

Sergio Alexandre Gehrke
José Luis Calvo Guirado
Raphael Bettach
Massimo Del Fabbro
Carlos Pérez-Albacete
Martínez
Jamil Awad Shibli

Évaluation du couple d'insertion, du quotient de stabilité de l'implant et de la qualité du trou de forage pour différents types de forets : une étude *in vitro*

Affiliations des auteurs :

Sergio Alexandre Gehrke, Département de la recherche, Biotecnos - Technologie et Science, Santa Maria Brésil, Professeur à l'Université catholique d'Uruguay, Montevideo, Uruguay
José Luis Calvo Guirado, président de l'International Research Cathedra, Université catholique San Antonio de Murcia (UCAM), Murcia, Espagne
Raphaël Bettach, professeur associé à l'Université de New York, New York, États-Unis
Massimo Del Fabbro, Chercheur académique à l'Université de Milan, Directeur du Centre de recherche en santé bucco-dentaire, Département des sciences biomédicales, chirurgicales et dentaires, Institut orthopédique Galeazzi, IRCCS Milan, Italie
Carlos Pérez-Albacete Martínez, professeur associé à l'International Research Cathedra, Université catholique San Antonio de Murcia (UCAM), Murcia, Espagne
Jamil Awad Shibli, Département de parodontologie et d'implantologie orale, Division de la recherche dentaire, Université de Guarulhos, Guarulhos, SP, Brésil

Auteur correspondant :

Sergio Alexandre Gehrke, DDS, PhD
Département de la recherche, Biotecnos - Technologie et science
Rua Dr. Bozano 571, CP 97015-001- Santa Maria, RS, Brésil
Tél/Fax : +55 55 32227253
e-mail: sergio.gehrke@hotmail.com

Mots clés : implants dentaires, analyse de la fréquence de résonance, densité osseuse, couple d'insertion, précision du foret

Résumé

Objectif : La présente étude avait pour objectif de comparer le couple d'insertion et le quotient de stabilité de l'implant entre différents modèles de forets pour la préparation du site implantaire.

Matériels et méthodes : Des blocs d'os synthétiques (densité de type I) ont été utilisés pour les procédures de forage. Trois groupes ont été évalués : Groupe G1 - forage avec une seule fraise pour un implant conique de 4,2 mm ; Groupe G2 et Groupe G3 - forage avec trois fraises consécutives pour un implant cylindrique de 4,1 mm et pour un implant conique de 4,3 mm, respectivement. Pour chaque groupe, 15 procédures de forage ont été réalisées sans irrigation sur 10 mm de profondeur.

La qualité du trou de forage (HQ) après ostéotomie pour la préparation du site implantaire a été mesurée pour les cinq premiers trous au moyen d'un instrument de mesure de la circularité/cylindricité tridimensionnel (sommet, milieu et fond du site) entièrement automatisé. La valeur du couple d'insertion (ITV) a été obtenue à l'aide d'un couplemètre informatisé et les valeurs du quotient de stabilité de l'implant (ISQ) ont été mesurées au moyen d'un appareil à fréquence de résonance.

Résultats : Le foret unique (groupe 1) a permis d'obtenir une ITV et un ISQ significativement plus élevés que les forets multiples pour l'ostéotomie (groupes 2 et 3). Les groupes 1 et 3 présentaient un HQ nettement meilleur que le groupe 2.

Conclusions : Dans les limites de l'étude, les résultats suggèrent que la qualité du trou de forage, en plus du couple d'insertion, peut affecter de manière significative la stabilité primaire de l'implant.

Introduction

La stabilité de l'implant au moment de la chirurgie est indispensable au succès à long terme des implants dentaires. La stabilité primaire est considérée comme primordiale pour assurer l'ostéointégration (Degidi et al. (2013). On peut définir la stabilité primaire de l'implant comme le résultat de la qualité et de la quantité de l'os local, de la géométrie de l'implant, de la mise en place et de la technique chirurgicale utilisée, ainsi que de l'ajustement précis dans l'os (Bilhan et al. (2010). Ainsi, la coordination des éléments ci-dessus est essentielle pour le succès à long terme de l'implant (Dilek et al. 2008 ; Stacchi et al. 2013). Les deux principaux facteurs ayant une incidence sur la stabilité primaire d'un implant lors de sa mise en place sont l'importance du contact os-implant et le rôle des contraintes de compression à l'interface entre l'implant et les tissus.

Ces contraintes peuvent contribuer à améliorer la stabilité primaire d'un implant, mais une compression excessive des vaisseaux sanguins dans le tissu osseux qui entoure l'implant peut entraîner une nécrose et une ischémie osseuse locale à l'interface entre l'implant et les tissus (Nedir et al. 2004 ; Isoda et al. 2012). De même, la stabilité secondaire peut également être déterminée par la réaction du tissu osseux au traumatisme chirurgical et de la surface de l'implant. À cet égard, la qualité de l'instrument joue un rôle fondamental, car l'intensité du traumatisme causé par la procédure d'ostéotomie peut déterminer la réponse osseuse. Sur le plan histologique, Gehrke 2015 a démontré une meilleure réponse osseuse lorsque le foret final utilisé lors de l'ostéotomie était neuf et efficace en termes de coupe (usage unique).

Des périodes de cicatrisation plus courtes sont généralement nécessaires pour les implants dont la stabilité primaire est adéquate afin d'assurer l'ostéointégration. En revanche, les implants ayant une mauvaise stabilité primaire ont besoin de périodes de cicatrisation plus longues pour parvenir à une stabilité secondaire suffisante, afin de supporter la réhabilitation prothétique.

