrouper de préférence sur les bords tranchants des aspérités dues au mordançage à l'acide, entre les grands pics dus au sablage de gros micron, autour ou à l'intérieur des grands pores anodisées et sur les pics et vallées des canaux laser.

Images MEB

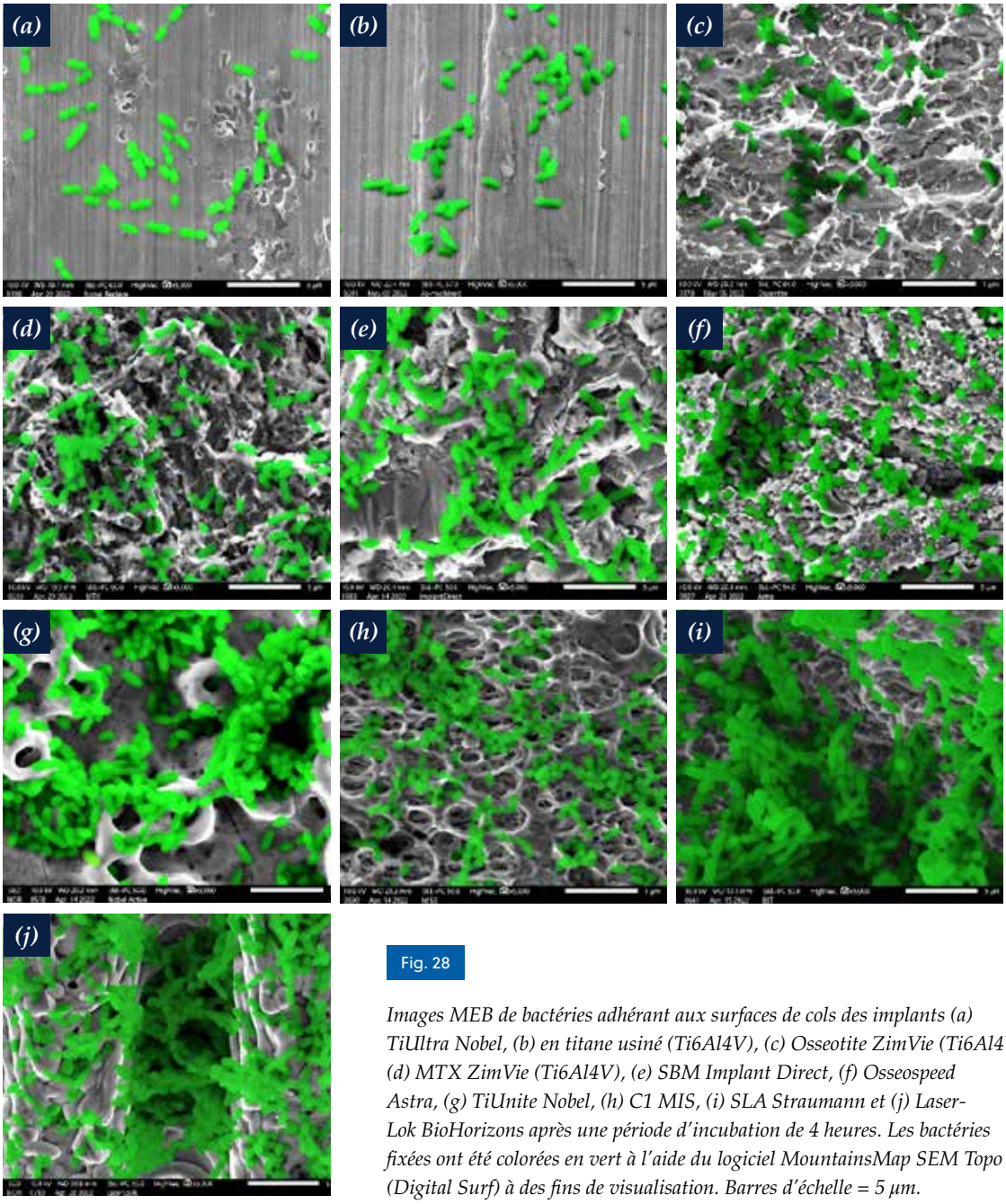


Fig. 28

Images MEB de bactéries adhérant aux surfaces de cols des implants (a) TiUltra Nobel, (b) en titane usiné (Ti6Al4V), (c) Osseotite ZimVie (Ti6Al4V), (d) MTX ZimVie (Ti6Al4V), (e) SBM Implant Direct, (f) Osseospeed Astra, (g) TiUnite Nobel, (h) C1 MIS, (i) SLA Straumann et (j) Laser-Lok BioHorizons après une période d'incubation de 4 heures. Les bactéries fixées ont été colorées en vert à l'aide du logiciel MountainsMap SEM Topo (Digital Surf) à des fins de visualisation. Barres d'échelle = 5 µm.

