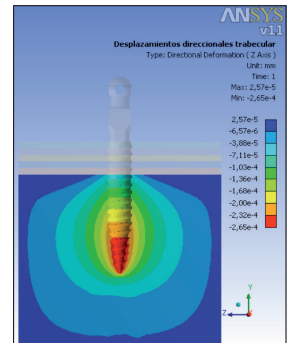


Retentissement de l'épaisseur de l'os cortical sur la stabilité des mini-vis orthodontiques



J. COBO PLANA, F. DE CARLOS VILAFRANCA, E. MACÍAS ESCALADA, A. ÁLVAREZ SUÁREZ

Traduit par Lucile FOURQUET et Magalie GÖTTLE

RÉSUMÉ

Nous avons comparé le comportement de trois mini-vis de 10 mm de longueur, d'utilisation courante en orthodontie, dans quatre situations présentant un os cortical différent. Nous avons utilisé l'analyse des éléments finis (FEM) en appliquant une force de 250 g dans deux directions, l'une perpendiculaire et l'autre parallèle à la surface de l'os.

L'objet de cette étude portant sur la variable constituée par l'épaisseur de l'os cortical, quatre simulations de perte osseuse différentes ont été utilisées : 2,5 mm, 2,0 mm, 1,5 mm et 1 mm. Les tensions et les déplacements engendrés par l'application d'une force de 250 g, perpendiculaire puis parallèle à la surface osseuse, ont été évalués dans les mêmes conditions. Les résultats montrent un comportement similaire des trois mini-vis étudiées avec une augmentation des tensions et des déplacements de l'os environnant, pour des variations semblables d'épaisseur de l'os cortical.

MOTS-CLÉS

Mini-vis

Ancrage squelettique

Os cortical

Os trabéculaire

Adresse de correspondance :
Département d'Orthodontie
et d'Orthopédie Dento-Faciale,
Clinique Universitaire d'Odontologie,
Faculté de Médecine, Université d'Oviedo,
C/Catedrático Serrano s/n
33006 Oviedo, Asturias
Espagne

Article reçu : 01-2013.
Accepté pour publication : 05-2013.

INTRODUCTION

Les systèmes d'ancrage squelettique (mini-implants orthodontiques - « MIO » - mini-vis, mini-plaques, implants palatins...) ont ouvert une nouvelle voie qui permet de dépasser les limites des systèmes d'ancrage traditionnels. Les MIO sont, sans doute, les plus variés et les plus couramment employés. Ils fournissent, dans la plupart des cas, un « ancrage absolu » dans les trois dimensions de l'espace.

Des études ont été publiées sur les conditions squelettiques idéales de leur mise en place^{15, 16, 20}, leurs potentiels sites d'insertion¹ et leurs propriétés biomécaniques⁶. Les mini-vis peuvent être en titane d'alliage de type V (les plus fréquents) ou en acier. Leur diamètre varie de 1 à 2,5 mm et leur longueur entre 6 et 12 mm. Le choix du type de mini-vis est fonction de leur site d'insertion, des caractéristiques anatomiques locales et des besoins biomécaniques.

Bien que le taux de réussite des mini-vis soit élevé^{10, 12, 22}, une sélection adéquate du site de mise en place est déterminante

pour obtenir un résultat fiable et durable^{8, 18}. La principale cause d'échec est le manque de stabilité primaire dû à une épaisseur insuffisante d'os cortical⁷. Mais d'autres facteurs peuvent également conduire à un échec^{3, 12, 21} tels que l'inflammation des tissus péri-implantaires, une localisation inadéquate, les caractéristiques de la mini-vis (profondeur du pas de vis, forme et dimensions de la mini-vis), l'intensité et la direction de la force appliquée, etc.

Dans cette étude, nous avons voulu évaluer, par l'analyse des éléments finis (FEM), le comportement de trois types de MIO d'utilisation courante en orthodontie, dans différentes conditions d'épaisseur d'os cortical. De même, nous avons voulu quantifier les tensions et les déplacements engendrés par l'application d'une force de 250 g dans deux directions, l'une perpendiculaire et l'autre parallèle à la surface de l'os, et ce dans les mêmes conditions de perte osseuse.

MATÉRIEL ET MÉTHODE

Pour réaliser l'étude comparative, trois types de mini-vis de 10 mm de longueur et 1,6 mm de diamètre ont été choisis : Dual top anchor system [Jeil Medical Corporation], IMTEC OrthoImplant [3M Unitek] et Tomas[®] [Dentaurum].

Les mesures des tensions engendrées autour de la mini-vis par l'application de la force, ont été étudiées avec le système FEM, qui permet une meilleure approche de la biomécanique que l'étude expérimentale.

Un calibrage des mini-vis a d'abord été effectué avec le projecteur de profils PERTHOMETER S5P (Modèle VB-400,

Sigma, Madrid, Espagne), afin d'obtenir un modèle 3D du MIO. Le projecteur de profils réalise des mesures extrêmement précises qu'il n'est pas possible d'obtenir avec des instruments classiques. Ceci veut dire que bien que la plupart des pièces mesurées soient très petites, la taille de leur image projetée peut être agrandie 50, 100 ou 200 fois.

