



Article Original

Mesure Expérimentale des Variations de Température dans l'Os Dues à Certains Paramètres Physiques lors du Processus de Forage Osseux

Experimental measure of temperature variations in bone due to certain physical parameters during the bone drilling process

JG Tsiagadigui^{1,2,*}, B Ndiwe², F Nzoning³, MAN Yamben¹, PWM Huisken², FE Belinga², H Eone¹, J Bahebeck¹, E Njeugna², M Sosso¹, CM Ekengoue^{4,5}

RÉSUMÉ

Introduction. Pendant le perçage osseux, l'utilisation cyclique d'une même mèche provoque une usure progressive des arêtes de coupe. Les forces de frottement élevées qui en résultent peuvent entraîner une importante variation de la température autour du foyer de perçage. Au-dessus de 55°C, des dommages irréversibles se produisent sur le tissu osseux. **Objectif.** Suivre l'évolution de l'usure d'une mèche par des mesures de température autour du foyer de perçage, lors de perçages répétés par la même mèche. **Méthodologie.** Une étude expérimentale a été menée sur un banc d'essai, mesurant les températures lors du perçage osseux en fonction de la vitesse de rotation, la vitesse d'avance et le cycle d'utilisation de la mèche. Les corticales de tibia bovin ont été utilisées en raison des propriétés mécaniques similaires à celles de l'os humain. Six thermocouples ont été placés en spirale autour du foyer de perçage avec une incrémentation de 0,5 mm, de manière à déterminer le flux de chaleur pendant le perçage. Les paramètres de coupe étaient les suivants : Vitesse de rotation 100, 200, 300 tr/min, Vitesse d'avance 30, 60 mm/min ; Nombre de perçages 1, 2, 3. Une même mèche de 3,2 mm de diamètre était utilisée 3 fois et les températures étaient mesurées à chaque essai. **Résultats.** Le risque d'avoir des températures supérieures au seuil critique de 55°C était plus important à la vitesse d'avance de 30 mm/min qu'à la vitesse d'avance de 60 mm/min. La température augmentait à la fois avec la vitesse de rotation et le nombre de perçages quelles que soient les autres conditions de coupe. Les meilleures conditions de coupe étaient retrouvées pour une vitesse de rotation de 200 tr/min et une vitesse d'avance de 60 mm/min et à la vitesse de rotation de 100 tr/min pour une vitesse d'avance de 30 mm/min. Lorsque la vitesse de rotation excédait 200 tr/min, la température augmentait significativement. Les gradients de température ont été calculés dans les conditions de perçage où les températures maximales mesurées au point le plus proche du foyer de perçage étaient inférieures à 55°C. Les équations ont permis de calculer les températures projetées à l'interface os-mèche ($x = 0$). **Conclusion.** On a observé dans la majorité des cas que les températures étaient supérieures au seuil de 55°C.

ABSTRACT

Background. During bone drilling, the cyclic use of the same drill bit causes progressive wear of the cutting edges. The resulting high frictional forces can lead to a large temperature variation around the drill point. Above 55°C, irreversible damage occurs to the bone tissue. **Objective.** To follow the evolution of the wear of a bit by measuring the temperature around the focus of the drilling, during repeated drilling by the same bit. **Methods.** An experimental study was conducted on a test bench, measuring temperatures during bone drilling as a function of spindle speed, feed rate and drill bit duty cycle. Bovine tibia cortices were used due to mechanical properties similar to those of human bone. Six thermocouples were placed in a spiral around the focus of the drilling with an increment of 0.5 mm, so as to determine the heat flow during the drilling. The cutting parameters were: spindle speed 100, 200, 300 rpm. Feed rate 30, 60 mm/min; Number of holes 1, 2, 3. The same 3.2 mm diameter wick was used 3 times and the temperatures were measured at each test. **Results.** The risk of having temperatures above the critical threshold of 55°C was greater at the feed rate of 30 mm/min than at the feed rate of 60 mm/min. Temperature increased with both spindle speed and number of pierces regardless of other cutting conditions. The best cutting conditions were found for a spindle speed of 200 rpm and a feed rate of 60 mm/min and at a spindle speed of 100 rpm for a feed rate of 30 mm/min. When the spindle speed exceeded 200 rpm, the temperature seemed very high. The temperature gradients were calculated under drilling conditions where the maximum temperatures measured at the point closest to the drilling focus were below 55°C. The equations were used to calculate projected temperatures at the bone-wick interface ($x=0$). **Conclusion.** It was observed in the majority of cases that the temperatures were above the threshold of 55°C. It became clear that the thermal conductivity of bone is low. The heat remains concentrated around the piercing point.

1. Département de Chirurgie et Spécialités, Faculté de Médecine et des Sciences Biomédicales, Université de Yaoundé 1, BP 1364, Yaoundé, Cameroun

2. Département de Génie Mécanique, ENSET, Université de Douala, BP 2701, Douala, Région du Littoral, Cameroun

3. Laboratoire de Mécanique des Matériaux, Structures et Fabrication Intégrée, Ecole Nationale Supérieure d'Ingénieurs, Université de Yaoundé 1, BP 8390, Yaoundé, Cameroun

4. Association Scientifique Africaine pour l'Innovation et l'Entrepreneuriat (ASAIE), Dschang, Ouest du Cameroun, Site Internet

:www.asaie.org; E-mail: info@asaie.org

5. Département de Génie Civil, Faculté d'Ingénierie et de Technologie (FET), Université de Buea, Sud-Ouest, Cameroun.

Auteur correspondant :

Jean G Tsiagadigui
Faculté de Médecine et des Sciences Biomédicales
Université de Yaoundé I
BP 1364 Yaoundé
Email : jtsiagad@gmail.com

Mots-clés : Os, Perçage osseux, Température

Keywords: Bone, Bone drilling, Temperature

POINTS SAILLANTS DE L'ÉTUDE**Ce qui est connu du sujet**

L'élévation thermique due au perçage osseux est fonction de la vitesse de rotation et de la vitesse d'avance. Au-delà de 55° C, elle peut entraîner des dommages irréversibles sur le tissu osseux c.

La question abordée dans cette étude

Effet de la vitesse de rotation (N), de la vitesse d'avance (Vf) et de l'utilisation de la même mèche sur la température de l'os pendant le processus de perçage

Ce que cette étude apporte de nouveau

Il y a une corrélation positive entre l'augmentation de la température et le rang de perçage ainsi que la vitesse de rotation. Dans des conditions de perçage où N est comprise entre 100 et 200 tr/min et Vf entre 30 et 60 mm/min, le seuil critique de 55° C n'est pas atteint.

Les implications pour la pratique, les politiques ou les recherches futures.

Sans irrigation, la même mèche peut être utilisée deux fois, avec des vitesses de rotation allant jusqu'à 200 tr/min et une vitesse d'avance de 60 mm/min.

INTRODUCTION

Le perçage osseux est utilisé pour l'ostéosynthèse par plaque, l'enclouage centromédullaire, l'arthroplastie, voire le traitement de certaines nécroses épiphysaires (1–5). Toutes ces procédures impliquent la création d'un trou par prélèvement osseux pour la réception d'implants (broches, broches, vis, etc.), sans endommager le tissu osseux.