Conclusion du test comparatif concurrentiel

Les résultats de cette étude in vitro ont confirmé les résultats antérieurs selon lesquels l'application d'un double processus de mordançage à l'acide sur le col de l'implant TSX entraîne la réduction de la quantité de bactéries adhérentes par rapport à la surface MTX traditionnelle, mais n'augmente pas par rapport à la surface usinée. Il a également été confirmé qu'il semble y avoir un seuil de rugosité autour d'une Sa de 1 µm au-dessus duquel l'adhérence des bactéries augmente de manière significative, tandis qu'en dessous, un profil d'adhérence bactérienne similaire à une surface usinée est observé. De plus, les grosses rainures, les pores larges et les cratères profonds de plus grande taille que les bactéries pathogènes permettent aux bactéries de s'accumuler, ce qui augmente le risque de formation d'un biofilm.

SYNTHÈSE

Conception TSX pour la santé péri-implantaire

L'implant TSX a été conçu avec une surface hybride contemporaine, les spires de son corps disposent de la surface MTX tandis que les 1,5 mm coronaires de l'implant TSX sont texturés grâce à la technologie de double mordançage à l'acide afin d'atteindre un équilibre entre la santé des tissus péri-implantaires et le potentiel d'ostéointégration amélioré de l'implant dans la région coronaire. Les surfaces à double mordançage à l'acide et MTX présentent un excellent potentiel d'ostéointégration et un succès clinique à long terme éprouvé depuis plus de 20 ans. En outre, il a été démontré que la surface à double mordançage à l'acide contribue non seulement à la préservation de l'os crestal par rapport à une surface usinée, mais permet également de maintenir l'adhésion des bactéries au niveau de celle d'une surface usinée. En effet, la rugosité Sa de la surface et la morphologie de la surface à double mordançage à l'acide sont comprises dans la plage permettant d'améliorer le processus d'ostéoconduction sans augmenter l'adhérence des bactéries pathogènes. Il s'agit donc d'une excellente alternative à l'approche traditionnelle utilisant une surface usinée dotée d'un potentiel d'ostéoconduction compromis sur la partie coronaire de l'implant afin de réduire l'adhérence bactérienne et le risque de formation de biofilm.

Il a été démontré que les surfaces coronaires modérément rugueuses et rugueuses avec des valeurs de Sa supérieures à celles de la surface à double mordançage à l'acide (Sa > 1 µm) augmentent la quantité de bactéries adhérentes et peuvent présenter un risque plus élevé de péri-implantite en cas d'exposition dans la cavité buccale. Cependant, la surface à double mordançage à l'acide, si elle est exposée, est plus facile à nettoyer et à désinfecter que les surfaces plus rugueuses. Par conséquent, avec la surface coronaire à double mordançage à l'acide, un excellent potentiel d'ostéoconduction est combiné à une adhérence bactérienne réduite, ce qui permet de préserver le niveau de l'os crestal et de réduire le risque de formation de biofilm. Associées à la technologie du platform switching et à la connexion hexagonale interne par friction, ces caractéristiques offrent une santé tissulaire péri-implantaire exceptionnelle.

CONCLUSION

La conception de l'implant TSX intègre des caractéristiques cliniquement éprouvées qui répondent à la fois aux fondamentaux de la réussite de l'implant établis dans les années 1990 (meilleure ostéointégration et stabilité implant-pilier améliorée), ainsi qu'aux besoins actuels en matière d'immédiateté et de santé péri-implantaire à long terme.

L'implant TSX représente également l'intégration des caractéristiques les plus performantes et les plus populaires de deux sociétés scientifiques, cliniquement spécialisées et leaders du secteur qui ont fusionné en 2015 et qui composent désormais Zimvie Dental, fondée en 2022.