Date :

Accepté le 24 janvier 2016

Pour citer cet article :

Gehrke SA, Guirado JLC, Bettach R, Fabbro MD, Martinez CP-A, Shibli JA. Évaluation du couple d'insertion, du quotient de stabilité de l'implant et de la qualité du trou de forage pour différents types de forets : une étude *in vitro*.
Clin. Oral Impl. Res. 00, 2016, 1–7
doi: 10.1111/clr.12808

Cela suggère qu'il est possible de déterminer la durée de la période de cicatrisation sur une base individuelle, ce qui rendrait le traitement implantaire plus sûr, plus efficace et moins long dans certains cas (Esposito et al. 1998). En général, les cliniciens évaluent la stabilité primaire à l'aide du test de percussion ou de leur propre perception pendant le processus d'insertion. Cependant, le manque de précision a motivé le développement de différentes méthodes visant à évaluer la stabilité primaire de manière objective. Le couple d'insertion maximal (IT) et l'analyse de la fréquence de résonance (RFA), notamment, sont les plus utilisés à l'échelle mondiale. Sur le plan clinique, les valeurs de la RFA ou du quotient de stabilité de l'implant (ISQ) ont été corrélées avec les variations de la stabilité de l'implant au cours de la cicatrisation osseuse. On peut donc penser que les valeurs IT et ISQ ont une corrélation positive (Degidi et al. 2009, 2012). Cependant, la formule selon laquelle un IT plus élevé se traduit par une stabilité primaire plus élevée n'est pas toujours vraie, car la quantité et la qualité de l'os varient considérablement d'un patient à l'autre. La présente étude avait donc pour objectif d'étudier l'IT, la RFA et la qualité du forage (précision du trou, c'est-à-dire la linéarité et l'arrondi des bords du site préparé à n'importe quelle profondeur, qui doit être aussi proche que possible d'un cylindre ou d'un cône, selon le profil du foret utilisé) pour trois modèles d'implants dentaires différents en utilisant un bloc d'os artificiel. L'hypothèse nulle consistait à dire qu'en utilisant une seule étape de forage, il n'existe pas de différence en termes de qualité de forage (précision du trou), d'IT et de RFA des implants, par rapport à l'utilisation d'un forage conventionnel en plusieurs étapes.

Matériels et méthodes

Spécimen d'os et division des groupes

Pour normaliser les caractéristiques des os, on a utilisé des blocs d'os en mousse de polyuréthane rigide solide (Nacional Ossos, São Paulo, Brésil), conformément à la norme ASTM F1839/08 (Standard Specification for Rigid Polyurethane Foam for Use as a Standard Material for Testing Orthopaedic Devices and Instruments. ASTM International, West Conshohocken, PA, 2012), de 40 mm d'épaisseur, 10 mm de largeur et 180 mm de longueur, ont été utilisés. La mousse est disponible dans une variété de tailles et de densités ; pour cette étude, elle était de 0,64 grammes par centimètre cube (40 pcf = 440 livres par pied cube).

Trois groupes ont été examinés, comme le montre la figure 1 :



Fig. 1. Image des jeux (forets et implants) utilisés pour chaque groupe.

Groupe 1 : Un foret de 4,2 mm de diamètre et 10 mm de longueur (1 500 trs/min) pour un implant conique (IDALL Implants Diffusion International, Montreuil, France).

Groupe 2 : Séquence de forage pour un implant cylindrique de 4,1 mm de diamètre standard sur 10 mm de longueur, Straumann (Bâle, Suisse) : les diamètres de forage étaient de 2,2 mm (à 800 trs/min) ; 2,8 mm (à 600 trs/min) et 3,5 mm (à 500 trs/min).

Groupe 3 : Séquence de forage pour un implant conique Nobel Replace® de 4,3 mm de diamètre sur 10 mm de longueur, Nobel Biocare (Suède) : cône de 2 mm (à 2 000 trs/min) ; 3,5 mm (à 800 trs/min) et 4,3 mm (à 800 trs/min).

Préparation de l'ostéotomie et analyse de la qualité du trou de forage

Un appareillage a été mis au point *ad hoc* pour cette expérience. Il était composé d'un panneau de commande avec contrôleur logique programmable (PLC) et d'un moteur pas à pas avec interface homme-machine (IHM). Ces dispositifs ont été utilisés pour produire des mouvements de forage continus, qui ont été prédéfinis (position, profondeur et charge) avec une grande précision par l'investigateur. Un dispositif a été utilisé pour stabiliser les échantillons d'os durant le forage. Quinze ostéotomies ont été préparées pour chaque groupe, selon une technique chirurgicale douce à l'aide d'un foret chirurgical, à une vitesse de rotation recommandée par le fabricant de chaque système d'implant. Dans la présente étude, une charge de 2 kg a été utilisée, conformément aux procédures d'autres auteurs (Lavelle & Wedgwood 1980 ; Misir et al. 2009). Après les perforations (15 ostéotomies), les cinq premiers trous de chaque groupe ont été sélectionnés et soumis à un concept révolutionnaire d'inspection automatisée de la circularité afin de mesurer la précision du trou de forage (Talyrond 585, Taylor Hobson, Chicago, IL, États-Unis) (Fig. 2).



Fig. 2. Image de l'appareillage utilisé pour mesurer la précision du trou de forage dans les échantillons.

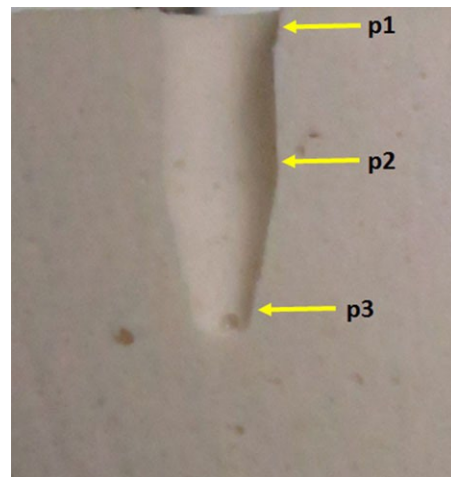


Fig. 3. Différentes évaluations et mesures avec différents forets.