Pendant le perçage, une grande partie du travail mécanique est convertie en chaleur. Lorsqu'elle est excessive, cette chaleur peut entraîner une nécrose des cellules osseuses (ostéonécrose)(6–9). Le seuil critique au-delà duquel la nécrose osseuse se produit est estimé à 55°C pendant 30 secondes, 47°C pendant 1 minute ou 43°C pendant 1 heure, voire 50°C instantanément (10–17,9,18). Cette nécrose entraîne la résorption de l'os autour de l'implant avec descellement du système(19–21). Les paramètres influençant l'augmentation de la température pendant le perçage sont la vitesse de rotation et le diamètre de la mèche. L'augmentation de la vitesse d'avance est susceptible de diminuer la variation de température par réduction du temps de perçage. Peu de travaux ont été menés combinant ces paramètres pour déterminer les conditions d'un perçage optimal. De plus, les mèches sont fréquemment réutilisées au bloc opératoire. Il n'y a aucun critère objectif pour les remplacer.

Cependant, l'utilisation répétée d'une même mèche entraîne une usure des arêtes de coupe, altérant les propriétés de perçage. Même sans déformation macroscopique, l'outil peut induire une élévation anormale de la température lors du perçage du fait de cette usure. L'effet immédiat sur l'os et les conséquences ultérieures sont préjudiciables à l'ancrage de l'implant en raison de la résorption de l'os nécrotique (22).

La quantité de chaleur étant fonction de l'état d'usure de l'arête de coupe de la mèche, il est théoriquement possible d'évaluer cette usure en mesurant l'évolution de la température dans l'os lors du perçage. L'objectif de cette

étude était de suivre l'évolution de l'usure d'une mèche par des mesures de température autour du foyer de perçage, lors de perçages répétés par la même mèche.

MATÉRIELS ET MÉTHODES**Préparation d'échantillons osseux**

Des échantillons de tibias en os de bovin d'un an acquis ont été prélevés et conservés à -20°C. Au moment de l'expérimentation, ils ont été immergés dans du sérum physiologique à 9/1000 et placés dans un réfrigérateur à une température de 10°C. Des éprouvettes d'os cortical de 70 mm de long et 50 mm de large (fig. 1), selon l'axe diaphysaire, ont été sectionnées.

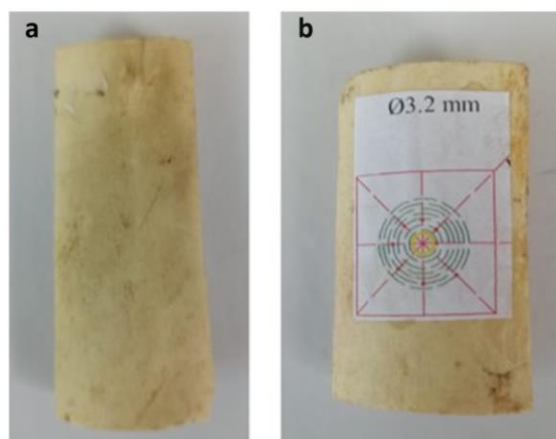


Figure 1 : éprouvette os cortical

a : os sans gabarit de perçage. b : os avec gabarit de perçage

Description du banc d'essai

Sur une table de machine CNC (1) avec un étau (2), un spécimen osseux (4) équipé de 6 thermocouples de type T (7) (T1 à T6) tous connectés à l'enregistreur de données de température PICOLOG® (8) a été maintenu en position isostatique au centre du ME-K6D40® 6- dynamomètre d'axe (3). Le dynamomètre a été connecté à l'enregistreur de données GSV-8DS® (9), à l'aide du logiciel GSV Multi Version 1.42®. Le dynamomètre a été utilisé afin de s'assurer que la mèche passe effectivement au centre du gabarit. L'enregistreur de température PICOLOG® est équipé d'un amplificateur de signal. L'ordinateur (10) permettait la lecture et l'enregistrement spontanés des températures et forces. La mèche de 3,2 mm (5) a été fixée dans le mandrin de perçage (6). Un thermocouple témoin T7 a été laissé à l'air ambiant. Il a été utilisé pour comparer la température initiale de l'os à la température ambiante (fig. 2).

Le gabarit de perçage

À l'aide du logiciel AutoCad®, un gabarit de perçage a été préalablement dessiné pour marquer la position des thermocouples de Ø 0,5 mm disposés selon une spirale autour d'un cercle de Ø 3,2mm. Le dessin obtenu a été imprimé puis collé à l'éprouvette.

La première empreinte était située à 0,5 mm du foyer de perçage. Les autres empreintes étaient successivement situées à un angle constant de 45° dans le sens anti horaire selon une incrémentation centripète de 0,5mm.

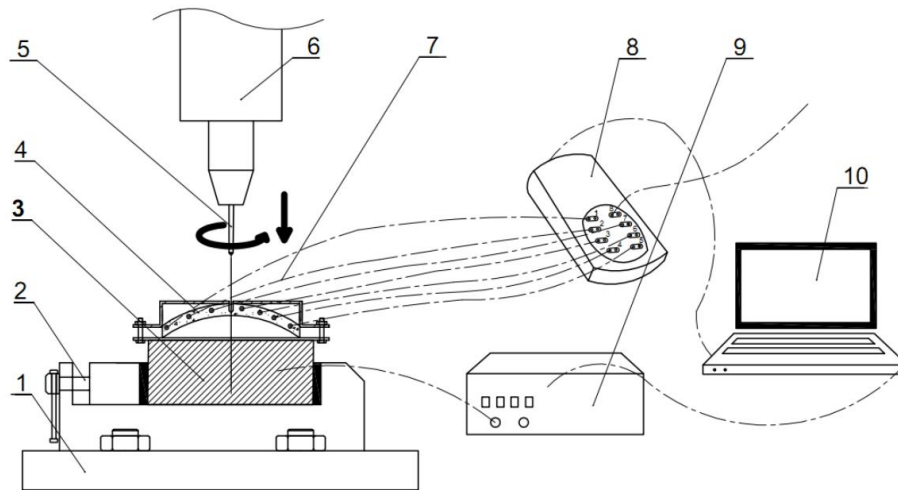


Figure 2 : Banc d'essai. Source: Conception personnelle

(1) table de machine CNC, (2) étau, (3) capteur de force, (4) Échantillon d'os, (5) □ Mèche de 3,2 mm, (6) mèche CNC, (7) thermocouple, (8) Enregistreur de données de température, (9) Enregistreur de données de force, (10) Ordinateur.

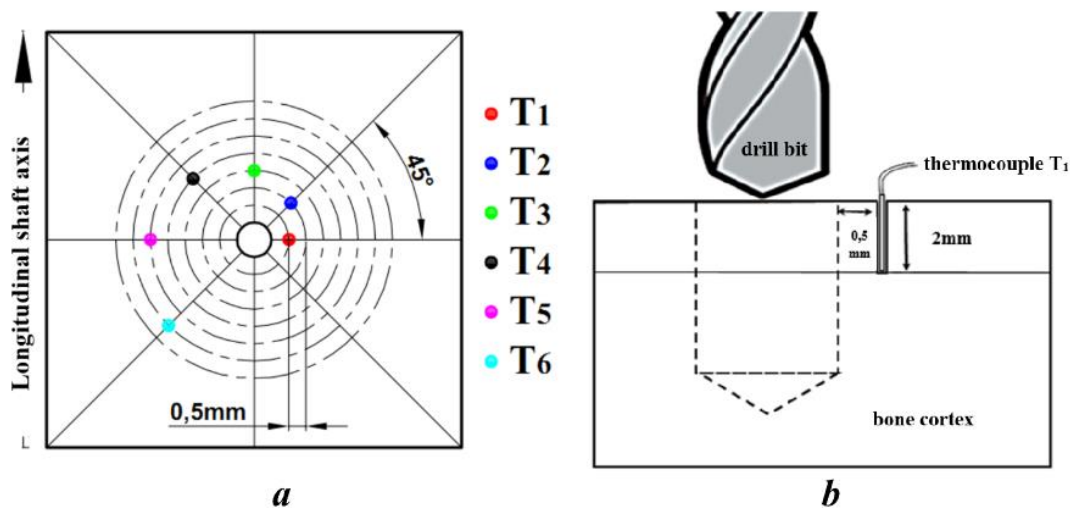


Figure 3 : Opération de perçage. Source : conception personnelle

Ainsi, il n'existait aucun trou entre le foyer de perçage et le thermocouple considéré. Cette disposition a permis d'éviter toute perturbation de la diffusion de la chaleur entre le point de perçage et le point de lecture (fig. 2).