Des recherches pré-cliniques approfondies ont été menées afin de valider les concepts utilisés dans la conception de l'implant TSX dans le but d'obtenir une stabilité primaire élevée, une stabilité du site d'extraction et de fournir un soutien supplémentaire pour l'incorporation d'une surface hybride avec des preuves à long terme d'un risque similaire de péri-implantite par rapport au titane usiné tout en offrant une meilleure ostéoconductivité et des niveaux osseux plus élevés que le titane usiné.

Des tests précliniques confirment que l'implant TSX présente un potentiel de stabilité primaire élevée pour l'immédiateté, y compris la mise en place pour extraction immédiate ainsi que le potentiel de santé péri-implantaire à long terme. Une étude clinique est nécessaire pour confirmer les résultats pré-cliniques et les études commenceront en 2023.

Références

1. Données archivées.
2. Hürzeler M, Fickl S, Zuhr O, Wachtel HC. Peri-implant bone level around implants with platform-switched abutments: preliminary data from a prospective study. J Oral Maxillofac Surg. 2007;65(7 Suppl 1):33-9.
3. Calvo Guirado JL, Saez Yuguero MR, Pardo Zamora G, Muñoz Barrio E. Immediate provisionalization on a new implant design for esthetic restoration and preserving crestal bone. Implant Dent. 2007;16(2):155-64.
4. Calvo-Guirado JL, Ortiz-Ruiz AJ, López-Marí L, Delgado-Ruiz R, Maté-Sánchez J, Bravo Gonzalez LA. Immediate maxillary restoration of single-tooth implants using platform switching for crestal bone preservation: a 12-month study. Int J Oral Maxillofac Implants. 2009;24(2):275-81.
5. Baumgarten H, Cocchetto R, Testori T, Meltzer A, Porter S. A new implant design for crestal bone preservation: initial observations and case report. Pract Proced Aesthet Dent. 2005;17(10):735-40.
6. Vela-Nebot X, Rodríguez-Ciurana X, Rodado-Alonso C, Segalà-Torres M. Benefits of an implant platform modification technique to reduce crestal bone resorption. Implant Dent. 2006;15(3):313-20.
7. Degidi M, Iezzi G, Scarano A, Piattelli A. Immediately loaded titanium implant with a tissue-stabilizing/maintaining design ('beyond platform switch') retrieved from man after 4 weeks: a histological and histomorphometrical evaluation. A case report. Clin Oral Implants Res. 2008;19(3):276-82.
8. Glibert M, Vervaeke S, De Bruyn H, Östman PO. Clinical and Radiographic Comparison between Platform-Shifted and Nonplatform-Shifted Implant: A One-Year Prospective Study. Clin Implant Dent Relat Res. 2016;18(1):129-37.
9. Duque AD, Aristizabal AG, Londoño S, Castro L, Alvarez LG. Prevalence of peri-implant disease on platform switching implants: a cross-sectional pilot study. Braz Oral Res. 2016;30.
10. Amato F, Polara G, Spedicato GA. Immediate Loading of Fixed Partial Dental Prostheses on Extra-Short and Short Implants in Patients with Severe Atrophy of the Posterior Maxilla or Mandible: An Up-to-4-year Clinical Study. Int J Oral Maxillofac Implants. 2020;35(3):607-15.
11. Hagiwara Y. Does platform switching really prevent crestal bone loss around implants? Japanese Dental Science Review 2010;46:122-31.
12. Farronato D, Manfredini M, Farronato M, Pasini PM, Orsina AA, Lops D. Behavior of Soft Tissue around Platform-Switched Implants and Non-Platform-Switched Implants: A Comparative Three-Year Clinical Study. J Clin Med. 2021;10(13).
13. Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M. Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? Clin Oral Implants Res. 2007;18(5):581-4.
14. Schrotenboer J, Tsao YP, Kinariwala V, Wang HL. Effect of platform switching on implant crest bone stress: a finite element analysis. Implant Dent. 2009;18(3):260-9.
15. Binon PP. The evolution and evaluation of two interference-fit implant interfaces. Postgraduate Dent 1996;3(1):3-13.
16. Mihalko WM, May TC, Kay JF, Krause WR. Finite element analysis of interface geometry effects on the crestal bone surrounding a dental implant. Implant Dent. 1992;1(3):212-7.
17. Macedo JP, Pereira J, Vahey BR, Henriques B, Benfatti CAM, Magini RS, et al. Morse taper dental implants and platform switching: The new paradigm in oral implantology. Eur J Dent. 2016;10(1):148-54.
18. Schmitt CM, Nogueira-Filho G, Tenenbaum HC, Lai JY, Brito C, Döring H, et al. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: a systematic review. J Biomed Mater Res A. 2014;102(2):552-74.
19. Kofron MD, Carstens M, Fu C, Wen HB. In vitro assessment of connection strength and stability of internal implant-abutment connections. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2019;65:92-9.
20. Hansson S. Implant-abutment interface: biomechanical study of flat top versus conical. Clin Implant Dent Relat Res. 2000;2(1):33-41.
21. Sullivan DY, Sherwood RL, Porter SS. Long-term performance of Osseotite implants: a 6-year clinical follow-up. Compend Contin Educ Dent. 2001;22(4):326-8, 30, 32-4.
22. Davarpanah M, Martinez H, Etienne D, Zabalegui I, Mattout P, Chiche F, et al. A prospective multicenter evaluation of 1,583 3i implants: 1- to 5-year data. Int J Oral Maxillofac Implants. 2002;17(6):820-8.
23. Feldman S, Boitel N, Weng D, Kohles SS, Stach RM. Five-year survival distributions of short-length (10 mm or less) machined-surfaced and Osseotite implants. Clin Implant Dent Relat Res. 2004;6(1):16-23.
24. Sullivan D, Vincenzi G, Feldman S. Early loading of Osseotite implants 2 months after placement in the maxilla and mandible: a 5-year report. Int J Oral Maxillofac Implants. 2005;20(6):905-12.

