



Reçu le :
8 septembre 2012
Accepté le :
25 septembre 2013
Disponible en ligne
10 janvier 2014

Disponible en ligne sur

ScienceDirect
www.sciencedirect.com

Fuites de la connexion implantaire : comparaison de plusieurs types d'implants par la méthode de diffusion gazeuse

Comparison of leakage at the implant to abutment connection in several implants types using a gas flow method

M.-A. Fauroux^{a,b}, C. Anxionnat^{a,b}, C. Biens^{a,b}, M. Mechali^{a,b},
O. Romieu^{a,b}, J.-H. Torres^{a,*}

^a Service d'odontologie, CHRU de Montpellier, 549, avenue du Pr-JL-Viala, 34295 Montpellier cedex 5, France

^b EA4203, UFR d'odontologie, 545, avenue Pr J.-L-Viala, 34193 Montpellier cedex 5, France

Summary

Introduction. The aim of this study was to compare the leakage at the implant to abutment connection in several implants, using a new gas diffusion method.

Material and methods. Sixty-eight implants of 13 different types were used. Nitrogen leaking was measured after screwing the connections to the torque levels recommended by the manufacturers.

Results. A significant tightness difference was observed between the different implant types. This difference cannot be explained by the various connection designs (flat, conical) or by the various torques recommended by the manufacturers.

Conclusion. The authors suggest that the tightness difference between the various implant systems could be mainly associated with quality and precision of machining.

© 2013 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

Keywords: Dental implant, Dental connection, Fluid leakage, Nitrogen

Résumé

Introduction. L'objet de cette étude a été de comparer la fuite de la connexion implantaire pour plusieurs types d'implants, par une nouvelle méthode de diffusion gazeuse.

Matériel et méthodes. Soixante-huit implants parmi 13 types différents ont été comparés. La fuite par diffusion d'azote a été mesurée après serrage des connexions aux couples préconisés par les fabricants.

Résultats. Une différence significative d'herméticité a été notée entre les divers types d'implant. Cette différence n'est expliquée ni par la conformation des diverses connexions (plates, coniques) ni par les divers couples de serrage préconisés par les constructeurs.

Discussion. Les auteurs suggèrent que la différence d'herméticité entre les divers systèmes implantaires pourrait être liée essentiellement à la qualité et à la précision de l'usinage.

© 2013 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

Mots clés : Implant dentaire, Connexion implantaire, Fuite, Azote

Introduction

La plupart des systèmes implantaires actuellement sur le marché comprennent deux parties, l'implant lui-même et le pilier. La jonction entre ces deux parties apparaît comme une zone critique, en particulier pour les implants juxta- ou infra-osseux. La cratérisation classiquement observée au collet

implantaire au bout de quelques semaines est vraisemblablement liée à la percolation bactérienne, source de toxines qui entraînent une inflammation tissulaire, et donc une perte osseuse. Les industriels ont proposé plusieurs solutions pour éviter les effets de cette percolation : le *platform switching*, les connexions supra- ou juxta-gingivales ou les implants monoblocs.

L'étanchéité de la connexion implant-pilier des implants en deux parties a été testée par de nombreux moyens : la fuite bactérienne a été observée à la fois chez les patients [1–3] et in

* Auteur correspondant.

e-mail : j-torres@chu-montpellier.fr (J.-H. Torres).

Tableau I
Les différents implants testés.

Nombre	Marque	Type	Diamètre (mm)	Longueur (mm)	Référence implant	Référence pilier	Couple recommandé
5	Astratech	Osseospeed	4,0	17	24945	24290	20 Ncm
9	Biotech	Smilea	4,6	16	Z4016	FMT40	30 Ncm
5	Dentsply	Ankylos C/Xs	4,5	17	3101 0450	3102 4120	15 Ncm
5	Dentsply	Ankylos plus	4,5	14	3101 0040	3102 1630	15 Ncm
5	Euroteknika	Aesthetica	4,8	12	AIE 4848120	APS PD 4855	35 Ncm
5	Euroteknika	Natea	4,1	12	NID 4142120	NPS PD 5106	35 Ncm
5	Euroteknika	Universal +	4,0	13	UID 4041130	UPS PD 4610	35 Ncm
5	Intra-Lock	Straight body	4	15	DT4015STI	IAA03	30 Ncm
4	Leone	Exacone	4,1	10	110-4114-02	120-4110-41	(Impacté)
5	Nobel Biocare	Mk III TiU RP	4,0	18	28924	29183	35 Ncm
5	Nobel Biocare	Mk III TiU WP	5,0	18	32138	29186	35 Ncm
5	Straumann	Bone level	4,1	14	021,4414	022,4322	35 Ncm
5	Tekka	In-Kone Universal	4,0	15	DPINK4L15	DFMLTDVCI5H3	15 Ncm

