

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE VETERINÁRIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS VETERINÁRIAS**

**BROCA CÔNICA EXPERIMENTAL *VERSUS* BROCA CILÍNDRICA
CONVENCIONAL COM E SEM MACHEAMENTO: AVALIAÇÕES
TERMOGRÁFICAS, TORQUES DE INTRODUÇÃO E RESISTÊNCIA AO
ARRANCAMENTO AXIAL DE PARAFUSOS EM CORPOS DE PROVA DE
POLIURETANO**

Inácio Bernhardt Rovaris

PORTO ALEGRE

2024

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE VETERINÁRIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS VETERINÁRIAS**

**BROCA CÔNICA EXPERIMENTAL *VERSUS* BROCA CILÍNDRICA
CONVENCIONAL COM E SEM MACHEAMENTO: AVALIAÇÕES
TERMOGRÁFICAS, TORQUES DE INTRODUÇÃO E RESISTÊNCIA AO
ARRANCAMENTO AXIAL DE PARAFUSOS EM CORPOS DE PROVA DE
POLIURETANO**

Autor: Inácio Bernhardt Rovaris

**Tese apresentada como requisito parcial para
obtenção do grau de Doutor em Ciências
Veterinárias na área de Morfologia, Clínica,
Cirurgia e Reprodução Animal.**

Orientador: Marcelo Meller Alievi

PORTO ALEGRE

2024

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001.

CIP - Catalogação na Publicação

Bernhardt Rovaris, Inácio

Broca cônica experimental versus broca cilíndrica convencional com e sem macheamento: avaliações termográficas e torques de introdução e resistência ao arrancamento axial de parafusos em corpos de prova de poliuretano / Inácio Bernhardt Rovaris. -- 2024.

96 f.

Orientador: Marcelo Meller Alievi.

Tese (Doutorado) -- Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Faculdade de Veterinária, Programa de Pós-Graduação em Ciências Veterinárias, Porto Alegre, BR-RS, 2024.

1. Análise biomecânica. 2. Câmera infravermelho. 3. Fixação óssea. 4. Inovação cirúrgica. 5. Termonecrose. I. Meller Alievi, Marcelo, orient. II. Título.

Inácio Bernhardt Rovaris

BROCA CÔNICA EXPERIMENTAL *VERSUS* BROCA CILÍNDRICA CONVENCIONAL
COM E SEM MACHEAMENTO: AVALIAÇÕES TERMOGRÁFICAS, TORQUES DE
INTRODUÇÃO E RESISTÊNCIA AO ARRANCAMENTO AXIAL DE PARAFUSOS EM
CORPOS DE PROVA DE POLIURETANO

Aprovada em 28 MAR 2024

APROVADA POR:

Prof. Dr. Marcelo Meller Alievi

Orientador e Presidente da Comissão

Dra. Ana Bárbara Krummenauer Formenton

Membro da Comissão

Prof. Dr. Márcio Poletto Ferreira

Membro da Comissão

Dra. Simone Scherer

Membro da Comissão

RESUMO

A produção de inovações no campo da área cirúrgica busca reduzir as taxas de complicações. O desenvolvimento de aparatos ortopédicos cônicos está relacionado à necessidade de aumentar a estabilidade das fixações ósseas. Neste contexto, grande parte das cirurgias de síntese óssea envolvem perfurações com brocas ortopédicas, e a termonecrose óssea é complicação que frequentemente está associada a altas temperaturas durante a perfuração do osso. O torque de introdução e a resistência ao arrancamento axial dos parafusos são parâmetros mecânicos de grande importância no desenvolvimento de aparatos ortopédicos e odontológicos, e estão relacionados com a estabilidade das fixações ósseas. O objetivo do presente estudo foi avaliar o comportamento térmico de perfurações em corpos de prova de poliuretano e pesquisar o potencial biomecânico dos parafusos implantados em orifícios confeccionados por broca cônica experimental, comparando-os com as perfurações de broca ortopédica cilíndrica convencional com e sem o macheamento prévio a inserção do parafuso. Também foram avaliadas imagens microtomográficas de um orifício de cada grupo, buscando analisar estruturalmente os aspectos de cada amostra. A avaliação termográfica foi realizada em estúdio climatizado, empregando o uso de câmera com tecnologia infravermelho para captação das temperaturas máximas de perfuração e do tempo de perfuração. Não houve diferença entre as temperaturas máximas de perfuração da broca cônica experimental e a broca ortopédica cilíndrica convencional. Também observou-se que a broca cônica experimental tem tendência a esquentar menos em perfurações mais lentas. Já para a execução dos testes biomecânicos, parafusos corticais 3,5mm foram implantados nos corpos de prova, e os torques de introdução foram aferidos por meio de torquímetro axial digital. O torque de introdução foi aferido em quatro momentos, que incluíram o torque inicial, intermediário, final e médio de cada parafuso. Na realização dos testes de resistência ao arrancamento axial, máquina universal de testes foi utilizada, registrando a resistência máxima de cada parafuso implantado. O grupo que apresentava parafusos implantados em orifícios perfurados pela broca cônica experimental apresentou maiores torques de introdução em cada momento e maior resistência axial ao arrancamento quando comparado aos grupos que foram perfurados pela broca ortopédica cilíndrica convencional com ou sem macheamento. As avaliações microtomográficas demonstraram, por meio de cálculos do volume do orifício das amostras avaliadas, que a broca cônica experimental apresentou menor volume interno do orifício na comparação às perfurações realizadas pela broca ortopédica cilíndrica convencional com ou sem macheamento, o que pode ter influenciado nos resultados dos torques de introdução e na resistência ao arrancamento axial

dos parafusos do grupo. Neste estudo, a broca cônica experimental apresentou temperaturas máximas de perfuração semelhantes às perfurações realizadas com a broca cilíndrica ortopédica convencional. Também produziu orifícios de menor volume, que proporcionaram maiores torques de introdução e maior resistência ao arrancamento axial dos parafusos implantados em corpos de prova de poliuretano, quando comparados aos parafusos implantados em orifícios confeccionados pela broca ortopédica cilíndrica convencional com ou sem macheamento. Evidenciou-se o potencial da broca cônica experimental, encorajando futuros ensaios clínicos para avaliar o comportamento térmico e biomecânico em ossos naturais.

Palavras-chave: Análise biomecânica. Câmera infravermelho. Fixação óssea. Inovação cirúrgica. Termonecrose.

ABSTRACT

The production of innovations in the field of surgery aims to reduce complication rates. The development of conical orthopedic devices is related to the need to increase the stability of bone fixations. In this context, most bone synthesis surgeries involve drilling with orthopedic drill bits, and bone thermonecrosis is a complication that is often associated with high temperatures during bone drilling. The introduction torque and resistance to axial screw pullout are mechanical parameters of great importance in the development of orthopedic and dental devices, and are related to the stability of bone fixations. The aim of the present study was to evaluate the thermal behavior of perforations in polyurethane blocks and to evaluate the biomechanical potential of screws implanted in holes performed by an experimental conical drill bit, comparing them with the perforations of a conventional cylindrical orthopedic drill bit, with and without tapping prior to screw insertion. Microtomographic images of a hole from each group were also evaluated, aiming to structurally analyze the aspects of each sample. The thermographic evaluation was carried out in a climatized studio, using a camera with infrared technology to capture the maximum drilling temperatures and drilling times. There was no difference between the maximum drilling temperatures of the experimental conical drill bit and the conventional cylindrical orthopedic drill bit. It was also observed that the experimental conical drill bit tends to heat up less during longer drilling. To carry out the biomechanical tests, 3.5mm cortical screws were implanted in the polyurethane blocks, and their introduction torques were measured using a digital torque screwdriver. The introduction torque was measured at four moments, which included the initial, intermediate, final and mean torque of each screw. When carrying out the axial pullout resistance tests, a universal testing machine was used, recording the maximum resistance of each implanted screw. The group that had screws implanted in holes drilled by the experimental conical drill bit showed higher insertion torques at each moment and greater axial resistance to pullout when compared to the groups that were drilled with the conventional cylindrical orthopedic drill bit, with or without tapping. The microtomographic evaluations demonstrated, through calculations of the volume of the hole of the evaluated samples, that the experimental conical drill bit had a smaller internal volume of the hole when compared to the perforations performed by the conventional cylindrical orthopedic drill bit, with or without tapping, which may have influenced the results of the introduction torques and the resistance to axial pullout of the screws in the group. In this study, the experimental conical drill bit presented maximum drilling temperatures similar to drillings performed with the conventional orthopedic cylindrical drill bit. It also produced

smaller volume holes, which provided greater introduction torques and greater resistance to axial pullout of screws implanted in polyurethane blocks, when compared to screws implanted in holes made using a conventional cylindrical orthopedic drill bit, with or without tapping. The potential of the experimental conical drill bit was highlighted, encouraging future clinical trials to evaluate its thermal and biomechanical behavior in natural bones.

Keywords: *Biomechanical analysis. Infrared camera. Bone fixation. Surgical innovation. Thermonecrosis.*

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Revisão de literatura

- Figura 1** – Representação ilustrativa da morfologia de uma broca cirúrgica. Marcações demonstrando ângulo da ponta da broca, cinzel, ângulo da hélice e diâmetro.....15
- Figura 2** – Representação ilustrativa de diferentes ângulos de ponta de uma broca cirúrgica. (a) Ângulo de ponta maior e (b) ângulo de ponta mais agudo.....16
- Figura 3** – O efeito do choque térmico em diferentes temperaturas no dano celular em comparação com o controle (37°C). (a) Avaliação celular imediatamente após o choque térmico, (b) Avaliação celular após 4 dias de incubação.....22
- Figura 4** – Representação ilustrativa de um sistema externo (a) e interno (b) de irrigação de perfurações.....23
- Figura 5** – Imagem fotográfica do uso do dispositivo termopar para avaliação térmica. Perfuração óssea e disposição de termopar instalado à 0,5 mm do orifício de perfuração (a). Vista interna da disposição do termopar ao lado do orifício perfurado (b).....24
- Figura 6** – Imagem microscópica das estruturas do poliuretano (a) e óssea (b).....26
- Figura 7** – Imagem fotográfica de uma máquina de tração axial para testes de resitência ao arrancamento. Grampo estabilizador (seta branca) do corpo de prova (*), parafuso (seta amarela) e encaixe do dispositivo de carga acoplado na cabeça do parafuso (seta preta).....32

Artigo 1

- Figure 1. A:** Studio with opaque colored background for thermographic tests, containing a vertical drilling machine (VONDER® FBV013 1/2 In. 1/3HP) (black arrow), a polyurethane block in a 6-inch bench vise (VONDER®) (asterisk), a digital tachometer (VONDER® TDV 100) (blue arrow), and an infrared thermography camera (FLIR® T530, Danderyd, Sweden) (white arrow). **B:** Conventional orthopedic cylindrical drill **C:** Experimental conical drill. **D:** Thermographic image of the perforation.....49
- Figure 2.** Mean, minimum and maximum values of maximum temperature during the entire drilling (MT) (**A**) and perforation time (PT) (**B**), according to group. The standard deviation is represented by the vertical black bar (**A**, **B**). Correlations between MT and PT in Groups 1 (conventional orthopedic cylindrical drill) (**C**) and 2 (experimental conical drill) (**D**).....50

Artigo 2

- Figura 1** – Imagem fotográfica da etapa da perfuração e das brocas do estudo. A) Asterisco: Furadeira de bancada (FBV013 1/2 Pol. 1/3HP - VONDER®, Paraná, Brasil); Seta branca: Nível avaliando o posicionamento do corpo de prova; Seta amarela: Corpo de prova estabilizado pela morsa; Asterisco azul: Morsa de bancada de 6 polegadas (VONDER®, Paraná, Brasil). B) Asterisco preto: Broca ortopédica cilíndrica convencional. C) Asterisco amarelo: Broca cônica experimental.....80
- Figura 2** – Imagem fotográfica da etapa do macheamento. A) Seta branca: Nível para o ajuste do posicionamento corpo de prova; Seta amarela: Corpo de prova nivelado e

estabilizado na morsa; Asterisco azul: Morsa estabilizadora. B) Asterisco amarelo: Macho macho do kit 3.5 (Cãomedica®, São Paulo, Brasil); Seta preta: Dispositivo especialmente macheamento; Asterisco azul: Morsa estabilizadora.....81

Figura 3 – Imagem fotográfica do teste de arrancamento axial. A) Seta preta: Célula de carga 500kg/Força; Seta amarela: Dispositivo de tração axial e de encaixe do parafuso; Asterisco amarelo: Suporte para fixação do corpo de prova. B) Seta amarela: Parafuso acoplado no dispositivo de tração axial e de encaixe do parafuso; Seta branca: Corpo de prova fixado no suporte.....82

Figura 4 – Representação gráfica do teste de resistência ao arrancamento axial de três amostras médias de cada grupo. Linha de cor laranja G1, linha de cor azul G2 e linha preta G3.....83

