



Article

Développement d'un nouveau modèle de foret pour améliorer le contrôle de la température lors de l'ostéotomie pour les implants dentaires : une analyse comparative *in vitro*

Sergio Alexandre Gehrke ^{1,2,*} , Raphaél Bettach ^{3,4}, Benoit Cayron ⁵, Gilles Boukhris ⁶, Berenice Anina Dedavid ⁷ et Juan Carlos Prados Frutos ⁸

¹ Centre de recherche Biotecnos, Montevideo 11100, Uruguay

² Département de biotechnologie, Université catholique de Murcia, 30107 Murcia, Espagne

³ Département de cariologie et soins complets, Université de New York, New York, NY 10010, États-Unis ; rbettach@gmail.com

⁴ Cabinet privé, 77220 Gretz-Armainvilliers, France

⁵ Cabinet privé, 37000 Tours, France; cayron.benoit@gmail.com

⁶ Cabinet privé, 75012 Paris, France ; boukhrisgilles@gmail.com

⁷ Département d'ingénierie des matériaux, Université pontificale catholique du Rio Grande do Sul, Porto Alegre 90619-900, Brésil ; berenice@puccs.br

⁸ Département de médecine et de chirurgie, Faculté des sciences de la santé, Université Roi Juan Carlos, 28933 Madrid, Espagne ; juancarlos.prados@urjc.es

* Correspondance : sergio.gehrke@hotmail.com ; Tél : +598-2901-5634

Reçu le : 15 juillet 2020 ; Accepté le : 2 août 2020 ; Publié le : 06 août 2020



Résumé : La présente étude *in vitro* visait à évaluer un nouveau modèle de foret pour améliorer le contrôle de la température lors des ostéotomies pour la pose d'implants dentaires, par rapport à deux modèles de forets utilisant l'irrigation externe conventionnelle. Trois blocs d'os cortical synthétique ont été utilisés pour les procédures d'ostéotomie. Trois groupes ont été constitués : le groupe contrôle 1 (Con1), utilisant un système de forets multiples coniques avec un système d'irrigation externe conventionnel ; le groupe contrôle 2 (Con2), utilisant une fraise unique avec un système d'irrigation externe conventionnel et le groupe test (Test), utilisant la nouvelle fraise unique (turbo drill) avec un nouveau système d'irrigation. Vingt ostéotomies ont été réalisées sans irrigation et avec irrigation intense, pour chaque groupe. Un thermocouple a été utilisé pour mesurer la température générée durant les ostéotomies. Les températures mesurées étaient les suivantes : $28,9\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 1,68\text{ }^{\circ}\text{C}$ pour le groupe Con1 ; $27,5\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 1,32\text{ }^{\circ}\text{C}$ pour le groupe Con2 ; $26,3\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 1,28\text{ }^{\circ}\text{C}$ pour le groupe Test. En revanche, les températures mesurées avec irrigation étaient les suivantes : $23,1\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 1,27\text{ }^{\circ}\text{C}$ pour le groupe Con1 ; $21,7\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 1,36\text{ }^{\circ}\text{C}$ pour le groupe Con2 ; $19,4\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 1,29\text{ }^{\circ}\text{C}$ pour le groupe Test. Foret unique avec nouvelle conception pour améliorer l'irrigation et le contrôle de la température, par rapport à un foret conçu pour irrigation externe conventionnelle.

Mots clés : implants dentaires ; conception du foret ; système d'irrigation ; ostéotomie ; thermocouple

1. Introduction

Quel que soit le système utilisé, les protocoles d'ostéotomie prévoient que celle-ci doit être réalisée avec une faible variation de température, ne dépassant jamais $47\text{ }^{\circ}\text{C}$, au risque de dénaturer les protéines du tissu osseux et de générer une nécrose dans cette zone [1]. Plusieurs études ont été réalisées avec différents systèmes d'irrigation et différents types de forets afin d'améliorer et de réduire les traumatismes pendant la procédure d'ostéotomie pour la pose d'implants et, par conséquent, de limiter les réactions inflammatoires [2–4].

Récemment, Salles et coll. (2015) [5], ont rapporté, par le biais d'une étude expérimentale utilisant une analyse immunohistochimique pour le facteur inflammatoire NF- κ B (facteur nucléaire kappa de chaîne légère-activateur de cellules b activées), que l'irrigation joue un rôle important dans le contrôle de cette endonucléase et, bien entendu, dans le contrôle de l'intensité du processus inflammatoire.

Dans cette optique, d'autres études histologiques ont également montré que la réaction de cicatrisation du tissu osseux autour des implants peut être améliorée par l'utilisation de systèmes de forage conçus pour réduire le traumatisme causé lors des procédures d'ostéotomie [6–8].