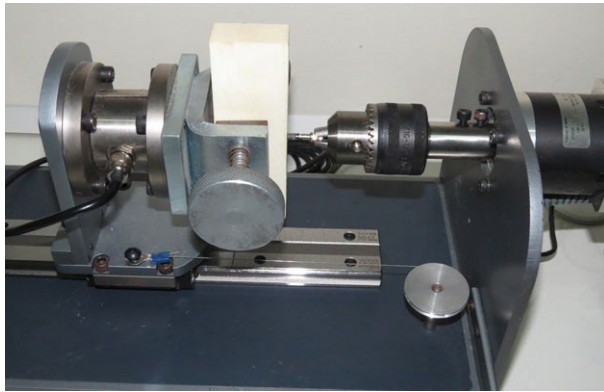


Fig. 4. Image du couplemètre informatisé utilisé pour mesurer le couple d'insertion.

Tableau 1. Données relatives au quotient de stabilité de l'implant (ISQ) mesuré dans différents groupes

	Moyenne et ÉT	Médiane	Intervalle
Groupe 1	84 ± 2,29	84	81–87
Groupe 2	75 ± 2,51	75	70–79
Groupe 3	74 ± 2,41	74	69–78

Les cinq trous ont été analysés à trois niveaux, le sommet (p1), le milieu (p2) et le fond du trou (p3), comme le montre le schéma de la figure 3. Une moyenne en pourcentage des données a été établie en fonction de la précision de l'arrondi (différence moyenne du profil du trou réel par rapport à un cercle parfait).

Installation des fixations, mesures IT et RF

Dix implants de chaque groupe ont été installés dans les 10 dernières ostéotomies non utilisées pour la mesure de l'arrondi. Pour la pose des implants, une machine d'essai de couple - CME (Técnica Industrial Oswaldo Filizola, São Paulo, Brésil), entièrement contrôlée par le logiciel DynaView Torque Standard/Pro M (Fig. 4), avec une vitesse d'essai de 5 trs/min et un système de mesure d'angle avec une résolution de 0,002, a été utilisée afin d'éviter les différences possibles dues aux mouvements humains pendant la pose de l'implant. En outre, les implants ont été insérés avec une force contrôlée de 10N, conformément à la norme ASTM F543-2 (2007).

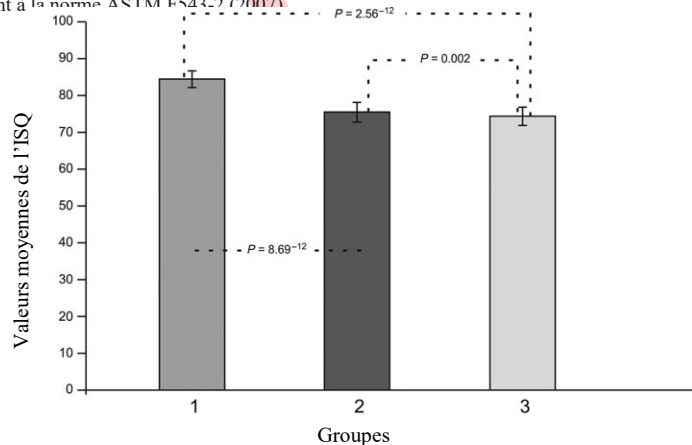


Fig. 5. Graphique à barres montrant les comparaisons des valeurs ISQ et des valeurs p entre les groupes.

Des analyses statistiques ont été réalisées à l'aide d'une analyse de la variance à un facteur (ANOVA) afin de déterminer les différences entre les trois groupes comparant les trois méthodes (RFA, IT et précision du trou de forage) pour chacun des paramètres évalués. En ce qui concerne les comparaisons entre les groupes pour chaque méthode d'observation, le test *t* non apparié de Student a été appliqué. $P < 0,05$ était considéré comme le niveau de significativité. Les données ont été traitées par le logiciel Unscrambler®, version 6.11 (CAMO A/S, Trondheim, Norvège).

Résultats

Analyse de la fréquence de résonance (RFA)

Les valeurs moyennes de la fréquence de résonance pour les trois modèles d'implants étudiés, l'écart-type (ÉT) et l'intervalle sont récapitulés dans le tableau 1. Un test ANOVA à un facteur, visant à comparer les trois groupes, s'est révélé très significatif ($P = 5,6 \times 10^{-20}$), ce qui permet de conclure qu'il existe un effet important entre les groupes, la significativité étant fixée à $P < 0,05$. Les variations de la RFA entre les groupes, en appliquant le test *t*, sont illustrées dans le graphique à barres de la figure 5 avec les valeurs p. Le foret unique (groupe 1) a permis d'obtenir un ISQ significativement plus élevé que les forets multiples pour l'ostéotomie (groupes 2 et 3).

Analyse de la valeur du couple d'insertion

Lors des tests relatifs au couple d'insertion, tous les implants étaient stables et ancrés dans l'os. Les valeurs moyennes de résistance au couple d'insertion, l'écart-type et l'intervalle sont récapitulés dans le tableau 2. Les groupes ont été comparés à l'aide d'un test ANOVA à un facteur ; comme *F* crit (= 3,35) est plus petit que *F* calc (= 22,95), le test est hautement significatif ($p = 1,5 \times 10^{-6}$), ce qui permet de conclure qu'il existe un effet important entre les groupes, la significativité étant fixée à $P < 0,05$. Lorsque les valeurs ont été comparées entre les groupes à l'aide du test *t*, des différences statistiquement significatives ont été constatées, comme le montre le graphique de la figure 6 avec les valeurs p respectives. Une fois de plus, le groupe 1 a montré des valeurs IT significativement plus élevées que les groupes 2 et 3.

