

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA**

**INFLUÊNCIA DA ZIRCÔNIA NO ARREFECIMENTO DE  
BROCAS PARA IMPLANTES OSSEOINTEGRÁVEIS: ENSAIO  
MECÂNICO.**

Aracaju

Junho 2015

**EDMO MATHEUS ROCHA DE SOUZA**

**INFLUÊNCIA DA ZIRCÔNIA NO ARREFECIMENTO DE  
BROCAS PARA IMPLANTES OSSEOINTEGRÁVEIS: ENSAIO  
MECÂNICO.**

Dissertação apresentada ao programa de  
Pós-graduação em Odontologia, da  
Universidade Federal de Sergipe, para  
obtenção do título de Mestre em  
Odontologia

Orientador: Prof. Dr. Luiz Carlos Ferreira da Silva

Aracaju

2015

## RESUMO

Corpos de prova foram confeccionados a partir de costela bovina e as fresagens divididas em dois grupos (A – fresas em aço martensítico e B – fresas em zircônia), cada grupo foi subdividido em quatro subgrupos de acordo com configurações diferentes de fresagem (rotação e pressão de fresagem). Foram aferidas e comparadas as temperaturas das fresagens realizadas por brocas confeccionadas nos dois materiais através de quatro configurações diferentes. Um delineador protético foi adaptado ao estudo para conectar-se um motor eletrônico cirúrgico, propulsor de contra ângulo para implantes. Um recipiente também foi acoplado a um dos braços do delineador para que acomodasse esferas metálicas componentes do peso padrão, ora 1,2kg, ora 2,4kg de acordo com a configuração de cada subgrupo tal qual o motor cirúrgico que executava fresagens em frequências de 1000 e 2000 rpm . Para mensuração das temperaturas de fresagem, foram utilizados dois termopares da mesma marca e modelo em duas profundidades de fresagem, a primeira a 5mm e a segunda a 15mm. Todas as fresas foram submetidas à lavagem e degermação a cada dois testes. O calor gerado através da fricção entre osso e brocas durante essas instrumentações cirúrgicas tende a ser transmitido a este tecido provocando degeneração proteica que acarretam cicatrizes e podem ser determinantes para taxas de insucesso mais altas. Diversos fatores estão potencialmente predestinados a contribuir com o aumento da temperatura durante as osteotomias dentre os quais, irrigação insuficiente, utilização de brocas desgastadas, instrumentação cirúrgica fora do padrão sugerido pelos fabricantes e material constituinte das brocas cirúrgicas-objeto desse estudo.

**Descritores:** Implantodontia; Osseointegração; Implantes dentários;

## **ABSTRACT**

Specimens were made from bovine ribs and milling divided into two groups (A - B mills in steel - mills in zirconia), each group was divided into four subgroups according to different settings milling (rotation and pressure milling). They were measured and compared the temperatures of the milling burs made by the two materials made using four different configurations. A prosthetic surveyor has been adapted to the study to connect a surgical electronic engine, counter angle driver for implants. A container was also coupled to one of the liner's arms to accommodate components metallic spheres of standard weight, sometimes 1.2kg, 2.4kg moment according to the configuration of each subgroup such that the surgical motor that ran milling in 1000 and 2000 rpm. In order to measure milling temperatures, they used two thermocouples of the same make and model in two depths milling, the first and the second 5mm to 15mm. All the cutters are subjected to washing and antiseptis every two tests. The heat generated by the friction between bone and surgical instrumentation during such drills tend to be imparted to this tissue degeneration resulting protein that cause scarring and can be decisive in higher failure rates. Several factors are potentially destined to contribute to increasing the temperature for the osteotomies of which insufficient irrigation, using worn drills, surgical instrumentation outside the standard suggested by the manufacturer and the material constituting the object of this study surgical drills.

Key words: Implant; Osseointegration; Dental implants;

## SUMÁRIO

1. Introdução	6
2. Proposição	9
3. Metodologia	4
- 3.1 Corpos de Prova	4
- 3.2 Equipamento	4
- 3.3 Método	10
-3.4 Estudo Piloto	12
4. Resultados	13
5. Considerações Finais	14
6 . Press Release	15
7 .Cronograma	16
Referências	

## 1. INTRODUÇÃO

O tratamento com implantes osseointegráveis surgiu devido à necessidade de dispositivos mais eficientes para reabilitações protéticas orais. Avanços tecnológicos como implemento de superfícies bioativas e mudanças no macro desenho desses dispositivos têm contribuído para taxas de sobrevivência mais elevadas com relação ao início de sua utilização.

