



Variation de la réponse ultrasonore d'un implant dentaire inclus dans un biomatériau et soumis à un chargement en fatigue

R. Vayron^a, V. Mathieu^b et G. Haiat^a

^aLaboratoire MSME, 61 avenue du Générale de Gaulle, Bât P2, bureau 335, 94010 Créteil, France

^bAgroParisTech - INRA, Bâtiment CBAI 1, avenue Lucien Brétignière, 78850 Thiverval Grignon, France
romain.vayron@u-pec.fr

Les ciments à base de silicate tricalcique (TSBC) sont susceptibles d'être utilisés comme substituts osseux. Cependant, le comportement en fatigue du TSBC en présence de contraintes mécaniques engendrées par un implant demeure mal compris. Une meilleure compréhension de l'évolution des propriétés biomécaniques des ciments pourrait conduire à une meilleure conception des matériaux de substitution osseuse. Le but de cette étude est d'étudier l'évolution de la réponse ultrasonore à 10 MHz d'un implant dentaire intégré dans le TSBC en fonction du temps de fatigue. Pour cela, un implant n'a subi aucune sollicitation mécanique, six autres ont été sollicités en fatigue. Les réponses ultrasonores ont été mesurées durant 24 heures. La variation d'un indicateur basé sur la variation temporelle de l'amplitude du signal a été déterminée en fonction du temps de fatigue. Les résultats ne montrent pas de variation significative de l'indicateur en fonction du temps pour l'implant non sollicité. Pour les implants sollicités, l'indicateur augmente de manière significative ($p < 10^{-5}$) à un taux moyen de $2,2 \text{ h}^{-1}$. Cette augmentation est due à la dégradation de l'interface biomatériau-implant. Les résultats montrent le potentiel des méthodes ultrasonores pour évaluer l'environnement d'un implant et pour améliorer les matériaux de substitution osseuse.

1 Introduction

Les implants dentaires sont fréquemment utilisés en clinique [1-3] et ont permis des progrès considérables en chirurgie dentaire et maxillo-faciale, pour restaurer une ou plusieurs dents manquantes. Cependant, les échecs implantaires, qui peuvent avoir des conséquences dramatiques, se produisent encore et restent difficiles à anticiper. De plus, les ciments à base de silicate tricalcique (TSBC), sont utilisés en clinique pour la réparation et le remplacement du tissu osseux [4]. Ces ciments sont susceptibles d'être utilisés comme substituts osseux en implantologie dentaire. Cependant, le comportement en fatigue du TSBC en présence de contraintes mécaniques engendrées par un implant dentaire demeure mal compris en raison de la difficulté à mesurer l'évolution des propriétés mécaniques de ce biomatériau à l'interface de l'implant.

Des mesures précises de la stabilité biomécanique des implants sont nécessaires pour améliorer la stratégie opératoire, en adaptant la période de cicatrisation pour chaque patient. Des méthodes empiriques basées sur la palpation sont encore utilisées par les chirurgiens-dentistes pour déterminer quand l'implant doit être mis en charge avec la prothèse, car il reste difficile de contrôler la cicatrisation osseuse *in vivo* [5]. Des méthodes quantitatives précises et non invasives pour évaluer la stabilité des implants pourraient être utilisées pour guider les chirurgiens et réduire le risque d'échec. La stabilité de l'implant est déterminée par la quantité et la qualité biomécanique du tissu osseux environnant l'implant. L'évaluation de la stabilité de l'implant est un problème complexe en raison de la nature hétérogène de l'os et des phénomènes de remodelage mis en jeu [6, 7].