De même, une analyse chimique qualitative et quantitative des éléments présents dans les MIO a été menée à l'aide d'une microsonde électronique CAMECA SX-100 (Electron Probe Micro Analyzer), incorporant cinq spectromètres WDS.



Figure 1
Reproductions fidèles des trois mini-vis Jeil, 3M et Dentaurum.

Ceci nous permet de constater que les trois mini-vis sont composées de 90 % de titane. Cette donnée a été prise en compte pour interpréter les caractéristiques physiques appliquées aux MIO.

Par l'intermédiaire de l'analyse FEM, une simulation préalable a été réalisée avec un modèle simplifié de MIO dans deux situations différentes (modèle 1, fig. 2 et modèle 2, fig. 3). Pour le modèle 1, nous avons utilisé un cylindre de 1 mm de diamètre et 5 mm de longueur. Une force de 100 g lui a été appliquée dans la partie supérieure, à 4 mm de la surface de l'os cortical. Puis la force a été orientée dans un premier temps à 0° (perpendiculaire à l'axe de la mini-vis), puis à 45° et enfin à 90° (dans la direction de l'axe de la mini-vis).

Avec les données obtenues par la mesure des profils et à l'aide du microscope, un modèle 3D a été construit pour chaque mini-vis, le plus semblable possible aux modèles réels (fig. 1).

Une matrice géométriquement parfaite a été élaborée, afin de simuler les couches corticale et trabéculaire, ayant pour dimensions 10x10 mm dans le plan perpendiculaire à l'axe de la mini-vis et de 20 mm d'épaisseur dans l'axe de la mini-vis. Les mêmes

dimensions de matrice ont été employées pour toutes les études, de manière à ce que la variation d'épaisseur d'os cortical soit suivie d'une variation égale de l'os trabéculaire, dans le but de maintenir in fine les dimensions de la matrice. Les épaisseurs simulées d'os cortical ont été fixées à 1 mm, 1,5 mm, 2 mm et 2,5 mm.

Tous les matériaux du modèle sont homogènes, isotropes et linéairement élastiques et la mini-vis a été considérée comme étant en titane pur étant donnée sa haute teneur en celui-ci (90 %), tableau I.

Les essais ont été réalisés en appliquant une force de 250 g parallèle puis perpendiculaire à la surface de l'os cortical.

Au total, 24 simulations ont été effectuées, avec trois mini-vis, sur 4 épaisseurs d'os cortical et dans 2 directions d'application de la force.

Afin de comparer le comportement des mini-vis, la distance entre la zone d'application de la force et la couche externe de l'os cortical a été similaire dans les trois cas. La mini-vis 3M, possédant une distance plus longue que les autres entre la surface cylindrique du point d'application de la force et l'extrémité du pas de vis, a servi de référence pour les mesures.

	Module de Young	Coefficient de Poisson
Alliage en titane	114 GPa	0,30
Os cortical	14 GPa	0,30
Os trabéculaire	50 MPa	0,30

Tableau I
Caractéristiques physiques des matériaux.

