



**CENTRO UNIVERSITÁRIO CHRISTUS**  
**MESTRADO ACADÊMICO EM CIÊNCIAS ODONTOLÓGICAS**

**PEDRO HENRIQUE GONÇALVES HOLANDA AMORIM**

**ANÁLISE DA INFLUÊNCIA GEOMÉTRICA E DA COMPOSIÇÃO DAS  
LIGAS METÁLICAS DE DOIS SISTEMAS DE FRESAS SOBRE O GRAU  
DE AQUECIMENTO E DURAÇÃO DA OSTEOTOMIA PARA IMPLANTES  
DENTÁRIOS - UM ESTUDO IN VITRO**

**FORTALEZA**

**2021**

PEDRO HENRIQUE GONÇALVES HOLANDA AMORIM

ANÁLISE DA INFLUÊNCIA GEOMÉTRICA E DA COMPOSIÇÃO DAS LIGAS  
METÁLICAS DE DOIS SISTEMAS DE FRESAS SOBRE O GRAU DE  
AQUECIMENTO E DURAÇÃO DA OSTEOTOMIA PARA IMPLANTES  
DENTÁRIOS  
- UM ESTUDO IN VITRO

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas do Centro Universitário Christus, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de concentração: Cirurgia Buco-Maxilo-Facial

Orientador: Prof. Dr. Jiovanne Rabelo Neri

Co-orientador: Prof. Dr. Rafael Linard Avelar

FORTALEZA

2021

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação Centro  
Universitário Christus - Unichristus  
Gerada automaticamente pelo Sistema de Elaboração de Ficha Catalográfica do Centro  
Universitário Christus - Unichristus, com dados fornecidos pelo(a) autor(a)

A524a Amorim, Pedro Henrique Gonçalves Holanda.  
Análise da influência geométrica e da composição das ligas metálicas de dois sistemas de fresas sobre o grau de aquecimento e duração da osteotomia para implantes dentários - : um estudo in vitro / Pedro Henrique Gonçalves Holanda Amorim. - 2020.  
35 f. : il. color.

Dissertação (Mestrado) - Centro Universitário Christus - Unichristus, Mestrado em Ciências Odontológicas, Fortaleza, 2020.  
Orientação: Prof. Dr. Jiovanne Rabelo Neri .  
Coorientação: Prof. Dr. Rafael Linard Avelar .  
Área de concentração: Ciências Odontológicas.

1. osteotomia. 2. estresse mecânico. 3. implantes dentários. I.  
Título.

CDD 617.6

ANÁLISE DA INFLUÊNCIA GEOMÉTRICA E DA COMPOSIÇÃO DAS LIGAS  
METÁLICAS DE DOIS SISTEMAS DE FRESAS SOBRE O GRAU DE  
AQUECIMENTO E DURAÇÃO DA OSTEOTOMIA PARA IMPLANTES DENTÁRIOS  
- UM ESTUDO IN VITRO

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas do Centro Universitário Christus, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de concentração: Cirurgia Buco-Maxilo-Facial.

Orientador: Prof. Dr. Jiovanne Rabelo Neri  
Co-orientador: Prof. Dr. Rafael Linard Avelar

Aprovada em:    /    /   .

BANCA EXAMINADORA

---

Prof. Dr. Jiovanne Rabelo Neri (Orientador)  
Centro Universitário Christus (Unichristus)

---

Prof. Dr. Marcelo Ferraro Bezerra  
Universidade Federal Ceará (UFC-SOBRAL)

---

Prof. Dr. Rafael Linard Avelar (Co-orientador)  
Centro Universitário Christus (Unichristus)

Dedico essa dissertação as pessoas que foram fundamentais para o seu desenvolvimento: Geni Gonçalves Amorim, Raimundo Holanda Amorim, Pedro Henrique Gonçalves Holanda Amorim Filho. Sem vocês, a inspiração e perseverança para lutar até o final e criar algo que valesse a pena não existiria.

## AGRADECIMENTOS

À **Deus** esteve ao meu lado e me deu força, ânimo e crença para não desistir e continuar lutando por este meu sonho e objetivo de vida. A Ele eu devo minha gratidão.

Ao meu filho **Pedro Filho**, por ser tudo na minha vida e por ser a minha eterna lembrança de que não posso desistir nunca, por mais difíceis que as situações sejam. Papai te ama demais meu filhão, você e minha vida!!!

À meu orientador, **Prof. Dr. Jiovane Rabelo Neri**, pela amizade oferecida, pelas horas dedicadas, pelo conhecimento compartilhado, pela paciência e principalmente por ter aceitado ser meu orientador com o barco da pesquisa já em andamento. Você é inspiração para mim em diversos aspectos e sou muito honrado em ter sido seu orientando. Agradeço de coração!

Aos alunos da graduação em odontologia da UNICATÓLICA, que toparam embarcar nesse desafio que foi realizar minha pesquisa. **Raul e WILLIEGO**, sem vocês o trabalho estaria apenas no papel. Gratidão enorme AOS DOIS!

À dupla de papel fundamental na formatação, edição, tabulação e revisão da minha dissertação, meu irmão **Paulo Vinicius** e minha prima **Henvellyn Cris**. Vocês fizeram a diferença. Obrigado

Aos meus tios e primos, **Amélia Queiroz, Eduardo Amorim e Eduardo Junior**, que são pilares tão importantes na minha vida. Obrigada por me fazerem um ser humano melhor, por me mostrarem a importância da união familiar, e por se alegrarem com cada pequena vitória.

Aos amigos/irmãos que fiz no mestrado, uma turma que irei levar eternamente nas minhas lembranças e no meu coração pra sempre. Obrigada por cada angústia dividida, por cada dúvida sanada, e pela alegria de todos os momentos compartilhados. Eu não poderia ter estado em melhores companhias.

Aos professores que compuseram minha banca na qualificação deste trabalho, **Profa. Dr. Abrahão Cavalcante** e **Prof. Dr. Rafael Linard**, pelo bom senso na análise e por todas as melhorias propostas.

Aos professores que aceitaram compor a banca de defesa desta dissertação, **Prof. Dr. Marcelo Ferraro** e **Prof. Dr. Rafael Linard**. Vocês foram escolhidos por serem inspiração para mim nessa profissão tão linda que é a

docência. Sou admiradora de vocês e muito grata por poderem compartilhar seus conhecimentos comigo nesse momento especial.

A todos os **professores** do curso de **Mestrado em Ciências Odontológicas** do

**Centro Universitário Christus**, por toda a dedicação oferecida. Aos amigos e colegas, pelo incentivo e pelo apoio constante.

Muito obrigado a todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para realização deste trabalho e que porventura não foram citados.

## RESUMO

**Objetivo:** Avaliar o comportamento mecânico de dois conjuntos diferentes de brocas nacionais, específicas para preparo ósseo de implantes osseointegráveis, após o uso em osteotomias em blocos de poliuretano. **Materiais e métodos:** Foram utilizados para o presente estudo 14 blocos de poliuretano, 28 brocas do sistema de implantes Neodent® e 28 brocas do sistema de implantes Dentoflex®. O ambiente e as perfurações foram controlados. Todas as perfurações foram cronometradas e um termômetro digital infravermelho e um com sensor tipo K foi utilizado para aferir a temperatura, antes e depois das perfurações. Todas as sequências de fresagens foram as estipuladas pelos fabricantes. Cada grupo foi dividido em 7 subgrupos: s5= 5 perfurações, s10= 10 perfurações, s15= 15 perfurações, s20= 20 perfurações, s30= 30 perfurações, s40= 40 perfurações e s50= 50 perfurações. **Resultados:** no subgrupo S5 o tempo das fresas tri-helicoidais são maiores que nas helicoidais ( $p < 0,001$ ), mas não tem diferença entre temperaturas 1 e 2. No S10 o tempo das tri-helicoidais são maiores que nas helicoidais ( $p = 0,004$ ), e a temperatura 1 é menor ( $p = 0,034$ ), e não houve diferença na temperatura 2. Em 15 perfurações não há diferença no tempo, mas as temperaturas 1 e 2 são menores nas tri-helicoidais ( $p < 0,001$ ) e ( $p < 0,001$ ) respectivamente. Em 20 perfurações os resultados foram semelhantes ao S10, tempo das tri-helicoidais ( $p = 0,009$ ), e a temperatura 1 é menor ( $p < 0,001$ ),. S30 os resultados semelhantes aos do S5, o tempo das tri-helicoidal é maior ( $p < 0,001$ ), não há significância estatística entre as temperaturas 1 e 2. S40, o tempo e a temperatura 2 das tri helicoidais ( $p < 0,001$ ) e ( $p = 0,024$ ) respectivamente, são maiores que as helicoidais. Em 50 perfurações o tempo, temperatura 1 e 2 são maiores nas tri helicoidais, ( $p < 0,001$ ), ( $p = 0,020$ ) e ( $p < 0,001$ ) respectivamente. **Conclusão:** As fresas do grupo Neodent® tiveram os menores tempo em todas as fresagens, as mesmas tiveram temperatura interna maior nos subgrupos S5, S10, S15, S20 e S30 o que é explicado pela geometria mais cônicas. Nos subgrupos S40 e S50 as fresas da Dentoflex® apresentaram tanto tempo maior quanto temperaturas externas e internas maiores em relação às fresas da Neodent, o que é justificada pelo desgaste maior nas reutilizações.