Différentes approches ont été proposées dans le passé pour évaluer la stabilité de l'implant *in vivo* : la radiographie, la microtomographie, ou l'imagerie par résonance magnétique (IRM). Cependant, ces techniques restent d'un intérêt limité, car elles ne permettent pas de mesurer les propriétés de l'interface os-implant. En conséquence, des méthodes biomécaniques ont été développées telles que le Periotest® (Bensheim, Allemagne) et l'Osstell® (Göteborg, Suède) par exemple. Leur principal avantage réside dans l'absence de rayonnement ionisant, leur coût moindre, leur portabilité et leur caractère non-invasif. La méthode biomécanique la plus couramment utilisée est l'analyse de fréquence de résonance (RFA) [8], qui consiste à mesurer la première fréquence de résonance en flexion [9]. La technique RFA permet d'évaluer la profondeur d'ancrage de l'implant dans l'os [10], la qualité

de l'os marginal [11] et la rigidité de l'interface os-implant [12, 13]. Cependant, la RFA ne peut pas être directement utilisée pour identifier les caractéristiques de l'interface os-implant [14]. Aucune corrélation entre l'ISQ et le BIC, ni entre l'épaisseur corticale et ISQ n'a été mise en évidence [15].

L'utilisation de techniques d'imagerie quantitative ultrasonores (QUS) comme méthode alternative pour évaluer la stabilité biomécanique de l'implant a d'abord été proposée par de Almeida *et al.* en utilisant une vis en aluminium insérée dans un support métallique [16]. Le principe de la mesure repose sur la dépendance de la propagation ultrasonore à l'intérieur de l'implant selon ses conditions aux limites, qui sont liées à l'interface des propriétés biomécaniques de l'interface os-implant. Une étude préliminaire *in vitro* a été réalisée par notre groupe avec des implants prototypes en titane et insérés dans un tissu osseux, montrant la faisabilité de l'approche [17]. Des simulations numériques ont également été réalisées pour comprendre les résultats expérimentaux, et déterminer la sensibilité de la technique [18].

Cette étude vise à évaluer le potentiel des techniques QUS pour mieux comprendre l'évolution des propriétés biomécaniques de ce ciment afin de conduire à une meilleure conception des matériaux de substitution osseuse. Plus de détails sur cette étude peuvent être trouvés dans [19].

2 Matériel et Méthode

2.1 Préparation des échantillons

La figure 1 décrit le dispositif expérimental mis en œuvre. Le ciment TSBC utilisé est commercialisé sous le nom de Biodentine® (Septodont, Saint Maur des Fossés, France) et est introduit dans des conditions cliniques dans une cavité cylindrique d'un diamètre de 8 mm et de 14 mm de profondeur usinée dans un bloc de PMMA. Le ciment est obtenu en mélangeant la poudre commerciale Biodentine® et un liquide spécifique afin d'atteindre un matériau fluide qui peut être aisément inséré à l'intérieur de la cavité du moule. Ensuite, l'implant est soigneusement inséré dans Biodentine® à l'état liquide de telle sorte que l'axe du trou coïncide avec l'axe de l'implant. L'implant en alliage de titane a une longueur de 12 mm et un diamètre de 4 mm de diamètre et est commercialisé par Implant Diffusion Internationale (Montreuil, France).

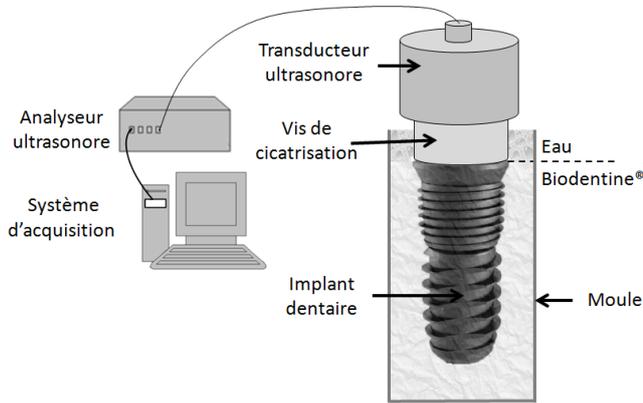


Figure 1 : Schéma descriptif du dispositif ultrasonore expérimental mis en place mesurant la réponse ultrasonore d'un implant inséré dans Biodentine®.