Le tableau I présente les repères de chaque point d'insertion des thermocouples en coordonnées polaires sur le gabarit.

Des trous de 2 mm de profondeur ont été réalisés sur chacune des empreintes à l'aide d'une mèche hélicoïdale en acier rapide (HSS) de \varnothing 0,5mm (fig.3).

Mesure de la dureté de l'éprouvette osseuse

Pour s'assurer de l'homogénéité des caractéristiques mécaniques de la surface de l'éprouvette osseuse, la dureté a été déterminée à l'aide d'un « Leeb Hardness Tester® ». Il s'agit d'un test de rebond dynamique calculant le rapport entre la vitesse d'impact et la vitesse de rebond.

Mesure des températures

Pour chaque mèche \varnothing 3,2mm, au moins trois perçages (E_1, E_2, E_3) ont été effectués. Trois outils (O_1, O_2, O_3) ont

été utilisés pour chaque combinaison (N, V_i). Ainsi, le perçage $100 ; 30 ; O_1 ; E_3$ correspond aux conditions de coupe ci-après : mèche N°1, 3^{ème} perçage (essai), vitesse de rotation = 100 tr/min, vitesse d'avance = 30 mm/min. Un total de 18 mèches a été utilisé pour percer 54 éprouvettes osseuses.

Pour éviter d'endommager les composants électroniques du dynamomètre, aucune irrigation n'a été effectuée.

Acquisition et enregistrement de données

Les perçages ont été validés lorsqu'ils présentaient un profil de courbe régulier (fig. 4).

Les courbes d'évolution des températures ont été enregistrées pour chaque essai en fonction de la vitesse de

rotation (N), la vitesse d'avance (V_f), et le nombre de

perçages (E_i). Les valeurs ont été générées et saisies dans

le logiciel de calcul. Pour chaque mèche de \varnothing 3,2 mm, au moins 03 trous de perçage (E_1, E_2, E_3) ont été réalisés.

Trois outils (O_1, O_2, O_3) ont été utilisés pour chaque combinaison (N, V_f) . Au total, 18 mèches ont été utilisées pour percer 54 échantillons osseux.

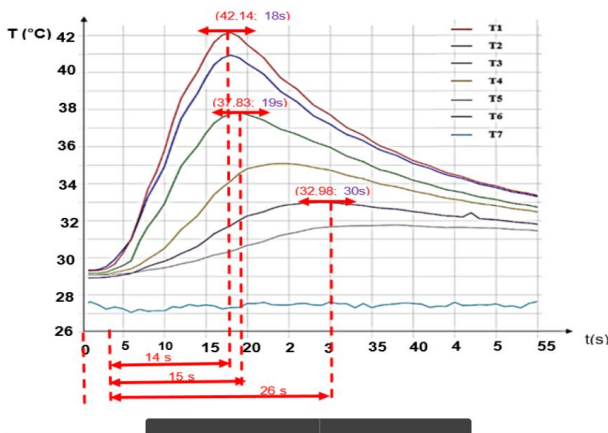


Figure 4 : illustration graphique du profil de température lors de la mesure de la température en laboratoire dans les conditions données $N=100tr/min, V_f=30mm/min, O_3$ et E_1

Gradient de température

Les températures mesurées sur les 6 thermocouples à l'instant t_i (où le thermocouple le plus proche du foyer de perçage (T_1) a atteint son pic de température) ont été consignées sur un tableau de manière suivante (tab. II). Les gradients (Eq.1), flux (Eq.2) et Laplacien (Eq.3) de température ont été calculés selon les formules ci-dessous :

$$\text{grad } \vec{T} = \frac{dT}{dx} \vec{i} \quad (\text{Eq.1})$$

avec $\frac{dT}{dx}$: dérivée de la température par rapport à la variable x (ou r)

$$\vec{\phi} = -\lambda \text{grad}(\vec{T}) \quad (\text{Eq.2})$$

avec : ϕ :densité du flux de chaleur transmis par conduction (W/m^2)

λ :conductivité thermique de l'os cortical ($W m^{-1}K^{-1}$)

T :température (K)

$$\Delta T = \frac{d^2T}{dx^2} \quad (\text{Eq.3})$$

Avec : ΔT Laplacien de température

$\frac{d^2T}{dx^2}$: dérivée seconde de la température par rapport à la variable x

Analyses des données

Les calculs ont été effectués à l'aide des logiciels R®, Excel®, Matlab® et Origin®. Les analyses ont été réalisées à l'aide du logiciel IBM SPSS Statistics 22.0 Corporation. Des tests de comparaisons multiples de Tukey ont été effectués pour identifier les groupes d'échantillons dont les performances étaient statistiquement différentes des autres. Cela a également permis de rechercher l'influence des vitesses de rotation et d'avance ainsi que la réutilisation des mèches, sur les températures.

RÉSULTATS

Le tableau qui résume l'ensemble des données des différentes conditions de perçage est en annexe.

Contrôle et analyse de la température

Dans les conditions mentionnées ci-dessus, ($N=100tr/min, V_f=30mm/min, O_3$ et E_1), les températures de perçage ont été mesurées et leurs évolutions ont été étudiées et représentées à travers le profil illustré par la figure 4. Le perçage a commencé environ 4 secondes après le début de l'enregistrement des courbes. La température maximale la plus élevée (42,1°C) est lue à 14s au début du processus de perçage sur le thermocouple T1. Les autres températures maximales décroissent progressivement et sont obtenues après un temps de latence de plus en plus long. La température maximale est de 37,8°C, sur le thermocouple T3, 15s après le début du perçage. La température maximale lue sur le thermocouple T5 est de 32,98°C à 26s après le début du perçage. La courbe bleu-ciel (T7) indique la température de l'air ambiant. Elle reste constante autour de 26°C. Il y a une baisse rapide de la température.

L'analyse statistique des températures maximales mesurées avec tous les thermocouples est donnée dans le tableau III.

Comme nous l'avons observé sur le profil, la température décroît progressivement de T1 à T6. La figure 5 montre la répartition de toutes les températures en fonction de la position des thermocouples de T1 à T6. Elle révèle clairement que les températures maximales diminuent au fur et à mesure que l'on s'éloigne du foyer de perçage. À partir du thermocouple T2 (1mm), la majorité des températures sont inférieures à 55°C.