**Palavras-chave:** Osteotomia. Estresse mecânico. Implantes dentários.

## ABSTRACT

**Objective:** To evaluate the mechanical behavior of two different sets of national drill bits, specific for bone preparation of osseointegrated implants, after use in osteotomies in polyurethane blocks. **Materials and methods:** 14 polyurethane blocks, 28 drills from the Neodent® implant system and 28 drills from the Dentoflex® implant system were used for the present study. The experiment environment was controlled and the perforations were performed using the PROSS surgical engine. All perforations were timed and an infrared digital thermometer and one with type K sensor was used to measure the temperature, before and after the perforations. All milling sequences were as stipulated by the manufacturers. Each group will be divided into 7 subgroups: s5 = 5 perforations, s10 = 10 perforations, s15 = 15 perforations, s20 = 20 perforations, s30 = 30 perforations, s40 = 40 perforations and s50 = 50 perforations. **Results:** in subgroup S5 the times of tri-helical cutters are longer than in helical ones ( $p < 0.001$ ), but there is no difference between temperatures 1 and 2. In S10 the times of tri-helical cutters are longer than in helical ones ( $p = 0.004$ ), and temperature 1 is lower ( $p = 0.034$ ), and there was no difference in temperature 2. In the S15 subgroup there was no difference in time, but temperatures 1 and 2 are lower in tri-helical ( $p < 0.001$ ) and ( $p < 0.001$ ) respectively. In the 20 perforations subgroup the results were similar to S10, time of the tri-helical ( $p = 0.009$ ), and temperature 1 is lower ( $p < 0.001$ ). The results for S30 were similar to those of S5, as the time of the tri-helical is longer ( $p < 0.001$ ), and there was no statistical significance between temperatures 1 and 2. For S40, the time ( $p < 0.001$ ) and temperature 2 ( $p = 0.024$ ) of the tri-helical are larger than the helical ones. In the 50 perforations subgroup the time, temperature 1 and 2 are higher in the tri helical ( $p < 0.001$ ,  $p = 0.020$  and  $p < 0.001$ , respectively). **Conclusion:** The cutters of the Neodent® group had the shortest time in all the milling, also reaching higher internal temperature in the subgroups S5, S10, S15, S20 and S30, which can be explained by the more conical geometry. In subgroups S40 and S50, Dentoflex® cutters showed higher perforation time as well as higher internal and external temperatures compared to Neodent® cutters, which is evidenced by the increased wear on reuse.

**Keywords:** Osteotomy. Mechanical stress. Dental implants.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Blocos de poliuretano (Nacional Ossos, Jaú, São Paulo, Brasil).....	18
Figura 2 - Bloco de poliuretano com suas respectivas perfurações .....	18
Figura 3 - Fixação do contra ângulo 20:1 no dispositivo.....	19
Figura 4 – Demonstração da distribuição e profundidade das perfurações.....	20
Figura 5A - Fresas utilizadas no grupo Neodent (grupo N).....	20
Figura 5B - Fresas utilizadas no grupo Dentoflex (grupo D).....	21
Figura 6 - Cronômetro digital profissional Vollo-VL510.....	21
Figura 7 - Infravermelho posicionado na intercessão broca/ superfície do bloco.....	22
Figura 8 - Termômetro digital tipo “K”.....	23
Figura 9 - Valores relacionados a avaliação de tempo (medido em segundos) e a variação de temperatura (medido em graus centígrados), de acordo com o sistema de brocas utilizados.....	24

## LISTA DE ABREVIATURAS

Tipo "k"	Sensor termográfico termopar de uso genérico
S	Subgrupos
S5	5 perfurações
S10	10 perfurações
S15	15 perfurações
S20	20 perfurações
S30	30 perfurações
S40	40 perfurações
S50	50 perfurações
(p)	nível descritivo ou probabilidade de significância
440C	Aço inoxidável martensítico da classe 440
XM-16	Aço inoxidável martensítico da classe 500
Grupo N	Grupo Neodent®
Grupo D	Grupo Dentoflex®
PCF	Densidades por centímetro cúbico
Kg	Quilogramas
Rpm	Rotações por minuto
ml / min	Mililitros por minuto mm Milímetros
Cm	Centímetros

## LISTA DE SIGLAS

°C	Graus centígrados
®	Marca Registrada
°	Angulação
Ø	Fresa/Broca

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO GERAL.....</b>	<b>14</b>
<b>2</b>	<b>OBJETIVOS.....</b>	<b>16</b>
<b>2.1</b>	<b>Objetivo geral.....</b>	<b>16</b>
<b>2.2</b>	<b>Objetivos específicos.....</b>	<b>16</b>
<b>3</b>	<b>ARTIGO.....</b>	<b>18</b>
<b>3.1</b>	<b>Introdução.....</b>	<b>20</b>
<b>3.2</b>	<b>Materiais e Métodos.....</b>	<b>20</b>
<b>3.3</b>	<b>Resultado.....</b>	<b>26</b>
<b>3.4</b>	<b>Discussão.....</b>	<b>27</b>
<b>3.5</b>	<b>Conclusão.....</b>	<b>29</b>
<b>4</b>	<b>CONCLUSÃO GERAL.....</b>	<b>32</b>
	<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>35</b>

## 1 INTRODUÇÃO GERAL

Na literatura existem atualmente diversos estudos que tentam preconizar uma forma mais simples e eficaz de osteotomias para instalação dos implantes onde as mesmas prejudiquem menos o leito ósseo que irá receber o futuro implante (SAGHEB *et al.*, 2016; ABBOUD *et al.*, 2014). O protocolo clínico de osteotomias atualmente utilizado para instalação dos implantes é obtido pelo aumento gradual do diâmetro das brocas cirúrgicas até um diâmetro compatível com o diâmetro externo da rosca do implante (PAULO, 2016a). A perfuração óssea para colocação de implantes dentais é sempre acompanhada por um aquecimento resultante da fricção e fragmentação de partículas do osso na face cortante da broca (ABBOUD *et al.*, 2014), podendo ocorrer necrose óssea térmica devido a refrigeração inadequada e/ou perda da eficiência de corte das brocas utilizadas na preparação do alvéolo cirúrgico (EM *et al.*, 2016).

Alguns estudos *in vivo* e *in vitro* têm-se centrado a respeito dos fatores que afetam e que poderiam comprometer a osseointegração e levar a uma futura falha dos implantes dentários, fatores esses, que incluem a velocidade da broca, força aplicada no momento da instrumentação, o tempo de perfuração, qualidade e/ou desgaste da broca, irrigação externa, interna ou combinação das duas formas, design da broca, e o material que essas brocas foram fabricadas, bem como o próprio processo cirúrgico e o tipo de osso (ABBOUD *et al.*, 2014; PAULO, 2016a). Outros autores ainda incluem a limpeza e esterilização das brocas cirúrgicas com fator determinante no desgaste dos instrumentais, o que levaria os mesmo a perder a sua eficácia comprometendo assim diretamente o resultado final da osseointegração (EM *et al.*, 2016).

O complexo processo de reparo ósseo é um fenômeno que necessita uma perfeita cascata de proliferação e diferenciação de pré-osteoblastos em osteoblastos, juntamente com a ativação de células periosteais, e endosteais além da produção e mineralização da matriz óssea (SUMER *et al.*, 2011). Eriksson e Albrektsson, em 1984, observaram em seu estudo que o aquecimento ósseo de 47°C por um minuto reduziu a quantidade óssea nos poros dos implantes instalados em tibias de coelho (GOLIN *et al.*, 2005). O que demonstra o papel fundamental da temperatura durante o preparo das cavidades no sucesso dos implantes

dentários.