En ce qui concerne les instruments et les techniques utilisés pour réaliser des ostéotomies en vue de la pose d'implants, différents facteurs doivent être pris en compte et analysés, tels que la méthode d'irrigation (externe ou interne), la conception du foret, la vitesse de forage, le nombre de forets (simples ou multiples), le matériau du foret, le mouvement de forage (continu ou intermittent), l'équipement utilisé (rotatif ou oscillatoire), la force appliquée, entre autres. Pour obtenir ces résultats, parmi les méthodes d'évaluation de l'efficacité des systèmes proposés pour la réalisation des ostéotomies, la plus utilisée reste l'évaluation du contrôle de la température durant la procédure. Pour mener à bien ces expériences, il est possible d'utiliser des thermocapteurs installés à proximité de la zone de forage ou des capteurs infrarouges, qui donnent tous deux des résultats similaires, mais dont la praticité peut varier pour l'opérateur au cours des essais [2,4,9]. En outre, plusieurs substrats sont utilisés pour réaliser ce type de test *in vitro*, principalement de l'os d'origine animale et de l'os synthétique [10].

Cependant, il n'existe pas de consensus sur le système idéal pour l'ostéotomie, tant en ce qui concerne le nombre de forets que la conception idéale. C'est pourquoi un dispositif a été mis au point et couplé à la tige du foret, créant ainsi un nouveau modèle de foret, qui permet de stimuler et de diriger le flux du liquide d'irrigation dans le tissu osseux, augmentant ainsi l'efficacité du refroidissement durant la procédure d'ostéotomie. La présente étude *in vitro* a ensuite évalué ce nouveau modèle de foret en vue d'améliorer le contrôle de la température pendant les ostéotomies, par rapport à deux modèles de forets (à séquence unique et à séquence multiple) utilisant l'irrigation externe conventionnelle.

2. Matériels et méthodes

Dans la présente étude, deux groupes de forets avec irrigation externe conventionnelle ont été utilisés comme témoins et comparés au nouveau modèle de foret (TURBODrill®, Implants Diffusion International, Montreuil, France), comportant un dispositif fixé à sa tige afin de stimuler et de diriger le flux du liquide utilisé pour l'irrigation. Ce dispositif comprend un cylindre en titane avec une hélice inversée qui recueille le liquide et, grâce à la rotation du foret, fonctionne comme une turbine. Le liquide est ensuite entraîné par les pales vers le bas, dans la cavité. En outre, le dispositif fait office de butée afin de déterminer la profondeur exacte du forage. La figure 1 présente les principales caractéristiques de ce nouveau modèle de foret.

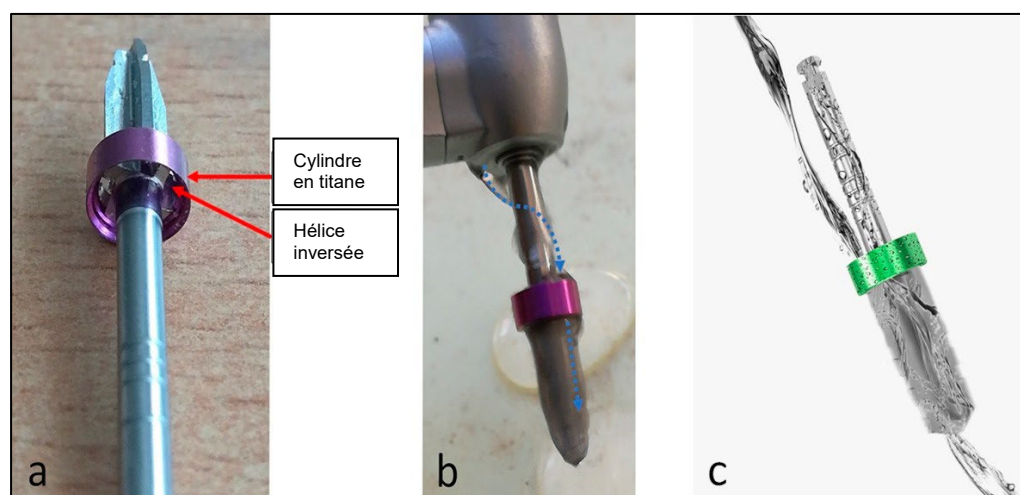


Figure 1. Image représentant les détails du nouveau modèle de foret (a), comprenant un cylindre couplé avec une hélice inversée afin d'améliorer l'irrigation. (b) Les flèches bleues indiquent que le liquide est entraîné par l'hélice vers le bas, dans les pales. (c) Image d'illustration montrant le chemin emprunté par le liquide d'irrigation.

Trois groupes expérimentaux ont donc été constitués, comme décrit ci-dessous :

Groupe contrôle 1 (Con1) : séquence de forages multiples pour un implant conique de 10 mm de longueur et 4,1 mm de diamètre, Straumann (Bâle, Suisse) : les diamètres des forets étaient de 2,2 mm (utilisés à 800 trs/min) ; 2,8 mm (600 trs/min) et 3,5 mm (500 trs/min) [11].