vitro [4-10]. Les dernières études utilisaient l'hybridation de l'ADN [11]. Coelho et al. et Gross et al. ont mesuré, par spectrophotométrie, la diffusion de colorants placés entre l'implant et le pilier [12,13]. Harder et al. ont remplacé les colorants par des endotoxines [14].

En 2011, nous avons mis au point une technique in vitro basée sur la diffusion gazeuse [15]. Sensible et reproductible, elle apparaît supérieure aux méthodes utilisant des colorants. Cette technique n'est pas influencée par l'éventuelle emprisonnement de bulles d'air [16]. Elle permet des mesures successives sans déconnexion du pilier. Cette nouvelle technique est un moyen simple, quantitatif, reproductible d'évaluer l'étanchéité de la connexion implant-pilier.

Nous avons comparé cette propriété sur différents types d'implants. Notre but était d'évaluer le rôle de la forme de la connexion et des couples de serrage dans l'étanchéité de la connexion.

Matériels et méthodes

Soixante-huit connexions (implants + piliers) de 13 types différents ont été comparées (tableau I). Tous les piliers étaient des piliers droits, transvissés (à l'exception du système Leone). Un trou a été percé dans la partie apicale de chaque implant, de façon à faire communiquer l'intérieur du puits de la vis avec l'extérieur de l'implant. Chaque implant a ensuite été fixé à l'intérieur d'un tube de verre, par l'intermédiaire de résine époxy (Araldite 2012, Huntsman Polyurethanes, Everberg, Belgique), de façon à ménager un espace libre autour de la connexion et autour du trou. Le pilier correspondant a été vissé sur l'implant, au couple recommandé par le fabricant. Les orifices de vissage ont été bloqués par de la cire Wax (Purple wax, GC Europe, Leuven, Belgique). Pour les implants Leone, le pilier a été impacté en respectant le principe du système ; la cire n'a pas été utilisée, ces piliers ne présentant pas d'orifice de vissage. Pour l'ensemble des implants, le flux de gaz n'était possible qu'à travers la connexion (fig. 1).

Les échantillons ont été placés dans une chambre expérimentale entre de l'azote à pression atmosphérique (P_1) et une chambre à vide (P_2). Le flux d'azote était évalué par la mesure de la différence de pression entre P_1 et P_2 par un manomètre différentiel (Testo 526, Forbach, France). Après l'obtention du vide dans la chambre, la valve était fermée (différence de pression initiale environ 1010 hPa). L'évolution de la différence de pression était enregistrée en fonction du temps. Après une rapide chute initiale, s'installait un second régime en ligne droite : le flux gazeux n'était plus lié à la différence de

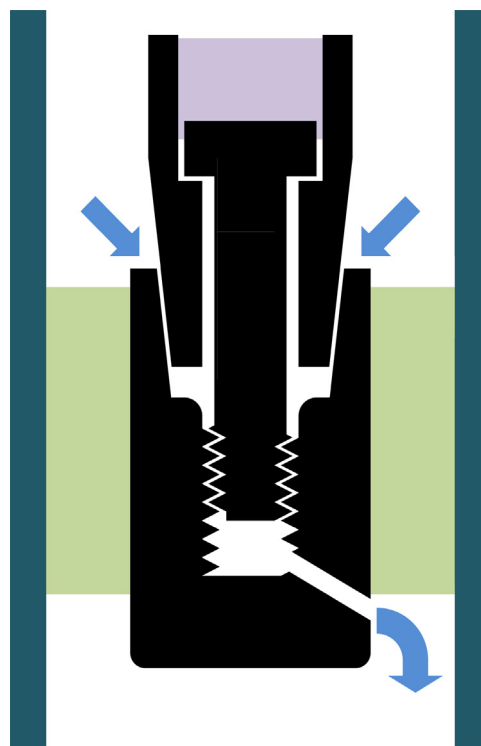


Figure 1. Chaque implant a été inclus dans la résine époxy (en vert) et, après serrage du pilier, le puits de vis a été scellé à la cire (en mauve) pour diriger le flux d'azote (flèches) exclusivement à travers la connexion.