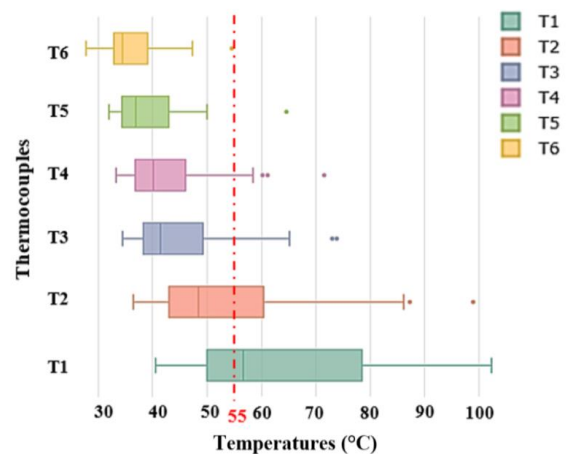


Figure 5 : Répartition des températures du T1 au T6,

L'influence de la vitesse de rotation

L'effet de la vitesse de la mèche sur les températures générées lors du perçage osseux est représenté sur la figure 6 qui montre l'évolution de la distribution de la température maximale en fonction de la vitesse et par rapport au seuil de 55°C.

Les 54 résultats de perçage ont été analysés sans tenir compte du rang de perçage ou de l'avance. La figure 6 montre qu'il y a plus de pics de température au-dessus de 55°C en T1.

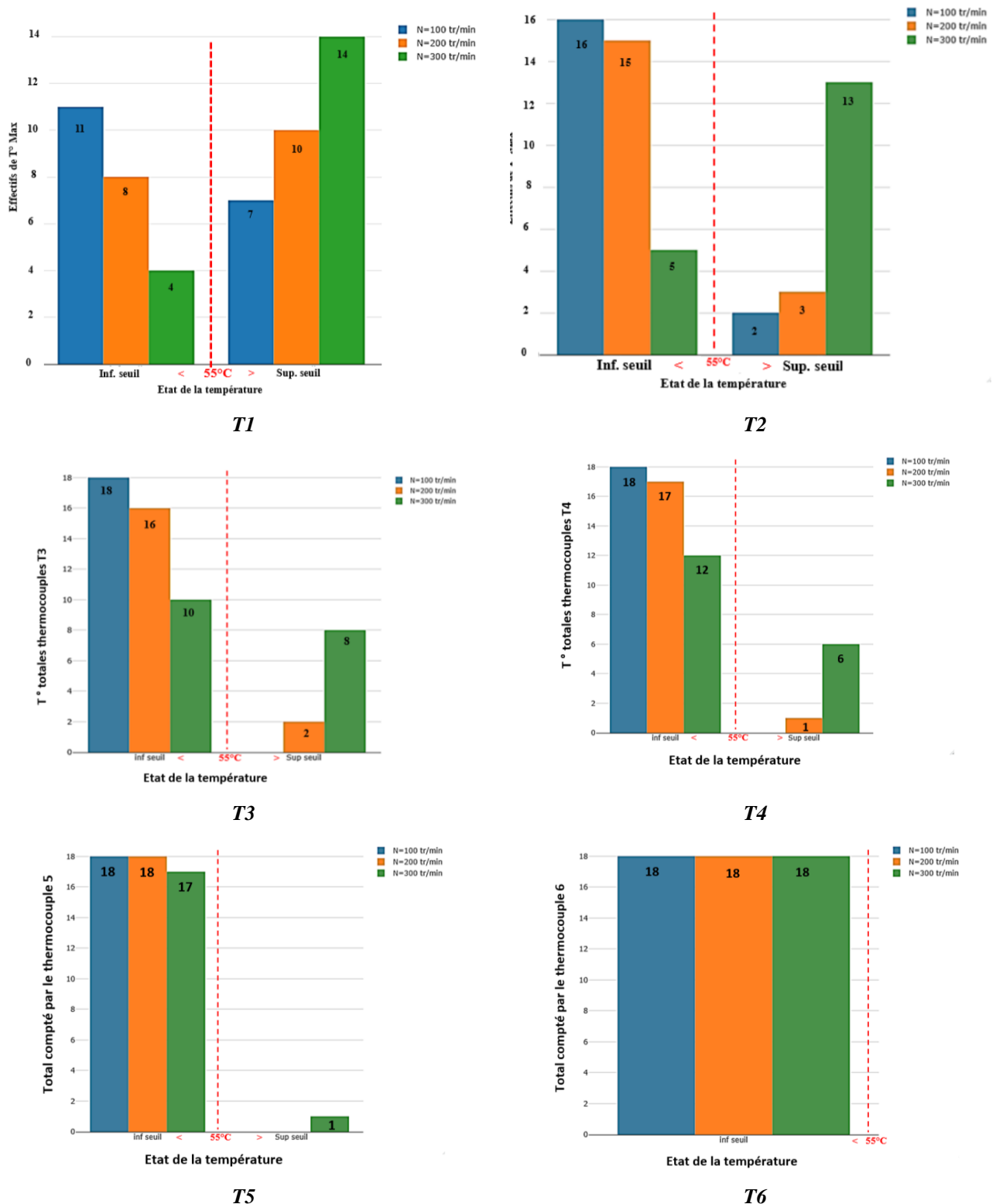


Figure 6 : Répartition des pics de température de T1 à T6 par rapport au seuil de 55°C, en fonction de la vitesse de rotation.

Le nombre de pics diminue au fur et à mesure que l'on passe de T1 à T6. A 1,5 mm du foyer de perçage (T3), aucune température supérieure à 55°C n'est observée à 100 rpm. L'augmentation de la vitesse de la mèche influence significativement le nombre de pics de température au-dessus de 55°C. Il est évident que la

température augmente avec la vitesse de la mèche quelles que soient les autres conditions de coupe.

Influence de la vitesse d'avance

La figure 7 illustre l'évolution de la température en fonction de la vitesse d'avance des seuils de 55°C. La figure montre qu'il y a plus de pics de température au-dessus de 55°C à la vitesse d'avance $V_f = 30$ mm/min.