Figura 5 – Imagem microtomográfica de uma amostra do G1. A) Imagem em 2D em corte sagital do corpo de prova. B) Reconstrução em 3D da superfície interna do orifício de uma amostra de G1.....84

Figura 6 – Imagem microtomográfica de uma amostra do G2. A) Imagem em 2D em corte sagital do corpo de prova. B) Reconstrução em 3D da superfície interna do orifício de uma amostra de G2.....85

Figura 7 – Imagem microtomográfica de uma amostra do G3. A) Imagem em 2D em corte sagital do corpo de prova. B) Reconstrução em 3D da superfície interna do orifício de uma amostra de G3.....86

LISTA DE TABELAS

Artigo 1

Table 1. Comparison of the mean maximum temperature during the entire drilling (MT) and perforation time (PT) time between Groups 1 (conventional orthopedic cylindrical drill) and 2 (experimental conical drill).....40

Artigo 2

Tabela 1- Valores de média e desvio-padrão de torques de inserção e resistência ao arrancamento axial de 75 parafusos implantados em corpos de prova de poliuretano, de acordo com o grupo, e sua comparação pelo teste de ANOVA.....78

Tabela 2- Dados de correlação entre torques de introdução e resistência ao arrancamento axial de acordo com o grupo.....79

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
2 REVISÃO DE LITERATURA	14
2.1 Brocas e perfurações ósseas	14
2.2 Termonecrose	19
2.3 Métodos de avaliação térmica em perfurações ósseas	23
2.4 Corpos de prova de poliuretano	25
2.5 Microtomografia computadorizada	28
2.6 Torque de introdução e resistência ao arrancamento axial	29
3 ARTIGO 1: THERMOGRAPHIC ANALYSIS OF PERFORATIONS IN POLYURETHANE BLOCKS PERFORMED WITH EXPERIMENTAL CONICAL DRILL BIT IN COMPARISON TO CONVENTIONAL ORTHOPEDIC DRILL BIT: A PRELIMINARY STUDY	29
4 ARTIGO 2: COMPARAÇÃO DE TORQUE DE INTRODUÇÃO E RESISTÊNCIA AO ARRANCAMENTO AXIAL DE PARAFUSOS IMPLANTADOS EM ORIFÍCIOS CONFECCIONADOS POR BROCA CÔNICA EXPERIMENTAL E POR BROCA CILÍNDRICA CONVENCIONAL: ESTUDO REALIZADO EM CORPOS DE PROVA DE POLIURETANO	51
5 CONSIDERAÇÕES FINAIS	87
REFERÊNCIAS	88

1 INTRODUÇÃO

O desenvolvimento de aparatos e implantes ortopédicos cônicos está relacionado à necessidade de aumentar a resistência e também proporcionar maior estabilidade para fixação, diminuindo as taxas de complicação dos procedimentos cirúrgicos (Liu *et al.*, 2020; Hodgkins; Fleites 2022; Shahin *et al.*, 2023).

Apesar da evolução das brocas ortopédicas atuais, a tecnologia aplicada nas perfurações ósseas se apresenta quase que inalterada nas últimas décadas, principalmente quando comparada a evolução no design e a variedade de materiais de placas e parafusos ortopédicos (Natali; Ingle; Dowell, 1996). Há pouca informação sobre o comportamento de brocas cônicas na produção de orifícios para parafusos ortopédicos (Kim *et al.*, 2019; Gehrke *et al.*, 2020).

Durante a confecção dos orifícios ósseos para a introdução de implantes, as rotações da broca geram atrito na interface da broca e osso perfurado, produzindo energia em forma de calor (Shakouri; Nezhad, 2020). Shu *et al.* (2020) avaliaram o comportamento celular dos osteoblastos frente à elevação de diferentes temperaturas, e observaram que o aumento da temperatura e do tempo de exposição ao calor está diretamente ligado à morte celular, sendo este tipo de lesão é classificada como termonecrose.

A termonecrose pode estar relacionada com a morte e reabsorção celular, infecção e soltura precoce de implantes, culminando em perda de estabilidade direta ou indireta do aparato de fixação das ostessínteses, podendo ocorrer dias ou semanas após o procedimento (Shu *et al.*, 2020; Kumar *et al.*, 2021; Alam *et al.*, 2023). A avaliação das temperaturas de perfuração óssea através das câmeras infravermelhas vem se mostrando excelente alternativa para o desenvolvimento de pesquisas, sendo o método de escolha para realizar essas avaliações em diversos estudos (Augustin *et al.*, 2012; Soriano *et al.*, 2013; Fernandes *et al.*, 2018; Ghazali *et al.*, 2018; Timon; Keady, 2019; Shu *et al.*, 2020; Shakouri; Nezhad, 2020; Pazarci; Gündogdu, 2023).

De forma trans-cirúrgica, o torque de introdução de parafusos tem sido empregado para estimar a estabilidade do implante. Também é uma medida importante em avaliações de ensaios biomecânicos, e para alguns autores o seu desempenho vem sendo correlacionado positivamente com a resistência do aparato ao arrancamento axial (Weidling *et al.*, 2020). Esta resistência possui importância fundamental para o sucesso da aplicação dos implantes, já que

implantes com baixa resistência ao arrancamento axial estão sujeitos a falhas da fixação quando submetidos a cargas cíclicas, situação mais próxima da realidade clínica (Lill *et al.*, 2006).

O uso de corpos de prova em ensaios biomecânicos de implantes apresenta-se como excelente alternativa devido a repetibilidade e homogeneidade das amostras, fator que frequentemente afeta trabalhos com ossos de cadáveres e estudos *in vivo* (Tankard *et al.*, 2013; Szalma *et al.*, 2019; Feng *et al.*, 2021).

O objetivo geral deste estudo foi avaliar a produção de calor durante as perfurações e pesquisar a resistência ao arrancamento axial dos parafusos implantados em orifícios confeccionados por broca cônica experimental. Para isso, buscou-se avaliar termograficamente a perfuração de orifícios com a broca cônica experimental em relação a broca cilíndrica convencional, além de analisar os parafusos implantados em orifícios produzidos com a broca cônica experimental em relação aos torques de introdução e a resistência ao arrancamento axial dos mesmos, quando comparados à parafusos implantados em orifícios macheados ou não, produzidos por brocas cilíndricas convencionais. Também foi realizado, estudo microtomográfico de um orifício de cada grupo, buscando avaliar estruturalmente os aspectos de cada amostra.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Brocas e perfurações ósseas

Foram encontrados instrumentos rudimentares, datados do período pré-cerâmico (12.000 - 8.000 a.C.), utilizados pelos habitantes da época, para realizar perfurações em materiais como madeira, couro, conchas e pedras. Estes são os primeiros indícios do uso de ferramentas que podem ser consideradas precursoras das brocas contemporâneas (Miller; Redmond, 2016). O uso de brocas para perfurações ósseas em procedimentos ortopédicos teve início por volta de 1850 com o emprego de fixação externa com Cucuel; Rigaud (1850) e posteriormente com Hansmann (1886), para a aplicação de parafusos e placas.

A perfuração óssea com brocas ortopédicas é um procedimento cirúrgico comumente empregado em vários contextos em ortopedia, neurocirurgia e odontologia. O objetivo do processo de perfuração de um orifício, que normalmente é cilíndrico, é acomodar implantes para produzir fixação rígida. Esses aparatos fixadores mantêm os fragmentos ósseos estabilizados, sendo que os mesmos necessitam resistir às forças axiais e de cisalhamento sustentando a estrutura óssea durante a aplicação de cargas em diversos eixos (Alam *et al.*, 2023).

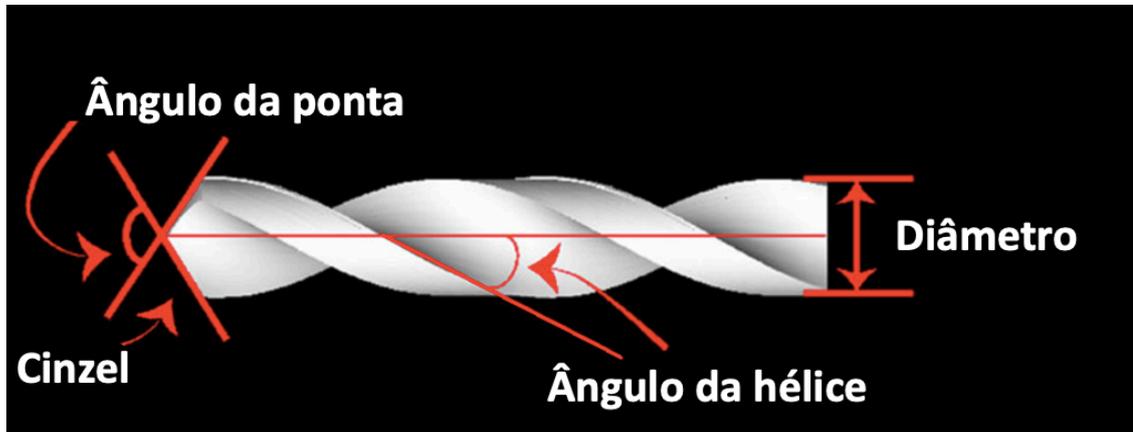
Estudos como o de Saha; Pal; Albright (1982) trouxeram grandes avanços em relação às questões estruturais das brocas, como inovações em ângulos de hélice e ângulos de ponta, gerando embasamento importante para outros trabalhos que avaliaram alterações no design da ponta (Bai *et al.*, 2021), do perfil (Gehrke *et al.*, 2020), do material utilizado para confecção (Gupta *et al.*, 2017; Scarano; Lorusso; Noubissi, 2020) e do desgaste da broca (Alam *et al.*, 2023).

Grande parte das brocas cirúrgicas possuem duas hélices, que se originam no corpo da broca e seguem até a ponta. As hélices são conectadas por uma borda até a porção cortante chamada de “cinzel” (Figura 1). A borda do cinzel e a ponta são os responsáveis por cortar e deslocar os fragmentos ósseos da ponta da broca em direção as hélices, que por sua vez direcionam os fragmentos para a parte superior da broca (Akhbar; Sulong, 2021).

A hélice tem função de evacuar fragmentos ósseos produzidos durante a perfuração. O ângulo de inclinação (Figura 1) determina a quantidade de remoção de detrito. A angulação de

hélice pode ser dividida em três categorias: remoção lenta (12-22°), remoção regular (28-32°) e remoção rápida (34-38°) (Akhbar; Sulong, 2021).

Figura 1 – Representação ilustrativa da morfologia de uma broca cirúrgica. Marcações demonstrando ângulo da ponta da broca, cinzel, ângulo da hélice e diâmetro



Adaptado de: Akhbar; Sulong (2021)

Considera-se o uso de hélices de remoção lenta quando é necessário perfurar estruturas como ferro, bronze e latão e para perfurações mais profundas, pois apresenta menor dano térmico nesse tipo de material (Akhbar; Sulong, 2021).

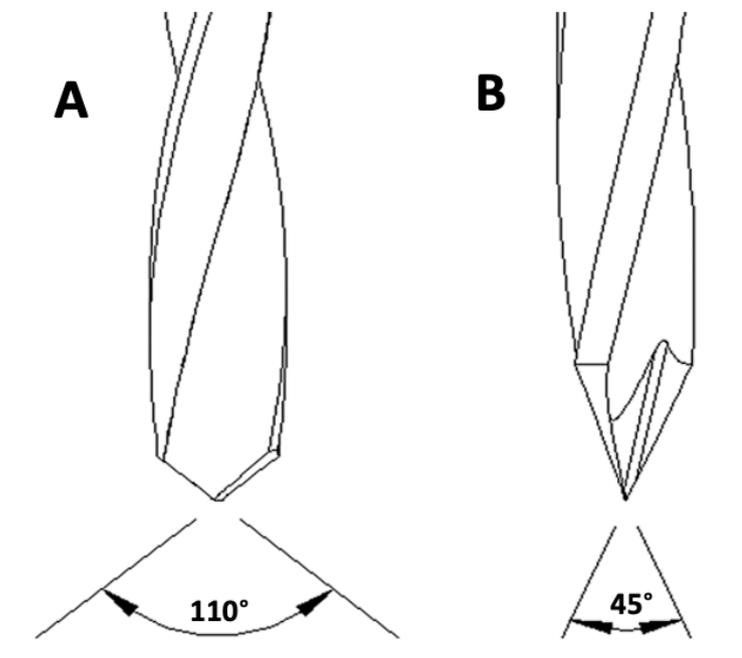
As hélices de remoção rápida são preferíveis pelos cirurgiões para perfuração óssea, devido a capacidade de redução da força axial necessária e diminuição do torque da perfuração. Também possuem maior capacidade de remoção de fragmentos, apresentando maior taxa de evacuação destes. No entanto, hélices rápidas apresentam fragilidade em relação à resistência torcional, na comparação com hélices lentas e regulares (Akhbar; Sulong, 2021).