Existem dois métodos de verificação e medição em tempo real sobre o calor gerado durante as osteotomia para implante: termopar, que é através de um termômetro no interior do local a ser observado, que se caracteriza como uma medição direta de temperatura, e através de termografia por infravermelho que fornece uma estimativa indireta da análise de temperatura (MO *et al.*, 2016).

Com a evolução dos materiais no âmbito da implantodontia, surgiram novos tipos de brocas, brocas essas, com tratamentos de superfície e compostas por novas ligas metálicas. A intenção com esse surgimento era melhorar as propriedades físicas das brocas de aço, utilizadas desde o início dos implantes osseointegrados, a fim de torná-las mais eficientes e com maior durabilidade (SUMER *et al.*, 2011).

Define-se como aço inoxidável o grupo de ligas ferrosas resistentes à oxidação e corrosão. São classificados como martensíticos, ferríticos e austeníticos. O tipo mais utilizado em instrumentos das áreas médica e odontológica é o martensítico, que recebe adições de carbono (para elevar a dureza) e de cromo e molibdênio (melhorando a resistência à corrosão), tendo aplicações típicas em instrumentos hospitalares e cirúrgicos, como brocas. O uso de brocas novas e com design otimizado, é bastante importante na cirurgia. O uso prolongado faz com que estas tenham a afiação desgastada. Diferentes desenhos de brocas têm sido introduzidos para obter-se maior eficiência de corte no osso (MAZZO *et al.*, 2012).

Devido ao pequeno volume de pesquisas que avaliam comparativamente diferentes tipos de brocas para implantodontia, a preocupação em buscar um material de osteotomia mais eficiente, com menores danos ao tecido ósseo e com maior durabilidade moveu os autores o desenvolvimento de um estudo *in vitro*, que avaliou tempo e temperatura de brocas de aço inoxidável, de ligas metálicas diferentes, de geometrias distintas, de duas marcas nacionais para implantes osseointegrados, submetidas a osteotomias em blocos de poliuretano, o que justifica a realização deste trabalho.

## **2. OBJETIVOS**

### **2.1 Objetivo Geral**

Analisar a influência da geométrica e da composição das ligas metálicas de dois sistemas de brocas em relação ao tempo e a elevação de temperatura durante osteotomias para implantes osseointegrados em blocos de poliuretano.

### **2.2 Objetivos Específicos**

Avaliar o aumento de temperatura gerada por brocas de aço inoxidável rotatórias de ligas metálicas e geometria distintas na condição original e depois de terem sido utilizadas em perfurações em blocos de poliuretano simulando osso tipo I, através de um termômetro digital do tipo "K" e um do tipo infravermelho.

Quantificar e analisar o tempo de dois sistemas distintos de brocas de aço inoxidável rotatórias de ligas metálicas e geometria diferentes na condição original e depois de terem sido utilizadas em perfurações em blocos de poliuretano simulando osso tipo I.

Esta dissertação está baseada no regimento interno do Curso de Mestrado Acadêmico em Ciências Odontológicas do Centro Universitário Christus, que regulamenta o formato alternativo para dissertação de mestrado e permite a inserção de artigos científicos de autoria ou coautoria do candidato. Assim sendo, esta dissertação é composta de um capítulo contendo um artigo científico que será submetido para publicação no periódico “Oral and Maxillofacial Surgery” conforme descrito abaixo:

Análise da influência geométrica e da composição das ligas metálicas de dois sistemas nacionais de fresas em osteotomias para implantes osseointegrados em blocos de poliuretano– um estudo *in vitro*. (Amorim PHGH; Avelar RL; Neri, JR).

### 3. ARTIGO

Análise da influência geométrica e da composição das ligas metálicas de dois sistemas nacionais de fresas em osteotomias para implantes osseointegrados em blocos de poliuretano– um estudo *in vitro*.

Amorim PHGH; Avelar RL; Neri, JR

Autores:

Pedro Henrique Gonçalves Holanda Amorim<sup>1</sup> Rafael Linard Avelar<sup>1</sup>  
Jiovanne Rabelo Neri<sup>1</sup>

Filiações:

1 Mestrado em Ciências Odontológicas, Centro Universitário Christus (Unichristus), Fortaleza, Ceará, Brasil.

\*Autor de correspondência: Jiovanne Rabelo Neri  
Rua João Adolfo Gurgel, 133 – Cocó 60190-060  
Fortaleza, CE - Brasil

E-mail: [jjiovanne@hotmail.com](mailto:jjiovanne@hotmail.com) Fax: +55853265-8100

## RESUMO

O objetivo: Avaliar o comportamento mecânico de dois sistemas diferentes de brocas, após osteotomias em blocos de poliuretano. Materiais e métodos: Foram utilizados 14 blocos de poliuretano e 28 brocas Neodent® e 28 brocas Dentoflex®. O ambiente foi controlado e as perfurações foram realizadas por um motor cirúrgico PROSS®. As perfurações foram cronometradas e um termômetro digital infravermelho e um sensor tipo K foram utilizados para aferir as temperaturas, antes e depois das perfurações. As fresagens foram estipuladas pelos fabricantes. Cada grupo foi dividido em 7 subgrupos: s5= 5 perfurações, s10= 10 perfurações, s15= 15 perfurações, s20= 20 perfurações, s30= 30 perfurações, s40= 40 perfurações e s50= 50 perfurações. Resultados: no subgrupo S5 tempo das tri-helicoidais são maiores ( $p < 0,001$ ). No S10 o tempo das tri-helicoidais são maiores ( $p = 0,004$ ), e a temperatura

1 é menor ( $p = 0,034$ ). S15 as temperaturas 1 e 2 são menores nas tri-helicoidais ( $p < 0,001$ ) e ( $p < 0,001$ ) respectivamente. Em 50 perfurações o tempo, temperatura 1 e 2 são maiores nas tri helicoidais, ( $p < 0,001$ ), ( $p = 0,020$ ) e ( $p < 0,001$ ) respectivamente. Conclusão: Fresas Neodent tiveram tempos menores, e temperatura interna maior nos subgrupos S5 ao S30 o que é explicado pela geometria mais cônicas. S40 e S50 o Dentoflex apresentou tempo, temperaturas 1 e 2 maiores, o que é justificada pelo desgaste maior nas reutilizações.

**Palavras-chave:** Osteotomia. Estresse mecânico. Implantes dentários.

## ABSTRACT

Objective: To evaluate the mechanical behavior of two different drill systems after osteotomies in polyurethane blocks. Methods: 14 polyurethane blocks and 28 Neodent® and 28 Dentoflex® drill bits were used. The experimente environment was controlled and the perforations were performed with a PROSS® surgical engine. The perforations were timed and an infrared digital thermometer and a type K sensor were used to measure the temperatures, before and after each perforation. Milling was performed as stipulated by the manufacturers. Each group was divided into 7 subgroups: s5 = 5 perforations, s10 = 10 perforations, s15 = 15 perforations, s20 = 20 perforations, s30 = 30 perforations, s40 = 40 perforations and s50 = 50 perforations. Results: in the S5 subgroup, the time of the tri-helicals is longer ( $p < 0.001$ ). In S10 the times of the tri-helicals are longer ( $p = 0.004$ ), and temperature 1 is lower ( $p = 0.034$ ). S15 temperatures 1 ( $p < 0.001$ ) and 2 ( $p < 0.001$ ) are lower in the tri-helical group. In S40 the time and temperature 2 of the tri helicoids ( $p < 0.001$ ) and ( $p = 0.024$ ) respectively, were higher. In S50 the time, temperature 1 and 2 are higher in the tri helical, ( $p < 0.001$ ,  $p = 0.020$  and  $p < 0.001$ , respectively). Conclusion: Neodent cutters had shorter times, and higher internal temperature in subgroups S5 to S30, which can be explained by their more conical geometry. S40 and S50 Dentoflex showed highertime and temperatures, which is evidenced by the higher wear in reuse.

**Keywords:** Osteotomy. Mechanical stress. Dental implants.

### 3.1 Introdução

Na literatura existem atualmente diversos estudos que tentam preconizar uma forma mais simples e eficaz de osteotomias para instalação dos implantes onde as mesmas prejudiquem menos o leito ósseo que irá receber o futuro implante (SAGHEB *et al.*, 2017). Vários estudos *in vivo* e *in vitro* têm-se centrado a respeito dos fatores que afetam e que poderiam comprometer a osseointegração e levar a uma futura falha dos implantes dentários, fatores esses, que incluem a velocidade da broca, força aplicada no momento da instrumentação, o tempo de perfuração, qualidade e/ou desgaste da broca, irrigação externa, interna ou combinação das duas formas, design da broca, e o material que essas brocas foram fabricadas, bem como o próprio processo cirúrgico e o tipo de osso (OLIVEIRA, 2016; ABOUD *et al.*, 2015). Outros autores ainda incluem a limpeza e esterilização das brocas cirúrgicas com fator determinante no desgaste dos instrumentais, o que levaria os mesmo a perder a sua eficácia comprometendo assim diretamente o resultado final da osseointegração (CARDOSO, 2016).