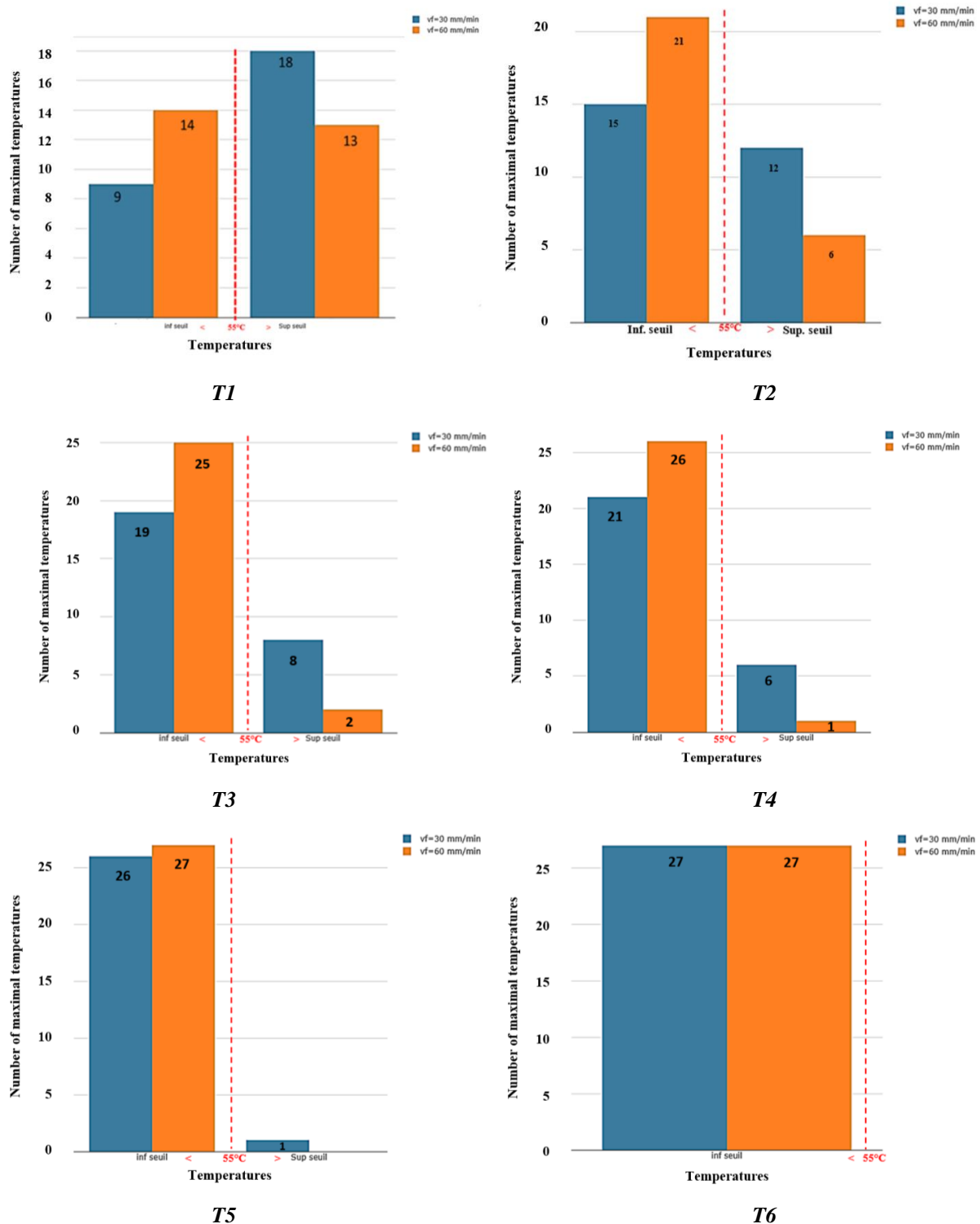


Figure 7 : Répartition des pics de température de T₁ à T₆ par rapport au seuil de 55°C en fonction de la vitesse d'avance.

Par conséquent, le risque d'avoir des températures supérieures au seuil critique de 55°C est plus important à la vitesse d'avance de 30 mm/min qu'à la vitesse d'avance de 60 mm/min.

Influence du nombre de trous percés

La figure 8 représente l'influence du nombre de perçages sur les températures avec une même mèche en fonction du rang de perçage. Elle montre que le nombre de températures supérieures à 55°C augmente avec le

nombre de perçages. Ce nombre diminue avec la distance au foyer de perçage.

Gradients de températures

Les conditions de perçage retenues pour le calcul des gradients sont celles où les températures maximales sont inférieures ou égales à 55°C sur le thermocouple le plus proche (T1) situé à 0,5 mm du foyer de perçage (cf. tableau en annexe).

À titre d'illustration, nous considérons les conditions suivantes :

- N=100tr/min, $V_f=60\text{mm/min}$, Outil 1, Rang de perçage 1 (1) $T^\circ = 45,2^\circ\text{C}$
- N=100tr/min, $V_f=60\text{mm/min}$, Outil 2, Rang de perçage 3 (2) $T^\circ = 54,4^\circ\text{C}$
- N=100tr/min, $V_f=60\text{mm/min}$, Outil 3, Rang de perçage 2 (3) $T^\circ = 54,3^\circ\text{C}$
- N=200tr/min, $V_f=60\text{mm/min}$, Outil 2, Rang de perçage 1 (4) $T^\circ = 47,7^\circ\text{C}$
- N=200tr/min, $V_f=60\text{mm/min}$, Outil 3, Rang de perçage 1 (5) $T^\circ = 47,9^\circ\text{C}$

Le tableau en annexe présente la distribution des températures mesurées sur tous les thermocouples lorsque la température est maximale sur T_1 .

Ces valeurs permettent de tracer les courbes d'approximation passant par le maximum de points de coordonnée $T(x, \theta)$ pour chaque condition de perçage. Ainsi, la figure 9 illustre la diffusion de la chaleur dans l'os cortical selon chacune des conditions de perçage.

En conséquence, il a été possible d'établir les courbes de températures en fonction des paramètres de coupe. Les coefficients a, b, c représentent des combinaisons complexes des paramètres (vitesse de rotation, vitesse d'avance, rang de perçage) qu'il conviendra d'analyser plus tard. Les gradients de température et le flux de densité de chaleur sont calculés. Le laplacien n'est pas nul.