Tableau 2. Données relatives au couple d'insertion de l'implant (IT) en Ncm mesuré dans différents groupes

	Moyenne et ÉT	Médiane	Intervalle
Groupe 1	71,5 ± 4,1	71,8	61–75,8
Groupe 2	61,6 ± 3,6	61,8	55–68
Groupe 3	62,0 ± 3,5	61,4	56,1–66,3

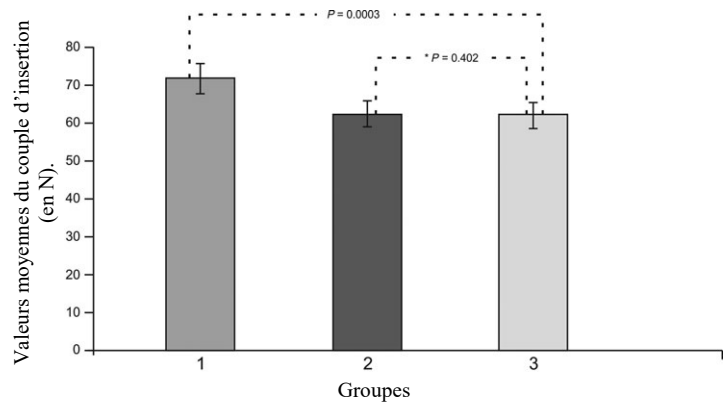


Fig. 6. Graphique à barres montrant les comparaisons des valeurs du couple de retrait et des valeurs p entre les groupes.

Analyse de la précision du trou de forage

Ces données ont montré une précision moyenne de la circularité mesurée en 3 points, de 93 % pour le groupe 1 (Fig. 7), de 76 % pour le groupe 2 (Fig. 8) et de 88 % pour le groupe 3 (Fig. 9). Les groupes 1 et 3 ont montré une précision significativement supérieure à celle du groupe 2 ($P < 0,05$).

Analyse

La présente étude avait pour objectif de comparer différents systèmes de forets utilisés pour la préparation du site implantaire à travers le couple d'insertion (IT), la stabilité primaire et la qualité du trou de forage des implants dentaires insérés dans des blocs d'os cortical artificiel.

Pour chacun de ces résultats, les meilleures performances ont été obtenues grâce aux implants IDALL, pour lesquels la préparation du site implantaire a été réalisée à l'aide d'un seul foret très performant. Cela pourrait expliquer les excellents résultats cliniques présentés récemment (98 % de survie implantaire) portant sur l'évaluation de 350 implants posés en une seule étape de forage lors de plusieurs procédures cliniques (Bettach et al. 2015).

En général, le couple d'insertion détermine la stabilité primaire de l'implant, qui est considérée comme le principal facteur de la réussite d'un traitement implantaire. La méthode de la fréquence de résonance a permis de distinguer les différents niveaux de stabilité primaire de l'implant (Martinez et al. 2001 ; Molly 2006 ; Sim & Lang 2010 ; Katsoulis et al. 2012). L'IT a donc été associée à la RFA en utilisant l'Osstell comme méthode de mesure de la stabilité de l'implant.