Já a hélice de remoção regular apresenta bom potencial de perfuração e resistência torcional satisfatória, proporciona boa taxa de remoção de fragmentos durante a perfuração e suporta de forma segura as forças de torção, reduzindo a chance de quebra da broca durante as perfurações ósseas (Akhbar; Sulong, 2021).

O ângulo da ponta da broca (Figura 2) apresenta função principal de centralizar a perfuração. Ângulos mais agudos (<80-90°) (Figura 2B), que, conseqüentemente, possuem pontas mais alongadas, produzem fragmentos de tamanhos maiores, o que favorece o acúmulo deste tipo de material nas hélices da broca, causando maior atrito durante a perfuração e pode gerar maior aquecimento. Porém, pontas mais agudas potencializam a velocidade de perfuração

e minimizam as chances de escorregamento no início da perfuração, o que auxilia na produção do orifício mais homogêneo e com bordas e superfícies mais regulares (Augustin *et al.*, 2012). Alam *et al.* (2018) observaram que brocas com pontas mais agudas apresentam melhores resultados térmicos quando utilizadas em perfurações com rotações elevadas, quando comparadas às brocas de ângulos maiores.

Figura 2 – Representação ilustrativa de diferentes ângulos de ponta de uma broca cirúrgica. (a) Ângulo de ponta maior e (b) ângulo de ponta mais agudo.



Adaptado de: Bertollo; Walsh (2011)

Entretanto, as brocas com ângulo de ponta maior ($>100^\circ$) (Figura 2A) geram fragmentos menores que apresentam maior facilidade de escoamento pelas hélices da broca, conseqüentemente ocasiona menores chances de acúmulo de fragmentos nas hélices da broca, de modo a produzir menor potencial de geração de calor. Além disso, estas brocas oferecem menor risco de deformação (desgaste) da ponta, em comparação com as brocas de ângulos de ponta mais agudos.

Conforme Basiaga *et al.* (2013), brocas de aço inoxidável, que é a matéria prima da imensa maioria das brocas cirúrgicas, tem melhor desempenho em relação à perfuração e menor

deformação quando possuem ângulos de ponta de 90°, quando comparada a brocas com aço inoxidável com ângulos de ponta mais agudos. Ângulos de ponta maiores podem oferecer maior resistência durante o ato de perfurar, exigindo maior força axial durante a perfuração (Soriano *et al.*, 2013). O aumento excessivo da força axial durante as perfurações ósseas pode ocasionar a quebra da broca dentro do orifício perfurado, sendo necessários procedimentos complexos para remoção (Pichler *et al.*, 2008; Alam *et al.*, 2023). Outro fator de grande importância é o desgaste das superfícies cortantes da broca. O estudo de Alam *et al.* (2023), que utilizou ossos bovinos para comparar termicamente brocas com 50, 100, 150 e 200 perfurações cada, obteve forte relação entre três variáveis: Brocas desgastadas, necessidade de maior força axial para realizar perfurações e elevadas temperaturas de perfuração. Muitos anos antes, Matthews; Hirsch (1972) já haviam sugerido que a troca de brocas era necessária quando as mesmas apresentassem desgastes, indicando que as brocas com mais de 40 perfurações poderiam levar ao aumento da temperatura de perfuração.

O diâmetro da broca é outro fator que apresenta grande importância na temperatura de perfuração. O estudo de Pazarci; Gündogdu (2023) avaliou quatro fatores (rpm, design, material perfurado e diâmetro da broca) que poderiam influenciar na temperatura de perfuração. Neste estudo, o aumento do diâmetro da broca foi a variável que apresentou melhor relação com o aumento de temperatura de perfuração, concordando com outros autores que obtiveram as mesmas conclusões (Augustin *et al.*, 2008; Karaca; Aksakal; Kom, 2011; Augustin *et al.*, 2012; Pazarci; Gündogdu, 2023).

Apesar das brocas de maior diâmetro apresentarem canais de hélice maiores e com capacidade superior de eliminar os fragmentos das perfurações ósseas, o aumento do diâmetro da broca eleva a transferência de energia para o osso durante a perfuração. Este maior atrito gerado na interface de osso e broca resulta em maior produção de calor em comparação às perfurações com brocas de menor diâmetro (Karaca; Aksakal; Kom, 2011).

Baseado nestas informações, existe a possibilidade de realizar a perfuração de orifícios pilotos com brocas de menores diâmetros e posteriormente aumentar o diâmetro do orifício piloto com a broca indicada para o implante a ser introduzido. Esta manobra permite que o atrito durante a perfuração seja reduzido, diminuindo a compactação e a quantidade de material na hélice da broca, o que contribui para melhor dissipação de calor (Sui; Wang; Sugita 2020). Porém, durante a realização da pré-perfuração, desvios de trajetória da broca entre uma perfuração e outra podem acontecer, o que ocasionaria prejuízos na resistência do implante, além do fato de aumentar o tempo cirúrgico-anestésico, favorecendo complicações

transoperatórias e infecções (Augustin *et al.*, 2012). Embasado no fundamento de que brocas com maiores diâmetros apresentam maiores temperaturas de perfuração, as conformações cônicas de brocas de perfuração óssea vêm sendo estudadas.

Scarano *et al.* (2011) avaliaram o comportamento térmico de brocas odontológicas cônicas e cilíndricas, e constataram que as perfurações com as brocas cônicas apresentaram menores temperaturas máximas de perfuração em fêmures bovinos. Recentemente, Gehrke *et al.* (2020) constataram, em estudo *in vivo* em tíbias de coelhos, que perfurações com brocas cônicas aquecem menos, quando comparadas às perfurações ósseas de brocas odontológicas cilíndricas. No mesmo estudo foi verificado, após período de acompanhamento de trinta dias pós-perfurações, que nas regiões onde a broca cônica havia confeccionado os orifícios foram observadas maiores áreas de neoformação óssea, em relação aos orifícios feitos por brocas convencionais. As brocas cônicas podem apresentar potencial térmico interessante, porém são necessários mais estudos para estabelecer as vantagens na comparação com as brocas cilíndricas atuais.

A velocidade de giro da broca, parâmetro que é aferido pelo número de rotações que a broca faz em um minuto (rpm), é variável muito presente na literatura e possui ampla discussão sobre a verdadeira importância no comportamento térmico das perfurações ósseas. Em 1999, Hillery; Shuaib realizaram um estudo que avaliou perfurações com brocas ortopédicas em ossos bovinos e observaram que as velocidades menores (400 rpm) e maiores (2000 rpm) apresentaram temperaturas mais altas de perfuração do que velocidades intermediárias como de 800 até 1600 rpm. No mesmo estudo, também foi possível avaliar que perfurações mais profundas apresentaram maiores temperaturas em todas as velocidades testadas. No estudo de Sui; Wang; Sugita (2020) foi possível observar que o aumento do rpm foi associado com o aumento da temperatura de perfuração, fato também observado por outros pesquisadores (Lee; Rabin; Ozdoganlar, 2011; Lee; Ozdoganlar; Rabin, 2012; Cseke; Heinemann, 2018). Porém, Shakouri *et al.* (2014) avaliaram em ossos bovinos, velocidades que variaram de 500 até 18000 rpm, e as perfurações entre 6000 e 7000 rpm apresentaram menores temperaturas de perfuração, com diferentes taxas de progressão de brocas. O rpm é variável que ainda necessita de maiores conhecimentos sobre suas verdadeiras consequências nas perfurações ósseas, visto que existe grande controvérsia na literatura.

A taxa de progressão da broca é outro parâmetro complexo dentro dos estudos termográficos de perfurações. Esta variável possui dupla importância, sendo que o aumento está relacionado com menor tempo de perfuração, ou seja, menor tempo de transferência de

calor entre broca e osso. Porém, para executar altas taxas de progressão de broca é necessário que uma força axial maior seja aplicada durante a perfuração, o que aumenta o atrito entre ponta da broca e osso perfurado, conseqüentemente, podendo levar ao aumento da temperatura de perfuração, também associado ao fato de que maiores taxas de progressão da broca aumentam as chances de quebra (Augustin *et al.*, 2012).

Karaca; Aksakal; Kom (2011), em um estudo conduzido com perfurações em ossos de cadáveres humanos, constataram que perfurações com rpm mais altas quando associadas a taxas de progressão de broca menores apresentaram maiores temperaturas de perfuração. No estudo de Nan *et al.* (2006), que utilizou fêmures bovinos, combinações ideais de taxa de progressão e de rpm foram sugeridas, baseadas nos testes termográficos realizados. Estes autores indicaram que taxas ideais de progressão foram: pressão axial de 1000g para 600 rpm ou pressão axial de 1200g para 500 rpm. No estudo citado, estas combinações mantiveram temperaturas aceitáveis, entre 40 e 45 °C, conforme Eriksson; Albrektsson; Albrektsson (1984). Entretanto, na realidade cirúrgica, variáveis como a pressão axial e a taxa de avanço de broca são de difícil controle. Porém, fatores como a escolha de características morfológicas da broca, o uso de brocas não desgastadas e com diâmetro adequado, diminuem as chances de lesões térmicas nas perfurações ósseas.

2.2 Termonecrose

O osso é um tecido biológico complexo, com componentes orgânicos e minerais. A interação das diferentes fases do osso é responsável por suas propriedades mecânicas únicas e complexas (Zelenov, 1986). O osso se apresenta como estrutura de suporte, caracterizada pela dureza e capacidade de regeneração, protege os órgãos vitais e abriga a medula óssea, que possui participação importante na hematopoiese (Taichman, 2005).

Eriksson; Albrektsson; Albrektsson (1984) ressaltaram a importância dos cuidados térmicos durante as perfurações ósseas, discutindo sobre temperaturas lesivas às células da matriz óssea. Hipócrates, em 500 a.C., ao descrever procedimentos como a trepanação de crânio, recomendava realizar as perfurações de forma lenta e com frequência mergulhar a ferramenta na água fria para evitar aquecer o osso durante as perfurações (Rezende, 2009).

Brock (1925 *apud* Timon; Keady, 2019) descreveu pela primeira vez a presença de densidade óssea diminuída ao redor de implantes em imagens radiográficas pós-operatórias,

relacionando, principalmente, estes achados com infecção e, de forma secundária, com danos térmicos. Já em 1943, Anderson; Finlayson (1943) descreveram o termo necrose térmica ou termonecrose quando observaram lesão térmica durante a introdução de pinos em um procedimento cirúrgico (*apud* Timon; Keady, 2019).

A introdução cirúrgica de implantes ósseos para reparo de fraturas está quase sempre relacionada a procedimento que geram atrito, levando ao aumento localizado de temperatura, o que pode ocasionar necrose óssea por calor, podendo causar complicações cirúrgicas como a perda da estabilidade da fixação (Li *et al.*, 2021).

O calor gerado durante a introdução do implante no osso vem em primeiro lugar do processo de perfuração, o cisalhamento da camada superficial óssea causado pela broca, que quebra as ligações intermoleculares e libera energia. Em segundo lugar, do atrito das superfícies não cortantes da broca helicoidal com a lateral do eixo do orifício. O calor gerado é parcialmente dissipado pela presença de sangue e fluido tecidual e outra parte do calor é levada pelos fragmentos ósseos formados pela perfuração (Saha; Pal; Albright, 1982).

Salles *et al.* (2015) avaliaram o comportamento do fator nuclear kappa beta (NF-kB), que é considerado um importante sensor de estresse (inflamação). Após as perfurações ósseas em fêmures de ratos, observou-se através da imuno-histoquímica picos de ativação da NF-kB e sua dissipação por todo o osso cortical. Este fenômeno é relacionado com comportamento celular inflamatório e pode apresentar potencial para dificultar as trocas de fluidos dentro das redes de canaliculos nutricionais da matriz óssea, gerando lesões isquêmicas, que também podem estar associadas a lesões intracelulares dos osteócitos. Esse processo inflamatório exacerbado se torna prejudicial a recuperação celular local.

O processo de necrose térmica pode ocorrer quando o osso é exposto a temperatura acima 50°C por 1 min e a temperatura de 47°C por 5 min (Eriksson; Albrektsson; Albrektsson, 1984). Pelo fato do osso ser mau condutor de calor, o calor não se dissipa facilmente e as lesões tendem a ser localizadas (Karmani, 2006). Estas lesões normalmente estão dispostas nos sítios das perfurações realizadas para a introdução de implantes, formando halos de reabsorção óssea ao redor de parafusos e pinos implantados, o que pode comprometer a estabilidade dos mesmos (Mediouni, 2019).

O uso de brocas desgastadas ou com as hélices com acúmulo de material, pode gerar aumento de temperatura na confecção do orifício ósseos, pelo fato de que o atrito e a velocidade empregados não conseguem gerar o mesmo desempenho que a broca em condições adequadas.

Conseqüentemente, o ato da perfuração se torna mais longo, expondo o osso a maior tempo à temperatura gerada pela rotação da broca (Shu *et al.*, 2020; Alam *et al.*, 2023).

