

SPECIAL REPRINT, JIRD Vol. 5, N° 2, 2014

Dans ce numéro :

L'intégrité du joint implant-pilier d'un système d'implant dentaire pour des résultats esthétiques durables

esthétique

L'intégrité d'un joint implant-pilier parfait d'un système d'implant dentaire pour des résultats esthétiques à long terme

Harold Baumgarten, DMD,[±] Zachary Suttin, MSME,[†] Patrick R. Schmidlin, Dr med. dent.,[±] et Stephan S. Porter, DDS, MSD, MS[‡]



L'absence d'un joint parfait entre l'implant et le pilier peut avoir des conséquences négatives à court comme à long terme. Afin de garantir la solidité de la connexion implant/pilier, de nombreuses conceptions ont été développées au fil des ans. Cet article analyse les résultats de récentes recherches comparant l'efficacité des conceptions Flat-on-Flat aux conceptions coniques ainsi que les composants des fabricants d'origine à ceux du marché secondaire. L'impact que peut avoir la conception de la vis sur la connexion et la résistance aux fuites y est également abordé.

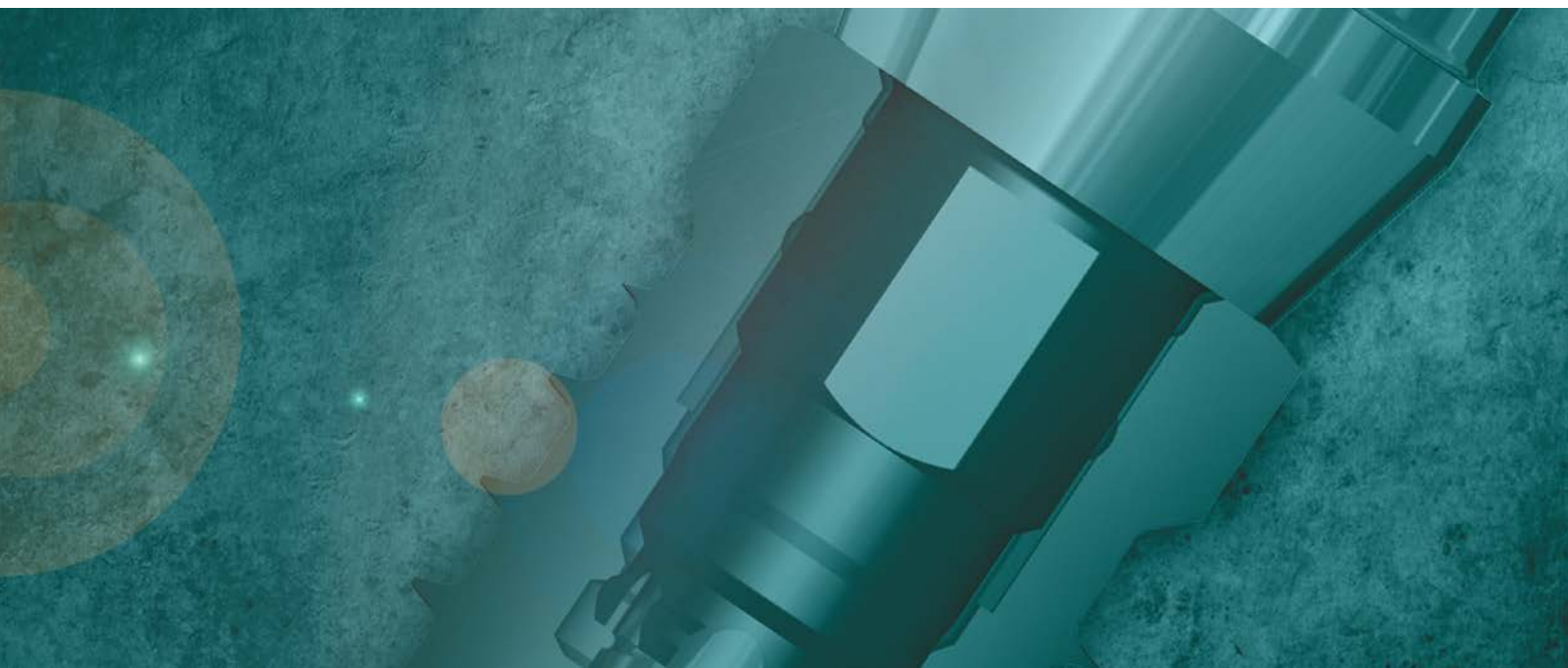
Mots-clés : jonction implant-pilier (JIP), résistance du joint, microfuite, performances du scellement