Groupe contrôle 2 (Con2) : un seul foret pour un implant conique de 10 mm de longueur et 4,2 mm de diamètre pour l'implant conique IDALL, Implants Diffusion International (Montreuil, France). La vitesse recommandée et utilisée était de 1 500 trs/min.

Groupe Test (Test) : un seul foret (TURBOdrill®) pour un implant conique de 10 mm de longueur et 4,2 mm de diamètre pour l'implant conique IDALL, Implants Diffusion International (Montreuil, France). La vitesse recommandée et utilisée était de 1 500 trs/min. La figure 2 présente les forets utilisés pour chaque groupe.

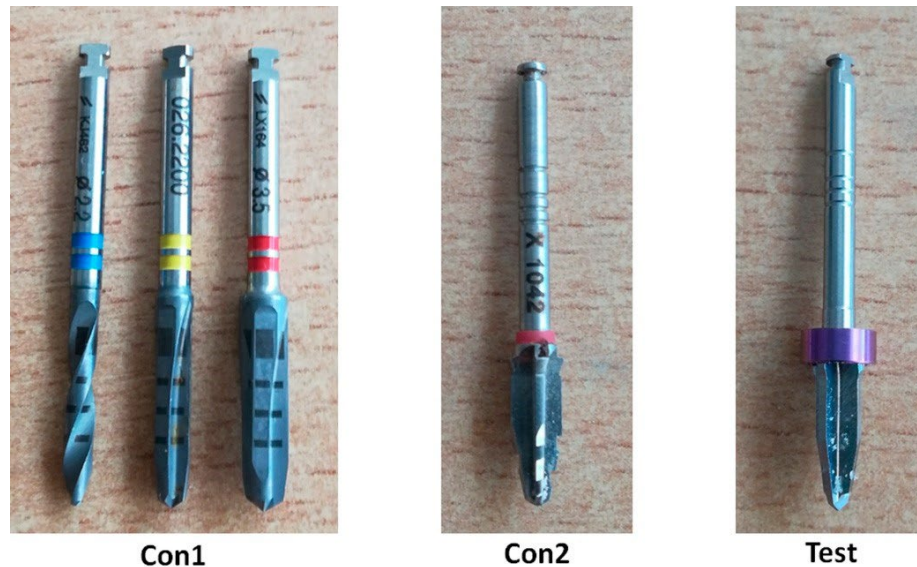


Figure 2. Photo des systèmes de forets utilisés pour les ostéotomies dans les 3 groupes.

Trois blocs d'os cortical synthétique réalisés en mousse de polyuréthane d'une densité de 40 livres par pied cube (PCF), ce qui correspond à 0,62 g/cm³ (Nacional Ossos, Jaú, Brésil), ont été utilisés (un par groupe). Les blocs présentaient les dimensions suivantes : 9,7 cm de largeur, 5 cm de hauteur et 10 cm de longueur. Dans un premier temps, une perforation a été réalisée pour placer le capteur à l'aide d'une fraise conique en carbure de 1 mm de diamètre et de 3 mm de profondeur, à une distance préalablement calculée pour qu'après l'ostéotomie réalisée avec le système proposé pour chaque groupe, la distance finale entre les deux perforations soit de 1 mm. La figure 3 illustre ces détails.

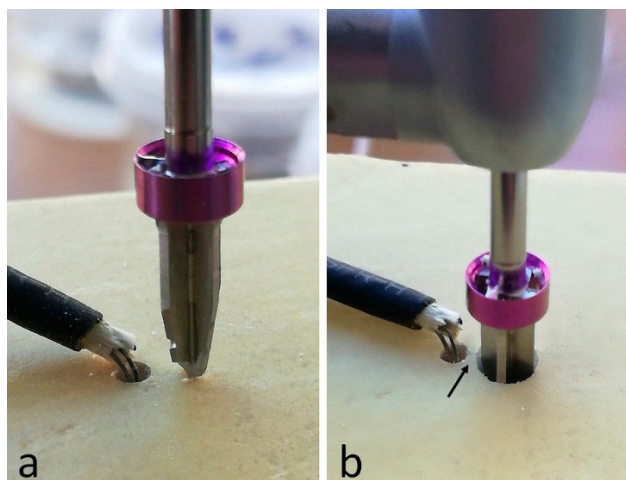


Figure 3. Le thermocouple de type K positionné dans la perforation et le foret positionné avant le début de l'ostéotomie (a) et après la fin de l'ostéotomie (b), où la flèche indique la distance de 1 mm par rapport au capteur.