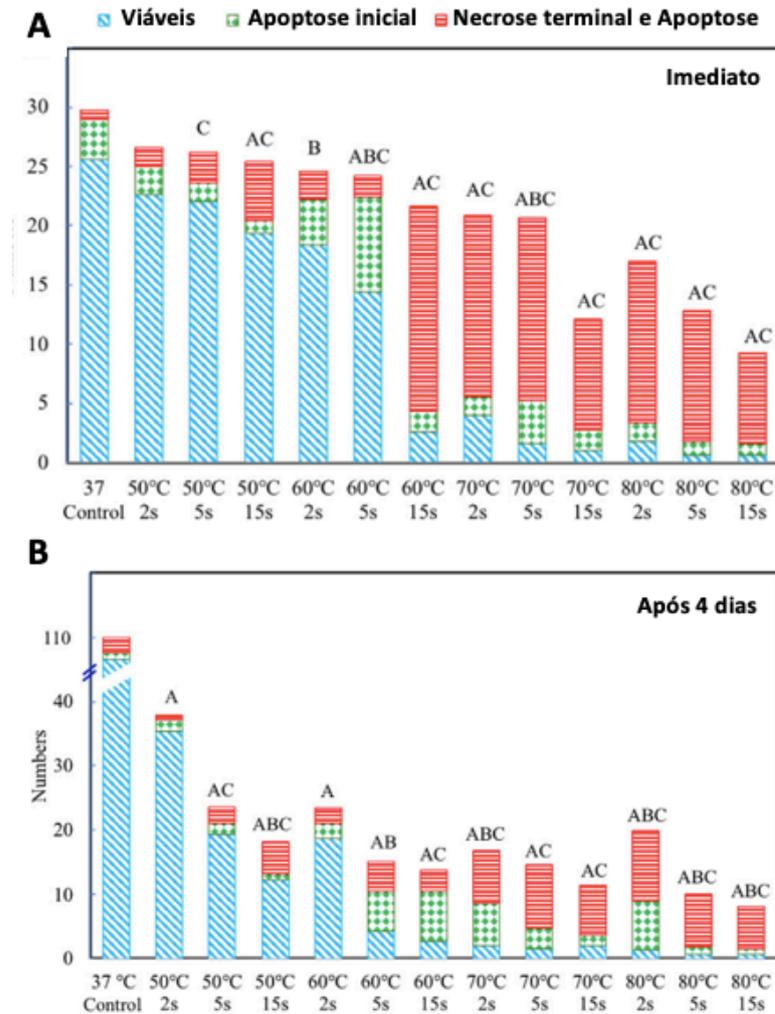
O tempo de perfuração pode ser relacionado com o aumento de temperatura local. Essa exposição a temperaturas elevadas pode ter conseqüências na sanidade celular óssea. Shu *et al.* (2020) avaliaram o comportamento celular frente às temperaturas e tempos de exposição (Figura 3). Os osteoblastos cultivados demonstraram através da morte celular, que temperaturas acima de 60°C por mais de 5 segundos causam danos importantes às células ósseas, e esses efeitos podem perdurar e apresentar suas conseqüências por no mínimo quatro dias.

A irrigação com solução salina estéril é alternativa discutida para abrandar o aumento da temperatura durante as perfurações ósseas. Para Woods *et al.* (2022), a irrigação externa com solução salina das perfurações ósseas é eficaz contra o aumento da temperatura durante as perfurações e, conseqüentemente, reduz as chances do desenvolvimento da termonecrose local.

Porém, Hillery; Shuaib (1999) e Augustin *et al.* (2012) relataram que a irrigação externa com solução salina estéril pode aumentar o tempo cirúrgico e aumentar o risco de infecção cirúrgica. Karmani *et al.* (2006) e Bai *et al.* (2021) discutiram a efetividade da irrigação externa, por não apresentar resfriamento importante em toda a profundidade da perfuração, pois apenas a cortical superior do osso é exposta a solução irrigada, local este onde normalmente são realizados os testes de avaliação das temperaturas de perfurações ósseas.

Ao passo que a perfuração óssea seguirá mantendo padrões altos de temperatura na porção interna do osso, pelo fato de não estar sendo exposta a ação resfriadora da solução salina, buscou-se alternativas para diminuir as temperaturas internas durante as perfurações ósseas (Lavelle; [Wedgwood](#), 1980). Apesar de não ser muito usual, a broca com resfriamento interno apresenta bons resultados em estudos térmicos. Estas brocas possuem canais no interior que levam a solução até a ponta durante as perfurações, trazendo o benefício do resfriamento também associado a potencial de lubrificação, diminuindo o atrito dos fragmentos evacuados pelas hélices da broca (Figura 4) (Augustin *et al.*, 2012).

Figura 3 – O efeito do choque térmico em diferentes temperaturas no dano celular em comparação com o controle (37°C). (a) Avaliação celular imediatamente após o choque térmico, (b) Avaliação celular após 4 dias de incubação.

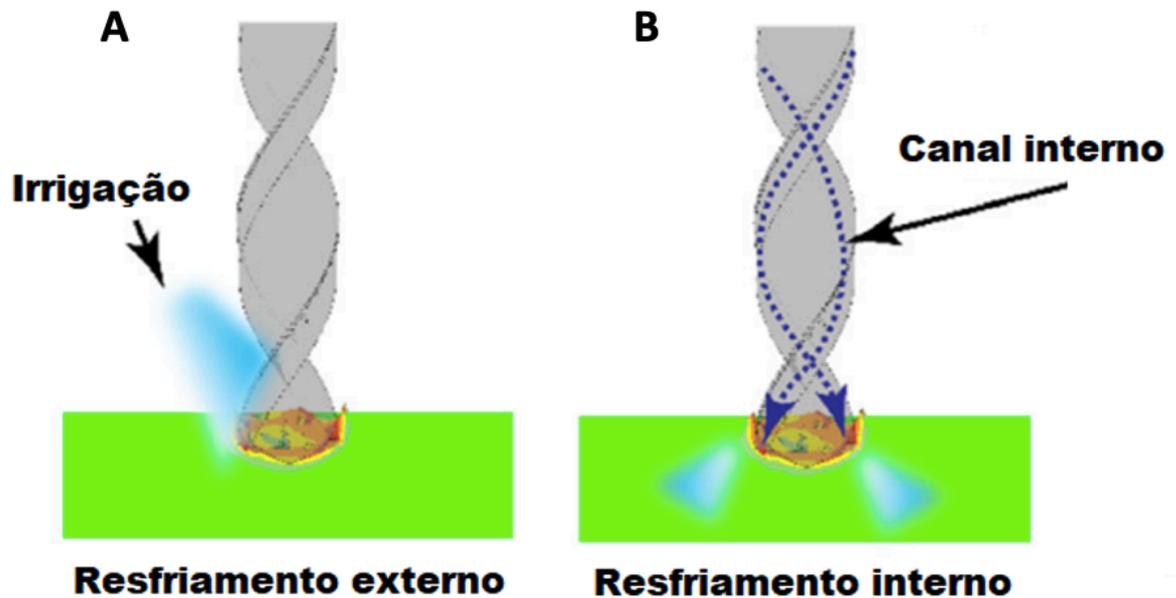


“A”, “B” e “C” indicando significância estatística do número de células viáveis, células em apoptose inicial, células necróticas e em apoptose terminal, respectivamente.

Em azul: células viáveis. Em verde: células em apoptose inicial. Em vermelho: células necróticas e em apoptose terminal.

Adaptado de: Shu *et al.* (2020).

Figura 4 – Representação ilustrativa de um sistema externo (a) e interno (b) de irrigação de perfurações.



Adaptado de: Akhbar; Sulong (2020)

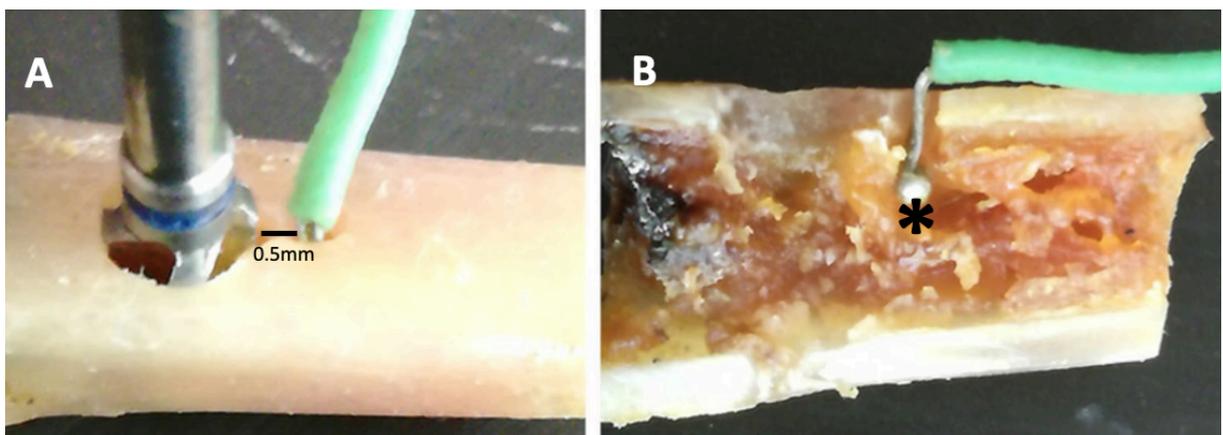
A busca por alternativas de aparatos da síntese óssea que possibilitam realizar implantações ósseas com menores chances de desenvolver necrose térmica está em constante evolução (Kumar *et al.*, 2021). Nesta linha, Scarano *et al.* (2011) e Gehrke *et al.* (2020), estudando opções de design de brocas ósseas, avaliaram o comportamento térmico de perfurações realizadas com brocas cônicas e compararam o desempenho térmico das perfurações realizadas por brocas cilíndricas convencionais. Nestes dois estudos as brocas cônicas mostraram resultados interessantes, apresentando temperaturas menores de perfuração quando comparadas às brocas ósseas convencionais.

2.3 Métodos de avaliação térmica em perfurações ósseas

Nos estudos termográficos de perfurações ortopédicas, usualmente, empregam-se dois métodos com os quais aferem-se as temperaturas durante as perfurações: câmeras infravermelhas e dispositivos termopares (Timon; Keady, 2019).

O termopar (Figura 5) é um dispositivo comumente utilizado para aferição direta da temperatura, sendo composto por dois fios condutores de diferentes ligas metálicas. Estes fios são unidos por pontas que normalmente são soldadas, uma das extremidades é responsável por ficar exposta ao ambiente de interesse térmico, na outra extremidade dos fios se localiza um dispositivo leitor que irá interpretar as tensões obtidas. Cada liga metálica apresenta característica própria e produz tensão proporcional ao nível de elétrons que possui, quando existe estímulo térmico na ponta exposta haverá diferença de tensão entre as duas extremidades dos fios e isso será aferido pelo dispositivo leitor (Webster, 2021).

Figura 5 – Imagem fotográfica do uso do dispositivo termopar para avaliação térmica. Perfuração óssea e disposição de termopar instalado à 0,5 mm do orifício de perfuração (a). Vista interna da disposição do termopar ao lado do orifício perfurado (b).



(*) ponto de união das ligas metálicas através de solda

Adaptado de: Gehrke *et al.* (2020)

O uso do termopar possibilita avaliar diversas profundidades do objeto perfurado, porém é necessário que os sensores estejam alocados nestas porções mais profundas do objeto (Alam *et al.*, 2023). Os fios da extremidade exposta são instalados em orifícios confeccionados dentro do objeto a ser perfurado, sendo que normalmente utiliza-se dois ou mais termopares simultaneamente para analisar a dissipação de temperatura. Os termopares são colocados a 0,5 mm e 1 mm do local de perfuração (Hillery; Shuaib, 1999). Pelo fato de serem necessárias alterações no corpo de prova, o uso de dispositivos termopares inviabiliza a utilização dos mesmos corpos de prova em testes biomecânicos posteriores (ABNT, 2020b).

A termografia infravermelha é um método indireto, não invasivo e remoto de aferir temperaturas, que apresenta potencial de oferecer alto grau de precisão nas aferições (Ring, 2015). Todo objeto que possui temperatura acima do zero absoluto emite radiação infravermelha. A emissão desta radiação por um objeto depende da sua natureza, superfície, temperatura ambiente, umidade e circulação de ar (vento). Este fato ressalta a importância da manutenção de padrão ambiental de laboratório para testes termográficos, evitando que fatores ambientais influenciem no resultado das avaliações térmicas (Ring, 2015).

Desenvolvida para funções militares, as câmeras infravermelhas ou câmeras termográficas, começaram a ser usadas na medicina com mais propriedade em 1974, quando diretrizes foram estabelecidas para padronização do uso (Ring, 2006). Desde então, as câmeras infravermelhas vêm auxiliando na realização do diagnóstico de diversas doenças como: artrose, reumatismo, doenças vasculares, distúrbios musculares e até mesmo alguns tipos de câncer (Jasti *et al.*, 2019).