3.2 Banc de fatigue mécanique

Des sollicitations mécaniques cycliques sont appliquées à l'implant par l'intermédiaire d'un dispositif mécanique dédié et composé d'une platine de translation entraînée par un moteur électrique (Leroy-Somer 36-35612, Angoulême, France) (voir Figure 2). L'amplitude et la fréquence de la force sont respectivement égales à 1 N et 1 Hz. Ces valeurs ont été choisies parce qu'elles correspondent à des contraintes latérales physiologiques appliquées sur les dents durant les mouvements de mastication ou de bruxisme [20, 21]. Pour chaque échantillon sollicité, le chargement cyclique est appliqué à l'implant pendant 24 heures.

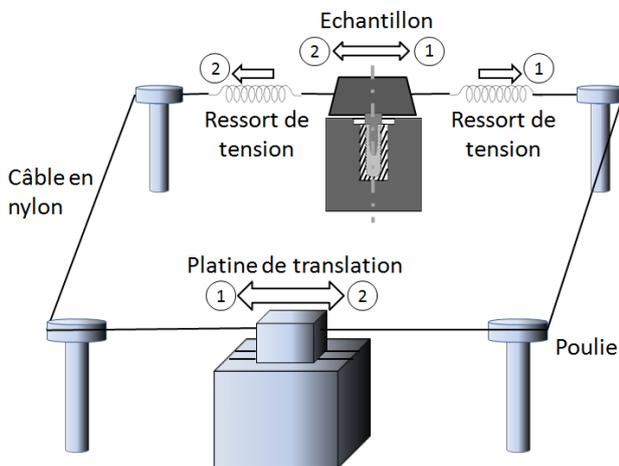


Figure 2 : Schéma descriptif du dispositif expérimental de fatigue mécanique.

3.3 Dispositif ultrasonore

Le dispositif ultrasonore est composé d'un transducteur ultrasonore monoélément plan en mode contact de 5 mm de diamètre (V129SM, Panametrics, Waltham, MA, USA) générant une impulsion ultrasonore haute fréquence se propageant perpendiculairement à sa surface active. La sonde ultrasonore est utilisée en mode échographique et sa fréquence centrale est égale à 10 MHz. Sur la base de la méthode développée dans [17], un indicateur I a été conçu pour estimer quantitativement l'amplitude moyenne du signal durant 80 μ s après émission. Toutes les mesures

ultrasonores ont été réalisées 20 fois afin d'évaluer la reproductibilité de l'estimation de l'indicateur I .

3.4 Protocol expérimental

Premièrement, la réponse ultrasonore d'un implant inséré dans Biodentine® sans sollicitation mécanique a été mesurée à des temps différents (respectivement T_0 , T_0+1 , T_0+2 , T_0+4 , T_0+7 et T_0+24 heures après l'insertion de l'implant dans Biodentine®, où T_0 correspond à 48 heures) afin de déterminer l'évolution de l'indicateur I en fonction du temps sans aucune contrainte appliquée à l'implant. $T_0=48$ heures correspond approximativement à la durée nécessaire à la stabilisation des propriétés matérielles de Biodentine® [22].

Deuxièmement, les six autres implants de la même référence ont été utilisés pour évaluer l'effet des contraintes appliquées en fatigue sur la réponse ultrasonore de l'implant suivant le protocole expérimental illustré sur la Fig. 2. La réponse ultrasonore de chaque implant a été mesurée après $T_0=48$ heures. Ensuite, un cycle de fatigue a été appliqué à chaque implant pendant une heure, et la réponse ultrasonore de l'implant a été à nouveau déterminée. Différents cycles consécutifs de fatigue, dont la durée est respectivement égale à 1, 1, 1, 3, 6, 9 et 15 heures, ont été réalisés et les mesures ultrasonores ont été effectuées après chaque sollicitation de fatigue mécanique afin de mesurer la variation de l'indicateur I en fonction de la durée de fatigue. Ici, six échantillons différents ont été considérés afin de tenir compte des variations possibles dans le positionnement de l'implant et dans la préparation de Biodentine®.

3.5 Analyses statistiques

Une analyse de la variance (ANOVA) et des tests Tukey-Kramer ont été réalisés pour déterminer la dépendance de l'indicateur I en fonction de temps dans les différentes expériences.