Les publications précédemment publiées évoquaient l'importance de la conception d'un système d'implant dentaire dans l'obtention de résultats esthétiques durables.¹ Le rôle de la stabilité primaire des implants, des traitements de la surface implantaire et de la géométrie de la jonction implant-pilier (JIP) notamment ont fait l'objet de toutes les attentions. L'étude de la résistance de la connexion implant-pilier a été moins approfondie. Cet article analyse les dernières recherches qui se sont intéressées aux éléments qui peuvent favoriser un scellement efficace entre l'implant et le pilier.

L'intégrité de la jonction implant-pilier est cliniquement pertinente, car l'hypothèse a été émise qu'en l'absence de scellement étanche, une invasion et une colonisation microbiennes de la partie interne de l'implant sont possibles. D'un point de vue biologique, les résultats esthétiques risquent d'être compromis si les bactéries contaminantes s'infiltrèrent ensuite dans la JIP par les tissus environnants^{2,3} entraînant une inflammation et une éventuelle perte localisée des tissus.

Le secteur des implants dentaires a développé et commercialisé de multiples conceptions d'implant et de connexion au cours des 30 dernières années. En 2007, une méthode d'essai standardisée (ISO 14801)⁴ a été adoptée par le secteur pour déterminer la résistance d'un système d'implants. Plusieurs méthodes ont également été mises au point pour détecter les fuites au niveau de la JIP. Bien que ce type d'études ait recours à une analyse *in vitro* statique des JIP de plusieurs systèmes d'implants, la capacité à évaluer la solidité du scellement dans des conditions de charge dynamique s'apparente davantage aux conditions cliniques réelles.

Les résultats récemment publiés qui attestent d'une fuite de charge dynamique en se basant sur une adaptation de la norme ISO 14801 sont révélateurs. Présentées en 2012⁵, ces recherches ont analysé cinq assemblages implant/pilier réalisés à partir de quatre systèmes d'implants éprouvés (Astra Tech OsseoSpeed™, BIOMET 3i Certain® PREVAIL®, Straumann® Bone Level et Thommen SPI® Element).



Dans cette étude, l'apex de chaque implant test a été usiné afin de former un tube creux (extrémité pointue de l'implant) s'étendant dans le puit de vis de l'implant pour y installer la fixation d'un tube en plastique transparent (Fig. 1). Une fois le corps de l'implant enfoncé dans un bloc de résine phénolique exposant ainsi la pointe apicale et 3 mm de la partie coronaire de l'implant, le tube transparent a été placé sur la pointe apicale et un pilier droit a été fixé sans serrage sur l'implant à l'aide de la vis pour pilier correspondante. À l'aide d'une pompe péristaltique, un colorant rouge a été extrait de chaque assemblage implant/pilier/vis afin d'éliminer les bulles d'air et de vérifier l'écoulement au niveau de la JIP. La vis de rétention a ensuite été vissée au couple de serrage recommandé par le fabricant et l'assemblage a été soigneusement rincé pour ôter tout résidu de colorant.

Le bloc a été installé de manière déportée dans un instrument d'essai électrodynamique et immergé dans un récipient d'eau transparent. La charge a été déportée de 20 degrés pour simuler les conditions de charge prothétique les plus défavorables. La pompe a été activée pour mettre sous pression (environ 7 psi) le colorant dans le corps de l'implant et une caméra vidéo haute résolution a été installée afin d'observer les fuites de colorant au niveau de la JIP. Si aucune fuite n'était détectée, la pompe était coupée et le pilier était progressivement mis en charge à 100 N (Newtons), 30 Hz (hertz) pour 100 000 cycles afin de simuler le fonctionnement du système. La pompe a ensuite été rallumée et la JIP surveillée pendant le chargement du pilier à 100 N, 2 Hz pour 1 000 cycles. La charge a été

augmentée de 50 N jusqu'à ce que l'assemblage se mette à fuir, se déforme de manière irréversible et/ou se fracture.