Vários estudos empregam a tecnologia infravermelha para avaliar a temperatura de perfuração óssea (Augustin *et al.*, 2012; Soriano *et al.*, 2013; Fernandes *et al.*, 2018; Ghazali *et al.*, 2018; Timon; Keady, 2019; Shu *et al.*, 2020; Shakouri; Nezhad, 2020; Pazarci; Gündogdu, 2023). Para Augustin *et al.* (2009), a câmera termográfica é o método mais indicado para avaliação de imagens térmicas da superfície perfurada, sendo possível a visualização em imagem 2D onde a temperatura se dissipa pelo material perfurado.

A principal desvantagem do uso das câmeras infravermelhas é a impossibilidade de avaliações térmicas fidedignas das porções internas dos objetos avaliados. Porém, para Shu *et al.* (2020), as maiores temperaturas encontradas em testes de perfuração são localizadas na ponta das brocas após a saída da superfície de perfuração. Dessa forma, sugere-se que a ponta da broca seja o local mais adequado de aferição de temperaturas máximas de perfuração em ensaios termográficos.

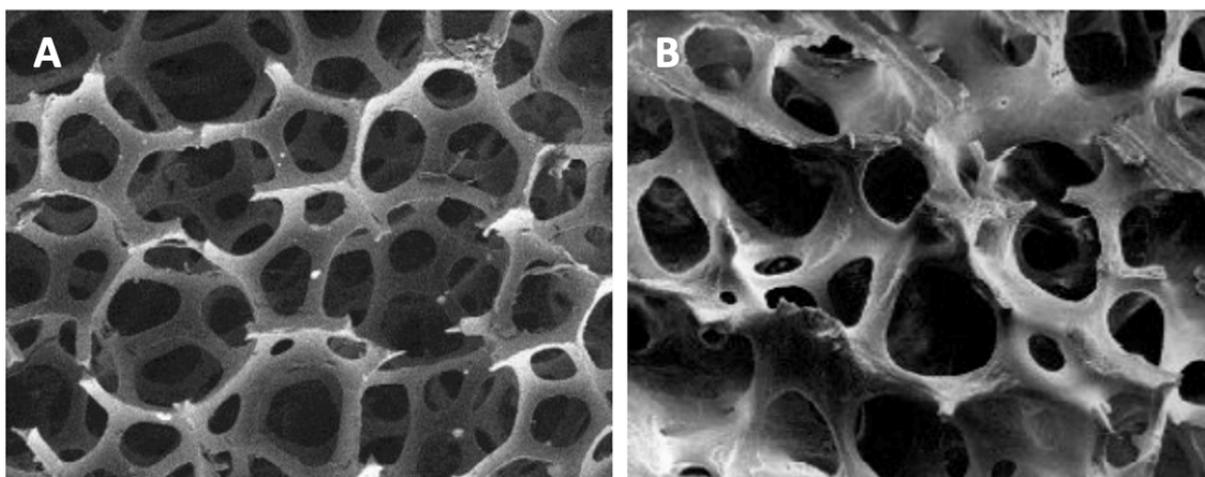
2.4 Corpos de prova de poliuretano

Os poliuretanos são caracterizados pela ligação uretano, que é formada pela reação de grupos de isocianato orgânico com grupos hidroxila ($R-NCO+R'-OH=R-NH-C(=O)-O-R'$). Os poliuretanos podem ser transformados em espuma por meio de agentes de expansão como a água. Os componentes do poliuretano são unidos e durante o processo de mistura são

preenchidos e expandidos com gás dióxido de carbono, que é formado através da reação da água com o grupo isocianato (Shim, 2012).

As opções de produção de diversas densidades de corpos de prova, que na visão microscópica possui grande semelhança com o osso natural (Figura 6), encorajou Gibson; Ashby (1988) a desenvolverem estudos sobre a aplicabilidade. Em 1993, Szivek *et al.* avaliaram o uso de poliuretano como modelo de osso sintético por meio de testes de elasticidade, resistência e compressão.

Figura 6 – Imagem microscópica das estruturas do poliuretano (a) e óssea (b).



Vista microscópica da estrutura do poliuretano

Vista microscópica da estrutura óssea

Fonte: Shim *et al.* (2012)

Segundo Gordon *et al.* (2010), a utilização de ossos provenientes de cadáveres permite simulação mais próxima da realidade. No entanto, existem grandes variações em relação a porosidade, tamanho, mineralização, idade e geometria (Hammel *et al.*, 2006; Alves *et al.*, 2010). Sendo assim, ossos sintéticos estão sendo cada vez mais utilizados (Zdero; Bougherara, 2010), uma vez que é possível eliminar as variações individuais, padronizando testes e oferecendo comparações mais justas (Gordon *et al.*, 2010).

Diversos autores têm optado pela utilização de ossos sintéticos como alternativa aos estudos em peças de cadáveres ou estudos *in vivo*, pela padronização das estruturas e por questões éticas (Addevico *et al.*, 2020; Basmajian *et al.*, 2020; Fleury *et al.*, 2020; Feng *et al.*, 2021; Weidling *et al.*, 2022; Çetin; Bircan, 2021). Na concordância de buscar homogeneidade

nos testes biomecânicos, Hollensteiner *et al.* (2019) trouxeram outro ponto importante em seu trabalho, enfatizando que o poliuretano é excelente alternativa frente à escassez de amostras de ossos de cadáveres humanos, sendo boa opção principalmente para estudos que necessitam de grande número de amostras.

Temos exemplos como o de Pinheiro *et al.* (2021) e Weidling *et al.* (2022) que utilizaram corpos de prova de poliuretano para avaliar a resistência ao arrancamento axial do parafuso pedicular de inserção direta. Fleury *et al.* (2021) também fizeram uso do mesmo componente para avaliar a influência da superfície dos parafusos pediculares no torque de introdução e resistência ao arrancamento axial. A utilização do composto poliuretano não influenciou nos resultados destas pesquisas. Já Feng *et al.* (2021) e Oliscovicz *et al.* (2013) avaliaram a influência do formato e da superfície de implantes em testes biomecânicos em corpos de prova de poliuretano. Os corpos de prova apresentam boa versatilidade como alternativas nas áreas de pesquisa de implantes.

As opções de diversas densidades e com montagens que possibilitam confeccionar corpos de prova mistos, mimetizando porções corticais e medulares, trouxeram para os ensaios biomecânicos proximidade cada vez maior com os ossos naturais. Segundo Silbernagel *et al.* (2002), a densidade óssea média da diáfise de fêmur canino é em torno de $0,84\text{g/cm}^3$, compatível com o corpo de prova bicortical de 30 *pound per cubic foot* (PCF, libras por pés cúbicos) que possui densidade de $0,96\text{g/cm}^3$. Além desta densidade disponível comercialmente, pode-se encontrar diversas outras, também é possível contar com diversos formatos e tamanhos dos corpos de prova em poliuretano.

Alguns trabalhos buscaram a realização de testes biomecânicos em ossos com osteoporose, como o de Tankard *et al.* (2013), que buscou determinar a densidade de úmeros de cadáveres humanos através da absorciometria por raio-X com dupla energia, método de medição de densidade óssea através de feixes de raio-X. Este estudo utilizou os dados da densidade óssea para classificar os ossos em grupos: normais, osteopênicos e osteoporóticos. Porém, encontrou dificuldades nesta classificação e o resultado dos testes biomecânicos deste trabalho foram afetados por problemas na padronização das amostras. Neste sentido, apresentam-se como possível alternativa, os corpos de prova porosos, estudados por Hollensteiner *et al.* (2019), que contribuíram para o desenvolvimento de corpos de prova de poliuretano que reproduzem realisticamente ossos porosos, onde é possível realizar testes biomecânicos de técnicas para estabilizações em ossos osteoporóticos com maior semelhança clínica.

Segundo a Norma Brasileira Regulamentadora (NBR) 15678 da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), é aceitável que os corpos de prova de poliuretano apresentem variação de $\pm 10\%$ do valor da densidade nominal do produto. Utiliza-se poliuretano em forma de espuma sólida para realizar ensaios de implantes, esse composto precisa apresentar material com uniformidade, sendo excluídos corpos de prova que apresentem áreas concentradas de estrutura fraca, regiões irregulares, regiões duras e moles que excedam 10% da superfície da área visível, e também é vedada a presença de trincas, rachaduras ou perfurações (ABNT, 2020b).

Referente às dimensões do corpo de prova para realização de testes biomecânicos, é necessário que as superfícies inferiores e superiores possuam 10x o diâmetro do parafuso ensaiado, devendo ser planas, lisas e paralelas. É de grande importância que o corpo de prova esteja nivelado e fixado em suporte estável para realização das manobras de perfuração com brocas e de introdução de implantes. A implantação de parafusos deve ser realizada na região central do corpo de prova em um ângulo de 90° (ABNT, 2020b).

2.5 Microtomografia computadorizada

Os sistemas de microtomografia computadorizada são conceitualmente semelhantes à tomografia computadorizada médica convencional. O funcionamento da microtomografia computadorizada ocorre por meio da captação de dados obtidos em diversos ângulos de visualização, a partir da atenuação de raios-X. Esse método possibilita a reconstrução das amostras em duas (2D) e em três dimensões (3D) (Bouxsein *et al.*, 2010; Hong; Kim; Yeo, 2022). As amostras normalmente variam de poucos milímetros a alguns centímetros de tamanho, com resoluções na faixa de micron (Davis; Evershed; Mills, 2013).

A microtomografia computadorizada de alta resolução se apresenta como recurso não destrutivo para a análise da morfologia óssea, comparado com as técnicas convencionais (Sales *et al.*, 2012). Essa ferramenta de imagiologia vem sendo utilizada em estudos que envolvem o reparo ósseo (Kasseck *et al.*, 2010; Silva *et al.*, 2021; Hong; Kim; Yeo, 2022).

Através desta tecnologia, que oferece resoluções de até $1\mu\text{m}$, é possível a separação das estruturas da amostra em três dimensões, obtendo dados quantitativos, como volume, espessura, crescimento, destruição, remodelamento e alterações na densidade do tecido ósseo. Esta técnica de imagem mostra-se superior a outras ferramentas que fornecem dados em duas dimensões,

como ultrassom e ressonância magnética, que alcançam 30 μ m e 100 μ m, respectivamente (Barbetta *et al.*, 2012).

2.6 Torque de introdução e resistência ao arrancamento axial

O torque de introdução e a resistência ao arrancamento axial são parâmetros biomecânicos de grande importância no desenvolvimento de aparatos ortopédicos. Estes parâmetros estão diretamente ligados à estabilidade dos sistemas de fixação e são temas comuns em diversos estudos que buscam avaliar o desempenho mecânico desses aparatos (Inceoglu *et al.*, 2004; Ricci *et al.*, 2010; Kyle *et al.*, 2016; Addevico *et al.*, 2020). A estabilidade dos parafusos é multifatorial e está relacionada com a densidade mineral óssea, com o desenho do implante e com a forma de introdução, podendo ser avaliada por meio de parâmetros mecânicos, como o torque de introdução e a força de arrancamento axial (Inceoglu *et al.*, 2004, Feng *et al.*, 2021).

O torque de introdução é definido como a força de rotação necessária para resultar no movimento de introdução do parafuso. O valor é expresso em centiNewtons (cN) (Reynders *et al.*, 2012). Existem muitos fatores que podem influenciar o torque de introdução: o passo de rosca do parafuso, a densidade óssea, a profundidade de inserção do parafuso, o diâmetro maior e menor do parafuso e o tamanho do orifício piloto, entre outros fatores (Watanabe *et al.*, 2022).

O aumento do torque de introdução de parafusos normalmente está ligado à maior densidade óssea, principalmente da porção cortical. Porém, maiores quantidades de osso, principalmente em relação à espessura da cortical óssea também pode aumentar o torque, pois possibilita maior área de contato de envolvimento da rosca do parafuso pelo osso marginal ao orifício perfurado. O aumento da densidade óssea e o aumento da área de contato entre osso-implante estão correlacionados com aumento da resistência ao arrancamento axial dos parafusos implantados (Shah *et al.*, 2012). Inceoglu *et al.* (2004) corroboraram com o mesmo conceito de que o contato osso-implante está relacionado a algumas variáveis, porém, as mais comuns são as variações da espessura e densidade óssea, e também as alterações no diâmetro do parafuso implantado ou do orifício produzido para introdução deste implante, fatores que podem acarretar aumento ou diminuição do torque de introdução.

Durante o procedimento cirúrgico, a aferição da resistência ao arrancamento axial do implante é impossibilitada, pois se trata de um teste destrutivo e que prejudicaria a fixação dos

aparatos de tratamento. Porém, o torque de introdução é medida que pode ser obtida durante a introdução do implante, sem causar maiores prejuízos ao procedimento (Ricci *et al.*, 2010). A correlação entre o torque de introdução e a resistência ao axial do implante é objeto de muitos estudos, visando maiores informações referente à resistência destes implantes no período trans-cirúrgico (Addevico *et al.*, 2020; Ricci *et al.*, 2010; Gustafson *et al.*, 2016; Kyle *et al.*, 2016; Weidling *et al.*, 2020).