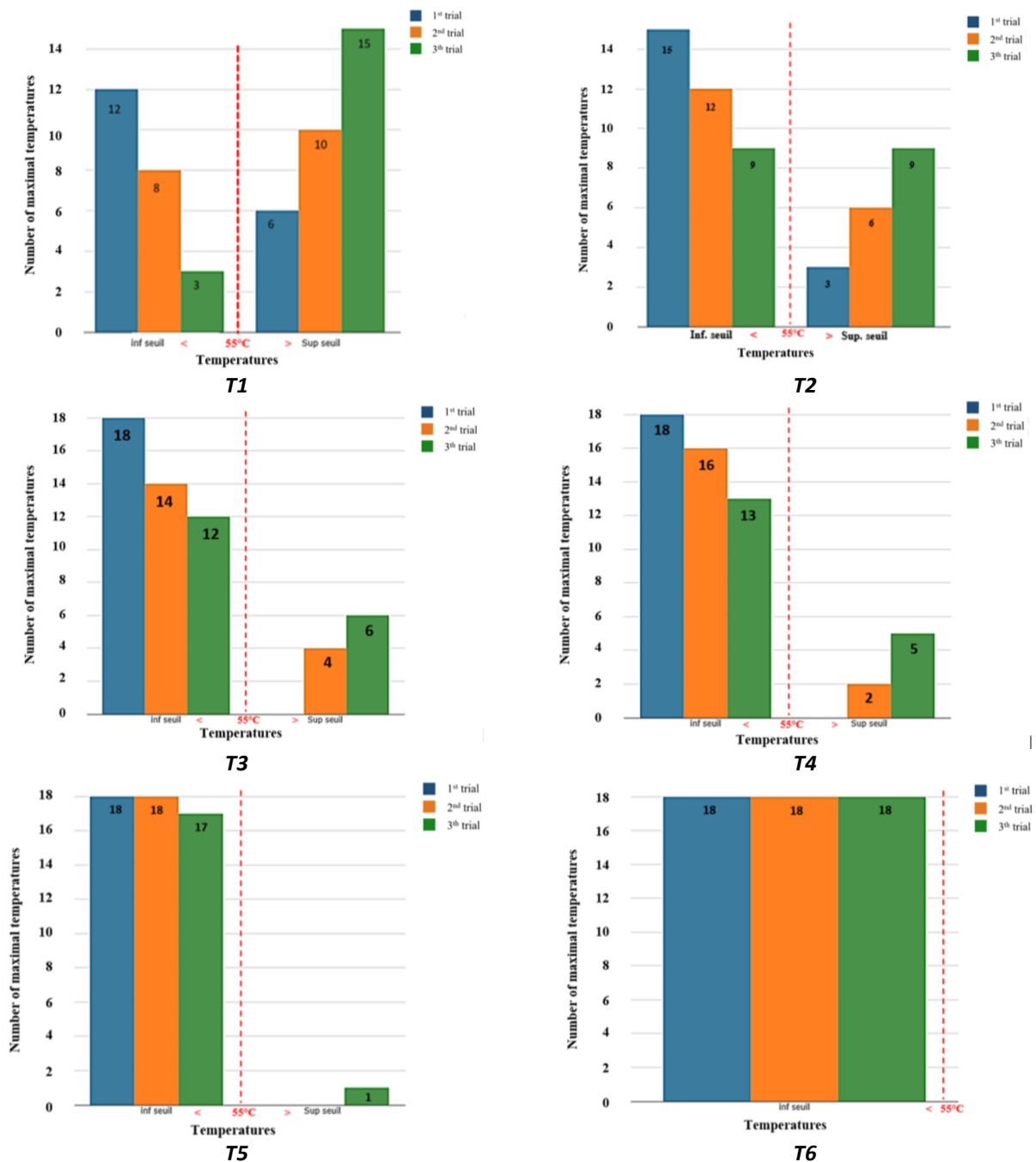


Figure 8 : Répartition des pics de température de T1 à T6 par rapport aux seuils de 55°C, en fonction du nombre de perçages.

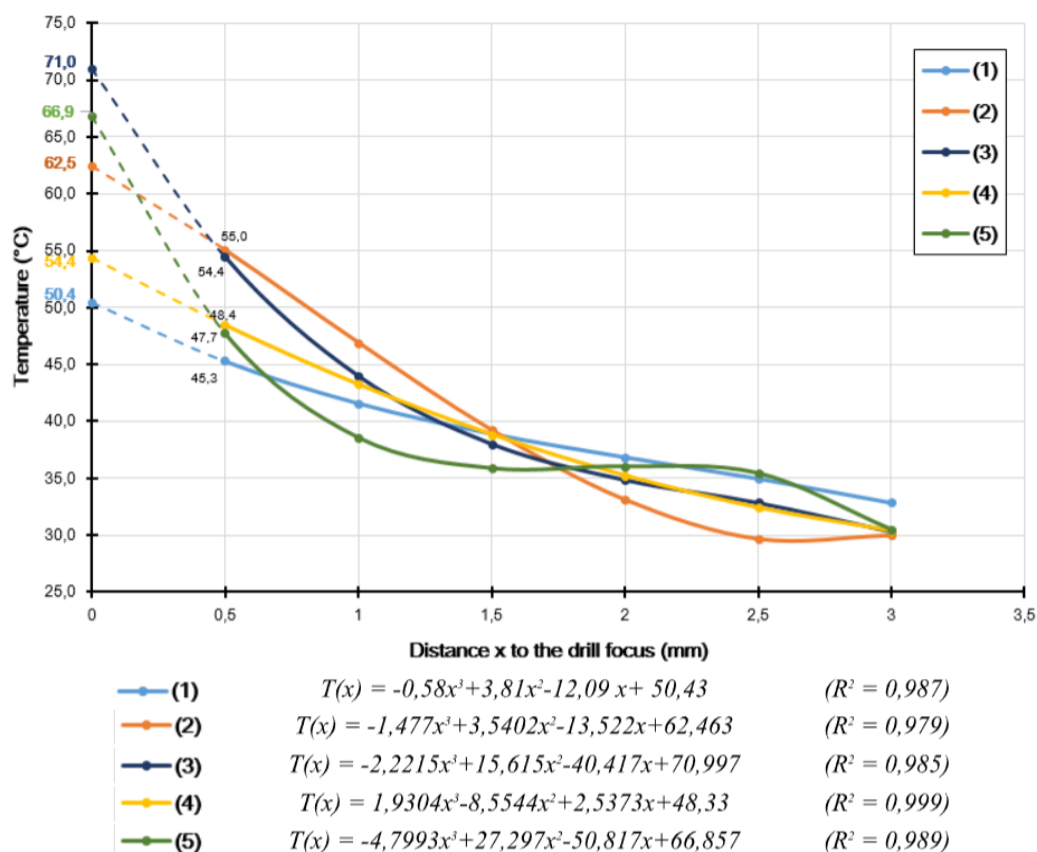


Figure 9 : températures mesurées sur tous les thermocouples à l'instant où T_1 est à sa valeur maximale pour les 5 conditions de perçage

DISCUSSION

A la position la plus proche du foyer de perçage représentée par le thermocouple T_1 (0,5 mm), la température maximale était de 42,1°C au 1^{er} essai de perçage. Ce résultat est différent de ceux de Saha et al. (23) qui ont obtenu 60°C à 2 mm, 77°C à 0,5 mm (24) et 184°C à 0,75 mm (25). D'autres auteurs ont obtenu des valeurs de 54°C à 0,5 mm (26), 67°C à 0,5 mm (8), 89°C à 0,5 mm (27) et 185°C à 0,5 mm (28). La différence observée pourrait être due à l'effet d'une faible vitesse de rotation (100 tr/min). En chirurgie orthopédique, les vitesses de rotation varient entre 100 et 1000 rpm. Exceptionnellement, elles atteignent 2000 tr/min.

L'élévation de température observée serait liée à la quantité de matière osseuse prélevée et au frottement induit, d'autant plus que la conductivité osseuse semble faible (29). Les températures maximales ont rapidement dépassé les seuils de 55°C sur le thermocouple le plus proche du foyer de perçage. Des températures inférieures à 55°C ont été observées lors d'essais avec des vitesses de rotation de 100 tr/min et 200 tr/min. Pour les essais avec des vitesses de rotation de 300 tr/min, les températures moyennes maximales étaient supérieures à 55°C. Ce phénomène pourrait s'expliquer par l'effort qui augmente avec la vitesse de coupe.

Augustin et al. (30) ont observé que l'augmentation de la vitesse de rotation entraîne une augmentation de la température. L'augmentation simultanée de la vitesse de rotation et de la force axiale se traduit par une meilleure

coupe osseuse sans augmentation de la température (28,31).

L'augmentation de l'avance se traduit par un temps de perçage plus court, soit moins de chaleur est produite dans l'os. A cet effet, la force axiale doit être plus grande, avec une augmentation des frottements pouvant induire une élévation de température voire une rupture de la mèche. Il est donc important de déterminer une vitesse d'avance optimale réduisant le temps de perçage tout en maintenant une force axiale raisonnable sans endommager l'os (32–34)].

Allan et al. (35) ont analysé l'augmentation relative de la température dans chaque groupe : mèche neuve : 0,6 à 20,5°C ; mèches après 600 perçages : 5,7 à 28,3°C ; mèche depuis le bloc opératoire : 12,4 à 41,3°C. La différence de variation de température par rapport au nombre d'utilisations d'une mèche est importante ; ces variations sont liées à l'usure. Ils proposent une utilisation unique des mèches.

Nos résultats diffèrent de ceux obtenus par d'autres auteurs en raison des conditions de perçage. Si l'on s'en tient au 1^{er} rang de perçage (E1), les températures maximales sont proches des résultats observés par Allan et al (35) et Augustin et al. (30).

Matthews et al. (36) ont déjà évoqué l'idée que l'usure des mèches due à la production de chaleur répétée en diminuant l'acuité des arêtes coupantes. Augustin et al (37) précisent les facteurs contribuant à l'usure de la mèche : densité osseuse, colmatage des copeaux d'os lors

du perçage, géométrie de la mèche, présence ou non de revêtements. Cantero et al. (38) ont observé une fin catastrophique des mèches usées sans aucun signe d'usure. Toutes ces études montrent une corrélation entre le nombre d'utilisations de la mèche et les températures excessives obtenues.