O protocolo clínico de osteotomias atualmente utilizado para instalação dos implantes é obtido pelo aumento gradual do diâmetro das brocas cirúrgicas até um diâmetro compatível com o diâmetro externo da rosca do implante (GEHRKE, BOZANO, 2011). A Perfuração óssea para colocação de implantes dentais é sempre acompanhada por um aquecimento resultante da fricção e fragmentação de partículas do osso na face cortante da broca (GEHRKE, MARIN, 2015), podendo ocorrer necrose óssea térmica devido a refrigeração inadequada e/ou perda da eficiência de corte das brocas utilizadas na preparação do alvéolo cirúrgico (GUPTA *et al.*, 2017).

Com a evolução dos materiais no âmbito da implantodontia, surgiram novos tipos de brocas, brocas essas, com tratamentos de superfície e compostas por novas ligas metálicas. A intenção com esse surgimento era melhorar as propriedades físicas das brocas de aço, utilizadas desde o início dos implantes osseointegrados, a fim de torná-las mais eficientes e com maior durabilidade (SUMER *et al.* 2011). A liga metálica mais utilizado em instrumentos das áreas médica e odontológica é o aço inoxidável da família do manersítico, que recebe adições de carbono (para elevar a dureza) e de cromo e molibdênio (melhorando a resistência à corrosão), tendo aplicações típicas em instrumentos hospitalares e cirúrgicos, como brocas. O uso de brocas novas e com design otimizado, é bastante importante na cirurgia. O uso prolongado faz com que estas tenham a afiação desgastada. Diferentes desenhos de brocas têm sido introduzidos para obter-se maior eficiência de corte no osso (GOLIN, 2005).

O objetivo deste trabalho foi avaliar o comportamento mecânico de dois conjuntos diferentes brocas nacionais, específicas para preparo de leito ósseo receptor de implantes osseointegráveis, após o uso em osteotomias em blocos de poliuretano.

### 3.2 Materiais e Métodos

Foram utilizados para o presente estudo 14 (quatorze) blocos de poliuretano (Figura 1) (Nacional Ossos, Jaú, São Paulo, Brasil) e 56 (cinquenta e seis) brocas cirúrgicas, que foram divididas em 2 grupos:

Grupo N: Grupo Neodent de brocas fabricadas em aço inoxidável cirúrgico

(440C) endurecido termicamente, e com formato helicoidal (Neodent®, Curitiba, Paraná, Brasil).

Grupo D: Grupo Dentoflex de brocas fabricadas em aço inoxidável cirúrgico (XM-16) endurecido termicamente, e com formato tri-helicoidal.

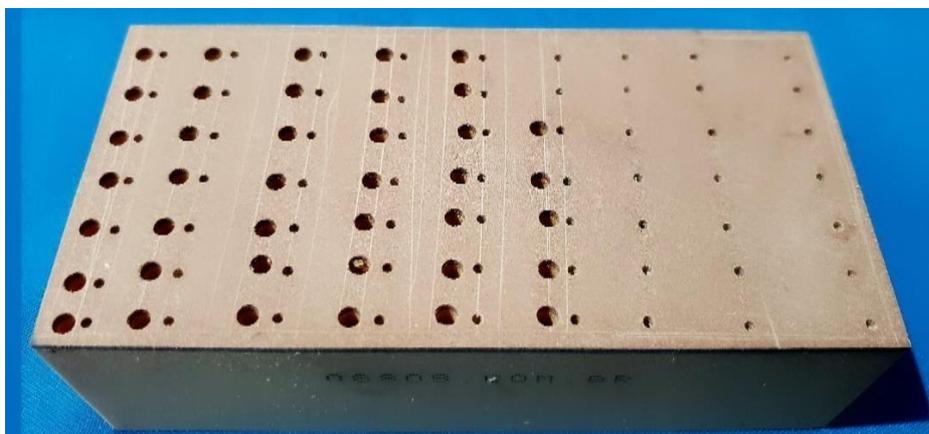
Figura 1 - B locos de poliuretano.



Fonte: Autoria própria.

Cada grupo experimental foi dividido em 7 subgrupos: S5, S10, S15, S20, S30, S40 e S50 que correspondem às quantidades de perfurações (S5 = 5 perfurações, S10 = 10 perfurações, S15 = 15 perfurações, S20= 20 perfurações, S30= 30 perfurações, S40= 40 perfurações e S50= 50 perfurações). Foram confeccionadas no total 170 cavidades em sete blocos de poliuretano (Nacional Ossos, Jaú, São Paulo, Brasil) para cada grupo experimental. Os blocos de poliuretano (corpo de prova) de PCF 30 com cortical de 1mm simulam osso tipo III (Figura 2), apresentando dimensões (L 6,0 X C 14,0 X A 3,3 cm), receberam o número de cavidades correspondente aos seus respectivos subgrupos.

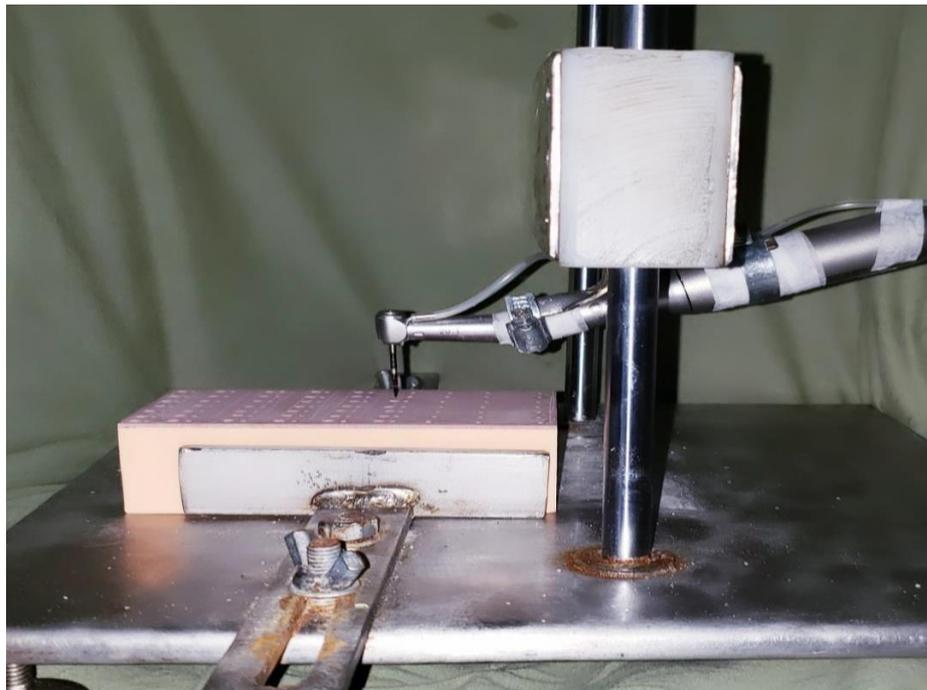
Figura 2 - Bloco de poliuretano com suas respectivas perfurações representada pelo Grupo D e subgrupo S40.



Fonte: Autoria própria.

O protocolo de perfuração foi realizado através de um deslocamento vertical do contra ângulo, fixado a um dispositivo de bancada onde as brocas permaneceram constantemente perpendiculares ao bloco de poliuretano (formando um ângulo de 90°) e onde mesmo possui um peso de 2kg, exercendo assim uma força constante em todas as perfurações, a uma velocidade de rotação de 1400 rpm de irrigação também constante, com uma perfusão de 50 ml / min de solução salina à temperatura ambiente (Figura 3).

Figura 3 - Fixação do contra ângulo 20:1 no dispositivo de deslocamento vertical mostrando o perpendicularidade de 90° da broca com o corpo de prova.