Segundo a NBR 15675-3 (ABNT, 2020a), que regula a realização de testes de torque de introdução, o torquímetro de ensaio deve ser capaz de aplicar o torque requerido à amostra, calibrado para uma faixa de torques e deslocamentos angulares usados para esta determinação. O transdutor de torque, necessita converter o torque aplicado em um sinal elétrico, com capacidade para registro contínuo, em ambos os sentidos, horário e anti-horário.

A resistência ao arrancamento axial é uma das propriedades mecânicas do parafuso, e é de importância fundamental para a estabilidade do implante. A capacidade do parafuso de exercer sua função é determinada pela força de ancoragem do parafuso no tecido ósseo, que pode ser avaliado pela aplicação do teste de resistência ao arrancamento axial (Xu *et al.*, 2016), sendo o teste de resistência ao arrancamento axial o método padrão para determinar a estabilidade e resistência de parafusos ortopédicos (Karakash *et al.*, 2016).

Por definição, este método de ensaio é empregado para medir a força de tração axial necessária para fraturar ou remover um parafuso do osso (ABNT, 2009). A baixa resistência ao arrancamento axial está relacionada com a falha dos implantes submetidos a cargas cíclicas, que simula cenário mais próximo da realidade clínica (Lill *et al.*, 2006). O teste de resistência ao arrancamento às forças axiais é tradicionalmente empregado para avaliar a aplicabilidade de implantes para uso na rotina. Quanto maior for a resistência, maior será a carga suportada e provavelmente o aparato terá maior tempo de estabilidade quando implantado, consequentemente podendo conferir maior chance de consolidação a fratura (Park *et al.*, 2022).

Para realização dos testes de resistência ao arrancamento axial, emprega-se o uso de máquinas precisas e que apresentam a função de tração axial. É indispensável o uso de dispositivo de ensaio apropriado, como mostrado na (Figura 7). Este dispositivo deve incorporar o material do corpo de prova, de acordo com NBR 15678 (ABNT, 2020b), o fixador do corpo de prova, e o suporte do engate do parafuso como estabelecido na NBR 15675-4 (ABNT, 2009).

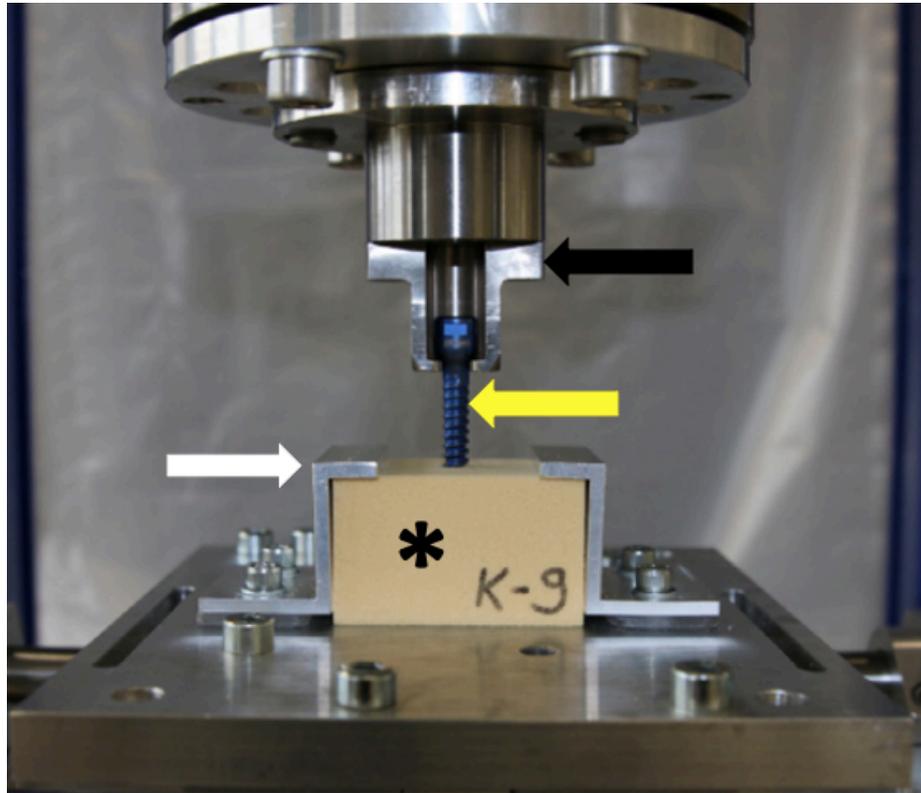
O dispositivo de ensaio deve ser suficientemente rígido para não quebrar ou deformar durante a realização do teste. Recomenda-se que o grampo que estabiliza o corpo de prova englobe espaço de preensão de no mínimo cinco vezes o diâmetro do parafuso ósseo, com o parafuso ósseo distribuído e centrado entre as garras do grampo estabilizador do corpo de prova, conforme as NBR 15675-4 (ABNT, 2009) e 15678 (ABNT, 2020b).

O eixo longitudinal do parafuso precisa estar alinhado com a direção de carga aplicada. A cabeça do parafuso deve ser colocada no encaixe da carga de instalação e acomodada em recesso esférico ou cônico. O dispositivo de aplicação de carga deve então ser fixado à máquina de ensaio (ABNT, 2009). A variável obtida durante os ensaios do teste de resistência ao arrancamento axial é a força máxima, que é o maior valor, em Newtons, obtido imediatamente antes do colapso da implantação (Zdero; Bougherara, 2010; Cross, 2013). A carga de tração deve ser aplicada a taxa de velocidade de tração de 5 mm/min até que o parafuso rompa ou desprenda do corpo de prova. A carga, em Newton, *versus* o deslocamento, em milímetros, da máquina de ensaio devem ser registrados no dispositivo de aquisição de dados, anotando-se a carga máxima aplicada e o modo de falha (falha da haste do parafuso, das roscas do parafuso ou do material), conforme NBR 15675-4 (ABNT, 2009).

Recentemente, Addevico *et al.* (2020) avaliaram, por meio de testes biomecânicos a aplicação de parafusos de diversos diâmetros em diversas densidades de corpos de prova de poliuretano, e encontraram correlação clara entre torque de introdução e resistência ao arrancamento axial, suportando o dado de que são variáveis diretamente proporcionais e que se correlacionam positivamente. Da mesma forma, Edwards *et al.* (2005) estudaram o arrancamento axial de parafusos corticais de 4,5 mm em corpos de prova de poliuretano e relataram que houve correlação positiva em seu estudo.

Já outros autores relataram que o aumento no torque de introdução dos parafusos não está relacionado com o aumento proporcional à resistência ao arrancamento axial (Inceoglu *et al.*, 2004; Ricci *et al.*, 2010). No estudo Ricci *et al.* (2010), este resultado pode ser explicado pela aplicação dos testes em corpos de prova de características osteoporóticas. Já Inceoglu *et al.* (2004) relacionaram seus dados à aplicação de parafusos em regiões com maior quantidade de osso trabecular. Sugere-se novos estudos para elucidar a relação de torque de introdução e resistência ao arrancamento axial em materiais com características diferentes, principalmente em estruturas de baixa densidade.

Figura 7 – Imagem fotográfica de uma máquina de tração axial para testes de resistência ao arrancamento. Grampo estabilizador (seta branca) do corpo de prova (*), parafuso (seta amarela) e encaixe do dispositivo de carga acoplado na cabeça do parafuso (seta preta).



Fonte: Weidling *et al.* (2020)

O macheamento é etapa realizada por alguns cirurgiões, principalmente na implantação de parafusos pediculares, que se caracteriza pela confecção de rosca na superfície interna do orifício pré perfurado, com o objetivo de orientar a inserção do parafuso. Este procedimento é realizado por meio de aparato chamado “macho”, que normalmente possui diâmetro menor que a alma do parafuso a ser inserido (Thompson *et al.*, 1997). Apesar do estudo de Chatzistergos *et al.* (2010) indicar que os parafusos pediculares inseridos em orifícios macheados apresentaram-se discretamente mais resistentes que os parafusos inseridos sem macheamento, os trabalhos de Yerbe *et al.* (2001) e Wu *et al.* (2022) mostraram que a manobra de macheamento pode estar relacionada com a redução de resistência ao arrancamento axial.

Em busca de alternativas para aumentar a resistência das fixações ósseas, o emprego de parafusos cônicos preconiza aumentar o contato entre as duas superfícies (osso e parafuso). Ao passo que o parafuso cônico progride no orifício perfurado, aumenta a resistência ao giro de

introdução. Isso se deve ao fato de que o osso marginal ao orifício está sendo compactado pelo aumento progressivo de diâmetro característico dos parafusos cônicos. Este comportamento está diretamente ligado ao aumento do torque de introdução do parafuso, que por sua vez se reflete na maior capacidade de gerar estabilização do implante e está diretamente relacionado com o aumento da resistência ao arrancamento axial (Seller *et al.*, 2007; Weidling *et al.*, 2020; Liu *et al.*, 2020).

No entanto, no estudo de Lill *et al.* (2000), os parafusos pediculares com o desenho cônico, em comparação com os parafusos pediculares convencionais, apresentaram propriedades mecânicas inferiores em testes de resistência ao arrancamento axial em vértebras de bovinos jovens. Ainda neste estudo, foi sugerido que os parafusos de perfil cônico podem apresentar menor resistência estrutural por possuírem menor diâmetro em sua extremidade (Lill *et al.*, 2000).

Porém, o desenvolvimento de aparatos cônicos sempre esteve relacionado à necessidade de aumentar a resistência da fixação dos implantes e reduzir complicações (Liu *et al.*, 2020; Hodgkins; Fleites, 2022; Shahin *et al.*, 2023). Perfurações com brocas cônicas podem produzir orifícios de formato cônico, partindo do mesmo princípio do emprego de parafusos cônicos (compressão dos tecidos adjacentes), o que, teoricamente, conferiria maior estabilidade aos implantes. Argumento este, que vai de encontro ao de Lill *et al.* (2000), que aborda a fragilidade estrutural dos parafusos cônicos. Pelo conhecimento do autor, ainda não foi avaliada a implantação de parafusos cilíndricos em orifícios cônicos quanto à sua estabilidade frente aos testes de resistência ao arrancamento axial e torque de introdução.

Os testes de torque de introdução e resistência ao arrancamento axial são etapas cruciais para avaliação de inovações na fixação de implantes nas áreas da ortopedia, neurocirurgia e odontologia. Bons resultados nos ensaios biomecânicos incentivam novas pesquisas na busca dos potenciais destas novas abordagens.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Não houve diferença significativa entre as médias da temperatura máxima de perfuração na comparação dos grupos que utilizaram a broca cônica experimental ou a broca cilíndrica ortopédica convencional em perfurações de corpos de prova de poliuretano. Portanto, podemos concluir que a broca cônica experimental apresentou comportamento térmico semelhante à broca cilíndrica ortopédica convencional. Além disso, os dados obtidos no presente trabalho indicam que, para a broca cônica experimental, perfurações mais lentas apresentaram menores temperaturas máximas de perfuração. Também foi observado que o número de perfurações realizadas por cada broca do estudo (cinco) não acarretou aumento da temperatura máxima de perfuração. O estudo preliminar do comportamento térmico da broca cônica experimental é etapa fundamental para futura aplicabilidade deste tipo de aparato na rotina clínica.

Na avaliação biomecânica, a broca cônica experimental confeccionou orifícios que geraram maiores torques de introdução e maior resistência ao arrancamento axial, quando comparada aos orifícios realizados pela broca cilíndrica ortopédica convencional em corpos de prova de poliuretano. Ademais, a associação da manobra de macheamento conferiu aos parafusos implantados menores torques de introdução e menor resistência ao arrancamento axial, se comparado aos outros grupos. Os torques de introdução e a resistência ao arrancamento axial apresentaram correlação diretamente proporcional quando avaliados os grupos de forma universal. Este resultado possibilita associar o torque de introdução como ferramenta para estimar a resistência ao arrancamento axial do parafuso implantado no presente estudo.

O estudo microtomográfico de uma amostra de cada grupo possibilitou melhor compreensão das dimensões do orifício confeccionado por cada método estudado. A broca cônica experimental produziu uma perfuração que proporcionou menor volume interno, o que pode se traduzir em maior grau de compressão dos tecidos periféricos do orifício perfurado durante a introdução do parafuso. Esta característica pode explicar os maiores torques de introdução e maior resistência ao arrancamento axial vistos nos parafusos implantados no grupo da broca cônica experimental.

Por fim, conclui-se que, nas perfurações em corpos de prova de poliuretano, a broca cônica experimental demonstrou comportamento térmico semelhante à broca ortopédica cilíndrica convencional e melhores resultados nos testes biomecânicos avaliados. São necessários estudos em ossos naturais para avaliar a aplicabilidade da broca cônica experimental em ensaios clínicos.