3 Résultats

Le Tableau 1 montre la variation du minimum, du maximum, de la moyenne et de l'écart-type des valeurs de l'indicateur I à des temps différents après avoir été incorporé dans Biodentine® sans aucune sollicitation mécanique de l'implant. Les résultats ne montrent pas d'effet significatif sur le temps de la valeur de l'indicateur I ($p = 0,78$, $F = 0,56$).

Tableau 1: Variations de la moyenne, écart-type, minimum et maximum de la valeur de l'indicateur I durant 24 heures pour l'implant non sollicité mécaniquement. $T_0=48$ heures. Le temps n'a pas d'influence significative sur les valeurs de I .

Temps (heures)	T_0	T_0+1	T_0+2	T_0+4	T_0+7	T_0+24
Moyenne de I	112,3	115,3	111,6	113,6	112,8	115,0
Ecart type de I	4,4	6,4	7,0	6,1	4,6	5,4
Minimum de I	107,8	104,3	101,0	106,5	104,9	108,3
Maximum de I	116,3	123,9	123,2	124,9	119,7	122,4

Le Tableau 2 montre les résultats de l'analyse ANOVA obtenue avec les six implants ainsi que l'écart-type moyen de I (Em) et de la pente d de la régression linéaire de la

courbe de la valeur moyenne de I en fonction du temps. Comme le montre le tableau 2, des résultats comparables ont été obtenus pour l'ensemble des six implants.

Tableau 1: Résultats statistiques (p -value et F -statistic) obtenus pour les six implants sollicités mécaniquement en fonction du temps de fatigue. Em correspond à la valeur moyenne de l'écart type de l'indicateur I et d est la pente de la courbe de régression linéaire de l'indicateur I en fonction du temps.

	p value	F statistic	Em	d (h^{-1})
Implant #1	$< 10^{-5}$	160,6	5,5	1,7
Implant #2	$< 10^{-5}$	200,2	5,8	2,1
Implant #3	$< 10^{-5}$	84,31	5,7	1,5
Implant #4	$< 10^{-5}$	209,1	5,7	2,5
Implant #5	$< 10^{-5}$	327,1	5,9	2,8
Implant #6	$< 10^{-5}$	213	6,5	2,4
Moyenne	$< 10^{-5}$	199,1	5,8	2,2

4 Discussion

L'originalité de cette étude est de s'intéresser à la variation de la réponse ultrasonore d'un implant dentaire en fonction du temps de fatigue.

Sans sollicitation mécanique, l'indicateur I reste constant entre 48 et 72 heures après l'insertion de l'implant dans Biodentine[®], ce qui est cohérent avec les résultats obtenus dans la littérature [22] montrant que les propriétés mécaniques de Biodentine[®], obtenus avec des tests de microdureté Vickers, varient faiblement en fonction du temps. Cependant, pour tous les implants soumis à des sollicitations cycliques, une augmentation significative de I est obtenue en fonction du temps de fatigue mécanique, ce qui peut s'expliquer par le décollement de l'interface entre l'implant et Biodentine[®]. En comparant une coupe de l'échantillon non sollicité (Figure 3A) et une coupe d'un échantillon sollicité mécaniquement (Figure 3B), on constate que les essais de fatigue mécaniques induisent un décollement de l'interface autour de l'implant. Dans les régions où le décollement de l'interface se produit, la surface de l'implant est entourée par de l'eau liquide, qui possède des propriétés matérielles différentes de Biodentine[®] (solide). Lorsque l'interface Biodentine-implant est décollée [23], un écart plus important d'impédance acoustique est obtenu à l'interface de l'implant, ce qui explique que le coefficient de transmission à l'interface externe de l'implant est plus faible, entraînant une diminution plus lente de l'énergie ultrasonore enregistrée par le capteur. Il est important de noter qu'un comportement similaire a été obtenu avec une interface plane implant-os dans des études précédentes réalisées par notre groupe [24], ce qui montre le potentiel de notre approche. En résumé, l'énergie acoustique enregistrée à la surface supérieure de l'implant diminue plus rapidement lorsque l'interface est entièrement collée que lorsqu'elle est décollée.