Un thermocouple de type K (Mod. TP-01, Lutron Electronics Co., Inc., Coopersburg, PA, États-Unis) a été utilisé pour mesurer la température durant les ostéotomies, couplé à un thermomètre numérique (Lutron Electronics Co., Inc.) avec une résolution de $0,1\text{ }^{\circ}\text{C}$. À la fin de chaque ostéotomie, la suivante ne débutait pas avant que la température ne soit revenue au niveau initial de $18\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 1\text{ }^{\circ}\text{C}$ (température de référence).

Pour le forage, une perceuse contrôlée par un système automatisé a été utilisée, comme dans d'autres études antérieures [4,12]. L'appareil contrôle la vitesse de fraisage, la charge appliquée pendant l'ostéotomie, le volume d'irrigation et les mouvements intermittents. Toutes les ostéotomies ont été réalisées en appliquant une charge de 2 kg, des mouvements intermittents (4 mm, 8 mm et, enfin, 10 mm) et une irrigation intense de 50 ml/min (pour la condition 2). L'irrigation a été réalisée au moyen d'eau distillée. Ensuite, dans les conditions décrites, vingt ostéotomies ont été réalisées sans irrigation et 20 autres avec irrigation pour chaque groupe.

La plage de variation de la température a été calculée en utilisant la valeur maximale de la température mesurée et la température de référence (ΔT). Les données ont été comparées sur le plan statistique à l'aide du test ANOVA à un facteur pour vérifier les différences entre les trois groupes dans les deux conditions proposées (sans et avec irrigation). En outre, le test de comparaison multiple de Bonferroni a été utilisé pour déterminer la différence individuelle entre les 3 groupes. Tous les cas où $p < 0,05$ ont été considérés comme statistiquement significatifs. Toutes les données ont été analysées à l'aide de GraphPad Prism version 5.01 pour Windows (GraphPad Software, San Diego, CA, États-Unis).

3. Résultats

Les données mesurées concernant la température générée pendant les ostéotomies ont été recueillies sur un formulaire électronique, et les différences entre les températures initiales et maximales ont été calculées. Un résultat de distribution normale a été détecté dans les groupes après l'application du test de normalité.

On a relevé des différences significatives dans les températures mesurées pendant les ostéotomies sans et avec irrigation, dans les deux cas avec $p < 0,0001$. En ce qui concerne les valeurs absolues, le groupe Con2 et le groupe Test (utilisant tous deux un seul foret) ont obtenu des résultats similaires (aucune différence significative) pour la condition 1 (sans irrigation). Cependant, dans le groupe Con1, des températures significativement plus élevées ont été enregistrées par rapport aux deux autres groupes dans les deux conditions (sans et avec irrigation). Les diagrammes en boîte de la figure 4 présentent les médianes, les quartiles et les intervalles des 3 groupes analysés dans les deux conditions (sans et avec irrigation) et la comparaison statistique entre les groupes.

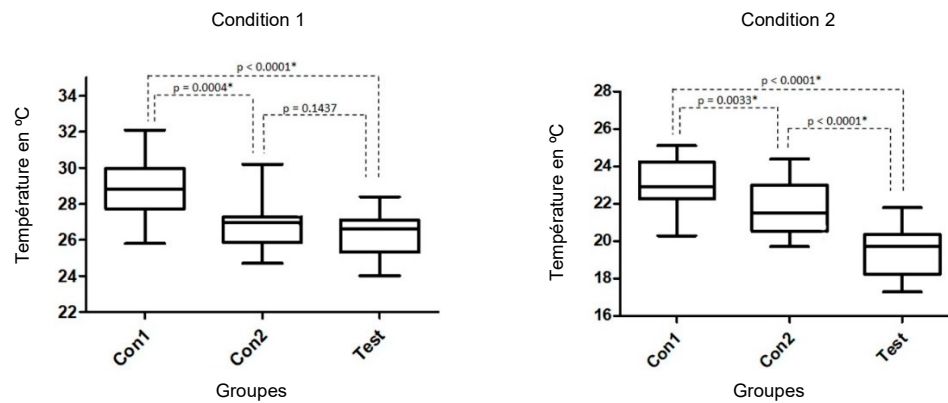


Figure 4. Graphiques en boîte présentant les médianes, les quartiles et les intervalles des 3 groupes analysés dans les deux conditions testées (sans et avec irrigation, respectivement) et la comparaison statistique entre les groupes. * indique qu'ils sont statistiquement différents.

Les valeurs de la moyenne, de l'écart-type (ÉT), de la médiane et de l'intervalle de la température maximale mesurée pour chaque groupe dans les 2 conditions proposées sont récapitulées dans le tableau 1.

Tableau 1. Moyenne, écart-type (ÉT), médiane et valeurs de l'intervalle de la température maximale mesurée pour chaque groupe dans les 2 conditions proposées. Valeurs en degrés centigrades (°C).