pression mais seulement à l'importance de la fuite, selon la loi de Knudsen [15]. La pente de cette droite était mesurée. Pour chaque implant, un test « négatif » a été ensuite réalisé après obturation de la connexion implantaire à la cire, pour mesurer la valeur de la fuite de base, inhérente au montage [15]. La reproductibilité de la méthode a été démontrée et 5 implants sont suffisants pour établir des différences significatives entre les groupes [15,17]. L'analyse statistique a été faite avec le logiciel SAS 9.2, après transformation logarithmique des valeurs de pente, pour normaliser la distribution. Le taux de significativité a été établi à $\alpha = 0,05$. Une analyse de variance (Anova) a permis de tester si au moins un type d'implant était différent des autres, et les comparaisons deux à deux ont été effectuées au moyen des tests des moindres carrés moyens (*least squares means*).

Résultats

Une différence significative globale a été observée entre les différents groupes testés (Anova, $p = 0,0001$). Les résultats sont présentés dans le *tableau II* et sur la *fig. 2*. Les connexions qui apparaissent les plus hermétiques (Natea, Intra-Lock, Ankylos plus...) expriment des valeurs de fuite significativement plus faibles que les connexions qui semblent les plus perméables (Nobel Biocare MKIII WP, Ankylos C/X, Astratech) (*tableau III*).

Discussion

La forme de la connexion et les couples de serrage ne sont pas des paramètres déterminants dans l'étanchéité de la connexion implant-pilier.

Tableau II
Fuite observée pour les différents systèmes testés.

Marque	Moyenne	Écart-type
Nobel Biocare MKIII WP	-5,79	0,20
Ankylos C/X	-5,89	0,42
Astratech	-6,03	0,38
Universal +	-6,51	0,93
Tekka In-Kone	-6,75	0,63
Biotech Smilea	-7,04	1,45
Aesthetica	-7,12	1,59
Nobel Biocare MKIII RP	-7,23	1,09
Leone	-7,46	1,24
Straumann Bone level	-7,57	1,00
Ankylos plus	-7,73	0,67
Intra-Lock	-7,76	0,54
Natea	-8,20	0,45

Valeurs exprimées en logarithmes naturels des pentes en $\text{hPa}\cdot\text{s}^{-1}$.

Dans un article précédent portant seulement sur 4 types d'implants [17], les valeurs des fuites avaient été comparées après serrage des connexions à la main ou à la clé. Logiquement, la fuite mesurée était toujours plus faible après serrage mécanique. Ces nouvelles mesures ont été faites seulement après serrage à la clé.

Comme dans notre précédente étude [17], ces résultats ne désignent pas une conformation de connexion plus hermétique qu'une autre, même si la connexion « historique » du Nobel biocare MKIII RP a obtenu de meilleurs résultats que certaines connexions coniques. Il existe des différences importantes de fuite pour des couples d'implants similaires, tels que les implants Ankylos plus et Ankylos C/X, ou les implants Nobel Biocare MKIII RP et WP. Cette observation renforce la thèse selon laquelle la configuration de la connexion n'est pas

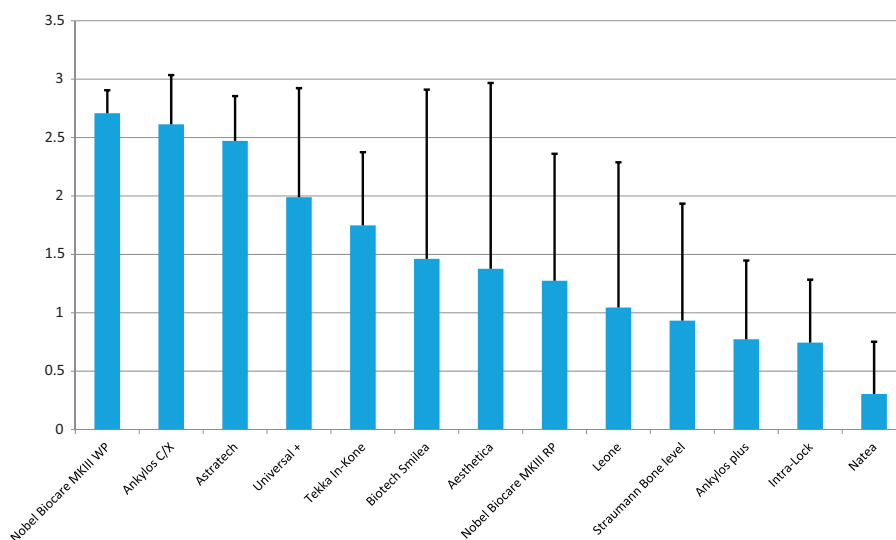


Figure 2. Fuite moyenne observée pour les différents systèmes testés.