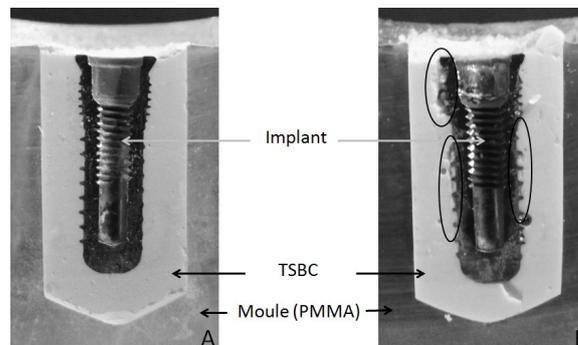


Figure 3 : A : Coupe d'un échantillon non sollicité mécaniquement ; B : Coupe d'un échantillon aillant subit 24 heures de fatigue mécanique.

5 Conclusion

Nous nous sommes intéressés à la réponse ultrasonore d'implants dentaires insérés dans un substitut dentaire bioactif (silicate tricalcique) et commercialisé sous le nom de Biodentine[®]. L'implant est sollicité mécaniquement par un banc de fatigue dédié. Ce banc simule les efforts appliqués à l'implant durant la mastication. Un indicateur quantitatif, basé sur la décroissance de l'amplitude des échos, a permis de mettre en évidence la sensibilité de la réponse ultrasonore in vitro de ces implants à la stabilité primaire et de suivre la dégradation mécanique de l'interface implant-biomatériaux au cours de la fatigue mécanique. Les résultats obtenus ouvrent de nouvelles perspectives dans le domaine de l'implantologie dentaire.

Remerciements

Ce travail est supporté par l'Agence National de la recherche (ANR) via le programme EMERGENCE (projet WawaImplant n°ANR-11-EMMA-039).

Références

- [1] Albrektsson, T., Dahl, E., Enbom, L., Engevall, S., Engquist, B., Eriksson, A. R., Feldmann, G., Freiberg, N., Glantz, P. O., and Kjellman, O., 1988, "Osseointegrated oral implants. A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants," *J Periodontol*, 59(5), pp. 287-296.
- [2] Mathieu, V., Vayron, R., Richard, G., Lambert, G., Naili, S., Meningaud, J. P., and G., H., 2014, "Biomechanical determinants of the stability of dental implants: influence of the bone-implant interface properties," *J. Biomech.*, 47, pp. 3-13.
- [3] Haiat, G., Wang, H. L., and Brunski, J. B., In press, "Effects of biomechanical properties of the bone-implant interface on dental implant stability: from in silico approaches to the patient's mouth," *Annu Rev Biomed Eng.*
- [4] O'Brien, W., 2008, *Dental materials and their selection*, Quintessence Publishing Co, Inc, Calumet.
- [5] Serra, G., Morais, L. S., Elias, C. N., Meyers, M. A., Andrade, L., Muller, C., and Muller, M., 2008, "Sequential bone healing of immediately loaded mini-