Variables		Condition 1			Condition 2		
Groupes	Moyenne et écart-type	Médiane	Valeurs de l'intervalle		Moyenne et écart-type	Médiane	Valeurs de l'intervalle
Con1	28,9 ± 1,68	28,8	25,8 à 32,1		23,1 ± 1,27	22,9	20,3 à 25,1
Con2	26,9 ± 1,31	27,0	24,7 à 30,2		21,7 ± 1,36	21,5	19,7 à 24,4
Test	26,3 ± 1,28	26,6	24,0 à 28,4		19,4 ± 1,29	19,7	17,3 à 21,8

Le foret unique utilisé dans les groupes Con2 et Test a produit une variation de température plus faible que les forets à séquences multiples utilisés dans le groupe Con1, comme le montrent les moyennes ± écarts types concernant les valeurs de base (ΔT). Tout d'abord, les données de variation de température calculées dans les ostéotomies sans irrigation étaient les suivantes : 10,40 °C ± 1,85 °C pour le groupe Con1 ; 8,34 °C ± 1,23 °C pour le groupe Con2 ; 7,77 °C ± 1,26 °C pour le groupe Test. En revanche, dans les ostéotomies avec irrigation, les valeurs calculées étaient les suivantes : 4,54 °C ± 1,39 °C pour le groupe Con1 ; 3,14 °C ± 1,34 °C pour le groupe Con2 ; 0,93 °C ± 1,47 °C pour le groupe Test. Une différence significative a été enregistrée pour ΔT entre les groupes dans les deux conditions ($p < 0,0001$). Cependant, lorsque les groupes ont été comparés entre eux, seuls les groupes Con2 et Test n'ont montré aucune différence statistique dans la condition 1. Les valeurs calculées pour la variation de la température ainsi que la comparaison statistique entre les groupes sont représentées sous forme de graphique dans la figure 5.

En ce qui concerne le temps nécessaire à l'ostéotomie dans chaque groupe, la moyenne était de ~10 s pour les groupes Con2 et Test, et de ~80 s pour le groupe Con1 (y compris trois séquences de forage consécutives plus le temps de remplacer les forets). Le temps nécessaire pour revenir à la température de référence après chaque procédure de préparation du site implantaire était en moyenne de 10 min ± 2 min.

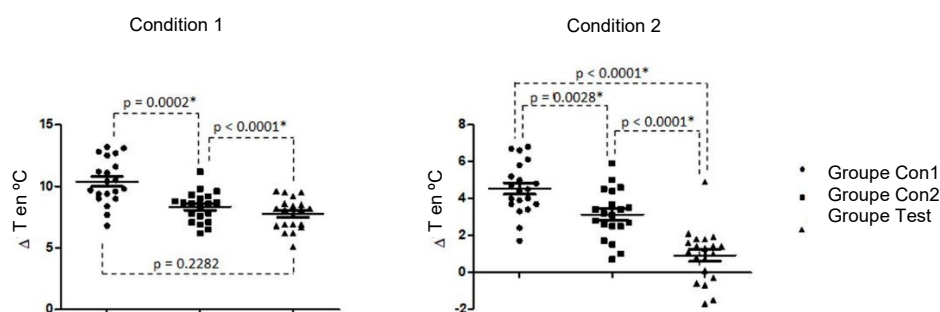


Figure 5. Graphique à points de la variation de température calculée (ΔT) entre la température initiale et la température maximale pour chaque groupe dans les deux conditions testées et différence statistique entre les groupes. * indique qu'ils sont statistiquement différents.

4. Analyse

Le contrôle des traumatismes lors de la manipulation des tissus péri-implantaires dans les procédures chirurgicales pour la pose d'implants est d'une importance fondamentale afin d'obtenir des résultats satisfaisants et exempts de complications. Parmi les manœuvres effectuées au cours de la chirurgie pour la pose d'implants, l'ostéotomie peut être considérée comme l'étape la plus traumatisante, c'est pourquoi ce sujet a fait l'objet de plusieurs études et du développement de nouvelles technologies afin de minimiser les effets de cette procédure. À cet effet, un nouveau type de foret a été mis au point, comportant un tube en titane avec une hélice interne sur sa tige, dont le but est de diriger le flux de liquide d'irrigation vers les lames du foret, améliorant ainsi le refroidissement du tissu osseux pendant le forage de l'ostéotomie. Notre objectif était ensuite de comparer cette nouvelle conception de foret avec deux autres systèmes de forage, en mesurant et en comparant la température pendant la procédure de forage effectuée dans un bloc d'os synthétique. Les résultats ont montré que le nouveau modèle de foret était plus efficace pour contrôler la production de chaleur pendant les ostéotomies par rapport aux deux autres systèmes de foret utilisés comme groupes témoins.