Les résultats des deux systèmes à interface conique (verticale) (Astra Tech™ et Straumann®) étaient similaires. Des ruptures et/ou fractures de composant qui résultaient de la fuite du colorant au niveau de la JIP de l'assemblage ont été relevées pour chacun des deux systèmes. La différence entre les charges de rupture moyennes (520 N et 570 N, respectivement) n'était pas statistiquement significative. Les assemblages d'essai Thommen ne se sont ni cassés ni pliés, mais ils ont présenté des fuites pour des charges statistiquement très inférieures (moyenne = 230 N) par rapport aux assemblages d'essai Astra Tech et Straumann. Les assemblages d'essai BIOMET 3i ne se sont ni cassés ni pliés et ils ont résisté à des charges statistiquement plus élevées (moyenne = 810 N) avant de présenter des fuites par rapport aux trois autres systèmes testés (Fig. 2).

L'hypothèse a été émise que l'assise définitive des connexions Flat-on-Flat pouvait éliminer les sources d'erreur associées aux connexions des interfaces coniques.^{6,7} Ces erreurs incluent l'assise prothétique verticale inconstante du pilier qui résulte du couple de serrage (jusqu'à 21 microns pour un couple de 5 Ncm, par exemple) et de l'ajustement usiné des contre-cônes.

Pensant que la vis de précharge avait contribué à la solidité du scellement du système BIOMET 3i, Suttin† et Towse† ont réalisé une nouvelle étude s'intéressant à l'impact de la vis

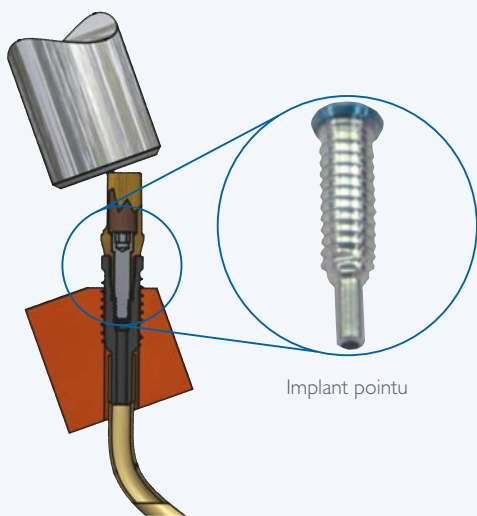


Schéma de montage du test



Système de test monté sur une machine de test électrodynamique (avec réserve d'eau)

Fig. 1. Configuration de la méthode d'essai de la robustesse d'un scellement

pour pilier sur l'intégrité du scellement.⁸ Ils ont eu recours au même montage expérimental sur lequel ils ont chargé de manière dynamique cinq échantillons d'implants coniques à platform switching (implants **3i** T3® avec DCD®) sécurisés sur des piliers Certain® GingiHue® (BIOMET **3i**) à l'aide de vis Certain en alliage de titane. Après un essai avec une cellule de charge, l'indicateur de couple et le dynamomètre de traction numérique ont révélé que ces vis présentaient une précharge de 263 + 7 N à un couple de 20 Ncm.

Comme pour la précédente étude, les charges dynamiques de l'essai ont été augmentées progressivement par incrément de 50 N jusqu'à ce qu'une fuite, une déformation et/ou une fracture soient observées. À chaque fois, une fuite a fini par être détectée. Lors du démontage des systèmes BIOMET **3i** testés, il s'est avéré qu'aucun composant n'était plié et/ou fracturé. Les composants de chaque système testé ont ensuite été réassemblés à l'aide de nouvelles vis en titane et le test a été renouvelé au niveau de charge auquel le système avait échoué au précédent test afin de définir si l'utilisation de vis neuves augmentait les performances du scellement. À chaque fois, la fuite est immédiatement survenue, confirmant ainsi que l'échec précédent avec les vis en titane d'origine n'était dû ni au desserrage des vis, ni à la perte de la précharge, ni à une déformation définitive.

Chaque assemblage a ensuite été désassemblé, réexaminé puis réassemblé pour la troisième fois à l'aide d'une vis pour pilier Gold-Tite®. Les vis Gold-Tite sont recouvertes d'or pur à 99,9 % jusqu'à 40 microns. Le revêtement or agit comme un

lubrifiant sec qui réduit la friction entre le filetage de la vis et celui de l'implant. Le revêtement or permet à la vis d'effectuer une rotation supplémentaire et de s'étirer, donnant ainsi lieu à une force de serrage significativement plus élevée entre les deux composants. Le test de précharge de la vis Certain® Gold-Tite à 20 Ncm a donné un résultat de 561 + 78 N— soit une hausse de plus de 100 % de la précharge par rapport à la vis en alliage de titane Certain serrée à un couple de 20 Ncm.