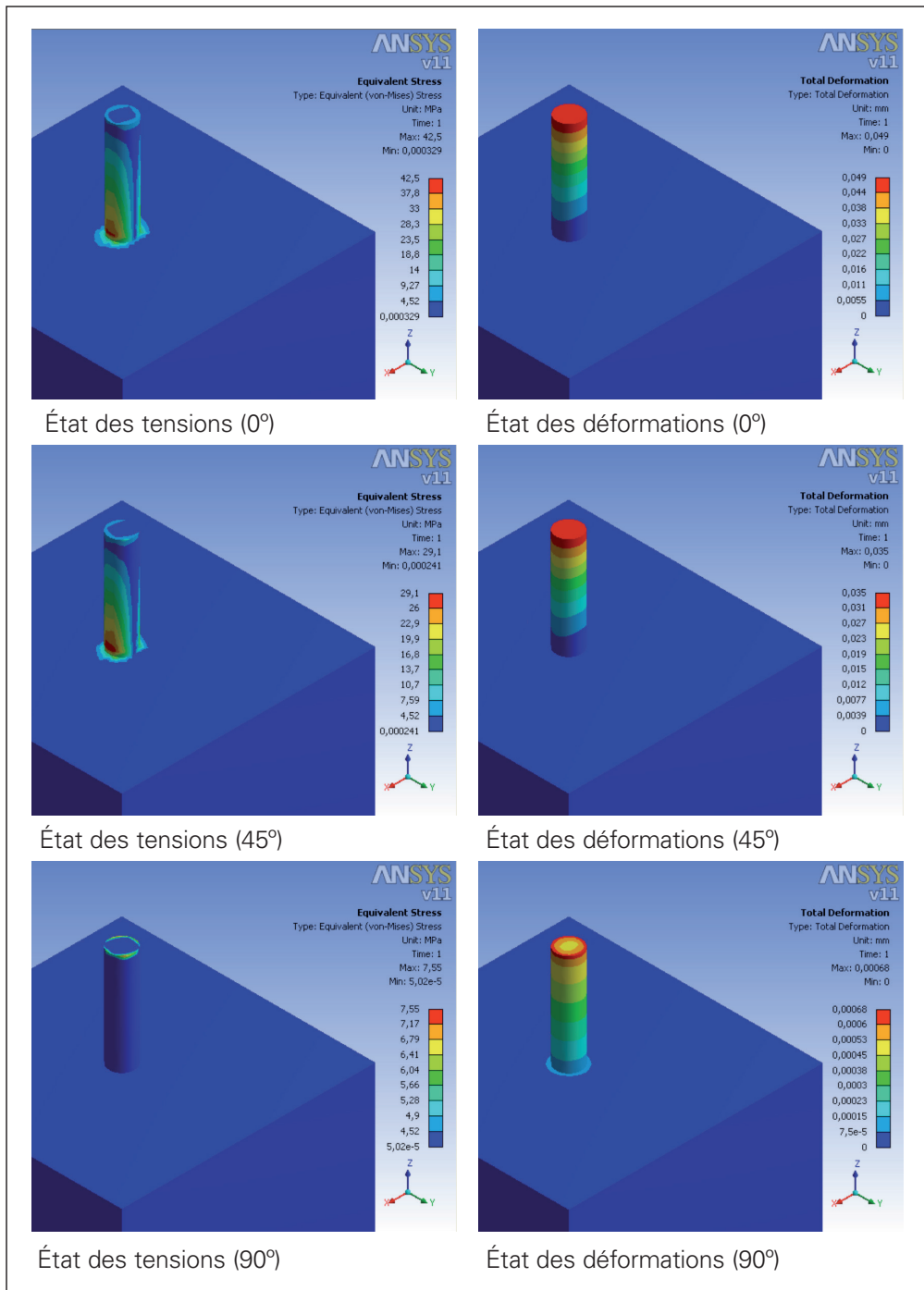


Figure 2
Distribution des valeurs de déplacement et de tension.
Modèle 1.

	Force à 0°	Force à 45°	Force à 90°
Tension maximale (MPa)	42,5	29,1	7,55
Déformation maximale (mm)	0,05	0,035	0,0007

Tableau II
Résultats du modèle 1 simplifié.

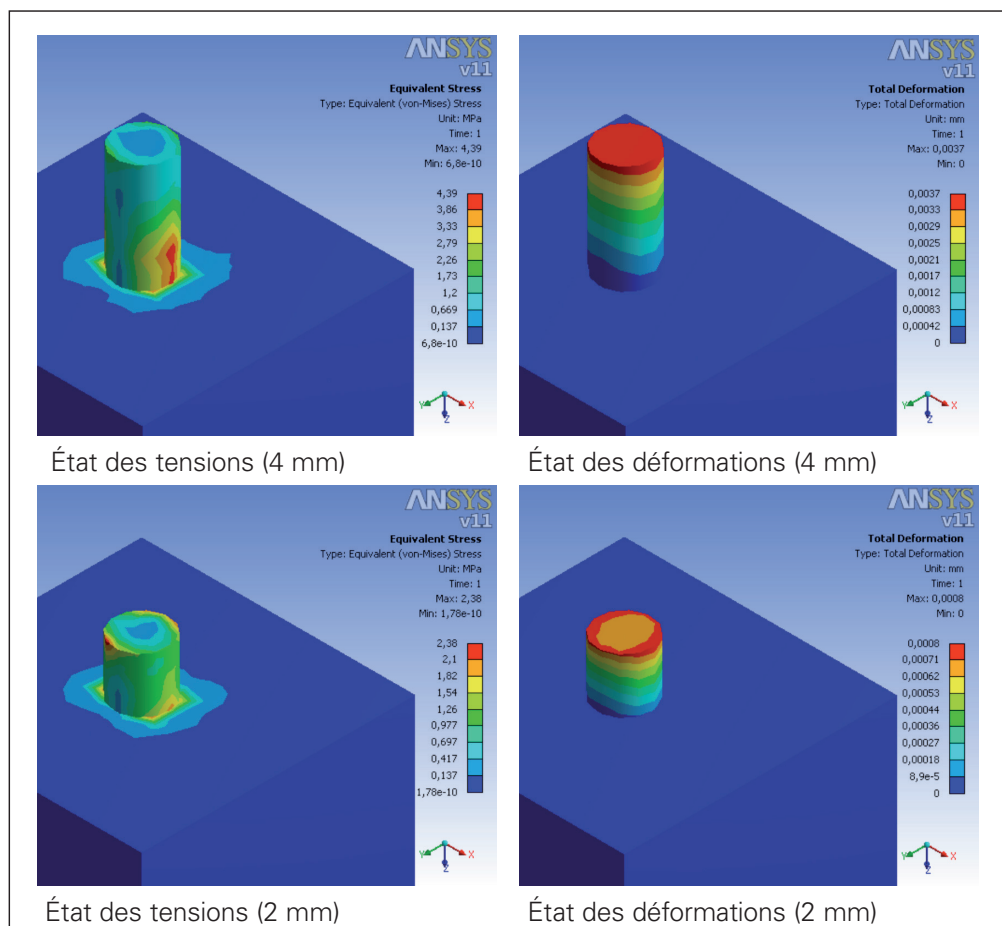


Figure 3
Distribution
des valeurs
de déplacement
et de tension
(2-4 mm).
Modèle 2.

RÉSULTATS

Dans les simulations réalisées avec les modèles simplifiés des mini-vis, nous avons obtenu les résultats suivants (tableau II).