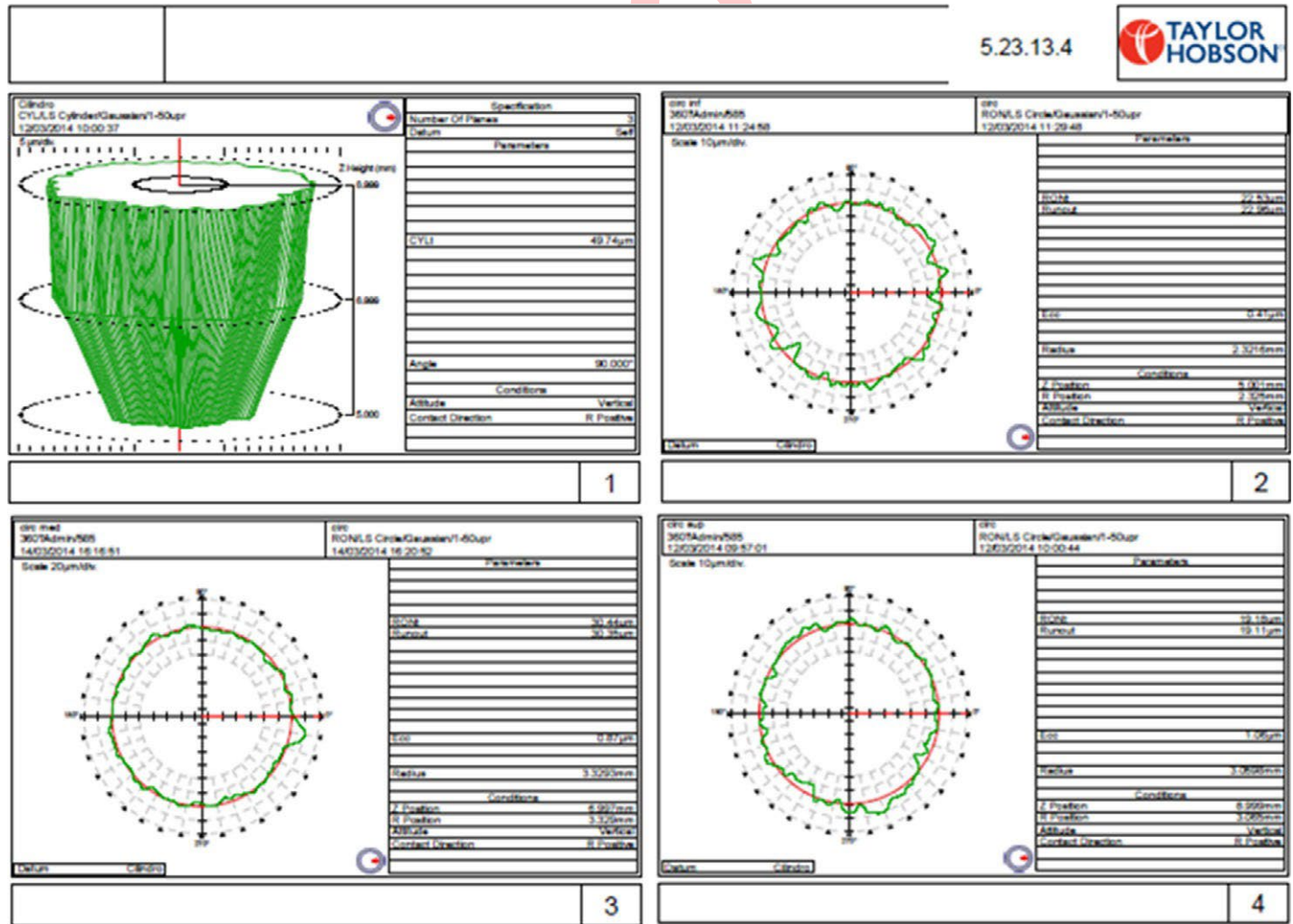


Fig. 7. Graphique du test de circularité des implants IDI (groupe 1).

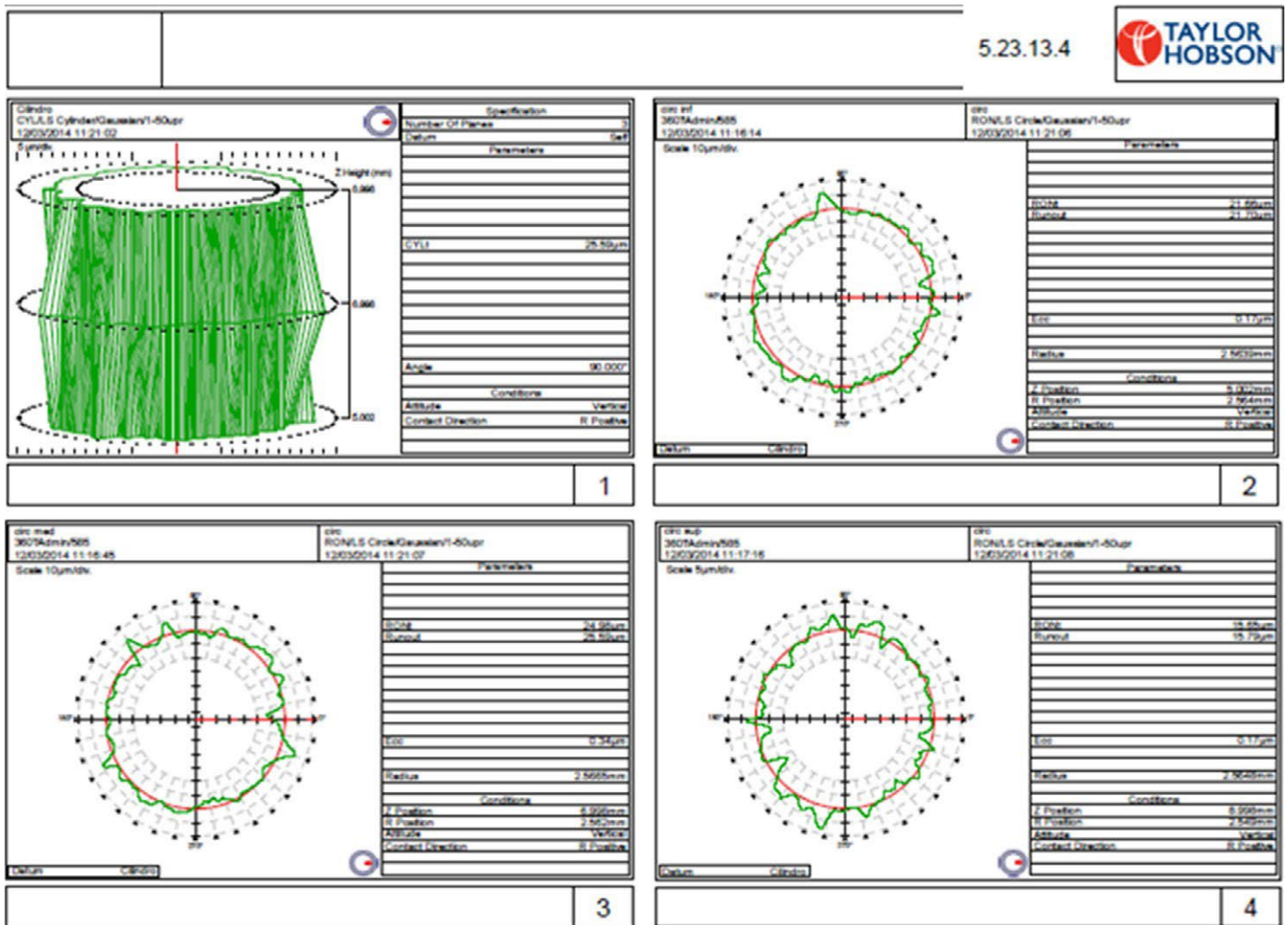


Fig. 8. Graphique du test de circularité des implants Straumann (groupe 2).

Les résultats de la présente étude ont montré de manière intéressante que l'IT et la stabilité initiale augmentaient en fonction de la qualité du trou de forage, ce qui suggère une corrélation positive entre ces paramètres, qui pourrait être étudiée de façon plus approfondie lors de recherches ultérieures. On peut supposer que plus le trou cylindrique/conique produit par le foret est précis, meilleure est l'adaptation à l'implant et, par conséquent, plus grande est la possibilité d'obtenir une stabilité primaire optimale de l'implant, avec des conséquences favorables sur l'ostéointégration et la capacité de charge. À l'inverse, un implant mal adapté au site foré peut présenter une stabilité médiocre et un risque accru de micromouvements excessifs à l'interface os-implant, avec des effets délétères sur l'ostéointégration. On sait que la stabilité initiale dépend fortement de la densité osseuse locale. L'IT augmente également en fonction de l'épaisseur de l'os cortical, et une légère augmentation a été observée en ce qui concerne la stabilité initiale.