Ce nouveau type de foret s'appuie sur le concept d'un instrument unique pour réaliser une ostéotomie, ce qui, selon des publications antérieures, comparé aux systèmes de forets conventionnels utilisant une séquence de forets multiples, a montré une plus grande efficacité dans le contrôle de la température [12], et une cicatrisation similaire du tissu osseux autour des implants placés dans des lits préparés à l'aide d'un foret unique [7,12,13]. En plus de ces résultats d'études *in vitro* et précliniques chez le lapin, une étude chez l'homme a été présentée montrant un taux de réussite élevé (98 % de survie implantaire) avec l'utilisation d'un seul foret pour la pose des implants, étude au cours de laquelle 350 implants ont été évalués [14]. À l'inverse, comme le décrivent Li et al. [15], le risque de production de chaleur lors du forage avec un seul instrument, principalement dans les tissus osseux de forte densité, et l'accumulation de copeaux d'os à l'intérieur du foret suscitent de vives inquiétudes. Cette accumulation de résidus à l'intérieur de la partie coupante du foret et son contact avec la face de forage se traduisent par une production de chaleur accrue [15]. De ce fait, le dispositif couplé à la tige du nouveau modèle de foret, qui fonctionne comme une turbine à hélice pour le liquide de refroidissement, en plus d'augmenter le contrôle de la température des lames du foret, peut éliminer les résidus osseux à l'intérieur du foret. Cependant, les mouvements intermittents appliqués pendant la réalisation de l'ostéotomie favorisent l'élimination des résidus osseux et contribuent à contrôler la température [4].

D'autres auteurs ont indiqué que les procédures de forage pour l'ostéotomie doivent être peu traumatisantes, de manière à préserver le tissu osseux en évitant d'endommager son potentiel de cicatrisation [16]. En outre, le forage destiné à réaliser le lit chirurgical (ostéotomie) pour la pose d'implants endo-osseux produit une réaction inflammatoire locale importante, qui peut être contrôlée et/ou réduite avec une technique d'irrigation adéquate [5]. Les résultats obtenus dans la présente étude ont montré une élévation de température plus faible dans les groupes utilisant un seul foret pour réaliser l'ostéotomie (groupe Con2 et groupe Test), par rapport au groupe utilisant un système de forage à forets multiples (groupe Con1).

En comparant les données avec irrigation, condition ressemblant davantage à un scénario clinique, le groupe Test était 16 % < groupe Con1 et 11 % < Con2, tandis que le groupe Con2 était 6 % < Con1.

La fabrication des instruments et leurs performances sont directement liées à des facteurs d'ingénierie et au fonctionnement mécanique. Par exemple, les forets à double lame positive réduisent la pression de coupe, consomment moins d'énergie et dégagent moins de chaleur [17]. Ensuite, l'essai réalisé sans irrigation (condition 1) sert principalement à analyser l'efficacité des différents types d'instruments. D'après les résultats obtenus dans la présente étude, lorsque les échantillons ont été testés sans irrigation, il a été démontré que les 3 systèmes de forets testés présentent une grande qualité dans leur conception et d'excellentes performances puisque la variation de la moyenne générale entre la température initiale et la température finale était relativement faible. En outre, la chaleur générée lors de l'opération de forage est à peu près proportionnelle à l'épaisseur du copeau non déformé et aux forces de coupe [18].

D'autres auteurs ont décrit les facteurs mécaniques (conception du foret et de la lame, précision de coupe, diamètre du foret) et les facteurs techniques (protocole de forage, vitesse et force appliquée, angulation du foret, système d'irrigation et couple appliqué) comme des éléments importants pour déterminer la contrainte physique générée [19,20]. Ainsi, les facteurs mécaniques étant déterminés par le fabricant du système de forage, seuls les facteurs techniques peuvent varier au cours de l'exécution, car, sur le plan clinique, ils dépendent directement de l'opérateur. Cependant, dans notre étude, un équipement automatisé a été utilisé afin qu'il n'y ait pas de variations et/ou d'erreurs lors de l'exécution des facteurs techniques prédéterminés pour chaque système de forage testé. En ce qui concerne la technique appliquée aux groupes, seule la vitesse de forage différait d'un groupe à l'autre, conformément aux recommandations de chaque fabricant. Plusieurs propositions ont été décrites dans la littérature [10], mais c'est la conception du foret (projet) qui doit déterminer la vitesse idéale pour chaque système de forage.

Autre facteur important à prendre en compte : les caractéristiques de la densité osseuse utilisée dans notre expérience. L'os cortical présentait la densité la plus élevée et, comme décrit par Sener et al. (2009) [21], la plupart des variations de chaleur sont générées dans la partie la plus superficielle de cet os compact. Le capteur a donc été installé à une profondeur de 3 mm, bien que le bloc osseux utilisé ait la même densité dans toute sa structure. Toujours en ce qui concerne le temps de forage, plusieurs auteurs ont décrit que celui-ci pouvait avoir une incidence sur les valeurs de variation de la température au cours de l'ostéotomie [19]. Dans ce cas, le temps de forage mesuré dans le groupe Con1 (séquences multiples) était manifestement supérieur en raison de la nécessité de remplacer les forets, car il utilise une séquence de 3 instruments, contrairement aux groupes Con2 et Test qui n'utilisent qu'un seul foret. Cette possibilité d'effectuer une ostéotomie avec une faible variation de température en utilisant un seul foret peut s'avérer bénéfique pour les tissus en réduisant les dommages locaux ainsi que l'inconfort des patients.