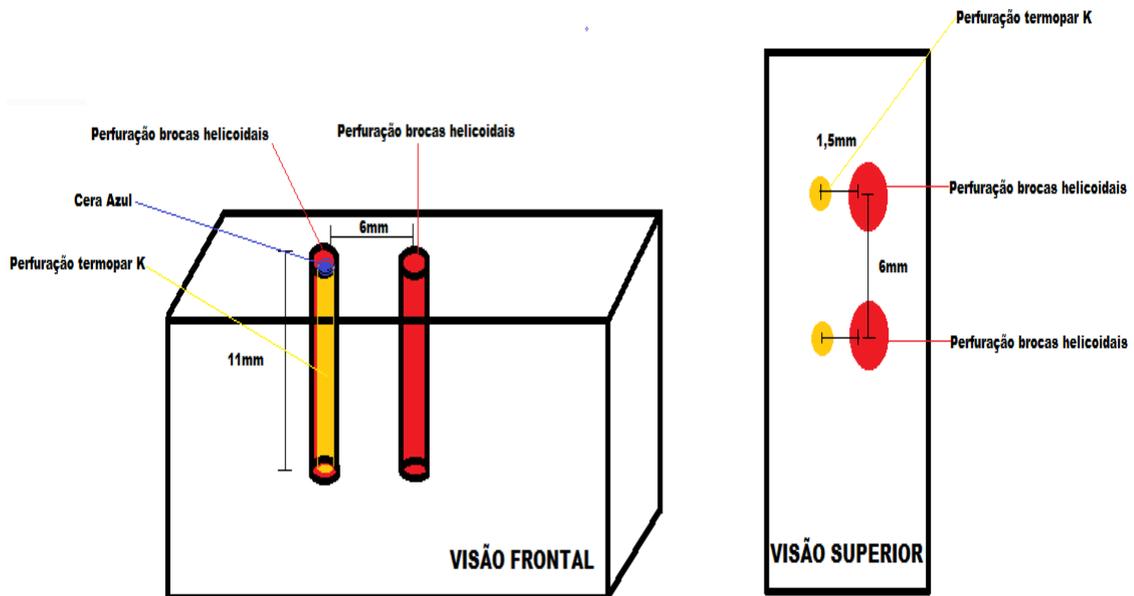
Fonte: Autoria própria.

Todas as perfurações serão distribuídas uniformemente a uma distância entre si de 6mm a uma profundidade padrão de 11mm. As perfurações para instalação do termômetro termopar tipo k foram realizadas com o micromotor elétrico PROSS (Dabi Atlante®, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil), e uma broca helicoidal Ø 1,5mm, a uma profundidade de 11mm a partir da superfície cortical 1,5mm a frente da perfuração dos grupos experimentais, previamente marcados por meio de uma régua de endodontia, como ilustrado esquematicamente na Figura 4.

As brocas utilizadas no grupo N foram fabricadas em aço inoxidável cirúrgico (440C) (Figura 5A) endurecido termicamente. As brocas utilizadas no grupo D) foram fabricadas em aço inoxidável cirúrgico (XM-16) (Figura 5B) endurecido termicamente. As sequências de fresagens a serem utilizadas foram as recomendadas pelos fabricantes respectivamente (Neodent® e Dentoflex®) sendo: 1- broca inicial Ø 2.0mm; 2- helicoidal Ø 2.0mm; 3- Piloto Ø 2/3 e 4- helicoidal Ø 3.0mm (Neodent®, Curitiba, Paraná, Brasil), e 1- broca inicial Ø 2.3mm; 2- helicoidal Ø 2.6mm; 3- helicoidal Ø 2.9mm e 4- helicoidal Ø 3.2mm (Dentoflex®, São Paulo, São Paulo, Brasil). Será utilizado o micromotor elétrico PROSS (Dabi Atlante®, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil), montado com contra ângulo (Dabi Atlante®,

Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil) com redução de 20:1.

Figura 4 - figura esquemática demonstrando a distribuição e profundidade das perfurações nos seus respectivos blocos de poliuretano.



Fonte: Autoria própria.

As perfurações foram realizadas com o micromotor elétrico PROSS (Dabi Atlante®, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil), e uma helicoidal  $\varnothing$  1,2 mm, durante todo o procedimento a uma profundidade de 11 mm a partir da superfície cortical, previamente marcados por meio de uma régua de endodontia.

Figura 5A: brocas utilizadas no grupo Neodent (grupo N) foram fabricadas em aço inoxidável cirúrgico (440C).



Fonte: Autoria própria.

Figura 5B: brocas utilizadas no grupo Dentoflex (grupo D) foram fabricadas em aço inoxidável cirúrgico (XM-16).



Fonte: Autoria própria.

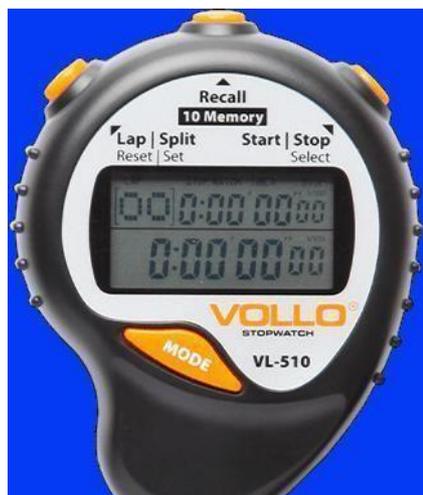
### Análise das Variáveis

As seguintes variáveis foram avaliadas: temperatura imediatamente antes e durante o preparo das cavidades, o tempo necessário para preparo das mesmas.

### Tempo

O tempo de preparo das cavidades foram mensurados com o auxílio de um cronômetro digital profissional Vollo-VL510 (Polo Industrial Granja Viana/Cotia – SP- Brasil) que possui uma precisão de 1/100 segundos (Figura 6). O tempo total de cada fresagem foi obtido do tempo de contato de cada fresa com o bloco de poliuretano até o momento que a mesma alcançar a profundidade de 11mm.

Figura 6 - Cronômetro digital profissional Vollo-VL510.

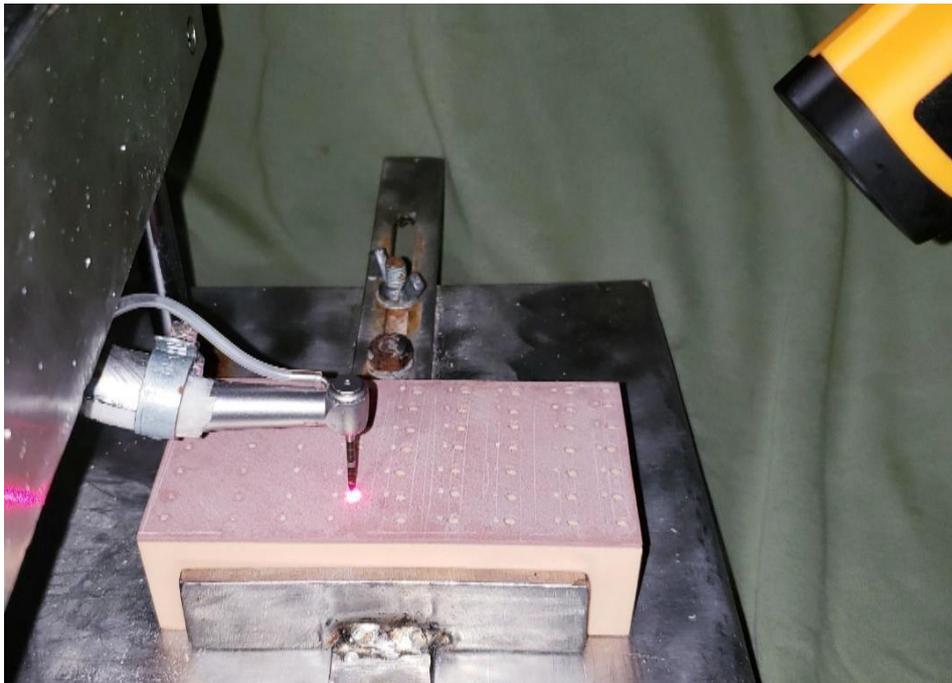


Fonte: Google imagens.