Cela suggère que le volume d'os cortical très dense affecte la stabilité initiale et corrobore une étude récente dans laquelle le même modèle d'os artificiel a été utilisé (Cleek et al. 2007 ; Motoyoshi et al. 2007 ; Salmo'ria et al. (2008). Ensuite, en raison des variations du type d'os (qualité) lors des mesures, nous avons utilisé un bloc d'os entièrement cortical.

L'ostéotomie utilisant différentes méthodes (piézoélectrique vs forage conventionnel) a démontré des résultats cliniques différents (Da Silva Neto et al. 2014), à savoir que la stabilité des implants posés à l'aide de la méthode piézoélectrique était supérieure à celle des implants posés à l'aide de la technique conventionnelle. Ces données peuvent indiquer que la technique chirurgicale joue un rôle important dans la stabilité de l'implant (Bilhan et al. (2010).

La conception du foret doit permettre une chirurgie aussi peu traumatique que possible et cette considération doit déterminer les caractéristiques du foret, telles que la géométrie et la conception de la goujure, le tranchant de l'outil de coupe, le diamètre, ainsi que les caractéristiques du protocole de forage, comme la vitesse de forage, la force axiale (pression appliquée au foret), l'angulation de la fraise, l'irrigation, le couple et les forces de poussée, l'utilisation de fraises multiples avec un diamètre incrémentiel par rapport au forage en une seule étape (Oh et al. 2011 ; Augustin et al. 2012). Les caractéristiques de l'os, telles que l'épaisseur et la densité de l'os cortical, ainsi que la durée nécessaire à la préparation du site implantaire, peuvent également influencer sur la production de chaleur durant le forage. (Tehemar 1999 ; Chacon et al. 2006 ; Gronkiewicz et al. (2009).

Dans une précédente étude visant à comparer la température générée par les forets IDI simples à celle générée par les forets multiples de deux autres systèmes, les résultats n'ont pas montré de différence significative au niveau de la chaleur produite dans l'os entourant le site implantaire, mesurée à l'aide d'un thermocouple. (Gehrke et al. (2015).

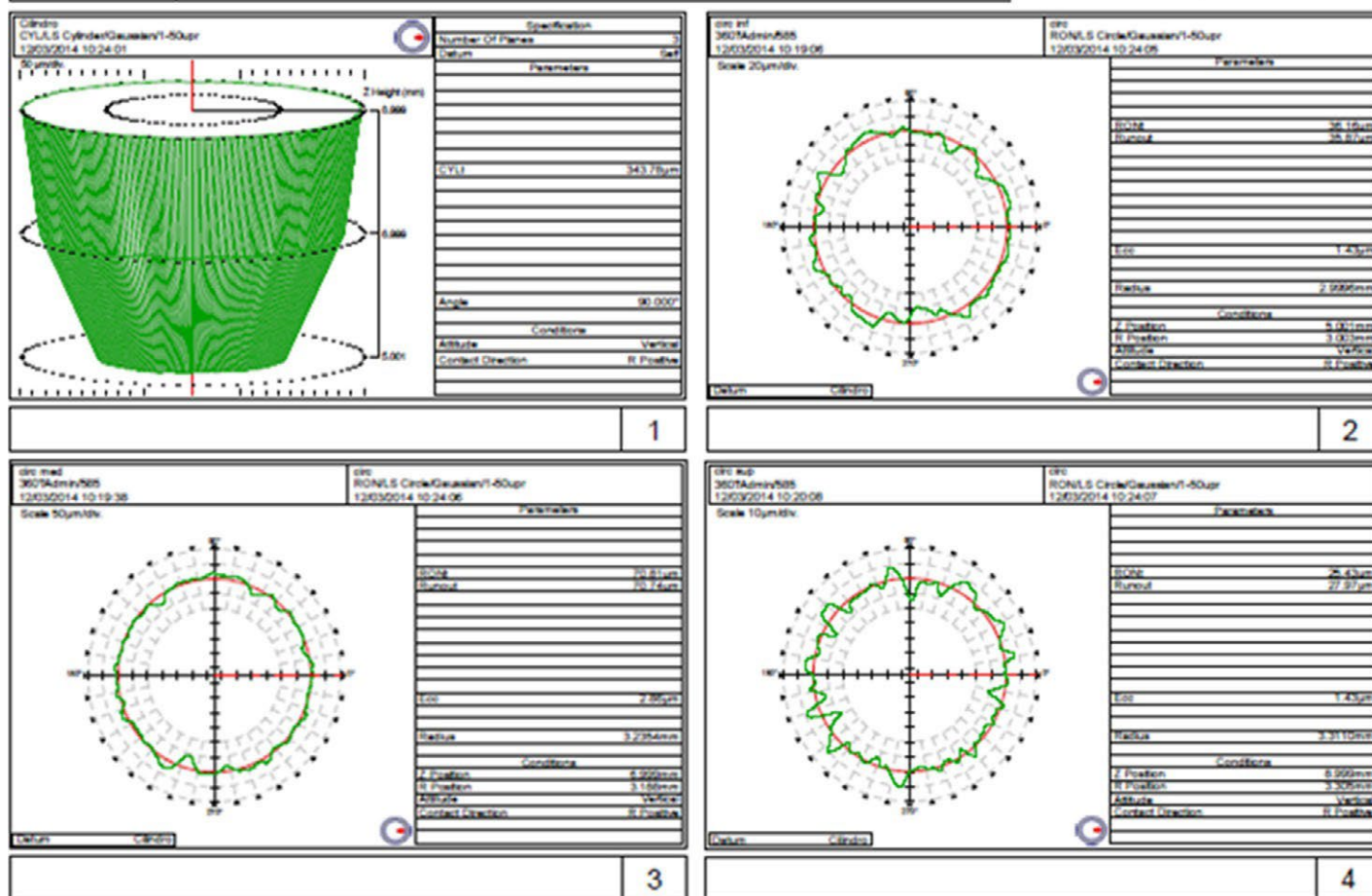


Fig. 9. Graphique du test de circularité des implants Nobel Replace® (groupe 3).