L'essai a démarré par la charge de rupture de l'essai précédent afin de définir si le changement de technologie de vis (Gold-Tite) pouvait améliorer la résistance du scellement. Les résultats de l'essai ont montré qu'avec les vis Gold-Tite, une hausse de plus de 50 % de la résistance de scellement était atteinte (780± 45 N par rapport à 500± 61 N). Aucun des échantillons ne présentait de fracture ou déformation (Fig. 3).

Bien que ces résultats confirment que les performances de la vis pour pilier jouent un rôle majeur dans l'intégrité du scellement de la JIP, d'autres points sont à prendre en considération en matière de performance. L'implant et le pilier doivent s'emboîter le mieux possible afin de minimiser les micro-écarts au niveau de l'assemblage.

Une analyse MEB (microscope électronique à balayage) a permis de constater si l'interface entre les différents systèmes implant-pilier présentait de telles micro-écarts. Baldassarri et al ont eu recours à l'analyse MEB pour comparer les différentes combinaisons implant-pilier. Aux deux extrémités, ils ont calculé un écart moyen de 1,7 micron pour les piliers en titane

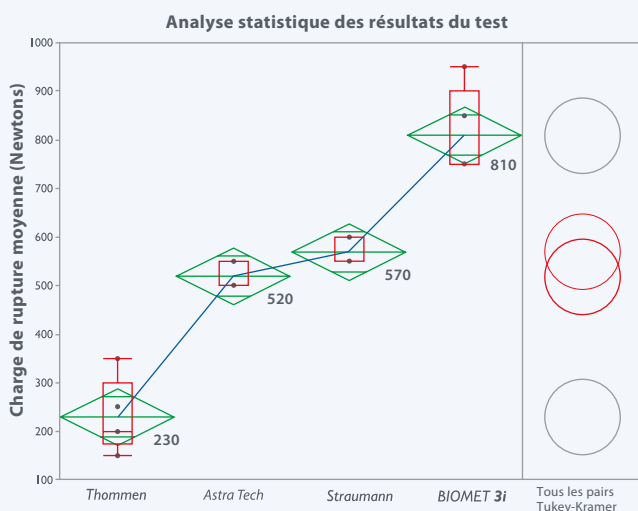


Fig. 2. Analyse statistique des résultats du test pour les quatre groupes d'implants de l'étude

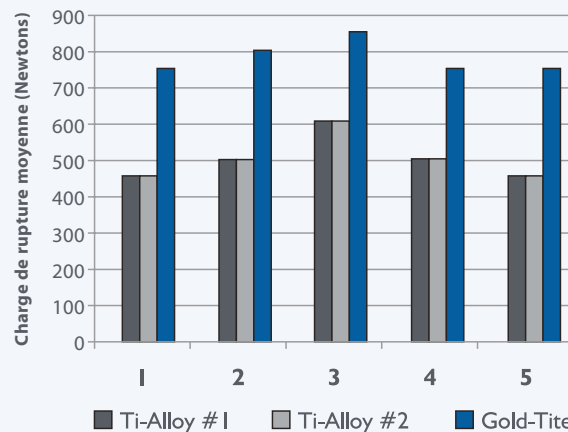


Fig. 3. Charge de rupture (N) pour l'implant BIOMET 3iT3® et le pilier GingiHue® avec un alliage en titane ou une vis pour pilier Gold-Tite®.