## Temperatura

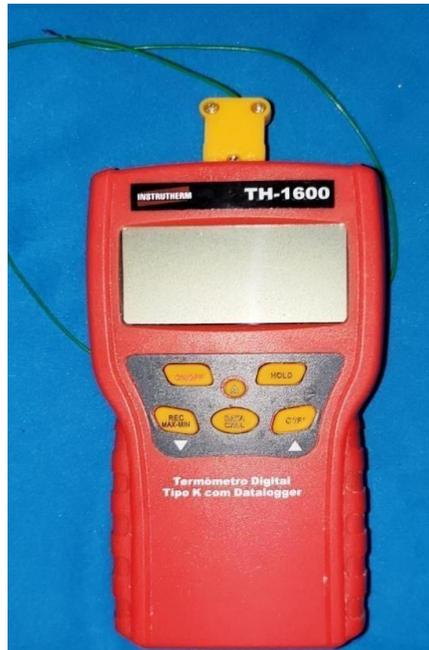
A análise termográfica externa da região dos preparos das cavidades foram medidas imediatamente antes e durante a fresagem até o término na profundidade de 11mm com auxílio de um termômetro infravermelho digital (Kiray 50, Emerainville, França), a uma distância de 50cm do bloco de poliuretano, fixado a um tripé e com o feixe de infravermelho posicionado na interseção broca/ superfície do bloco (Figura 7), sendo anotado o maior valor da temperatura em graus Celsius. Para a aferição da temperatura no interior do bloco de poliuretano utilizou se do termômetro digital tipo "K" Hibok 14 (Wika Lda., Taoyuan, Taiwan) com um alcance de leitura entre -50 a 800 °C (figura 8).A sonda termopar foi calibrado e marcado em 11mm contra padrões rastreáveis (5°C e 55°C) antes de cada perfuração. Após a colocação no local preparado, o mesmo será selado com cera azul, permitindo assim, que não haja interferência de temperatura devido a irrigação.

Figura 7 - Infravermelho posicionado na intercessão broca/ superfície do bloco.



Fonte: Autoria própria.

Figura 8 - Termômetro digital tipo "K"ANÁLISE.



Fonte: Autoria própria.

## Estadística

A análise estatística foi realizada com o programa SigmaStat 3.5 (Systat Software Inc., San Jose, CA, EUA). O teste de Shapiro-Wilk e Brown-Forsythe foram aplicados em todos os grupos para analisar a distribuição normal dos dados e a igualdade de variância, respectivamente. Os dados paramétricos foram analisados com o teste de Análise de Variância e os dados não paramétricos foram submetidos ao teste de Kruskal-Wallis. Para as comparações post-roc foi utilizado o teste de Student-Newman-Keuls e o nível de significância adotado foi de  $p < 0,05$ .

### 3.3 Resultados

Os resultados da avaliação de tempo da variação de temperatura foram descritos na Tabela 1. Em relação ao tempo, as brocas helicoidais foram estatisticamente mais rápidas do que as tri-helicoidais para todos os subgrupos ( $p < 0,05$ ), com exceção no subgrupo 15 perfurações ( $p = 0,520$ ).

Em relação a variação de temperatura medida com o termômetro digital do tipo K (Temperatura 1), as brocas helicoidais geraram significativamente mais calor do que as brocas tri-helicoidais nos subgrupos 10, 15 e 20 perfurações ( $p < 0,05$ ).

Nos subgrupos 5, 30 e 40 perfurações, não houve diferença estatística entre os grupos ( $p > 0,05$ ). Por outro lado, as brocas tri-helicoidais produziram mais calor do que as brocas helicoidais quando foram realizadas 50 perfurações ( $p < 0,001$ ). Em relação a variação de temperatura medida com o termômetro infravermelho (Temperatura 2), não houve diferença estatística entre os grupos em 5, 10, 20 e 30 perfurações ( $p > 0,05$ ). Entretanto, quando foram realizadas 15 perfurações as brocas

helicoidais produziram mais calor ( $p < 0,001$ ) e quando foram realizadas 50 perfuração as brocas tri-helicoidais obtiveram temperaturas mais elevadas ( $p = 0,024$ ).

Figura 9. Valores relacionados à avaliação de tempo (medido em segundos) e a variação de temperatura (medido em graus centígrados), de acordo com o sistema de brocas utilizado. Os dados foram descritos como média  $\pm$  desvio padrão.

Perfurações	Avaliação	Brocas		p-Valor
		Helicoidal	Tri-Helicoidal	
5 Perfurações	Tempo	24,0 $\pm$ 3,5	53,2 $\pm$ 9,3	<0,001*
	Temperatura 1	1,5 $\pm$ 0,3	1,3 $\pm$ 0,4	0,484
	Temperatura 2	0,4 $\pm$ 0,3	0,3 $\pm$ 0,1	0,400
10 Perfurações	Tempo	36,3 $\pm$ 12,5	43,0 $\pm$ 5,8	0,004*
	Temperatura 1	2,8 $\pm$ 1,2	1,6 $\pm$ 0,5	0,034*
	Temperatura 2	0,3 $\pm$ 0,3	0,3 $\pm$ 0,1	0,835
15 Perfurações	Tempo	28,4 $\pm$ 6,8	45,0 $\pm$ 31,2	0,520
	Temperatura 1	3,3 $\pm$ 1,2	0,9 $\pm$ 0,4	<0,001*
	Temperatura 2	0,6 $\pm$ 0,3	0,2 $\pm$ 0,1	<0,001*
20 Perfurações	Tempo	23,7 $\pm$ 8,5	60,6 $\pm$ 39,0	0,009*
	Temperatura 1	2,9 $\pm$ 1,2	1,5 $\pm$ 1,3	<0,001*
	Temperatura 2	0,5 $\pm$ 0,3	0,8 $\pm$ 1,3	0,223
30 Perfurações	Tempo	22,0 $\pm$ 7,2	84,3 $\pm$ 60,7	<0,001*
	Temperatura 1	2,7 $\pm$ 1,2	2,6 $\pm$ 1,9	0,322
	Temperatura 2	0,5 $\pm$ 0,3	1,3 $\pm$ 1,0	0,337
40 Perfurações	Tempo	24,0 $\pm$ 8,2	108,6 $\pm$ 58,7	<0,001*
	Temperatura 1	2,5 $\pm$ 1,2	3,3 $\pm$ 2,3	0,376
	Temperatura 2	0,6 $\pm$ 0,3	1,7 $\pm$ 1,6	0,024*
50 Perfurações	Tempo	23,3 $\pm$ 5,7	121,9 $\pm$ 65,8	<0,001*
	Temperatura 1	2,3 $\pm$ 1,1	3,6 $\pm$ 2,7	0,020*
	Temperatura 2	0,5 $\pm$ 0,3	2,0 $\pm$ 1,8	<0,001*

(\*) indica que houve diferença estatística entre os grupos (LINHAS) ( $p < 0,05$ ) Temperatura 1 = Termômetro digital do tipo K Temperatura 2= Termômetro de infravermelho.

Fonte: Autoria própria.

### 3.4 Discussão

No presente estudo, foi analisado dois diferentes conjuntos de brocas, específicas para preparo de leito ósseo receptor de implantes osseointegráveis, após o uso em osteotomias em blocos de poliuretano, comparados entre si quanto ao desgaste das fresas após o uso repetido e a sua influência na geração de calor e no tempo relacionado a essas fresagem. Além disso, foi realizada uma comparação entre os valores encontrados.

Para a realização deste estudo decidimos utilizar ossos sintéticos (Poliuretanos) com densidades semelhantes às encontradas em ossos humanos, uma vez que esse nos permite uma padronização dos espécimes e homogeneidade

das amostras (ELFAR, STANBURY, 2014), o que influencia amplamente na análise estatística. Ossos sintéticos com propriedades mecânicas similares aos ossos naturais são muito importantes pois os ossos humanos apresentam dificuldade de armazenamento e homogeneidade de amostras. Além disso, existem características que podem influenciar na confiabilidade e validade das mensurações, como fenestrações frequentemente desconhecidas (BECKER *et al.*, 2017). Em estudos que avaliaram a padronização e reprodutibilidade da homogeneidade dos blocos de poliuretano como substitutos ósseos em pesquisas, os autores concluíram que os blocos de PCF 30 e 40 foram os que apresentaram melhores resultados nos testes de compressão e flexão em relação aos demais (PCF's 10 e 20), sendo assim, os mais indicados para ensaios mecânicos com implantes (MAZZO *et al.*, 2012). Estas características fazem necessária uma amostra de grande tamanho para obter uma significância satisfatória nas comparações estatísticas, tornando a realização do estudo dificultada por problemas médico-legais de obtenção, disponibilidade, manipulação, preparação e preservação de ossos naturais (GIRARDI *et al.*, 2016). Devido a esses fatores, nossa pesquisa utilizou-se de blocos de poliuretano de PCF 30 que simula osso tipo 1.