Afin d'évaluer de manière quantitative la distribution des valeurs de déplacement et la tension, nous avons utilisé une échelle de 9 couleurs pour la mini-vis, l'os cortical et l'os trabéculaire. Cette échelle va du bleu, qui indique les valeurs les plus basses de déplacement et de tension, au rouge, pour les plus élevées.

Sur le modèle 1 (fig. 2; cylindre de 1 mm de diamètre et de 5 mm de longueur), nous avons constaté que tant la tension que la déformation maximales de la mini-vis

augmentent au fur et à mesure que la force se rapproche de 0°, comme détaillé dans le tableau II.

Sur le modèle 2 (fig. 3, cylindre de 2 mm de diamètre et de 15 mm de longueur), trois états de charge ont été considérés en fonction des distances d'application de la force à 4 mm, 2 mm et 1 mm respectivement (distance entre la partie supérieure de la mini-vis et la couche extérieure de l'os cortical). En ce qui concerne l'orientation de la force, nous avons choisi 0° pour les trois cas, comme indiqué dans le tableau III.

Une fois les modèles simplifiés appliqués, nous avons analysé le comportement des

	Force à 4 mm	Force à 2 mm	Force à 1 mm
Tension maximale (MPa)	4,38	2,37	2,278
Déformation maximale (mm)	0,0037	0,0008	0,00028

Tableau III
Résultats du modèle 2 simplifié.

trois mini-vis par l'intermédiaire des éléments finis. Nous avons appliqué une force de 250 g parallèle à la surface de l'os cortical (perpendiculaire à l'axe de la mini-vis). Le paramètre fondamental à évaluer dans ce travail, étant l'influence de l'épaisseur de l'os cortical, nous avons réalisé des simulations avec 4 épaisseurs de cet os, de 1 mm jusqu'à 2,5 mm.

Les résultats obtenus sont portés dans

le tableau IV. On y trouve la tension en Mpa ainsi que le déplacement en mm de la mini-vis, de l'os cortical et de l'os trabéculaire, dans la direction d'application de la force et pour différentes épaisseurs d'os cortical. L'état de tension de référence retenu est la tension équivalente de Von-Misses.

Afin d'évaluer les résultats, nous avons représenté la séquence graphique des

			Implant		Os cortical		Os trabéculaire	
			Tension (MPa)	Déplacement (mm)	Tension (MPa)	Déplacement (mm)	Tension (MPa)	Déplacement (mm)
Mini-vis de Jeil.	2,5mm	Fx	31,29	4,30E-03	11,92	3,57E-04	0,03	1,60 E-04
		Fz	32,04	4,26E-03	12,75	3,94E-04	0,03	1,59 E-04
	2mm	Fx	31,30	4,45E-03	12,08	3,85 E-04	0,05	2,79 E-04
		Fz	32,06	4,41E-03	12,93	4,23 E-04	0,05	2,77 E-04
	1,5mm	Fx	31,31	4,84E-03	12,50	4,56 E-04	0,08	5,06 E-04
		Fz	32,10	4,80E-03	13,43	4,94 E-04	0,09	5,06 E-04
1mm	Fx	31,33	5,96E-03	13,52	6,36 E-04	0,16	1,01 E-03	
	Fz	32,21	5,90E-03	14,57	6,94 E-04	0,17	1,01 E-03	
Mini-vis 3M.	2,5mm	Fx	19,34	2,38E-03	7,77	2,72E-04	0,04	2,64E-04
		Fz	19,00	2,39E-03	8,11	2,78E-04	0,03	2,65E-04
	2mm	Fx	19,36	2,57E-03	7,91	3,10E-04	0,07	4,27E-04
		Fz	18,90	2,58E-03	8,31	3,16E-04	0,06	4,28E-04
	1,5mm	Fx	19,40	2,97E-03	8,17	3,84E-04	0,11	7,20E-04
		Fz	18,84	2,98E-03	8,66	3,93E-04	0,09	7,20E-04
1mm	Fx	19,38	3,81E-03	8,36	5,29E-04	0,19	1,24E-03	
	Fz	18,85	3,82E-03	8,90	5,42E-04	0,16	1,24E-03	
Mini-vis Dentaurum.	2,5mm	Fx	22,20	3,13E-03	13,83	3,83E-04	0,05	1,31E-04
		Fz	20,05	2,90E-03	8,43	3,83E-04	0,05	1,31E-04
	2mm	Fx	22,20	3,34E-03	13,99	4,22E-04	0,08	2,38E-04
		Fz	20,05	3,11E-03	8,59	4,22E-04	0,08	2,34E-04
	1,5mm	Fx	22,19	3,87E-03	14,40	5,13E-04	0,14	4,61E-04
		Fz	20,04	3,64E-03	9,06	5,17E-04	0,14	4,55E-04
1mm	Fx	22,20	5,34E-03	15,22	7,54E-04	0,27	9,81E-04	
	Fz	20,01	5,09E-03	9,91	7,46E-04	0,25	9,66E-04	

Tableau IV

Tableau comparatif des résultats pour les trois mini-vis de l'étude (note : par exemple, E-03 = 10⁻³ = 0,003).