BellaTek® (à l'aide de vis Gold-Tite) connectés aux implants BIOMET 3i et un écart moyen de 8,2 microns pour les piliers en zircone Procera® (à l'aide de vis en titane) connectés aux implants Nobel Replace® (Nobel Biocare).⁹

La limite de cette analyse réside dans le fait que la distance de l'écart a uniquement été mesurée au niveau de la circonférence extérieure des JIP. Il est possible de compléter ce mode d'analyse en montant et en coupant transversalement le système assemblé afin d'avoir une vue plus détaillée de l'interface. Cette approche a été adoptée lors d'une étude réalisée en 2013 qui a analysé au microscope la JIP de systèmes d'implant provenant de quatre fabricants différents (BIOMET 3iT3, Dentsply Astra Tech OsseoSpeed™, Nobel Biocare NobelActive™ et Straumann® Bone Level.)¹⁰

Après le montage des implants et piliers et le serrage des vis pour pilier au couple recommandé par chacun des fabricants (à l'aide d'un couplemètre étalonné), les assemblages ont été placés dans de la résine phénolique puis sectionnés selon un axe vertical/central et polis. Chaque coupe transversale de l'assemblage a été inspectée avec un grossissement de 500x par une analyse MEB (JEOL USA, Inc., Peabody, Massachusetts). Les dimensions des micro-écarts ont été mesurées à des intervalles de 100 microns le long de la JIP à l'aide d'un logiciel d'analyse d'images.

Les résultats ont révélé la présence de micro-écarts au niveau des JIP pour l'ensemble des systèmes testés (voir Fig. 4). Cependant, lors de la comparaison des dimensions

des écarts de chaque côté de la coupe transversale, il est apparu une variation plus importante pour les systèmes Dentsply Astra Tech et Straumann par rapport aux systèmes Nobel Biocare et BIOMET 3i.

Une préoccupation se manifeste concernant l'ajustement entre les implants et les piliers, car les piliers et vis du marché secondaire fabriqués pour s'adapter sur les implants des fabricants d'origine sont de plus en plus nombreux sur le marché. Ce type de composant est commercialisé comme étant compatible avec les piliers et vis des fabricants d'origine. Toutefois, une question se pose : leurs performances fonctionnelles (comme l'intégrité du scellement de la JIP) sont-elles parfaitement identiques à celles des composants d'origine qu'ils tentent de copier ?

Une étude récente a évalué les performances du scellement des piliers et vis du marché secondaire connectés aux implants coniques BIOMET 3iT3 avec DCD® et a comparé l'intégrité du scellement de ces assemblages avec celle de piliers GingiHue connectés aux mêmes implants à l'aide de vis Gold-Tite.¹¹ Les performances de l'ensemble des assemblages ont été évaluées dans des conditions de charge dynamique en recourant à la même méthodologie expérimentale que celle décrite plus tôt pour la méthode d'essai modifiée ISO 14801. Les piliers et les vis du marché secondaire (cinq par groupe) provenaient de trois fabricants (KOMP, Medentika et IPD) (voir Fig. 5). Tandis qu'aucune différence statistique significative n'a été détectée au niveau de la résistance du scellement (fuite de colorant) pour les trois

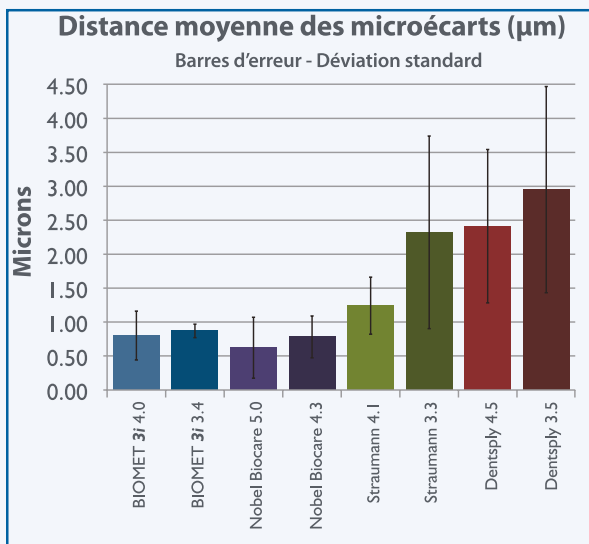


Fig. 4. Mesure moyenne des micro-écarts (microns)

Système	1	2	3	4
Produit	KOMP (PRCER / 01527)	Medentika® (H110 / C0003238)	IPD (IPD-36PL / 251321)	BIOMET 3i (IAPP452G / 1145202)
Pilier (n° catalogue/lot)				
Vis (n° catalogue/lot)	KOMP (T3IH / 02664)	Medentika (H60 / 42896)	IPD (IPD-BATR01 / 223431)	BIOMET 3i (IAPP452G / 1145202)
Implant (n° catalogue/lot)	BIOMET 3i (BNPT5415 / 2013021082)			

Fig. 5. Systèmes tests

types de composants du marché secondaire, une différence significative ($p \leq 0,00001$) a été mise en évidence entre chaque composant du marché secondaire et les composants d'origine BIOMET 3i. La charge moyenne requise pour rompre le scellement des piliers KOMP, Medentika et IPD était inférieure de 63, 60 et 52 % respectivement par rapport aux systèmes assemblés avec les piliers BIOMET 3i.