Levando-se também em consideração a influência negativa do superaquecimento causado pelas fresas na preparação óssea e na futura osseointegração dos implantes, o uso excessivo e repetitivo de fresas para osteotomias podem influenciar na temperatura gerada no osso (CALVO-GUIRADO *et al.*, 2015). Alguns estudos utilizaram diferentes formas de aferir a temperatura (GEHRKE, BOZANO, 2011; ERIKSSON, ALBREKTSSON, 1984; OKUMURA *et al.*, 2010; COHEN *et al.*, 2016; DELGADO-RUIZ *et al.*, 2018) no presente estudo optamos por seguir o modelo preconizado por (SINGH *et al.*, 2018) ser o modelo mais utilizado atualmente.

Um outro fator que foi levado em consideração quando avaliamos a temperatura relacionada a leitos ósseos que irão receber implantes, foi o relacionado aos valores das pressões exercidas durante as perfurações, pois a mesma difere bastante entre operadores. Neste trabalho utilizamos pressão padronizada de 2 kg para avaliação da temperatura gerada durante perfurações ósseas, considerando essa como sendo a força comumente aplicada em cirurgias, a qual também foi utilizada por (SUMER *et al.*, 2011; MÖHLHENRICH *et al.*, 2016). Na presente pesquisa, padronizou-se a pressão de 2kg utilizando uma balança minimal com capacidade para 5,5kg.

O desenho, o material e as propriedades mecânicas das brocas afetam significativamente a sua eficiência de corte e durabilidade (KUMAR, PANDA, 2013). As brocas avaliadas no presente trabalho possuem desenhos distintos. As do grupo Neodent são bi helicoidais e as do grupo Dentoflex são tri helicoidais e de composições diferentes, criando a expectativa de se determinar qual seria a melhor composição de brocas a serem utilizadas nos procedimentos de perfuração.

No presente estudo tanto as temperaturas quanto o tempo em segundos nos dois sistemas (sistema Neodent® e sistema Dentoflex®), quando foram comparados entre si, quando a análise estatística foi feita ao longo das utilizações, observou-se um aumento estatístico ( $p < 0.05$ ) nos valores o que nos leva a observar o desgaste evidente nas fresas pelas repetitivas utilizações. Esses resultados corroboram com (SCARANO *et al.*, 2007) que também avaliaram o efeito gerado na temperatura com a reutilização das fresas, e eles concluíram que com a utilização das mesmas a temperatura gerada aumentou.

A fresa iniciais dos dois sistemas avaliados em todos os subgrupos

obteve temperaturas mais altas quando observado as outras fresas da sequência. Estas mesmas fresas também apresentaram sempre um maior tempo de perfuração. Estudos como Cordioli e Majzoub em 1997, Carvalho *et al.*, em 2011, dos Santos *et al.*, em 2014, observaram o mesmo. Este achado se explica por esta fresa ser a responsável por romper a integridade do osso cortical, um osso mais denso e conseqüentemente uma maior dificuldade de se transpassar. EM; MODELO; VIVO, 201 avaliaram em seu estudo dois sistemas distintos de fresas para preparo de leitos de implantes dentários (P-I Brånemark e Neodent®). Observaram que as fresas iniciais 2.2 P-I Brånemark (2,2mm) apresentaram temperaturas mais altas quando comparadas às lanças do sistema Neodent® (2.0mm), e justificaram este fator a diferença de diâmetro entre esses dois sistemas. O que vai de contra aos achados do nosso estudo, pois as brocas iniciais do sistema Neodent® (2,0mm) tiveram temperaturas maiores que as brocas iniciais do sistema Dentoflex® (2,3mm) nos subgrupos S5, S10, S15, S20 e S30. As brocas Dentoflex obtiveram temperaturas maiores somente nos subgrupos S40 e S50 o que pode ser justificado por perda de eficiência de corte em comparação as brocas do grupo Neodent® o que vai de encontro com os achados no estudo de (MISIR *et al.*, 2009) que observou aumento da temperatura após a trigésima quinta utilização independente da forma de irrigação, externa ou interna.

### 3.5 Conclusão

Fresas Neodent® tiveram tempos menores, e temperatura interna maior nos subgrupos S5 ao S30, o que é explicado pela geometria mais cônica. S40 e S50o Dentoflex® apresentaram tempo, temperaturas 1 e 2 maiores, o que é justificada pelo desgaste maior nas utilizações.

### REFERÊNCIAS

ABBOUD, M.; DELGADO-RUIZ, R. A.; KUCINE, A. *et al.* Multisteped Drill Design for Single-Stage Implant Site Preparation: Experimental Study in Type 2 Bone. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, v. 17, p. e472–85, 2015.

BECKER, E. H.; KIM, H.; SHOROFKY, M. *et al.* Biomechanical Comparison of Cadaveric and Commercially Available Synthetic Osteoporotic Bone Analogues in a Locked Plate Fracture Model under Torsional Loading. **Journal of Orthopaedic Trauma**, v. 31, n. 5, p. e137–142, 2017.

CALVO-GUIRADO, J. L.; DELGADO-PEÑA, J.; MATÉ-SÁNCHEZ, J. E. *et al.* Novel hybrid drilling protocol: evaluation for the implant healing - thermal changes, crestal bone loss, and bone-to- implant contact. **Clinical Oral Implants Research**, v. 26, n. 7, p. 753–760, 2015.

CARDOSO, Pauline Magalhães. **Impacto dos desgastes das fresas na instalação de implantes dentários** : análise de dois sistemas convencionais em um modelo ex vivo. 2016. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica). Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2016.

COHEN, O.; ORMIANER, Z.; TAL, H. *et al.* Differences in crestal bone-to-implant contact following an under-drilling compared to an over-drilling protocol. A study in the rabbit tibia. **Clinical Oral Investigations**, v. 20, n. 9, p. 2475–2480, 2016.

DELGADO-RUIZ, R. A.; ORTEGA, E. V.; ROMANOS, G. E. *et al.* Slow drilling speeds for single-drill implant bed preparation. Experimental in vitro study. **Clinical Oral Investigations**, v. 22, n. 1, p. 349–359, 2018.

ELFAR, J.; STANBURY, S. Composite Bone Models in orthopaedic surgery research and education. **The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons**, v. 22, n. 2, p. 111–120, 2014.

ERIKSSON, R. A.; ALBREKTSSON, T. The effect of heat on bone regeneration: An experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 42, n. 11, p. 705–711, 1984.

GEHRKE SA, ARAMBURÚ J JÚNIOR, PÉREZ-DÍAZ L, DO PRADO TD, DEDAVID BA, MAZON P, N DE AZA P. Can changes in implant macrogeometry accelerate the osseointegration process?: An in vivo experimental biomechanical and histological evaluations. **PLoS One**. 2020 May 14;15(5):e0233304

GEHRKE, S. A.; MARIN, G. W. Biomechanical evaluation of dental implants with three different designs: Removal torque and resonance frequency analysis in rabbits. **Annals of Anatomy**, v. 199, p. 30–35, 2015.

GIRARDI, B. L.; ATTIA, T.; BACKSTEIN, D. *et al.* Biomechanical comparison of the human cadaveric pelvis with a fourth generation composite model. **Journal of Biomechanics**, v. 49, n. 4, p. 537–542, 2016.

GOLIN, A. L. **Análise do comportamento de ferramentas de corte com diferentes revestimentos e seus efeitos sob a geração de calor no osso**. 2005. Dissertação (mestrado em Engenharia mecânica). Centro de Ciências Exatas e de Tecnologia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná. 2005.

GUPTA, V.; PANDEY, P. M.; GUPTA, R. K. *et al.* Rotary ultrasonic drilling on bone: A novel technique to put an end to thermal injury to bone. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: **Journal of Engineering in Medicine**, v. 231, n. 3, p. 189–196, 2017.

KUMAR, R.; PANDA, S. S. Drilling of bone: A comprehensive review. **Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma**, v. 4, n. 1, p. 15–30, 2013.

MAZZO, C. R.; ZANIQUELLI, O.; LEPRI, C. P. *et al.* Avaliação das Propriedades Mecânicas de Poliuretanas para sua Utilização como Substrato em Ensaios de Implantes Odontológicos. **Revista Odontológica do Brasil Central**, v. 21, n. 56, p. 383–388, 2012.

MISIR, A. F.; SUMER, M.; YENISEY, M. *et al.* Effect of Surgical Drill Guide on Heat Generated From Implant Drilling. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 67, n. 12, p. 2663–2668, 2009.

MÖHLHENRICH, S. C.; ABOURIDOUANE, M.; HEUSSEN, N. *et al.* Influence of bone density and implant drill diameter on the resulting axial force and temperature development in implant burs and artificial bone: an in vitro study. **Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 20, n. 2, p. 135–142, 2016.