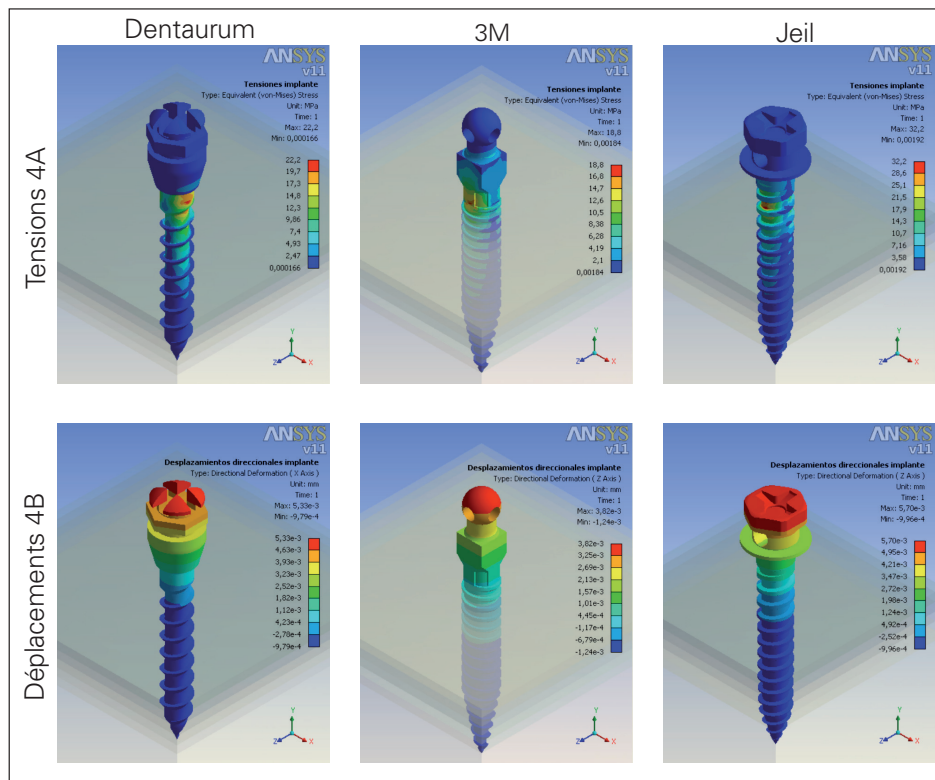


Figure 4
Tensions et déplacements directionnels des mini-vis d'épaisseur 1 mm dans le modèle de la matrice géométrique.

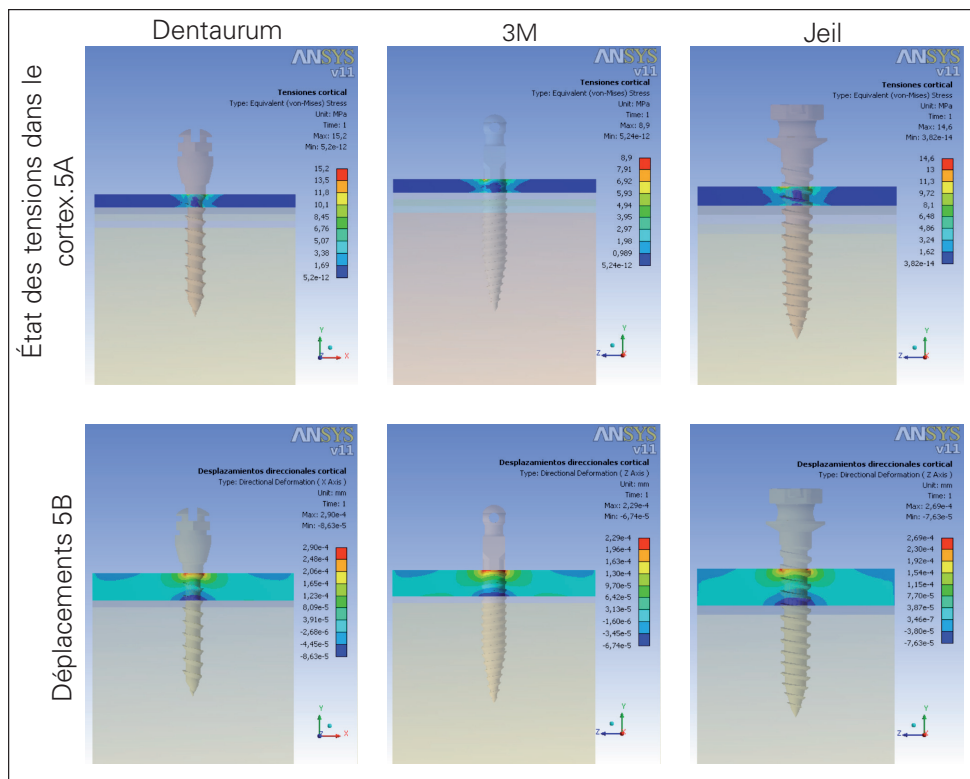


Figure 5
Tensions et déplacements des mini-vis dans la corticale (1 mm d'épaisseur).