Il faut tenir compte de certaines limites et de l'aspect clinique de cette étude *in vitro*, notamment l'emploi d'un modèle d'os entièrement cortical et d'un équipement automatisé pour réaliser les ostéotomies, dans la mesure où cela ne reflète pas la réalité clinique. D'autre part, si l'on raisonne du point de vue des techniques proposées et testées, l'utilisation d'un seul instrument pour la préparation du lit implantaire ne permet pas de corriger la trajectoire après son exécution, contrairement à l'utilisation d'instruments multiples, où il est possible de corriger une erreur de trajectoire lors du passage d'une séquence de forage à l'autre. On peut donc dire que l'utilisation d'un seul instrument nécessite une plus grande précision lors de son utilisation. Autre observation importante : la température initiale des spécimens dans cette étude était de $\sim 18^{\circ}\text{C}$, alors que chez le patient nous avons une température initiale de $\sim 37^{\circ}\text{C}$, ce qui nous donne une limite de variation de $\sim 10^{\circ}\text{C}$. Ensuite, lorsque l'on calcule les valeurs de variation de la température avec la température corporelle, dans le groupe Con1 pour la condition 1 (sans irrigation), la température pourrait dépasser la limite critique et provoquer une nécrose osseuse ($\sim 37^{\circ}\text{C} + 10,4^{\circ}\text{C} = \sim 47,4^{\circ}\text{C}$). Ce scénario pourrait se produire en raison d'une irrigation insuffisante lors de la procédure chirurgicale. Cependant, dans les deux autres groupes, avec une variation de température moyenne de $8,1^{\circ}\text{C}$, même sans irrigation, la valeur était inférieure au point critique ($\sim 37^{\circ}\text{C} + 8,1^{\circ}\text{C} = \sim 45,1^{\circ}\text{C}$).

Néanmoins, dans tous les groupes, lorsque les ostéotomies ont été réalisées avec irrigation, les valeurs étaient très éloignées de la valeur critique.

5. Conclusions

Dans les limites de la présente étude *in vitro*, nous pouvons conclure que le foret unique doté de la nouvelle conception visant à améliorer l'irrigation et le contrôle de la température, a démontré que le nouveau dispositif couplé aux forets (TURBODrill®) augmente et dirige le flux du liquide d'irrigation et offre un meilleur contrôle de la température pendant l'ostéotomie, par rapport aux forets utilisant l'irrigation externe conventionnelle.

Contributions des auteurs : Conceptualisation, J.C.P.F. et G.B. ; Conservation des données, S.A.G. et B.A.D. ; Analyse formelle, S.A.G. et B.C. ; Investigation, S.A.G., R.B. et B.A.D. ; Méthodologie, S.A.G., J.C.P.F. et G.B. ; Ressources, G.B. ; Logiciel, R.B. ; Supervision, R.B. ; Validation, J.C.P.F. ; Rédaction - version originale, S.A.G. et B.C. ; Rédaction - révision et édition, J.C.P.F. et B.A.D. Tous les auteurs ont lu et approuvé la version publiée du manuscrit.

Financement : Cette recherche n'a bénéficié d'aucun financement externe.

Conflits d'intérêts : Les auteurs ne font état d'aucun conflit d'intérêts.