Les piliers sur mesure fabriqués par des fournisseurs du marché secondaire à l'aide de techniques de CFAO sont également de plus en plus nombreux. La même question se pose : le scellement créé au niveau de la JIP avec ces piliers CFAO du marché secondaire est-il aussi robuste que celui obtenu avec les piliers CFAO des fabricants d'origine ?

Lorsque des piliers CFAO fabriqués par deux fournisseurs du marché secondaire (marque X et marque Y) ont été testés dans des conditions de charge dynamique jusqu'à la rupture du scellement, les résultats étaient sans équivoque.¹² Les piliers du marché secondaire ont été numérisés à l'aide d'un scanner 3Shape D800 (3Shape, Copenhague, Danemark) afin de capturer la géométrie du pilier externe. Les conceptions propres à chaque fournisseur ont ensuite été reproduites à l'aide de piliers CFAO vierges BIOMET 3i et « usinées par copiage » selon les dimensions de la connexion de la JIP d'origine de BIOMET 3i (Fig. 6). Une différence statistiquement significative a été révélée concernant l'intégrité du scellement lorsqu'on compare les piliers (du marché secondaire) testés aux piliers de contrôle (ceux dotés de

la connexion d'origine). Les scellements des composants de la marque X se sont rompus à une charge moyenne inférieure de 69 % à celle des composants de contrôle respectifs. L'un des assemblages tests de la marque X s'est rompu lors de l'application de la pression initiale (avant même l'application progressive de la charge). Les composants de la marque Y se sont un peu mieux comportés, se rompant à une charge moyenne inférieure de 50 % à celle des composants de contrôle respectifs.

L'une des limites de l'essai dynamique de fuite de colorant utilisé lors des études susmentionnées réside dans le fait que le niveau de sensibilité de la détection des fuites de colorant dépend de l'acuité visuelle à identifier une rupture. De plus en plus de méthodes d'évaluation des performances du scellement de la JIP sont développées, parmi lesquelles le récent test GELT (gas-enhanced permeation test) qui simplifie le montage précis d'implants pour des tests à échéances multiples tout en contrôlant précisément les conditions environnementales.¹³ Lorsque les développeurs de cette méthode d'essai ont évalué les variations de la pression du gaz et du volume de la solution saline au niveau des JIP des trois systèmes d'implants (Astra Tech, BIOMET 3i et Nobel Biocare), les écarts entre les trois systèmes testés étaient significatifs. Lors de la phase initiale du test, 25 % des implants Astra Tech et 12,5 % des implants Nobel Biocare se sont rompus en raison de la perte totale de pression. Pendant la phase suivante, les implants BIOMET 3i ont enregistré les plus faibles valeurs de fuite de gaz (moyenne = $0,01 \pm 0,01$ hPa/min), viennent ensuite