Bien qu'il ait pu y avoir une légère surestimation de la température dans les groupes utilisant plusieurs forets, en raison d'une moindre récupération entre les étapes de forage consécutives, le protocole a pu être standardisé. La possibilité de raccourcir l'ensemble de la procédure de forage peut s'avérer bénéfique pour les tissus en réduisant les dommages locaux ainsi que l'inconfort des patients. En fait, une exposition prolongée des tissus peut être préjudiciable à l'évolution postopératoire en raison de la libération accrue de cytokines pro-inflammatoires et de l'amplification de la réponse inflammatoire qui s'ensuit (2006).

Les blocs d'os synthétique utilisés dans la présente étude ont été spécifiquement conçus pour reproduire les propriétés physiques de l'os cortical en termes de dureté, de densité, d'élasticité (module de Young), conformément à la norme ASTM F1839/08. Les caractéristiques physiques de ces blocs osseux synthétiques sont homogènes dans tout leur volume, afin de garantir une bonne standardisation des procédures et d'éviter d'introduire des sources possibles de biais dans les mesures.

L'utilisation de blocs osseux synthétiques, ainsi que d'autres procédures standardisées, a été recommandée par une récente revue systématique visant à évaluer, par le biais d'une analyse des articles publiés sur ce sujet, les principaux facteurs influant sur l'augmentation de la température et l'usure des forets lors de la préparation du site implantaire (Möhlhenrich et al. (2015). Par ailleurs, en raison des irrégularités naturelles de la mâchoire humaine, il peut y avoir des différences entre ce modèle synthétique et la situation *in vivo*. Pour finir, seuls des blocs d'os de type 1 ont été utilisés, ce qui n'est pas très courant en situation clinique. En effet, c'est dans ce type d'os que la précision de coupe est la plus importante et que le couple d'insertion et les valeurs de l'ISQ sont les plus uniformes entre les groupes.

Les conséquences biologiques et anatomiques telles que la qualité de l'ostéotomie de l'os cortical semblent être des facteurs significatifs ayant une incidence sur la stabilité primaire, et l'estimation de la densité osseuse ainsi que la sélection optimale du système de forage sont des éléments importants.

Conclusion

La présente étude, dans ses limites, a montré qu'un système de fraise unique permet d'obtenir une plus grande précision pour l'ostéotomie qu'une séquence de forage conventionnelle lors de la préparation du site implantaire et qu'il peut être considéré comme aussi sûr que cette dernière. En outre, ce système peut accroître le couple d'insertion et, par conséquent, la stabilité initiale des implants. D'autres études, à la fois *in vitro*, éventuellement sur des échantillons d'os humains, et *in vivo*, permettront de mieux comprendre l'importance de la qualité des trous de forage lors de la préparation des sites implantaires.

Conflit d'intérêts

Les auteurs déclarent n'avoir aucun conflit d'intérêts.