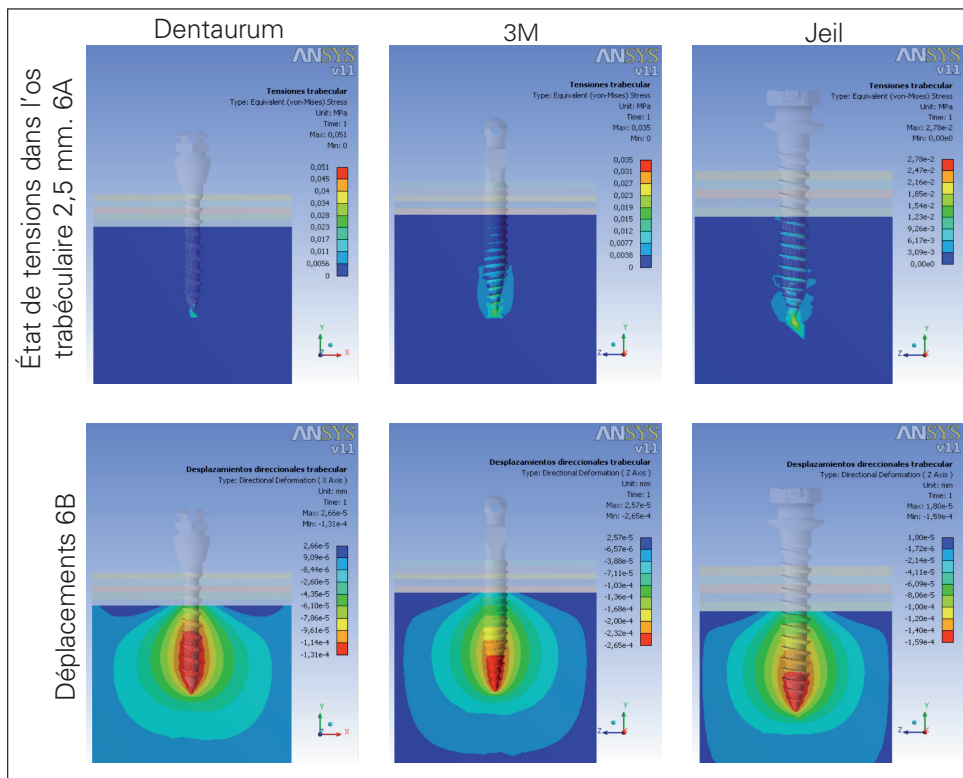


Figure 6
Tensions et déplacements des mini-vis dans l'os trabéculaire (2,5 mm).

images les plus significatives de l'analyse des éléments finis, tant en ce qui concerne les tensions que les déplacements de la

mini-vis (fig. 4), dans l'os cortical (fig. 5) et dans l'os trabéculaire (fig. 6), pour différentes épaisseurs d'os cortical.

DISCUSSION

Dans cette étude, nous avons comparé le comportement de trois MIO en quantifiant et en analysant les tensions et les déplacements. Sur le modèle 1 de la figure 2, nous observons qu'en appliquant une force de 100 g sur la même mini-vis et en modifiant son orientation, la tension maximale tout comme la déformation maximale augmentent au fur et à mesure que la force s'approche de 0°. Les tensions sont moins importantes lorsque la force est appliquée à 90° le long du grand axe de la mini-vis. Ces résultats coïncident avec ceux obtenus par Pickard¹⁹ qui a constaté que lorsque la force

est appliquée tout au long du grand axe de la mini-vis, celle-ci montre plus de stabilité et de résistance à la fracture que dans toute autre situation, même avec la force maximale de 342 N. Dans ce cas, le pas de vis de la mini-vis est perpendiculaire à la charge, cette situation est la position optimale pour résister à la force.

D'autre part, si l'insertion de la mini-vis se fait à 45° dans la direction d'application de la force, le système gagne en stabilité et en résistance par rapport à une mini-vis placée avec la même angulation mais orientée dans le sens opposé à l'application de la force.

Jasmine *et al.*⁹ préconisent de placer la mini-vis le plus perpendiculairement possible par rapport à la surface de l'os, afin de lui conférer plus de stabilité. Mais ceci n'est pas toujours possible : parfois la disposition des racines dentaires ou l'anatomie particulière de la zone choisie, imposent de modifier l'axe d'insertion du MIO. Parck *et al.*¹⁷ proposent de placer les mini-vis avec une inclinaison distale de 10° à 20° pour prévenir le risque de lésion radiculaire dans les espaces inter-radicaux postérieurs que peut impliquer une insertion du MIO à 90° par rapport à la surface osseuse. Melsen¹⁴ conseille de placer les mini-vis obliquement en direction apicale au maxillaire et à la mandibule dans les espaces inter dentaires, le plus parallèlement possible aux racines. Kiung *et al.*¹¹ sont en faveur d'une insertion maxillaire avec une angulation de 30° à 40° par rapport à l'axe de la dent et de 10° à 20° à la mandibule. Carano *et al.*² suggèrent une angulation de 30° à 45° au maxillaire, excepté dans les zones proches du sinus maxillaire pour lesquelles ils conseillent une insertion plus perpendiculaire afin d'éviter tout risque d'effraction dommageable de celui-ci.