Dans notre étude expérimentale, les températures maximales sont significativement plus élevées au 2^{ème} et 3^{ème} rang de perçage, ce qui conforte la théorie de l'usure en fonction du nombre de perçages (35,39,40). On observe donc une élévation progressive de la température en fonction du nombre de perçages.

Les calculs ont trouvé que les températures à l'interface os-mèche ($x = 0$) étaient beaucoup plus élevées que celles obtenues à 0,5 mm. En d'autres termes, il était prévisible que les températures à l'interface os-mèche soient beaucoup plus grandes que celles mesurées à 0,5 mm. Néanmoins, la durée de ces températures maximales supérieures à 55° reste faible, inférieures à 10 s.

Il a été observé que les températures diminuent rapidement à partir du foyer de perçage et pour se situer autour de 30°C à 3 mm. Ce qui veut dire que la conductibilité thermique de l'os est faible. En dérivant la fonction du gradient de températures, il a été établi que le Laplacien n'est pas nul. À partir de ces données, il a été possible d'établir une équation globale de l'évolution de la température. Toutefois, un nombre plus élevé de tests est nécessaire pour tirer des conclusions plus pertinentes.

CONCLUSION

En résumé, cet article vise à étudier l'effet de la vitesse de rotation, de la vitesse d'avance et de l'utilisation de la même mèche sur la température de l'os pendant le processus de perçage. À l'aide de mèches, nous avons mesuré la température d'un os tibial bovin âgé d'un an acquis à l'abattoir de la ville de Douala en perçage, à 0,5 mm de la pointe de la mèche et à différentes vitesses de rotation et d'avance. Les résultats montrent une corrélation significative entre l'augmentation de la température et le rang de perçage. La vitesse de rotation affecte également la température. Aux vitesses de rotation élevées, les pics de température augmentent considérablement. Bien que des différences de température soient observées en fonction de la vitesse d'avance V_f , ces différences ne sont pas statistiquement significatives. Les meilleures conditions de perçage sont observées à $N = 100$ et $N = 200$ tr/min à $V_f = 30$ et 60 mm/min respectivement. Dans ces conditions, le seuil critique de 55°C n'est pas atteint. Du fait de sa proximité avec le point de perçage, la température lue sur le thermocouple T1 est la plus intéressante en termes de températures les plus élevées. La chaleur semble diffuser de manière isotrope. Aucune différence particulière de température n'est observée quelle que soit la position de T1 par rapport à l'axe diaphysaire. Ces résultats suggèrent que dans ces conditions (sans irrigation), la même mèche peut être utilisée deux fois, avec des vitesses de rotation allant jusqu'à 200 tr/min et une vitesse d'avance de 60 mm/min.

Contributions des auteurs

JG Tsiagadigui, B. Ndiwe, F. Nzoning, MAN Yamben, PWM Huisken, FE Belinga, H. Eone, J. Bahebeck, E.

Njeugna, M. Sosso et CM Ekengoue : Conception des expériences ; Réalisation des expériences ; Analyse et interprétation des données ; Apport du matériel d'expérimentation, Exploitation des outils d'analyse des données ; Rédaction de l'article.

REFERENCES

1. Pascarella A, Ciatti R, Pascarella F, Latte C, Di Salvatore MG, Liguori L, et al. Treatment of articular cartilage lesions of the knee joint using a modified AMIC technique. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* avr 2010;18(4):509-13.
2. Aparad T, Lahogue JF, Prové S, Hubert L, Talha A, Cronier P, et al. Traitement des fractures récentes de la diaphyse humérale par enclouage centromédullaire verrouillé rétrograde: Une étude prospective de 58 cas. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Réparatrice de l'Appareil Moteur.* 1 janv 2006;92(1):19-26.
3. Lee JE, Chavez CL, Park J. Parameters affecting mechanical and thermal responses in bone drilling. *Journal of Biomechanics.* 71^e éd. 2018;4-21.
4. Brown TD, Pedersen DR, Baker KJ, Brand RA. Mechanical consequences of core drilling and bone-grafting on osteonecrosis of the femoral head. *J Bone Joint Surg Am.* sept 1993;75(9):1358-67.
5. Pridie K, Gordon G. A method of resurfacing osteoarthritic knee joints. *Journal of Bone and Joint Surgery.* janv 1959;41(3):618-9.
6. Viguet-Carrin S, Garnero P, Delmas PD. The role of collagen in bone strength. *Osteoporos Int.* 1 janv 2006;17(3):319-36.
7. Hillery MT, Shuaib I. Temperature effects in the drilling of human and bovine bone. *Journal of Materials Processing Technology.* 30 août 1999;92-93:302-8.
8. Bachus KN, Rondina MT, Hutchinson DT. The effects of drilling force on cortical temperatures and their duration: an in vitro study. *Med Eng Phys.* déc 2000;22(10):685-91.
9. Pandey RK, Panda SS. Drilling of bone: A comprehensive review. *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma.* 1 mars 2013;4(1):15-30.
10. Jacob CH, Berry JT, Pope MH, Hoaglund FT. A study of the bone machining process—Drilling. *Journal of Biomechanics.* 1 janv 1976;9(5):345-9.
11. Augustin G, Davila S, Mihoci K, Udiljak T, Vedrina DS, Antabak A. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. *Arch Orthop Trauma Surg.* janv 2008;128(1):71-7.
12. Dolan EB, Haugh MG, Tallon D, Casey C, McNamara LM. Heat-shock-induced cellular responses to temperature elevations occurring during orthopaedic cutting. *J R Soc Interface.* 7 déc 2012;9(77):3503-13.
13. Lundskog J. Heat and bone tissue. An experimental investigation of the thermal properties of bone and threshold levels for thermal injury. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1972;9:1-80.
14. Tai BL, Palmisano AC, Belmont B, Irwin TA, Holmes J, Shih AJ. Numerical evaluation of sequential bone drilling strategies based on thermal damage. *Med Eng Phys.* sept 2015;37(9):855-61.
15. Tahmasbi V, Ghoreishi M, Zolfaghari M. Investigation, sensitivity analysis, and multi-objective optimization of effective parameters on temperature and force in robotic drilling cortical bone. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine.* nov 2017;231(11):1012-24.
16. Berman AT, Reid JS, Yanicko Jr DR, Sih GC, Zimmerman M. Thermally induced bone necrosis in rabbits. Relation to implant failure in humans. *Clinical Orthopaedics and Related Research.* 1984;(186):284-92.