Références

1. Eriksson, A.R.; Albrektsson, T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: A vital-microscopic study in the rabbit. *J. Prosthet. Dent.* **1983**, *50*, 101–107. [CrossRef]
2. Sannino, G.; Capparé, P.; Gherlone, E.F.; Barlattani, A. Influence of the implant drill design and sequence on temperature changes during site preparation. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **2015**, *30*, 351–358. [CrossRef] [PubMed]
3. Bernabeu-Mira, J.C.; Pellicer-Chover, H.; Peñarrocha-Diago, M.; Peñarrocha-Oltra, D. In Vitro Study on Bone Heating during Drilling of the Implant Site: Material, Design and Wear of the Surgical Drill. *Materials* **2020**, *19*, 1921. [CrossRef] [PubMed]
4. Gehrke, S.A.; Loffredo Neto, H.; Mardegan, F.E. Investigation of the effect of movement and irrigation systems on temperature in the conventional drilling of cortical bone. *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.* **2013**, *51*, 953–957. [CrossRef] [PubMed]
5. Salles, M.B.; Gehrke, S.A.; Shibli, J.A.; Allegrini, S., Jr.; Yoshimoto, M.; König, B., Jr. Evaluating Nuclear Factor NF- κ B Activation Following Bone Trauma: A Pilot Study in a Wistar Rats Model. *PLoS ONE* **2015**, *14*, e0140630. [CrossRef] [PubMed]
6. Gehrke, S.A. Evaluation of the Cortical Bone Reaction around of Implants Using a Single-Use Final Drill: A Histologic Study. *J. Craniofac. Surg.* **2015**, *26*, 1482–1486. [CrossRef] [PubMed]
7. Gehrke, S.A.; Bettach, R.; Aramburú Júnior, J.S.; Prados-Frutos, J.C.; Del Fabbro, M.; Shibli, J.A. Peri-Implant Bone Behavior after Single Drill Versus Multiple Sequence for Osteotomy Drill. *Biomed. Res. Int.* **2018**, *11*, 9756043. [CrossRef] [PubMed]
8. Trisi, P.; Falco, A.; Berardini, M. Single-drill implant induces bone corticalization during submerged healing: An in vivo pilot study. *Int. J. Implant Dent.* **2020**, *15*, 2. [CrossRef] [PubMed]
9. Scarano, A.; Lorusso, F.; Numbissi, S. Infrared Thermographic Evaluation of Temperature Modifications Induced during Implant Site Preparation with Steel vs. Zirconia Implant Drill. *J. Clin. Med.* **2020**, *5*, 148. [CrossRef] [PubMed]
10. Mishra, S.K.; Chowdhary, R. Heat Generated by Dental Implant Drills During Osteotomy-A Review: Heat Generated by Dental Implant Drills. *J. Indian Prosthodont. Soc.* **2014**, *14*, 131–143. [CrossRef] [PubMed]
11. Available online: https://www.straumann.com/content/dam/media-center/straumann/en/documents/brochure/technical-information/490.038-en_low.pdf (accessed on 23 May 2020).
12. Gehrke, S.A.; Bettach, R.; Taschieri, S.; Boukhris, G.; Corbella, S.; Del Fabbro, M. Temperature Changes in Cortical Bone after Implant Site Preparation Using a Single Bur versus Multiple Drilling Steps: An in Vitro Investigation. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* **2015**, *17*, 700–707. [CrossRef] [PubMed]
13. Jimbo, R.; Giro, G.; Marin, C.; Granato, R.; Suzuki, M.; Tovar, N.; Lilin, T.; Janal, M.; Coelho, P.G. Simplified drilling technique does not decrease dental implant osseointegration: A preliminary report. *J. Periodontol.* **2013**, *84*, 1599–1605. [CrossRef] [PubMed]
14. Bettach, R.; Taschieri, S.; Boukhris, G.; Del Fabbro, M. Implant Survival after Preparation of the Implant Site Using a Single Bur: A Case Series. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* **2015**, *17*, 13–21. [CrossRef] [PubMed]

15. Li, L.; Zhu, Z.; Li, L. Letter to the editor. Re: Simplified drilling technique does not decrease dental implant osseointegration: A preliminary report. *J. Periodontol.* **2014**, *85*, 512–513. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
16. Romeo, U.; Del Vecchio, A.; Palaia, G.; Tenore, G.; Visca, P.; Maggiore, C. Bone Damage Induced by Different Cutting Instruments—An in Vitro Study. *Braz. Dent. J.* **2009**, *20*, 162–168. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
17. Stephenson, D.A.; Agapiou, J.S. Cutting Tools Metal. In *Cutting Theory and Practice*, 3rd ed.; Front Cover; CRC Press: Boca Raton, FL, USA, 2016.
18. Cubberly, W.; Bakerjian, R. *Tool and Manufacturing Engineers Handbook*; Desk Edition; (v. 1–5): Books; Society of Manufacturing Engineers: Dearborn, MI, USA, 1989.
19. Sumer, M.; Misir, A.F.; Telcioglu, N.T.; Guler, A.U.; Yenisey, M. Comparison of heat generation during implant drilling using stainless steel and ceramic drills. *J. Oral Maxillofac. Surg.* **2011**, *69*, 1350–1354. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
20. Augustin, G.; Zigman, T.; Davila, S.; Udilljak, T.; Staroveski, T.; Brezak, D.; Babic, S. Cortical bone drilling and thermal osteonecrosis. *Clin. Biomech.* **2012**, *27*, 313–325. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
21. Sener, B.C.; Dergin, G.; Gursoy, B.; Kelesoglu, E.; Slih, I. Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths. *Clin. Oral Implants Res.* **2009**, *20*, 294–298. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]



© 2020 par les auteurs. Licencié MDPI, Bâle, Suisse. Cet article est un article en libre accès distribué selon les termes et conditions de la licence Creative Commons Attribution (CC BY) (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).