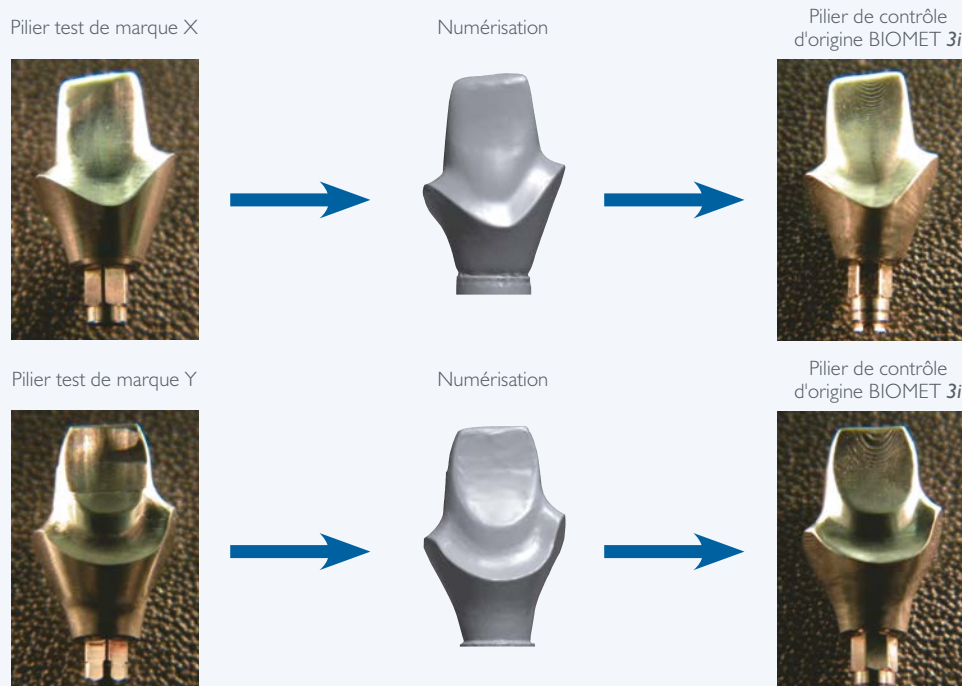


Fig. 6. L'utilisation du processus d'usinage par copiage permet aux chercheurs de créer des « piliers de contrôle » (dotés de la connexion du fabricant d'origine) avec une géométrie externe équivalente à celle des « piliers tests » du marché secondaire.

les implants Nobel Biocare ($0,23 \pm 0,03$ hPa/min), puis les implants Astra Tech ($0,85 \pm 0,71$ hPa/min). L'infiltration saline via la JIP était de $0,56 \pm 0,50$ ml pour Astra Tech, $0,12 \pm 0,20$ ml pour Nobel Biocare et 0 ± 0 ml pour BIOMET 3i.[¶]

Conclusion

Les trois principaux composants des systèmes d'implants dentaires (la surface de connexion et les fonctionnalités de l'implant, la surface de connexion et les fonctionnalités du pilier et la vis pour pilier) doivent travailler de concert pour résister à la rotation et offrir une rétention, une résistance, une stabilité, une prévisibilité de l'assise et une intégrité de jonction suffisantes pour supporter les conditions de fonctionnement rigoureuses de l'environnement buccal. Les recherches présentées dans cet article démontrent qu'une connexion Flat-on-Flat conçue et fabriquée de manière optimale entre l'implant et le pilier peut fournir une connexion solide et précise. Bien que la conception et l'interaction de tous les composants du système d'implants soient déterminantes pour l'intégrité du scellement, il a été démontré que la conception de la vis a un impact important sur la stabilisation de la connexion implant-pilier et la résistance aux microfuites. Le serrage précis qui peut être obtenu avec une vis recouverte d'or maximise la stabilité de l'interface de la JIP et minimise l'espace éventuel entre les deux composants.

L'intégrité du scellement implant-pilier peut être cliniquement pertinente, car l'hypothèse a été émise qu'en l'absence de scellement étanche, une invasion et une colonisation microbiennes de la partie interne de l'implant sont possibles.

Selon cette hypothèse, les bactéries contaminantes peuvent s'infiltrer ensuite dans la JIP par les tissus environnants^{3, 14} entraînant une inflammation et une éventuelle perte localisée des tissus. La résorption de l'os crestal de soutien peut amenuiser la stabilité de l'implant et représenter une menace pour sa fonction générale. La résorption de l'os crestal peut également avoir un impact négatif sur la hauteur et/ou le volume des tissus mous, perturbant les résultats qui étaient initialement très esthétiques.¹⁵ Il serait intéressant que les futures recherches précliniques et cliniques se concentrent sur l'impact biologique des fuites bactériennes au niveau de l'interface des composants de l'implant, car cela concerne également la préservation des tissus et les résultats esthétiques à long terme.