25. 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.

26. Testori T, Del Fabbro M, Feldman S, Vincenzi G, Sullivan D, Rossi R, Jr., et al. A multicenter prospective evaluation of 2-months loaded Osseotite implants placed in the posterior jaws: 3-year follow-up results. Clin Oral Implants Res. 2002;13(2):154-61.

27. Gaucher H, Bentley K, Roy S, Head T, Blomfield J, Blondeau F, et al. A multi-centre study of Osseotite implants supporting mandibular restorations: a 3-year report. J Can Dent Assoc. 2001;67(9):528-33.

28. Stach RM, Kohles SS. A meta-analysis examining the clinical survivability of machined-surfaced and osseotite implants in poor-quality bone. Implant Dent. 2003;12(1):87-96.

29. Bain CA, Weng D, Meltzer A, Kohles SS, Stach RM. A meta-analysis evaluating the risk for implant failure in patients who smoke. Compend Contin Educ Dent. 2002;23(8):695-9, 702, 4 passim; quiz 8.

30. Lazzara RJ, Testori T, Trisi P, Porter SS, Weinstein RL. A human histologic analysis of osseotite and machined surfaces using implants with 2 opposing surfaces. Int J Periodontics Restorative Dent. 1999;19(2):117-29.

31. Zetterqvist L, Feldman S, Rotter B, Vincenzi G, Wennström JL, Chierico A, et al. A prospective, multicenter, randomized-controlled 5-year study of hybrid and fully etched implants for the incidence of peri-implantitis. J Periodontol. 2010;81(4):493-501.

32. Amoroso PF, Adams RJ, Waters MG, Williams DW. Titanium surface modification and its effect on the adherence of Porphyromonas gingivalis: an in vitro study. Clin Oral Implants Res. 2006;17(6):633-7.

33. Bermejo P, Sánchez MC, Llama-Palacios A, Figuero E, Herrera D, Sanz Alonso M. Biofilm formation on dental implants with different surface micro-topography: An in vitro study. Clin Oral Implants Res. 2019;30(8):725-34.

34. Park SJ, Sanchez O, Ajami E, Wen HB. Bacterial Adhesion to Different Dental Implant Collar Surfaces: An in-vitro comparative study Academy of Osseointegration; MARCH 13-16, 2019; Washington DC.

35. Subramani K, Jung RE, Molenberg A, Hammerle CH. Biofilm on dental implants: a review of the literature. Int J Oral Maxillofac Implants. 2009;24(4):616-26.

36. Trisi P, Marcato C, Todisco M. Bone-to-implant apposition with machined and MTX microtextured implant surfaces in human sinus grafts. Int J Periodontics Restorative Dent. 2003;23(5):427-37.

37. Todisco M, Trisi P. Histomorphometric evaluation of six dental implant surfaces after early loading in augmented human sinuses. J Oral Implantol. 2006;32(4):153-66.