REFERÊNCIAS

- ADDEVICO, F. *et al.* Screw Insertion Torque as Parameter to Judge the Fixation. Assessment of Torque and Pull-out Strength in Different Bone Densities and Screw-pitches. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v.72, p.130-135, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2019.12.004>.
- AKHBAR, M. F. A.; SULONG, A. W. Surgical Drill Bit Design and Thermomechanical Damage in Bone Drilling: A Review. **Annals of Biomedical Engineering**, v.49, n.1, p.29-56, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s10439-020-02600-2>.
- ALAM, K. *et al.* Experimental Study on the Effect of Point Angle on Force and Temperature in Ultrasonically Assisted Bone Drilling. **Journal of Medical and Biological Engineering**, v.38, p.236-243, 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s40846-017-0291-8>.
- ALAM, K. *et al.* Effect of drill quality on biological damage in bone drilling. **Scientific Reports**, v.13, n.1, p.6234, 2023. Disponível em: <https://doi.org/10.1038/s41598-023-33381-y>.
- ALVES, E. G. L. *et al.* Avaliação mecânica da placa de compósito de poli-hidroxibutirato e hidroxiapatita em modelos ósseos de gato. **Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia**, v. 62, n. 6, p. 1367-1374, 2010. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/S0102-09352010000600011>.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 15675-4**: Implantes para Ortopedia – Parafusos Ósseos Metálicos. Parte 4: Método de Ensaio para Determinação da Resistência ao Arrancamento Axial. Rio de Janeiro: ABNT, 2009. 4p.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 15675-3**: Implantes para Ortopedia – Parafusos Ósseos Metálicos. Parte 3: Método de Ensaio para Determinação do Torque de Inserção e de Remoção. Rio de Janeiro: ABNT, 2020a. 6p.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 15678**: Implantes para cirurgia – Espuma rígida de poliuretano para ensaio de implantes e instrumentos – Requisitos, classificação e métodos de ensaio. Rio de Janeiro: ABNT, 2020b. 16p.
- AUGUSTIN, G. *et al.* Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. **Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery**, v.128, n.1, p.71-77, 2008. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s00402-007-0427-3>.
- AUGUSTIN, G. *et al.* Determination of Spatial Distribution of Increase in Bone Temperature During Drilling by Infrared Thermography: Preliminary Report. **Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery**, v.129, n.5, p.703-709, 2009. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s00402-008-0630-x>.
- AUGUSTIN, G. *et al.* Cortical bone drilling and thermal osteonecrosis. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v.27, n.4, p.313-325, 2012. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.10.010>.
- BAI, W. *et al.* Design of a self-centering drill bit for orthopaedic surgery: A systematic comparison of the drilling performance. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical**

Materials, v.123, p.104727, 2021. Disponível em:

<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.104727>.

BARBETTA, A. *et al.* Role of X-ray microtomography in tissue engineering. **Annali dell'Istituto superiore di sanita**, v. 48, p. 10-18, 2012. Disponível em:

https://www.scielo.org/article/ssm/content/raw/?resource_ssm_path=/media/assets/aiss/v48n1/a03v48n1.pdf.

BASIAGA, M. *et al.* Influence of surgical drill wear on thermal process generated in bones. **Acta of Bioengineering and Biomechanics**, v.15, n.4, p.19-23, 2013.

BASMAJIAN, H. G. *et al.* Kirschner Wire Prepared Pilot Holes Improve Screw Pullout Strength in Synthetic Osteoporotic-type Bone. **Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma**, v.11, p.S100-104, 2020. Disponível em:

<https://doi.org/10.1016/j.jcot.2019.08.015>.

BERTOLLO, N. WALSH, W. R. Drilling of Bone: Practicality, Limitations and Complications Associated with Surgical Drill-Bits. **Biomechanics in Applications, InTech**, 2011. Disponível em: <https://doi.org/10.5772/20931>.

BOUXSEIN, M. L. *et al.* Guidelines for assessment of bone microstructure in rodents using micro-computed tomography. **Journal of bone and mineral research**, v. 25, n. 7, p. 1468-1486, 2010. Disponível em:

<https://academic.oup.com/jbmr/article/25/7/1468/7600233?login=false>.

BUCK, J. S. *et al.* Teaching Cortical-Screw Tightening. **The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume**, v.101, n.11, p.e51, 2019. Disponível em:

<https://doi.org/10.2106/JBJS.17.01563>.

ÇETIN, A.; BIRCAN, D. A. Experimental investigation of pull-out performance of pedicle screws at different polyurethane (PU) foam densities. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H, Journal of Engineering in Medicine**, v.235, n.6, p.709-716, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.1177/09544119211002587>.

CHATZISTERGOS, P. E.; SAPKAS, G.; KOURKOULIS, S. K. The Influence of the Insertion Technique on the Pullout Force of Pedicle Screws. **SPINE**, v.35, n.9, p.e332-337, 2010. Disponível em: <https://doi.org/10.1097/brs.0b013e3181ba0b0c>.

CROSS, A. R. Fracture biology and biomechanics. In: TOBIAS, K.M.; JOHNSTON, S.A. **Veterinary surgery: small animal**. Saint Louis: Elsevier, 2013. cap.41, p.565-571.

CSEKE, A.; HEINEMANN, R. The Effects of Cutting Parameters on Cutting Forces and Heat Generation when Drilling Animal Bone and Biomechanical Test Materials. **Medical Engineering & Physics**, v.51, p.24-30, 2018. Disponível em:

<https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2017.10.009>.

CUCUEL, U.; RIGAUD, U. Des Vis Metalliques Enfoncees dans le Tissue des Os, pour le Traitment de Certaines Fractures. **Revue de Medecine et Chirurgie**, v.8, p.113-115, 1850.

DAVIS, G. R.; EVERSLED, A. N. Z.; MILLS, D. Quantitative high contrast X-ray microtomography for dental research. **Journal of Dentistry**, v. 41, n. 5, p. 475-482, 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2013.01.010>.

- EDWARDS, T. R. *et al.* Stripping Torque as a Predictor of Successful Internal Fracture Fixation. **ANZ Journal of Surgery**, v.75, n.12, p.1096-1099, 2005. Disponível em: <https://doi.org/10.1111/j.1445-2197.2005.03497.x>.
- ERIKSSON, A. R.; ALBREKTSSON, T.; ALBREKTSSON, B. Heat caused by drilling cortical bone. **Acta Orthopaedica Scandinavica**, v.55, n.6, p.629-631, 1984. Disponível em: <https://doi.org/10.3109/17453678408992410>.
- FENG, X. *et al.* Can barb thread design improve the pullout strength of bone screws? **Bone & Joint Research**, v.10, n.2, p.105-112, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.1302/2046-3758.102.BJR-2020-0072-R2>.
- FERNANDES, M. G. *et al.* Effect of Drill Speed on the Strain Distribution During Drilling of Bovine and Human Bones. **Journal of Mechanical Engineering and Biomechanics**, v.2, n.5, p.69-74, 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.24243/JMEB/2.5.170>.
- FLEURY, R. B. C. *et al.* The Role of Pedicle Screw Surface on Insertion Torque and Pullout Strength. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v.55, n.6, p.695-701, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.1055/s-0040-1710072>.
- GEHRKE, S.A. *et al.* Effects of the technique and drill design used during the osteotomy on the thermal and histological stimulation. **Scientific Reports**, v.10, n.1, p.207-237, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.1038/s41598-020-77762-z>.
- GHAZALI, M. *et al.* Pre-Drilling vs. Self-Drilling of Pin Bone Insertion – A Thermography Experimental Evaluation. In: **VipIMAGE 2017: Proceedings of the VI ECCOMAS Thematic Conference on Computational Vision and Medical Image Processing Porto, Portugal, October 18-20, 2017**. Springer International Publishing, 2018. p.1063-1068. Disponível em: https://doi.org/10.1007/978-3-329-68195-5_118.
- GIBSON, L. J.; ASHBY, M. F. **Cellular Solids, Structure and Properties**. New York: Pergamon Press, 1988. Disponível em: <https://doi.org/10.1017/CBO9781139878326>.
- GORDON, S. *et al.* The effect of the combination of locking screws and non-locking screws on the torsional properties of a locking-plate construct. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 23, n. 1, p. 7-13, 2010. Disponível em: <https://doi.org/10.3415/VCOT-09-05-0055>.
- GUPTA, V. Effect of Various Parameters on the Temperature Distribution in Conventional and Diamond Coated Hollow Tool Bone Drilling: A Comparative Study. **Procedia Engineering**, v.184, p.90-98, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2017.04.074>.
- GUSTAFSON, P. A. *et al.* Effect of Real-time Feedback on Screw Placement into Synthetic Cancellous Bone. **Journal of Orthopaedic Trauma**, v.30, n.8, p.e279-284, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.1097/BOT.0000000000000564>.
- HAMMEL, S. P. *et al.* Fatigue analysis of plates used for fracture stabilization in small dogs and cats. **Veterinary Surgery**, v.35, n.6, p.573-578, 2006. Disponível em: <https://doi.org/10.1111/j.1532-950x.2006.00191.x>.

HANSMANN, C. Eine neue Methode der Fixirung der Fragmente bei komplizierten Frakturen. **Verhandlungen der Deutschen Gesellschaft für Chirurgie**, v.15, p.134-136, 1886.

HILLERY, M. T.; SHUAIB, I. Temperature Effect in the Drilling of Human and Bovine Bone. **Journal of Materials Processing Technology**, v.92-93, p.302-308, 1999. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/s0924-0136\(99\)00155-7](https://doi.org/10.1016/s0924-0136(99)00155-7).

HODGKINS, C.W.; FLEITES, J. Fibula Nailing: A Retrospective Review of 110 Consecutive FibuLock Nails. **Journal of Orthopaedic Trauma**, v.36, n.7, p.366-369, 2022. Disponível em: <https://doi.org/10.1097/BOT.0000000000002329>.

HOLLENSTEINER, M. *et al.* Development of Open-cell Polyurethane-based Bone Surrogates for Biomechanical Testing of Pedicle Screws. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v.97, p.247-253, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2019.05.038>.

HONG, J.-M.; KIM, U.-G.; YEO, I.-S. L. Comparison of three-dimensional digital analyses and two-dimensional histomorphometric analyses of the bone-implant interface. **Plos one**, v. 17, n. 10, p. e0276269, 2022. Disponível em: <https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0276269>.

INCEOGLU, S. *et al.* Pedicle screw fixation strength: Pullout Versus Insertional Torque. **The Spine Journal**, v.4, n.5, p.513-518, 2004. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2004.02.006>.

JASTI, N. *et al.* Medical Applications of Infrared Thermography: A Narrative Review. **Journal of Stem Cells**, v.14, n.1, 2019.

KASSECK, C. *et al.* Comparison of optical coherence tomography, microcomputed tomography, and histology at a three-dimensionally imaged trabecular bone sample. **Journal of Biomedical Optics**, v. 15, n. 4, p. 046019-046019-6, 2010. Disponível em: <https://doi.org/10.1117/1.3477193>.

KARACA, F.; AKSAKAL, B.; KOM, M. Influence of Orthopaedic Drilling Parameters on Temperature and Histopathology of Bovine Tibia: An *in vitro* Study. **Medical Engineering & Physics**, v.33, n.10, p.1221-1227, 2011. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2011.05.013>.

KARAKASLI, A. *et al.* Biomechanical comparison of pullout strength of five cortical screw types: An innovative measurement method. **Joint Diseases & Related Surgery**, v.27, n.3, p.138-145, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.5606/ehc.2016.29>.

KARMANI, S. The Thermal Properties of Bone and the Effects of Surgical Intervention. **Current Orthopaedics**, v.20, p.52-58, 2006. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.cuor.2005.09.011>.

KIM, H. S. *et al.* A comparative study of the effect of drilling depth on generation of compressive force by headless compression screw using conical and cylindrical type of drill bit. **Journal of Orthopaedic Surgery and Research**, v.14, n.1, p.5, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.1186-s13018-018-1044-2>.