Références

1. Baumgarten HS,[¶] Meltzer AM,[¶] Walker LR,[¶] et al. Advances in implant therapy: Immediate implant placement and restoration. *Dent Learning* 2013;2:1-14.
2. Dibart S, Warbington M, Su MF, et al. In vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal: The locking taper system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:732-737.
3. Lazzara RJ,[‡] Porter SS,[‡] Platform switching: A new concept in implant dentistry for controlling post-restorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2006;26:9-17.
4. ISO 14801 – Dentistry – Implants – Dynamic fatigue test for endosseous dental implant, ISO, 2007.
5. Suttin Z,[†] Towse R,[†] Cruz J. A novel method for assessing implant-abutment connection seal robustness. Poster presentation (P188):

- Academy of Osseointegration, 27th Annual Meeting, March 2012; Phoenix, AZ.
6. Dailey B, Jordan L, Blind O, et al. Axial displacement of abutments into implants and implant replicas, with the tapered cone-screw internal connection, as a function of tightening torque. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:251-256.
 7. Towse R,† Ouellette D, Suttin Z,† A theoretical analysis of component level vertical restorative error: Poster Presentation (P190): Academy of Osseointegration, 27th Annual Meeting; March 2012; Phoenix, AZ.
 8. Suttin Z,† Towse R,† Effect of abutment screw design on implant system seal performance. Poster Presentation (P451): European Academy of Osseointegration 20th Annual Meeting, October 2012, Copenhagen, Denmark.
 9. Baldassarri M, Hjerpe J, Romeo D, et al. Marginal accuracy of three implant-ceramic abutment configurations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27:537-543.
 10. Gubbi P,† Towse R,† Suttin Z,† Micro-gap analysis at the implant-abutment interface of various dental implant systems. Poster presentation (P98): American Academy of Osseointegration, 28th Annual Meeting, March 2013, Tampa, Florida.
 11. Suttin Z,† Towse R,† Dynamic seal characterization of aftermarket abutments. Poster presentation [P3]: American Academy of Osseointegration, 29th Annual Meeting, March 2014, Seattle, Washington.
 12. Baumgarten H,† Meltzer A,* Dynamic fluid leakage evaluation of original equipment manufacturer and aftermarket CAD/CAM abutments. Poster presentation #20: 11th Annual International Symposium on Periodontics and Restorative Dentistry, June 2013, Boston, Massachusetts.
 13. Al-Jadaa A,† Attin T, Peltomaki T, et al. Comparison of three *in vitro* implant leakage testing methods. *Clin Oral Implant Res* 2013 Dec 16. doi: 10.1111/clr.12314. [Publication électronique avant impression]
 14. Dibart S, Warbington M, Su MF, et al. *In vitro* evaluation of the implant-abutment bacterial seal: The locking taper system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:732-737.
 15. Vela X,* Mendez V,* Rodriguez X,* et al. Crestal bone changes on platform-switched implants and adjacent teeth when the tooth-implant distance is less than 1.5mm. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2012;32:149-155.

Harold Baumgarten, DMD[±]

Cabinet privé, Amsterdam Dental Group, Philadelphie, PA. Professeur d'enseignement clinique, Département de parodontologie, Université de Pennsylvanie, Philadelphie, PA.

Zachary Suttin, MSME[†]

Directeur de la recherche et du développement technologique chez BIOMET 3i.

Patrick R. Schmidlin, Prof. Dr med. dent.[‡]

Clinique de dentisterie préventive, périodontologie et cardiologie, Centre de médecine dentaire, Université de Zürich, Zürich, Suisse.

Stephan S. Porter, DDS, MSD, MS[‡]

Rédacteur clinique, Journal of Implant and Reconstructive Dentistry®, la publication officielle de l'Institute for Implant and Reconstructive Dentistry (IIRD®).*

Remerciements

- * L'auteur entretient une relation commerciale avec BIOMET 3i LLC pour des conférences, conseils et autres services, toutefois, les recherches de l'auteur pour cette étude/cet article n'ont pas été financées par BIOMET 3i.
- ± L'auteur entretient une relation commerciale avec BIOMET 3i LLC pour des conférences, conseils et autres services.
- † L'auteur a mené ces recherches pour le compte de BIOMET 3i.
- ¥ Les systèmes d'implants de cette étude ont été directement fournis par chaque fabricant grâce aux fonds débloqués par BIOMET 3i LLC.
- ¶ La bourse d'Al-Jadaa A, PhD a été en partie financée par BIOMET 3i LLC.
- ‡ L'auteur est le dentiste en chef et le directeur des affaires cliniques de BIOMET 3i.
- * L'Institute for Implant and Reconstructive Dentistry est le département de formation et d'enseignement de BIOMET 3i LLC.



ART 1260F
RÉV. A 06/14