Dans notre étude, le comportement des trois mini-vis est très semblable. Bien que les différences entre les trois MIO soient minimales, la zone soumise au stress le plus important est située dans la zone d'appui de la base de la tête des trois MIO (fig. 4A). Le déplacement du MOI (fig. 4B) est pratiquement nul au niveau de sa base. Les tensions de charge au niveau de la corticale (fig. 5A) et les déplacements (fig. 5B), sont très semblables, de l'ordre de 2,2 à 2,9 x 10⁻⁴. Au niveau de l'os trabéculaire (fig. 6), et pour des conditions de charge identiques, on note plus de tensions dans la mini-vis de Jeil. Il en résulte que, malgré une valeur plus réduite des tensions, ce serait cette mini-vis qui supporterait le plus de charge au niveau de la corticale (fig. 6A). En ce qui concerne les déplacements (fig. 6B), celui

de la mini-vis Jeil est à peu près de 30 % inférieur par rapport aux deux autres mini-vis (Dentaurum et 3M).

Chazigianni *et al.*⁴ concluent que la longueur et le diamètre de la mini-vis sont des paramètres significatifs dans la stabilité de la mini-vis, mais seulement avec l'application de niveaux élevés de force. Au contraire, Liu *et al.*¹³ pensent que le diamètre est le facteur déterminant de la réponse mécanique de la mini-vis. Ils ont constaté, comme dans notre étude, que le stress comme le déplacement diminuent avec l'augmentation de l'épaisseur de l'os cortical.

Dans nos résultats, l'augmentation du déplacement suit la réduction de l'épaisseur de l'os cortical. Ceci peut être dû à une diminution de l'épaisseur de la couche la plus résistante, entraînant un déplacement plus important de la mini-vis.

La mini-vis 3M, qui a eu des valeurs moindres de déplacement dans l'os cortical, est celle qui a eu les plus grands déplacements dans l'os trabéculaire. Ceci peut avoir son origine dans l'effet giratoire de la mini-vis qui s'exerce dans le sens d'application de la force. Les différences structurales entre l'os cortical et l'os trabéculaire expliquent une tension moindre au sein de ce dernier.

Le dessin de la mini-vis varie selon les fabricants et il est difficile d'isoler celle qui offre les meilleures qualités mécaniques.

Dans notre étude, les trois mini-vis sélectionnées ont des caractéristiques d'insertion similaires. Une concentration maximale de stress a été retrouvée au niveau du col de la mini-vis. Ceci coïncide avec les résultats des travaux de Shing *et al.*²¹ qui constatent, comme nous, que le stress au sein de l'os trabéculaire est minimal. Les mêmes auteurs ont également constaté que lorsque l'on applique une force latérale, les mini-vis ayant un faible diamètre au niveau du col, ont plus tendance à se plier et même à se fracturer, que celles ayant un diamètre supérieur.

Cette cassure a tendance à se produire au niveau du col de la mini-vis, dans la zone de jonction avec l'os cortical.

Sur le modèle 2 simplifié, utilisé dans ce travail, on constate que l'éloignement du point d'application de la force augmente la tension maximale et la déformation. Ces résultats sont, d'ailleurs, en accord avec ceux de Choi *et al.*⁵ qui, utilisant une force latérale de 2 N, ont également constaté que le stress sur l'os péri-implantaire augmente lorsqu'à la fois, la tête de la mini-vis est située plus haut et que le point d'application de la force est excentré.

La méthode d'analyse des éléments finis indique que la variation d'épaisseur de l'os cortical n'affecte en rien les tensions maximales enregistrées au niveau de chaque mini-vis. C'est la mini-vis de Jeil qui a la valeur de charge la plus haute tandis que les mini-vis 3M et Dentaurum ont des valeurs moindres.

Pourtant, une augmentation des tensions sur l'os trabéculaire et l'os cortical a été observée. La diminution de l'épaisseur de l'os cortical provoque une augmentation de tensions enregistrées. Cette augmentation est relativement constante, car la réduction de l'épaisseur de l'os cortical induit aussi une diminution de la superficie effective de l'insertion ou de l'implantation de la mini-vis la plus rigide. La diminution de l'épaisseur de la couche corticale provoque une augmentation des tensions enregistrées au niveau de la zone trabéculaire. Avec la diminution de la zone de résistance corticale, la contribution

de la zone de moindre résistance prend plus d'importance et donc augmente les tensions au sein de l'os trabéculaire.

La mini-vis 3M présente des tensions maximales sur l'os cortical notablement inférieures à celles des mini-vis Dentaurum et Jeil. L'augmentation de la tension sur l'os trabéculaire s'accroît chaque fois davantage au fur et à mesure que l'épaisseur de l'os cortical diminue. La mini-vis 3M qui a montré les meilleures valeurs de déplacement dans l'os cortical, a aussi été celle qui a eu les déplacements les plus importants dans l'os trabéculaire.

Bien que les conditions de charge soient très similaires, la mini-vis Jeil supporterait mieux la charge alors que celle de 3M supporterait mieux les déplacements.

La tension au sein de l'os trabéculaire est bien moindre que celle dans l'os cortical, ceci est dû aux caractéristiques différentes entre les deux os.

Le dessin des hélices des MIO influe autant sur les conditions de déplacements que sur les tensions. Dans certains cas il permet de mieux supporter la tension, dans d'autres il évite le déplacement.