Références

- Augustin, G., Zigman, T., Davila, S., Udilljak, T., Starovski, T., Brezak, D. & Babic, S. (2012) Cortical bone drilling and thermal osteonecrosis. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)* 27: 313–325.
- Bettach, R., Taschieri, S., Boukhris, G. & Del Fabbro, M. (2015) Implant survival after preparation of the implant site using a single bur: a case series. *Clinical Implant Dentistry Related Research* 17: 13–21.
- Bilhan, H., Geckili, O., Mumcu, E., Bozdogan, E., Sunbuloglu, E. & Kutay, O. (2010) Influence of surgical technique, implant shape and diameter on the primary stability in cancellous bone. *Journal of Oral Rehabilitation* 37: 900–907.
- Chacon, G.E., Bower, D.L., Larsen, P.E., McGlumphy, E.A. & Beck, F.M. (2006) Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization. *Journal of Oral Maxillofacial Surgery* 64: 265–269.
- Cleek, T.M., Reynolds, K.J. & Hearn, T.C. (2007) Effect of screw torque level on cortical bone pull-out strength. *Journal of Orthopedic Trauma* 21: 117–123.
- Da Silva Neto, U.T., Joly, J.C. & Gehrke, S.A. (2014) Clinical analysis of the stability of dental implants after preparation of the site by conventional drilling or piezosurgery. *British Journal of Oral Maxillofacial Surgery* 52: 149–153.
- Degidi, M., Daprile, G. & Piattelli, A. (2012) Primary stability determination by means of insertion torque and RFA in a sample of 4,135 implants. *Clinical Implant Dentistry Related Research* 14: 501–507.
- Degidi, M., Daprile, G., Piattelli, A. & Iezzi, G. (2013) Development of a new implant primary stability parameter: insertion torque revisited. *Clinical Implant Dentistry Related Research* 15: 637–644.
- Degidi, M., Perrotti, V., Strocchi, R., Piattelli, A. & Iezzi, G. (2009) Is insertion torque correlated to bone-implant contact percentage in the early healing period? A histological and histomorphometrical evaluation of 17 human-retrieved dental implants. *Clinical Oral Implants Research* 20: 778–781.
- Dilek, O., Tezulas, E. & Dincel, M. (2008) Required minimum primary stability and torque values for immediate loading of mini dental implants: an experimental study in nonviable bovine femoral bone. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontics* 105: e20–e27.
- Esposito, M., Hirsch, J.M., Lekholm, U. & Thomsen, P. (1998) Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). *Etiopathogenesis. European Journal of Oral Science* 106: 721–764.
- Gehrke, S.A. (2015) Evaluation of the Cortical Bone Reaction Around of Implants Using a Single-Use Final Drill: a Histologic Study. *Journal of Craniofacial Surgery* 26: 1482–1486.
- Gehrke, S.A., Bettach, R., Taschieri, S., Boukhris, G., Corbella, S. & Del Fabbro, M. (2015) Temperature Changes in Cortical Bone after Implant Site Preparation Using a Single Bur versus Multiple Drilling Steps: an In Vitro Investigation. *Clinical Implant Dentistry Related Research* 17: 700–707.
- Gronkiewicz, K., Majewski, P., Wisniewska, G., Pihut, M., Loster, B.W. & Majewski, S. (2009) Experimental research on the possibilities of maintaining thermal conditions within the limits of the physiological conditions during intraoral preparation of dental implants. *Journal of Physiology & Pharmacology* 60: 123–127.
- Hong, J., Lim, Y.J. & Park, S.O. (2012) Quantitative biomechanical analysis of the influence of the cortical bone and implant length on primary stability. *Clinical Oral Implants Research* 23: 1193–1197.
- Huang, H.M., Lee, S.Y., Yeh, C.Y. & Lin, C.T. (2002) Resonance frequency assessment of dental implant stability with various bone qualities: a numerical approach. *Clinical Oral Implants Research* 13: 65–74.
- Isoda, K., Ayukawa, Y., Tsukiyama, Y., Sogo, M., Matsushita, Y. & Koyano, K. (2012) Relationship between the bone density estimated by cone-beam computed tomography and the primary stability of dental implants. *Clinical Oral Implants Research* 23: 832–836.
- Kahraman, S., Bal, B.T., Asar, N.V., Turkyilmaz, I. & Tozum, T.F. (2009) Clinical study on the insertion torque and wireless resonance frequency analysis in the assessment of torque capacity and stability of self-tapping dental implants. *Journal of Oral Rehabilitation* 36: 755–761.
- Katsoulis, J., Avramopoulos, M., Spycher, C., Stipic, M., Enkling, N. & Mericske-Stern, R. (2012) Comparison of implant stability by means of resonance frequency analysis for flapless and conventionally inserted implants. *Clinical Implant Dentistry Related Research* 14: 915–923.
- Lavelle, C. & Wedgwood, D. (1980) Effect of internal irrigation on frictional heat generated from bone drilling. *Journal of Oral Surgery* 38: 499–503.
- Martinez, H., Davarpanah, M., Missika, P., Celletti, R. & Lazzara, R. (2001) Optimal implant stabilization in low density bone. *Clinical Oral Implants Research* 12: 423–432.
- Misir, A.F., Sumer, M., Yenisey, M. & Ergioglu, E. (2009) Effect of surgical drill guide on heat generated from implant drilling. *Journal of Oral Maxillofacial Surgery* 67: 2663–2668.
- Möhlhenrich, S.C., Modabber, A., Steiner, T., Mitchell, D.A. & Hölzle, F. (2015) Heat generation and drill wear during dental implant site preparation: systematic review. *British Journal of Oral Maxillofacial Surgery* 53: 679–689.
- Molly, L. (2006) Bone density and primary stability in implant therapy. *Clinical Oral Implants Research* 17: 124–135.
- Motoyoshi, M., Matsuoka, M. & Shimizu, N. (2007) Application of orthodontic mini-implants in adolescents. *International Journal of Oral Maxillofacial Surgery* 36: 695–699.
- Nedir, R., Bischof, M., Szmukler-Moncler, S., Bernard, J.P. & Samson, J. (2004) Predicting osseointegration by means of implant primary stability. *Clinical Oral Implants Research* 15: 520–528.
- Oh, H.J., Wikesjö, U.M., Kang, H.S., Ku, Y., Eom, T.G. & Koo, K.T. (2011) Effect of implant drill characteristics on heat generation in osteotomy sites: a pilot study. *Clin Oral Implants Res* 22: 722–726.
- Penarrocha, M., Garcia, B., Marti, E. & Balaguer, J. (2006) Pain and inflammation after periapical surgery in 60 patients. *Journal of Oral Maxillofacial Surgery* 64: 429–433.
- Roze, J., Babu, S., Saffarzadeh, A., Gayet-Delacroix, M., Hoomaert, A. & Layrolle, P. (2009) Correlating implant stability to bone structure. *Clinical Oral Implants Research* 20: 1140–1145.
- Salmoirra KK, Tanaka OM, Guariza-Filho O, Camargo ES & de Souza LT Maruo, H. (2008) Insertional torque and axial pull-out strength of miniimplants in mandibles of dogs. *American Journal Orthodontics Dentofacial Orthopedics* 133: 790.
- Sim, C.P. & Lang, N.P. (2010) Factors influencing resonance frequency analysis assessed by Osstell mentor during implant tissue integration: i. Instrument positioning, bone structure, implant length. *Clinical Oral Implants Research* 21: 598–604.
- Stacchi, C., Vercellotti, T., Torelli, L., Furlan, F. & Di Lenarda, R. (2013) Changes in implant stability using different site preparation techniques: twist drills versus piezosurgery: a singleblinded, randomized, controlled clinical trial. *Clinical Implant Dentistry Related Research* 15: 188–197.
- Tehemar, S.H. (1999) Factors affecting heat generation during implant site preparation: a review of biologic observations and future considerations. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants* 14: 127–136.
- Turkyilmaz, I. (2006) A comparison between insertion torque and resonance frequency in the assessment of torque capacity and primary stability of Branemark system implants. *Journal of Oral Rehabilitation* 33: 754–759.