38. Morris HF, Ochi S. The influence of implant design, application, and site on clinical performance and crestal bone: a multicenter, multidisciplinary clinical study. Dental Implant Clinical Research Group (Planning Committee). Implant Dent. 1992;1(1):49-55.

39. Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. Int J Periodontics Restorative Dent. 2006;26(1):9-17.

40. Rosenlicht JL. Advancements in soft bone implant stability. West Indian Dent J 2002;6:2-7.

41. Patil YB, Asopa SJ, Deepa, Goel A, Jyoti D, Somayaji NS, et al. Influence of Implant Neck Design on Crestal Bone Loss: A Comparative Study. Niger J Surg. 2020;26(1):22-7.

42. Doornewaard R, Christiaens V, De Bruyn H, Jacobsson M, Cosyn J, Vervaeke S, et al. Long-Term Effect of Surface Roughness and Patients' Factors on Crestal Bone Loss at Dental Implants. A Systematic Review and Meta-Analysis. Clin Implant Dent Relat Res. 2017;19(2):372-99.

43. Sicilia A, Gallego L, Sicilia P, Mallo C, Cuesta S, Sanz M. Crestal bone loss associated with different implant surfaces in the posterior mandible in patients with a history of periodontitis. A retrospective study. Clin Oral Implants Res. 2021;32(1):88-99.

44. Petrini M, Giuliani A, Di Campli E, Di Lodovico S, Iezzi G, Piattelli A, et al. The Bacterial Anti-Adhesive Activity of Double-Etched Titanium (DAE) as a Dental Implant Surface. Int J Mol Sci. 2020;21(21).

45. Kligman S, Ren Z, Chung CH, Perillo MA, Chang YC, Koo H, et al. The Impact of Dental Implant Surface Modifications on Osseointegration and Biofilm Formation. J Clin Med. 2021;10(8).

46. Fürst MM, Salvi GE, Lang NP, Persson GR. Bacterial colonization immediately after installation on oral titanium implants. Clin Oral Implants Res. 2007;18(4):501-8.

47. Roehling S, Astasov-Frauenhoffer M, Hauser-Gerspach I, Braissant O, Woelfler H, Waltimo T, et al. In Vitro Biofilm Formation on Titanium and Zirconia Implant Surfaces. J Periodontol. 2017;88(3):298-307.

Pour plus d'informations, consulter ZimVie.com

ZimVie
4555 Riverside Drive
Palm Beach Gardens, FL 33410
1-800-342-5454
Phone: +1-561-776-6700
Fax: +1-561-776-1272
dentalCS@ZimVie.com

Zimmer Dental SAS
Bâtiment Québec
19 Rue d'Arcueil
94528 Rungis Cedex
Tel. : 0141-05-43-43
Fax : 0141-05-43-40
ZV.commandes@ZimVie.com

ZimVie
Restoring Daily Life.®

Sauf indication contraire, comme indiqué ici, toutes les marques déposées et tous les droits de propriété intellectuelle sont la propriété de ZimVie Inc. ou d'une filiale et tous les produits sont fabriqués par une ou plusieurs des filiales dentaires de ZimVie Inc. (Biomet 3i, LLC, Zimmer Dental, Inc., etc.), commercialisés et distribués par ZimVie Dental et par ses partenaires de commercialisation autorisés. La clé à cliquet dynamométrique à couple élevé Z-TIRW est fabriquée par Elos Medtech Pinol A/S. Straumann SLA and Roxolid, Nobel Biocare TiUnite & 4TiUltra, BioHorizons LaserLok, Dentsply Serona Astra Tech Osseospeed, MIS C1 et Implant Direct SBM sont des marques déposées de leurs propriétaires respectifs. Osstell est une marque déposée de W&H Dentalwerk Bürmoos GmbH. Pour plus d'informations sur le produit, veuillez consulter l'étiquette individuelle ou le mode d'emploi du produit. L'autorisation et la disponibilité du produit peuvent être limitées à certains pays/certaines régions. Ce document s'adresse uniquement aux praticiens et n'a pas pour objectif de fournir un avis médical ou des recommandations. La distribution à tout autre destinataire est formellement interdite. Ce document ne peut être ni copié ni réimprimé sans l'autorisation écrite expresse de ZimVie. ZV0660FR REV B 05/23 ©2023 ZimVie, Inc. Tous droits réservés.