Pour une meilleure lisibilité, après transformation logarithmique, les valeurs des pentes de fuite (exprimées en $\text{hPa}\cdot\text{s}^{-1}$) sont présentées après addition d'une valeur de 8,5. Il s'agit d'une valeur arbitraire, légèrement supérieure à la valeur moyenne de la fuite de base du montage. La valeur zéro des ordonnées donne ainsi une représentation de l'étanchéité ; et plus les résultats sont élevés, plus la fuite de la connexion est importante.

Tableau III
Comparaison des systèmes deux à deux.

	Nobel Biocare MKIII WP	Ankylos C/X	Astratech	Universal +	Tekka In-Kone	Biotech Smilea	Aesthetica	Nobel Biocare MKIII RP	Leone	Straumann Bone level	Ankylos plus	Intra-Lock
Natea	0,0002	0,0004	0,0007	0,0075	0,0208	0,0349	0,0827	0,1157	0,2549	0,305	0,443	0,4714
Intra-Lock	0,002	0,0032	0,0062	0,0449	0,1038	0,1854	0,3018	0,3864	0,6424	0,7577	0,9623	
Ankylos plus	0,0023	0,0037	0,0071	0,0499	0,1138	0,2034	0,3242	0,4126	0,6746	0,7939		
Straumann Bone level	0,005	0,0076	0,0141	0,087	0,1844	0,3268	0,4671	0,5757	0,8621			
Leone	0,0124	0,018	0,0308	0,1476	0,2793	0,4724	0,608	0,7229				
Nobel Biocare MKIII RP	0,0216	0,0314	0,0535	0,2432	0,4381	0,7269	0,8663					
Aesthetica	0,0324	0,0463	0,0767	0,3167	0,5432	0,8741						
Biotech Smilea	0,0235	0,0357	0,0645	0,3281	0,5951							
Tekka In-Kone	0,119	0,1592	0,2382	0,6917								
Universal +	0,241	0,3083	0,4307									
Astratech	0,697	0,8154										
Ankylos C/X	0,876											

Les valeurs significatives ($p < 5\%$) sont indiquées en gras.

le facteur déterminant l'étanchéité [17]. La précision de l'usinage, par exemple, pourrait être primordiale. Pour un même type d'implant, ce facteur est susceptible de varier selon les différents lots de fabrication. À l'intérieur d'un même lot, la dispersion des valeurs rend compte aussi de la précision de l'usinage. Ce paramètre s'apprécie sur la *fig. 2* par l'amplitude de l'écart-type.

La connexion de l'implant Ankylos plus a été la plus hermétique, avec le couple préconisé de 15 Ncm seulement. Avec un couple de 35 Ncm, le système Mk III TiU WP a été le plus perméable. Cette constatation confirme l'absence de relation entre le degré de fuite et le couple de serrage. On peut penser que, dans l'ensemble, les constructeurs ont bien conçu leurs systèmes et préconisent des couples adaptés aux caractéristiques de leurs connexions.

Bien que cette notion soit controversée, il paraît cohérent qu'une percolation importante de la connexion implantaire autorise la prolifération bactérienne et le passage de toxines, et participe donc à l'entretien d'une inflammation cervicale et à la cratérisation souvent observée au niveau de la connexion implantaire. Certains systèmes ont donc souhaité s'affranchir de ce risque en proposant des implants monoblocs ou encore des connexions supra-osseuses. C'est l'option choisie pour l'implant Biotech Smilea. La percolation bactérienne éventuelle ne devrait pas avoir de retentissement clinique, puisque la connexion n'est pas située au niveau de l'os.