Notre étude connaît quelques limites. D'une part car la géométrie du bloc osseux a été simplifiée à un bloc rectangulaire et que les propriétés du matériau ont été considérées comme étant homogènes. D'autre part, les répercussions pouvant être engendrées par les tissus péri-implantaires n'ont pas été prises en compte.

CONCLUSION

L'observation comparative des trois mini-vis étudiées met en évidence une tendance à la similitude.

La diminution de l'épaisseur de l'os cortical ne produit pas d'augmentation de la

tension sur les mini-vis qui maintiennent une valeur constante pour les différentes épaisseurs d'os étudiés. Mais, dès que la corticale osseuse subit une réduction, il se produit une augmentation du déplacement

dans la direction du vecteur de force de la mini-vis, d'autant plus significative que l'épaisseur d'os cortical est plus réduite. Finalement, une diminution de l'épaisseur

d'os cortical favorise une augmentation des déplacements directionnels dans l'os cortical et dans l'os trabéculaire.

BIBLIOGRAPHIE

- 1 Alsamak S, Gkantidis N, Bitsanis E et al. Assessment of potential orthodontic mini-implant insertion sites based on anatomical hard tissue parameters: a systematic review. *In J Oral Maxillofac Implants* 2012;27:875-887.
- 2 Carano A, Velo S, Leone P, Siciliani G. Clinical applications of the Miniscrew Anchorage System. *J Clin Orthod* 2005;39:9-24.
- 3 Chang JZ, Chen YJ, Tung YY, Chiang YY, Lai EH, Chen WP, Lin CP. Effects of thread depth, taper shape, and taper length on the mechanical properties of mini-implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012;141:279-88.
- 4 Chatzigianni A, Keilig L, Reimann S, Eliades T, Bouravel C. Effect of mini-implant length and diameter on primary stability under loading with two force levels. *Eur J Orthod* 2011;33:381-7.
- 5 Choi B, Lee DO, Mo SS, Kim SH, Park KH, Chung KR, Nelson G, Han SH. Three-dimensional finite element analysis for determining the stress distribution after loading the bone surface with two-component mini-implants of varying length. *Korean J Orthod* 2011;41(6):423-430.
- 6 Floorvaag B, Kneuert P, Lazar F, et al. Biomechanical properties of orthodontic miniscrews. An in vitro study. *J Orofac Orthop* 2010;71:53-67.
- 7 Gracco A, Giagnorio C, Incerti Parenti S et al. Effects of thread shape on the pullout strength of miniscrews. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012;142:186-90.
- 8 Horner KA, Behrents RG, Kim KB, et al. Cortical bone and ridge thickness of hyperdivergent and hypodivergent adults. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012;142:170-8.
- 9 Jasmine MI, M, Yezdani AA, Tajir F, et al. Analysis of stress in bone and micro-implants during en-masse retraction of maxillary and mandibular anterior teeth with different insertion angulations : a 3-dimensional finite element analysis study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012;141:71-80.
- 10 Kuroda S, Sugawara Y, Deguchi T, et al. Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage : success rates and postoperative discomfort. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;131:9-15.
- 11 Kyung HM, Park HS, Bae SM, et al. Development of orthodontic micro-implants for intraoral anchorage. *J Clin Orthod* 2003;37:321-8.
- 12 Lim HJ, Choi YJ, Evans CA, Hwang HS. Predictors of initial stability of orthodontic miniscrew implants. *Eur J Orthod* 2011;33:528-532.
- 13 Liu TC, Chang CH, Wong TY, and Liu JK. Finite element analysis of miniscrew implants used for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012;141:468-76.
- 14 Melsen B. Mini-implants : where are we? *J Clin Orthod* 2005;39:539-47.
- 15 Motoyoshi M, Uemura M, Ono A, et al. Factors affecting the long term stability of orthodontic mini-implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137:588-593.
- 16 Motoyoshi M, Yoshida T, Ono A, et al. Effect of bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontics mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:779-78,4.
- 17 Park HS, Hwangbo ES, Kwon TG. Proper mesiodistal angles for microimplant placement assessed with 3-dimensional computed tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137:200-6.
- 18 Park HS, Lee YJ, Jeong SH et al. Density of the alveolar and basal bones of the maxilla and mandible. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;133:30-7.

- 19 Pickard MB, Dechow P, Rossouw PE, et al. Effects of miniscrew orientation on implant stability and resistance to failure. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2010;137:91-9.
- 20 Reynders R, Ronchi L, Bipat S. Mini-Implants in orthodontics: A systematic review of the literature. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2009;135:564-583.
- 21 Shing S, Mogra S, Shetty VS, Shetty S, Philip P. Three-dimensional finite element analysis of strength, stability, and stress distribution in orthodontic anchorage : A conical, self-drilling miniscrew implant system. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2012;141:327-36.
- 22 Türköz C, Ataç MS, Tuncer C, et al. The effect of drill-free and drilling methods on the stability of mini-implants under early orthodontic loading in adolescent patients. Eur J Orthod 2011;33:533-6.



edp dentaire
Groupe EDP Sciences

Dentoréseau

Le réseau social des chirurgiens-dentistes

**Découvrez
le réseau social
des chirurgiens-
dentistes**



**Rejoignez-vite votre réseau sur
www.dento-reseau.com**