- KUMAR, V.K. *et al.* Self-Drilling Versus Self-Tapping Screws: A 3D Finite Element Analysis. **Craniomaxillofacial Trauma & Reconstruction**, v.14, n.1, p.4-10, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.1177/1943387520904212>.
- KYLE, M. R. *et al.* The Relationship Between Insertional Torque and Pullout Strength of Surgical Screws. **Techniques in Orthopaedics**, v.31, n.2, p.137-139, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.1097/BTP.0000000000000156>.
- LAVELLE, C.; WEDGWOOD, D. Effect of Internal Irrigation on Frictional Heat Generated from Bone Drilling. **Journal of Oral Surgery**, v.38, n.7, p.499-503, 1980.
- LEE, J.; RABIN, Y.; OZGOGANLAR, B. A New Thermal Model for Bone Drilling with Applications to Orthopaedic Surgery. **Medical Engineering & Physics**, v.33, n.10, p.1234-1244, 2011. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2011.05.014>.
- LEE, J.; OZGOGANLAR, B.; RABIN, Y. An Experimental Investigation on Thermal Exposure During Bone Drilling. **Medical Engineering & Physics**, v.34, n.10, p.1510-1520, 2012. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2012.03.002>.
- LI, S. *et al.* Cortical bone drilling: A time series experimental analysis of thermal characteristics. **Journal of Manufacturing Processes**, v.64, p.606-619, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jmapro.2021.01.046>.
- LILL, C. A. *et al.* Mechanical Performance of Cylindrical and Dual Core Pedicle Screws in Calf and Human Vertebrae. **Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery**, v.126, n.10, p.686-694, 2006. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s00402-006-0186-6>.
- LILL, C. A. *et al.* Comparison of the In Vitro Holding Strengths of Conical and Cylindrical Pedicle Screws in a Fully Inserted Setting and Backed Out 180°. **Journal of Spinal Disorders**, v.13, n.3, p.259-266, 2000. Disponível em: <https://doi.org/10.1097/00002517-200006000-00011>.
- LIU, M.Y. *et al.* Biomechanical comparison of pedicle screw fixation strength in synthetic bones: Effects of screw shape, core/thread profile and cement augmentation. **PLoS One**, v.15, n.2, p.e0229328, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0229328>.
- MATTHEWS, L. S.; HIRSCH, C. Temperatures measured in human cortical bone when drilling. **The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume**, v.54, n.2, p.297-308, 1972.
- MEDIOUNI, M. *et al.* An Overview of Thermal Necrosis: Present and Future. **Current Medical Research and Opinion**, v.35, n.9, p.1555-1562, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/03007995.2019.1603671>.
- MILLER, G. L.; REDMOND, B. G. Smudge Pits and Stone “Drills”: The Use of Chipped Stone Tools at Burrell Orchard. **Lithic Technology**, v.41, p.164-178, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/01977261.2016.1168145>.
- NAN, O. *et al.* Monitoring of Bone Temperature during Osseous Preparation for Orthodontic Micro-Screw Implants: Effect of Motor Speed and Resure. **Key Engineering Materials**, v.321-323, p.1044-1047, 2006. Disponível em: <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/KEM.321-323.1044>.

- NATALI, C.; INGLE, P.; DOWELL, J. Orthopaedic bone drills-can they be improved? Temperature changes near the drilling face. **Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume**, v.78, n.3, p.357-362, 1996.
- OLISCOVICZ, N. F. *et al.* In vitro study of the influence of the shape and surface treatment of dental implants in insertion torque, pullout resistance and resonance frequency. **Revista de Odontologia da UNESP**, v.42, n.4, p.283-290, 2013.
- PARK, J. *et al.* Effect of Bidirectional Insertion of External Skeletal Fixation Pins on Axial Pullout Strength in Canine Cadaveric Bone. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v.35, n.1, p.26-32, 2022. Disponível em: <https://doi.org/10.1055/s-0041-1735550>.
- PAZARCI, O.; GÜNDOĞDU, F. Temperature change during orthopedic drilling procedures: An experimental surgical internal fixation simulation study. **Journal of Orthopaedics**, v.20, n.46, p.58-63, 2023. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jor.2023.10.013>.
- PICHLER, W. *et al.* Frequency of instrument breakage during orthopaedic procedures and its effect on patients. **The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume**, v.90, n.12, p.2652-2654, 2008. Disponível em: <https://doi.org/10.2106/JBJS.H.00163>.
- PINHEIRO, R. P. *et al.* Direct pedicle screw insertion pullout strength. **Acta Ortopedica Brasileira**, v.29, n.4, p.203-206, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/1413-785220212904241648>.
- REZENDE, J. M. A Neurologia na Antiguidade. In: **À sombra do plátano: crônicas de história da medicina**. São Paulo: Editora Unifesp, 2009, pp. 61-71. História da Medicina series, vol. 2. Disponível em: <https://doi.org/10.7476/9788561673635.0007>.
- REYNDERS, R. A. M. *et al.* Insertion Torque and Success of Orthodontic Mini-implants: A Systematic Review. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.142, n.5, p.596-614, 2012. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2012.06.013>.
- RIBAS, G. C. Das trepanações pré-históricas à neuronavegação: evolução histórica das contribuições da neuroanatomia e das técnicas de neuroimagem à prática neurocirúrgica. **Arquivos Brasileiros de Neurocirurgia: Brazilian Neurosurgery**, v.25, n.4, p.166-175, 2006. Disponível em: <https://www.thieme-connect.com/products/ejournals/pdf/10.1055/s-0038-1625500.pdf>.
- RICCI, W. M. *et al.* A Comparison of Screw Insertion Torque and Pullout Strength. **Journal of Orthopaedic Trauma**, v.24, n.6, p.374-378, 2010. Disponível em: <https://doi.org/10.1097/BOT.0b013e3181c4a655>.
- RING, E. F. J. The Historical Development of Thermography and Thermal Imaging in Medicine. **Journal of Medical Engineering & Technology**, v.30, n.4, p.192-198, 2006. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/03091900600711332>.
- RING, E. F. J.; AMMER, K. The Technique of Infrared Imaging in Medicine. In: **Infrared Imaging: A casebook in clinical medicine**. Bristol: IoP Publishing, 2015. p.1-1. Disponível em: <https://doi.org/10.1088/978-0-7503-1143-4ch1>.

- SALES, E. *et al.* Bone quality analysis using X-ray microtomography and microfluorescence. *Applied Radiation and Isotopes*, v. 70, n. 7, p. 1272-1276, 2012. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2011.11.050/>.
- SALLES, M. B. *et al.* Evaluating Nuclear Factor NF-kB Activation following Bone Trauma: A Pilot Study in a Wistar Rats Model. **PLoS One**, v.10, n.10, p.e0140630, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0140630>.
- SAHA, S.; PAL, S.; ALBRIGHT, J.A. Surgical drilling: design and performance of an improved drill. **Journal of Biomechanical Engineering**, v.104, n.3, p.245-252, 1982. Disponível em: <https://doi.org/10.1115/1.3138356>.
- SCARANO, A. *et al.* Infrared Thermographic Evaluation of Temperature Modifications Induced During Implant Site Preparation with Cylindrical versus Conical Drills. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, v.13, n.4, p.319-323, 2011. Disponível em: <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2009.00209.x>.
- SCARANO, A; LORUSSO, F.; NOUMBISSI, S. Infrared Thermographic Evaluation of Temperature Modifications Induced during Implant Site Preparation with Steel vs. Zirconia Implant Drill. **Journal of Clinical Medicine**, v.9, n.1, p.148, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.3390/jcm9010148>.
- SELLER, K. *et al.* Pullout strength of anterior spinal instrumentation: a product comparison of seven screws in calf vertebral bodies. **European Spine Journal**, v.16, n.7, p.1047-1054, 2007. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s00586-007-0307-0>.
- SHAH, A. H. *et al.* Effects of Screw and Host Factors on Insertion Torque and Pullout Strength. **The Angle Orthodontist**, v.82, n.4, p.603-610, 2012. Disponível em: <https://doi.org/10.2319/070111-427.1>.
- SHAHIN, M. *et al.* Midterm results of titanium conical Wagner stem with challenging femoral anatomy: Survivorship and unique bone remodeling. **Orthopaedics & Traumatology, Surgery & Research: OTSR**, v.109, n.1, p.103242, 2023. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2022.103242>.
- SHAKOURI, E. *et al.* Experimental and Analytical Investigation of the Thermal Necrosis in High-speed Drilling of Bone. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine**, v.228, n.4, p.330-341, 2014. Disponível em: <https://doi.org/10.1177/0954411914524933>.
- SHAKOURI, E.; NEZHAD, M. G. An in vitro study of bone drilling: infrared thermography and evaluation of thermal changes of bone and drill bit. **Physical and Engineering Sciences in Medicine**, v.43, p.247-257, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s13246-020-00842-x>.
- SHIM, V. *et al.* Use of Polyurethane Foam in Orthopaedic Biomechanical Experimentation and Simulation. **InTech**, p.172-196, 2012. Disponível em: <https://doi.org/10.5772/47953>.
- SHU, L. *et al.* Thermographic assessment of heat-induced cellular damage during orthopedic surgery. **Medical Engineering & Physics**, v.83, p.100-105, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2020.05.014>.

SILBERNAGEL, J. T. *et al.* Validation of canine cancellous and cortical polyurethane foam bone models. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 15, n. 4, p. 200-204, 2002. Disponível em: <https://doi.org/10.1055/s-0038-1632739>.

SILVA, E. R. *et al.* Fixation screw minimizes bone graft loss following autogenous lateral block graft augmentation: An experimental in vivo study. **Journal of Stomatology, Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 123, n. 4, p. 395-400, 2022. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jormas.2021.09.003>.

SORIANO, J. *et al.* Effects of Rotational Speed, Feed Rate and Tool Type on Temperatures and Cutting Forces when Drilling Bovine Cortical Bone. **Machining Science and Technology: An International Journal**, v.17, n.4, p.611-636, 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/10910344.2013.837353>.

SUI, J.; WANG, C.; SUGITA, N. Experimental Study of Temperature Rise During Bone Drilling Process. **Medical Engineering & Physics**, v.78, p.64-73, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2020.01.007>.

SZALMA, J. *et al.* The influence of the chosen in vitro bone simulation model on intraosseous temperatures and drilling times. **Scientific Reports**, v.9, n.1, p.11817, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.1038/s41598-019-48416-6>.

SZIVEK, J. A.; THOMAS, M.; BENJAMIN, J. B. Characterization of a synthetic foam as a model for human cancellous bone. **Journal of Applied Biomaterials: An Official Journal of the Society for Biomaterials**, v.4, n.3, p.269-272, 1993. Disponível em: <https://doi.org/10.1002/jab.770040309>.

TAICHMAN, R. S. Blood and Bone: Two Tissues whose Fates are Intertwined to Create the Hematopoietic Stem-cell Niche. **Blood**, v.105, n.7, p.2631-2639, 2005. Disponível em: <https://doi.org/10.1182/blood-2004-06-2480>.

TANKARD, S. E. *et al.* Does maximum torque mean optimal pullout strength of screws? **Journal of Orthopaedic Trauma**, v.27, n.4, p.232-235, 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.1097/BOT.0b013e318279791f>.

TIMON, C.; KEADY, C. Thermal Osteonecrosis Caused by Bone Drilling in Orthopedic Surgery: A Literature Review. **Cureus**, v.11, n.7, p.e5526, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.7759/cureus.5226>.

THOMPSON, J. D.; BENJAMIN, J. B.; SZIVEK, J. A. Pullout Strengths of Cannulated and Noncannulated Cancellous Bone Screws. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v.341, p.241-249, 1997.

WATANABE, K. *et al.* Mechanical Stability of Orthodontic Miniscrew Depends on a Thread Shape. **Journal of Dental Sciences**, v.17, n.3, p.1244-1252, 2022. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jds.2021.11.010>.

WEBSTER, E. A Critical Review of the Common Thermocouple Reference Functions. **Metrologia**, v.58, n.2, p.0255004, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.1088/1681-7575/abdd9a>.

WEIDLING, M. *et al.* A novel parameter for the prediction of pedicle screw fixation in cancellous bone – A biomechanical study on synthetic foam. **Medical Engineering & Physics**, v.79, p.44-51, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2020.03.001>

WEIDLING, M. *et al.* Recommendations for Standardised Screw Pull-out from Polyurethane Foam – The Influence of Density Variations of the Test Foam and the Insertion Method. **Medical Engineering & Physics**, v.100, p.103750, 2022. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2022.103750>.

WOODS, J. C. *et al.* Does Irrigating While Drilling Decrease Bone Damage? **The Iowa Orthopaedic Journal**, v.42, n.2, p.22-29, 2022.

WU, L.-C. *et al.* Cutting Flute and Thread Design on Self-Tapping Pedicle Screws Influence the Insertion Torque and Pullout Strength. **Applied Sciences**, v.12, n.4, p.1956, 2022. Disponível em: <https://doi.org/10.3390/app12041956>.

XU, D. Q. *et al.* A combined partially threaded cancellous lag screw for achieving maximum compressive force without compromising pullout strength. **European Review for Medical and Pharmacological Sciences**, v.20, n.2, p.208-213, 2016.

YERBE, S. *et al.* Effect of Cutting Flute Design on Cortical Bone Screw Insertion Torque and Pullout Strength. **Journal of Orthopaedic Trauma**, v.15, n.3, p.216-221, 2001. Disponível em: <https://doi.org/10.1097/00005131-200103000-00012>.

ZDERO, R.; BOUGHERARA, H. Orthopaedic biomechanics: a practical approach to combining mechanical testing and finite element analysis. In: MORATAL, D. **Finite element analysis**. [ed]. Shangai: Intech, 2010, p. 175-198.

ZELENOV, E. S. Experimental Investigation of the Thermophysical Properties of Compact Bone. **Mechanics of Composite Materials**, v.21, p.759-762, 1986.