Tous les piliers ont été vissés à l'implant, à l'exception du système Leone. Cet implant utilise une connexion conique impactée. Ses résultats paraissent tout à fait satisfaisants : la fuite de sa connexion n'est pas significativement différente de celle des systèmes vissés les moins perméables.

Nous estimons que la qualité de l'usinage est probablement le facteur le plus important pour parvenir à l'étanchéité de la connexion implantaire. Les résultats de cette méthode in vitro ne peuvent pas être extrapolés à la clinique. Ils ne permettent pas d'établir de relation entre la fuite observée à la connexion implantaire et une éventuelle percolation bactérienne. Les fuites ont été observées sur des piliers implantaires qui n'avaient pas été soumis à des contraintes masticatrices. Il est probable que ces contraintes affectent à court terme la fuite à la connexion. Une étude complémentaire est en cours pour observer cette évolution.

Déclaration d'intérêts

Les auteurs déclarent ne pas avoir de conflits d'intérêts en relation avec cet article.

Références

- [1] Persson LG, Lekholm U, Leonhardt A, Dahlen G, Lindhe J. Bacterial colonization on internal surfaces of Branemark system implant components. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:90-5.
- [2] Rimondini L, Marin C, Brunella F, Fini M. Internal contamination of a 2-component implant system after occlusal loading and provisionally luted reconstruction with or without a washer device. *J Periodontol* 2001;72:1652-7.
- [3] Quirynen M, Alsaadi G, Pauwels M, Haffajee A, van Steenberghe D, Naert I. Microbiological and clinical outcomes and patient satisfaction for two treatment options in the edentulous lower jaw after 10 years of function. *Clin Oral Implants Res* 2005;16:277-87.
- [4] Quirynen M, Bollen CM, Eysen H, van Steenberghe D. Microbial penetration along the implant components of the

- Branemark system. An in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 1994;5:239-44.
- [5] Steinebrunner L, Wolfart S, Bossmann K, Kern M. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:875-81.
- [6] Guindy JS, Besimo CE, Besimo R, Schiel H, Meyer J. Bacterial leakage into and from prefabricated screw-retained implant-borne crowns in vitro. *J Oral Rehabil* 1998;25:403-8.
- [7] Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:527-40.
- [8] Besimo CE, Guindy JS, Lewetag D, Meyer J. Prevention of bacterial leakage into and from prefabricated screw-retained crowns on implants in vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:654-60.
- [9] Piattelli A, Scarano A, Paolantonio M, Assenza B, Leghissa GC, Di Bonaventura G, et al. Fluids and microbial penetration in the internal part of cement-retained versus screw-retained implant-abutment connections. *J Periodontol* 2001;72:1146-50.
- [10] Dibart S, Warbington M, Su MF, Skobe Z. In vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal: the locking taper system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:732-7.
- [11] do Nascimento C, Barbosa RE, Issa JP, Watanabe E, Ito IY, de Albuquerque Junior RF. Use of checkerboard DNA-DNA hybridization to evaluate the internal contamination of dental implants and comparison of bacterial leakage with cast or pre-machined abutments. *Clin Oral Implants Res* 2009;20:571-7.
- [12] Coelho PG, Sudack P, Suzuki M, Kurtz KS, Romanos GE, Silva NR. In vitro evaluation of the implant abutment connection sealing capability of different implant systems. *J Oral Rehabil* 2008;35:917-24.
- [13] Gross M, Abramovich I, Weiss EI. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:94-100.
- [14] Harder S, Dimaczek B, Acil Y, Terheyden H, Freitag-Wolf S, Kern M. Molecular leakage at implant-abutment connection—in vitro investigation of tightness of internal conical implant-abutment connections against endotoxin penetration. *Clin Oral Investig* 2010;14:427-32.
- [15] Torres JH, Mechali M, Romieu O, Tramini P, Callas S, Cuisinier FJ, et al. Development of a new quantitative gas permeability method for dental implant-abutment connection tightness assessment. *Biomed Eng Online* 2011;10:28.
- [16] Romieu OJ, Jacquot B, Callas-Etienne S, Dutilleul PY, Levallois B, Cuisinier FJ. Gas permeability: a new quantitative method to assess endodontic leakage. *Biomed Tech (Berl)* 2008;53:181-4.
- [17] Fauroux MA, Levallois B, Yachouh J, Torres JH. Comparison of implant to abutment connection leakage using a new gas flow method. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012 [accepté pour publication le 3 mars 2012].