- implants," *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 134, pp. 44–52.
- [6] Frost, H. M., 2003, "Bone's mechanostat: A 2003 update," *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol*, 275A(2), pp. 1081-1101.
- [7] Wolff, J., 1892, "The law of bone remodeling."
- [8] Valderrama, P., Oates, T. W., Jones, A. A., Simpson, J., Schoolfield, J. D., and Cochran, D., 2007, "Evaluation of two different resonance frequency devices to detect implant stability: A clinical trial," *J Periodont*, 78, pp. 262–272.
- [9] Meredith, N., Alleyne, D., and Cawley, P., 1996, "Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis," *Clin Oral Implant Res*, 7, pp. 261–267.
- [10] Meredith, N., Shagaldi, F., Alleyne, D., Sennerby, L., and Cawley, P., 1997, "The application of resonance frequency measurements to study the stability of titanium implants during healing in the rabbit tibia," *Clin Oral Implant Res*, 8, pp. 234–243.
- [11] Friberg, B., Jisander, S., Widmark, G., Lundgren, A., Ivanoff, C.-J., Sennerby, L., and Thoren, C., 2003, "One-year prospective three-center study comparing the outcome of a "soft bone implant" (prototype MkIV) and the standard Branemark implant," *Clin Implant Dent Relat Res*, 5, pp. 71–77.
- [12] Ersanli, S., Karabuda, C., Beck, F., and Leblebicioglu, B., 2005, "Resonance frequency analysis of one-stage dental implant stability during the osseointegration period," *J Periodont*, 76, pp. 1066–1071.
- [13] Pattijn, V., Jaecques, S. V. N., De Smet, E., Muraru, L., Van Lierde, C., Van der Perre, G., Naert, I., and Sloten, J. V., 2007, "Resonance frequency analysis of implants in the guinea pig model: Influence of boundary conditions and orientation of the transducer," *Med Eng Phys*, 29, pp. 182–190.
- [14] Aparicio, C., Lang, N. R., and Rangert, B., 2006, "Validity and clinical significance of biomechanical testing of implant/bone interface," *Clin Oral Implant Res*, 17, pp. 2–7.
- [15] Seong, W. J., Kim, U. K., Swift, J. Q., Hodges, J. S., and Ko, C. C., 2009, "Correlations between physical properties of jawbone and dental implant initial stability," *J Prosthet Dent*, 101, pp. 306–318.
- [16] de Almeida, M. S., Maciel, C. D., and Pereira, J. C., 2007, "Proposal for an ultrasonic tool to monitor the osseointegration of dental implants," *Sensors*, 7, pp. 1224–1237.
- [17] Mathieu, V., Anagnostou, F., Soffer, E., and Haiat, G., 2011, "Ultrasonic evaluation of dental implant biomechanical stability: an in vitro study," *Ultrasound Med Biol*, 37(2), pp. 262-270.
- [18] Mathieu, V., Anagnostou, F., Soffer, E., and Haiat, G., 2011, "Numerical simulation of ultrasonic wave propagation for the evaluation of dental implant biomechanical stability," *J Acoust Soc Am*, 129(6), pp. 4062-4072.
- [19] Vayron, R., Karasinski, P., Mathieu, V., Michel, A., Loriot, D., Richard, G., Lambert, G., and Haiat, G., 2013, "Variation of the ultrasonic response of a dental implant embedded in tricalcium silicate-based cement under cyclic loading," *J Biomech.*, 46, pp. 1162-1168.
- [20] Barry, M., Kennedy, D., Keating, K., and Schauerl, Z., 2005, "Design of dynamic test equipment for the testing of dental implants," *Mater Design*, 26(3), pp. 209-216.
- [21] Khraisat, A., Abu-Hammad, O., Dar-Odeh, N., and Al-Kayed, A. M., 2004, "Abutment screw loosening and bending resistance of external hexagon implant system after lateral cyclic loading," *Clin Implant Dent R*, 6(3), pp. 157-164.
- [22] Golberg, M., Pradelle-Plasse, N., Tran, X., Colon, P., Laurent, P., Aubut, V., About, I., Boukpepsi, T., and Septier, D., 2009, *Biocompatibility or cytotoxic effects of dental composites-Chapter VI Emerging trends in (bio)material researches: VI-1-Repair or regeneration, a short review. And VI-2- An example of new material: preclinical multicentric studies on a new Ca3SiO5-based dental material.*, Coxmoor Publishing Company, Oxfordshire.
- [23] Mathieu, V., Vayron, R., Barthel, E., Dalmas, D., Soffer, E., Anagnostou, F., and Haiat, G., 2012, "Mode III cleavage of a coin-shaped titanium implant in bone: Effect of friction and crack propagation," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, 8, pp. 194-203.
- [24] Mathieu, V., Vayron, R., Soffer, E., Anagnostou, F., and Haiat, G., 2012, "Influence of healing time on the ultrasonic response of the bone-implant interface," *Ultrasound Med Biol*, 38(4), pp. 611-618.