17. Kondo S, Okada Y, Iseki H, Hori T, Takakura K, Kobayashi A, et al. Thermological Study of Drilling Bone Tissue with a High-speed Drill. *Neurosurgery*. 1 mai 2000;46(5):1162-8.
18. Augustin G, Zigman T, Davila S, Udiljak T, Staroveski T, Brezak D, et al. Cortical bone drilling and thermal osteonecrosis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. mai 2012;27(4):313-25.
19. Burny F, Donkerwolcke M, Moulart F, Bourgois R, Puers R, Van Schuylenbergh K, et al. Concept, design and fabrication of smart orthopedic implants. *Medical engineering & physics*. 2000;22(7):469-79.
20. Dolan E, Haugh M, Tallon D, Casey C, McNamara L. Heat-shock-induced cellular responses to temperature elevations occurring during orthopaedic cutting. *Journal of The Royal Society Interface*. 2012;9(77):3503-13.
21. Hutchinson DT, Bachus KN, Higgenbotham T. External fixation of the distal radius: to predrill or not to predrill. *The Journal of hand surgery*. 2000;25(6):1064-8.
22. Noble B. Bone microdamage and cell apoptosis. *Eur Cell Mater*. 21 déc 2003;6:46-55; discussion 55.
23. Saha S, Pal S, Albright JA. Surgical Drilling: Design and Performance of an Improved Drill. *Journal of Biomechanical Engineering*. 1 août 1982;104(3):245-52.
24. Abouzgia, James DF. Measurements of shaft speed while drilling through bone. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 1 avr 1995;54:379.
25. Toksvig-Larsen S, Ryd L, Lindstrand A. On the problem of heat generation in bone cutting. Studies on the effects on liquid cooling. *The Journal of Bone and Joint Surgery British volume*. 1 janv 1991;73-B(1):13-5.
26. Natali C, Ingle P, Dowell J. Orthopaedic bone drills-can they be improved? Temperature changes near the drilling face. *J Bone Joint Surg Br*. mai 1996;78(3):357-62.
27. Eriksson AR, Albrektsson T, Albrektsson B. Heat caused by drilling cortical bone: temperature measured in vivo in patients and animals. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 1984;55(6):629-31.
28. Matthews LS, Green CA, Goldstein SA. The thermal effects of skeletal fixation-pin insertion in bone. *J Bone Joint Surg Am*. sept 1984;66(7):1077-83.
29. Calttenburg R, Cohen J, Conner S, Cook N. Thermal properties of cancellous bone. *Journal of Biomedical Materials Research*. 1975;9(2):169-82.
30. Augustin G, Davila S, Mihoci K, Udiljak T, Vadrina DS, Antabak A. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*. 2008;128(1):71-7.
31. Sharawy M, Misch CE, Weller N, Tehemar S. Heat generation during implant drilling: the significance of motor speed. *J Oral Maxillofac Surg*. oct 2002;60(10):1160-9.
32. Augustin G, Davila S, Mihoci K, Udiljak T, Vadrina DS, Antabak A. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. *Arch Orthop Trauma Surg*. 30 oct 2007;128(1):71-7.
33. Ashford RU, Pande KC, Dey A. Current practice regarding re-use of trauma instrumentation: results of a postal questionnaire survey. *Injury*. 1 janv 2001;32(1):37-40.
34. Skedros JG, Baucom SL. Mathematical analysis of trabecular 'trajectories' in apparent trajectorial structures: the unfortunate historical emphasis on the human proximal femur. *Journal of theoretical biology*. 2007;244(1):15-45.
35. Allan W, Williams ED, Kerawala CJ. Effects of repeated drill use on temperature of bone during preparation for osteosynthesis self-tapping screws. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1 août 2005;43(4):314-9.
36. Matthews LS, Hirsch C. Temperatures measured in human cortical bone when drilling. *J Bone Joint Surg Am*. mars 1972;54(2):297-308.
37. Augustin G, Davila S, Udiljak T, Staroveski T, Brezak D, Babic S. Temperature changes during cortical bone drilling with a newly designed step drill and an internally cooled drill. *Int Orthop*. juill 2012;36(7):1449-56.
38. Cantero J, Tardio M, Canteli J, Marcos M, Miguelez M. Dry drilling of alloy Ti-6Al-4V. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*. 2005;45(11):1246-55.
39. Lee J, Gozen BA, Ozdoganlar OB. Modeling and experimentation of bone drilling forces. *Journal of biomechanics*. 2012;45(6):1076-83.
40. Jochum RM, Reichart PA. Influence of multiple use of Timedur®-titanium cannon drills: thermal response and scanning electron microscopic findings. *Clinical oral implants research*. 2000;11(2):139-43.

LISTE DES TABLEAUX

Tableau I : repère des points d'insertion des thermocouples

Coordonnées	T ₁	T ₂	T ₃	T ₄	T ₅	T ₆
r (mm)	0,5	1	1,5	2	2,5	3
θ (°)	0	45	90	135	180	225

Tableau II : différentes conditions de perçage

Thermocouples	T ₁	T ₂	T ₃	T ₄	T ₅	T ₆
x (mm)	x ₁ = 0,5	2x ₁	3x ₁	4x ₁	5x ₁	6x ₁
Températures (°)	a	b	c	D	e	f

a, b, c, d, e, f: températures maximales lues sur les thermocouples correspondants

Tableau III : températures mesurées par les thermocouples T1 à T6 dans toutes les conditions de coupe. Source : Résultats personnels.

T (°C)	Le minimum	Maximum	Moyenne	Écart-type	Valeur P
T1	40,5	102,3	62,7	16,9	0,048
T2	36,4	98,9	54,0	14,8	0,016
T3	34,5	73,8	45,1	9,5	0,001
T4	33,3	71,5	42,7	8,5	0,001
T5	32,0	64,6	38,8	6,3	0,029
T6	30,8	54,5	36,2	4,8	0,018

Tableau IV : distribution des températures mesurées sur tous les thermocouples à l'instant où T_1 est à sa valeur maximale pour les 5 conditions de perçage

Thermocouples	T ₁	T ₂	T ₃	T ₄	T ₅	T ₆
x (mm)	$x_j=0,5$	$2x_j$	$3x_j$	$4x_j$	$5x_j$	$6x_j$
Températures (°C)	45,2	42,0	38,6	37,5	34,7	32,9
	54,4	49,0	36,9	33,4	30,4	29,6
	54,3	44,5	36,6	36,5	31,8	30,5
	47,7	44,1	39,7	34,3	31,1	31,0
	47,9	37,7	36,5	36,9	34,8	30,7

Tableau V : récapitulatif des données des 4 autres conditions de coupe

(2)	Fonction Température	$T(x) = -1,477x^3 + 3,5402x^2 - 13,522x + 62,463$ ($R^2 = 0,979$)
	Gradient	$grad T = 4,431x^2 - 7,0804x - 13,522$
	Flux de température	$\emptyset = -\lambda(4,431x^2 - 7,0804x - 13,522)$
	Laplacien de température	$\Delta T = 8,862x - 7,0804$
(3)	Fonction Température	$T(x) = -2,2215x^3 + 15,615x^2 - 40,417x + 70,997$ ($R^2 = 0,985$)
	Gradient	$grad T = -6,6645x^2 + 31,203x - 40,417$
	Flux de température	$\emptyset = -\lambda(-6,6645x^2 + 31,203x - 40,417)$
	Laplacien de température	$\Delta T = -28,7958 + 55,0746$
(4)	Fonction Température	$T(x) = 1,9304x^3 - 8,5544x^2 + 2,5373x + 48,33$ ($R^2 = 0,999$)
	Gradient	$grad T = 5,7912x^2 - 17,108x - 2,5373$
	Flux de température	$\emptyset = -\lambda(5,7912x^2 - 17,108x - 2,5373)$
	Laplacien de température	$\Delta T = 11,5824 - 17,1088$
(5)	Fonction Température	$T(x) = -4,7993x^3 + 27,297x^2 - 50,817x + 66,857$ ($R^2 = 0,989$)
	Gradient	$grad T = -6,6645x^2 + 31,20 - 40,417$
	Flux de température	$\emptyset = -\lambda(-14,3979x^2 + 55,0746x - 50,817)$
	Laplacien de température	$\Delta T = -28,7958 + 55,0746$