OKUMURA, N.; STEGAROIU, R.; KITAMURA, E. *et al.* Influence of maxillary cortical

bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: A three-dimensional finite element analysis. **Journal of Prosthodontic Research**, v. 54, n. 3, p. 133–142, 2010.

OLIVEIRA, Gustavo Augusto Grossi de. **Avaliação comparativa do potencial osteocondutor de quatrodiferentes substitutos ósseos em defeitos críticos em calvárias de coelhos**. 2016. Tese (Doutorado em Odontologia). Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”- UNESP, Araçatuba, 2016.

SAGHEB, K.; KUMAR, V. V.; AZARIPOUR, A. *et al.* PW. Comparison of conventional twist drill protocol and piezo surgery for implant insertion: an ex vivo study on different bone types. **Clinical oral implants research**, v. 28, n. 2, p. 207–213, 2017.

SCARANO, A.; CARINCI, F.; QUARANTA, A. *et al.* Effects of bur wear during implant site preparation: an in vitro study. **International Journal of Immunopathology and Pharmacology**, v. 20, n. 1 Suppl 1, p. 23–26, 2007.

SINGH, G.; JAIN, V.; GUPTA, D. *et al.* Parametric effect of vibrational drilling on osteonecrosis and comparative histopathology study with conventional drilling of cortical bone. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: **Journal of Engineering in Medicine**, v. 232, n. 10, p. 975-986, 2018.

SUMER, M.; MISIR, A. F.; TELCIOGLU, N. T. *et al.* Comparison of heat generation during implant drilling using stainless steel and ceramic drills. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 69, n. 5, p. 1350–4, 2011.

#### **4. CONCLUSÃO GERAL**

Considerando a metodologia aplicada a este estudo pode-se concluir que embora as fresas do grupo Neodent® tenham tido tempo mais curto em todas as fresagens, as mesmas tiveram temperatura interna maior nos subgrupos S5, S10, S15, S20 e S30 o que é explicado pela geometria mais cônicas. Nos subgrupos S40 e S50 as fresas da Dentoflex® apresentaram tanto tempo maior quanto temperaturas externas e internas maiores em relação às fresas da Neodent, o que é justificada pelo desgaste maior nas utilizações.

## REFERÊNCIAS

- ABBOUD, M.; DELGADO-RUIZ, R. A.; KUCINE, A. *et al.* Multisteped Drill Design for Single-Stage Implant Site Preparation: Experimental Study in Type 2 Bone. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, [s.l.], v. 17, p. e472–e485, 2015.
- BECKER, E. H.; KIM, H.; SHOROFKY, M. *et al.* Biomechanical Comparison of Cadaveric and Commercially Available Synthetic Osteoporotic Bone Analogues in a Locked Plate Fracture Model under Torsional Loading. **Journal of Orthopaedic Trauma**, [s.l.], v. 31, n. 5, p. e137–e142, 2017.
- CALVO-GUIRADO, J. L.; DELGADO-PEÑA, J.; MATÉ-SÁNCHEZ, J. E. *et al.* Novel hybrid drilling protocol: evaluation for the implant healing - thermal changes, crestal bone loss, and bone-to-implant contact. **Clinical Oral Implants Research**, [s.l.], v. 26, n. 7, p. 753–760, 2015.
- CARDOSO, Pauline Magalhães. **Impacto dos desgastes das fresas na instalação de implantes dentários** : análise de dois sistemas convencionais em um modelo ex vivo. 2016. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica). Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2016.
- COHEN, O.; ORMIANER, Z.; TAL, H. *et al.* Differences in crestal bone-to-implant contact following an under-drilling compared to an over-drilling protocol. A study in the rabbit tibia. **Clinical Oral Investigations**, [s.l.], v. 20, n. 9, p. 2475–2480, 2016.
- DELGADO-RUIZ, R. A.; ORTEGA, E. V.; ROMANOS, G. E. *et al.* Slow drilling speeds for single-drill implant bed preparation. Experimental in vitro study. **Clinical Oral Investigations**, [s.l.], v. 22, n. 1, p. 349–359, 2018.
- ELFAR, J.; STANBURY, S. Composite Bone Models in. **Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons**, [s.l.], v. 22, n. 2, p. 111–120, 2014.

ERIKSSON, R. A.; ALBREKTSSON, T. The effect of heat on bone regeneration: An experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, [s.l.], v. 42, n. 11, p. 705–711, 1984.

GEHRKE, S. A.; BOZANO, R. Tempo de fresagem relacionado ao desgaste de brocas para implantes dentais – estudo piloto. **Innovative Implant Journal, Biomater Esthetic**, [s.l.], v. 6, n. 3, p. 38-42, set./dez. 2011.

GEHRKE, S. A.; MARIN, G. W. Biomechanical evaluation of dental implants with three different designs: Removal torque and resonance frequency analysis in rabbits. **Annals of Anatomy**, [s.l.], v. 199, p. 30–35, 2015.

GIRARDI, B. L.; ATTIA, T.; BACKSTEIN, D. *et al.* Biomechanical comparison of the human cadaveric pelvis with a fourth generation composite model. **Journal of Biomechanics**, [s.l.], v. 49, n. 4, p. 537–542, 2016.

GOLIN, A. L. **Análise do comportamento de ferramentas de corte com diferentes revestimentos e seu efeito sobre a geração de calor no osso.** Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Faculdade de Engenharia Mecânica, Pontifícia Universidade Católica, Paraná, 2005.

GUPTA, V.; PANDEY, P. M.; GUPTA, R. K.; MRIDHA, A. R. Rotary ultrasonic drilling on bone: A novel technique to put an end to thermal injury to bone. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: **Journal of Engineering in Medicine**, [s.l.], v. 231, n. 3, p. 189–196, 2017.

KUMAR, R.; PANDA, S. S. Drilling of bone: A comprehensive review. **Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma**, [s.l.], v. 4, n. 1, p. 15–30, 2013.

MAZZO, C. R.; ZANIQUELLI, O.; LEPRI, C. P. *et al.* Avaliação das Propriedades Mecânicas de Poliuretanas para sua Utilização como Substrato em Ensaio de Implantes Odontológicos. **Revista Odontológica do Brasil Central**, [s.l.], v. 21, n. 56, p. 383–388, 2012.

MISIR, A. F.; SUMER, M.; YENISEY, M. *et al.* Effect of Surgical Drill Guide on Heat Generated From Implant Drilling. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, [s.l.], v. 67, n. 12, p. 2663–2668, 2009.

MÖHLHENRICH, S. C.; ABOURIDOUANE, M.; HEUSSEN, N. *et al.* Influence of bone density and implant drill diameter on the resulting axial force and temperature development in implant burs and artificial bone: an in vitro study. **Oral and Maxillofacial Surgery**, [s.l.], v. 20, n. 2, p. 135-142, 2016.

OKUMURA, N.; STEGAROIU, R.; KITAMURA, E. *et al.* Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: A three-dimensional finite element analysis. **Journal of Prosthodontic Research**, [s.l.], v. 54, n. 3, p. 133–142, 2010.

OLIVEIRA, Gustavo Augusto Grossi de. **Avaliação comparativa do potencial osteocondutor de quatro diferentes substitutos ósseos em defeitos críticos em calvárias de coelhos**. 2016. Tese (Doutorado em Odontologia). Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”- UNESP, Araçatuba, 2016.

SAGHEB, K.; KUMAR, V. V.; AZARIPOUR, A. *et al.* PW. Comparison of conventional twist drill protocol and piezo surgery for implant insertion: an ex vivo study on different bone types. **Clinical oral implants research**, [s.l.], v. 28, n. 2, p. 207–213, 2017.

SCARANO, A.; CARINCI, F.; QUARANTA, A.; *et al.* Effects of bur wear during implant site preparation: an in vitro study. **International Journal of Immunopathology and Pharmacology**, [s.l.], v. 20, n. 1 Suppl 1, p. 23–26, 2007.

SINGH, G.; JAIN, V.; GUPTA, D.; SHARMA, A. Parametric effect of vibrational drilling on osteonecrosis and comparative histopathology study with conventional drilling of cortical bone. **Journal of Engineering in Medicine**, [s.l.], v. 0, n. 1, p.1-12 , 2018.

SUMER, M.; MISIR, A. F.; TELCIOGLU, N. T. *et al.* Comparison of heat generation during implant drilling using stainless steel and ceramic drills. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, [s.l.], v. 69, n. 5, p. 1350–1354, 2011.