O aprimoramento de técnicas cirúrgicas e protéticas tem atendido às expectativas estéticas e funcionais mais exigentes e desafiadoras e esta demanda vem impulsionando exponencialmente o mercado mundial de implantes.(1)

A terapia com implantes é normalmente dividida em etapa cirúrgica e protética; Os implantes são instalados cirurgicamente no tecido ósseo edêntulo e devem aguardar o processo de osseointegração que pode durar de dois a 6 meses. Em algumas circunstâncias, o implante pode ser imediatamente submetido ao carregamento protético, técnica popularmente conhecida como carga imediata; entretanto, para que esta possa ser executada, alguns requisitos como estabilidade primária alta e ausência de enxertos são fundamentais ao seu bom funcionamento. Ao final de um tempo mínimo para osseointegração, uma prótese definitiva é parafusada ou cimentada a um intermediário protético fixado ao implante. Para casos em que o carregamento funcional imediato é inviável, uma segunda etapa cirúrgica é necessária para que se obtenha acesso à plataforma do implante e que os estágios protéticos sejam executados.(2)

Osseointegração é definida como um contato entre o osso nativo, remodelado e a superfície do implante, sem que haja interposição de tecido conjuntivo. Conquanto, a interface entre osso e implante nunca alcançará em 100% da superfície; em média ocorre entre 25 e 75% de osseointegração.(3)

Os mecanismos biológicos que medeiam esse fenômeno são altamente dependentes da ação mecânica exercida pelo operador; portanto, é imprescindível conhecer os limites físicos e biológicos dos tecidos perimplantares durante todo o tratamento (4).

A confecção do alvéolo cirúrgico é, sobremaneira, um fator decisivo para o sucesso no tratamento com implantes, uma técnica cirúrgica suave com escalonamento gradativo do diâmetro do alvéolo, através de brocas cirúrgicas altamente cortantes é indispensável, pois além de evitar traumas locais mais contundentes, minimiza a produção de calor por fricção que pode provocar necrose óssea térmica(4).

O atrito gerado por brocas inadequadas pode provocar morte celular e desencadear um processo de reabsorção óssea capaz de comprometer a estabilidade e integração do implante; (5,6)

Diversos fatores estão relacionados ao aumento de temperatura durante as fresagens, são eles: Pressão manual, velocidades das brocas, forma e diâmetro das brocas, irrigação, desgaste das brocas e a utilização de guias cirúrgicas.(5–7)

Imediatamente após a instalação do implante no alvéolo cirúrgico, dá-se início o processo cicatricial caracterizado pela substituição do osso necrótico oriundo da instrumentação cirúrgica por tecido ósseo imaturo através dos osteoclastos; em seguida é iniciado um processo de remodelação óssea no qual os espaços intertrabeculares serão preenchidos por osso maduro sem, contudo, atingir a totalidade da superfície do implante o que permite uma constante remodelação óssea nessa região fundamental ao processo de osseointegração. (4)(8)

A instrumentação cirúrgica, independente de técnica ou material utilizado, formará uma zona necrótica coincidente com as dimensões do alvéolo, contudo, fresagens que produzam mais calor, terão essa faixa de necrose mais estendida.(2,4,5)

Em 1983, Albrektsson e Eriksson (9) concluíram que o tecido ósseo é muito sensível ao calor e que a temperatura limite para sobrevivência desse tecido durante as osteotomias é de 47°C desde que esta permanece por até um minuto.

À procura de um material com alto poder de corte e capacidade de resistir a múltiplos usos e ciclos de esterilização, a indústria disponibilizou brocas confeccionadas em zircônia que prometem alta performance nestes quesitos. Entretanto, estudos comparativos entre os dois materiais para aferição de suas propriedades termogênicas ainda são escassos.(10)

Embora a degeneração e a necrose óssea após exposição excessiva ao calor, sobremaneira provocada por atrição de brocas para implantes, sejam fenômenos amplamente discutidos (11–16), algumas alternativas propostas para otimização do arrefecimento dessas fresas, como revestimento em zircônia, por exemplo, ainda necessitam de debates mais profundos. Poucos estudos foram realizados com intuito de se comparar a produção de calor das brocas em aço carbono e brocas em zircônia(15).Ademais, os escassos trabalhos existentes não são conclusivos com a relação de custo x benefício do emprego da zircônia nessas brocas, tampouco elencam, do ponto de vista clínico, diferenças significantes entre o potencial termogênico de ambos. (17)

O material mais amplamente utilizado é o aço martensítico cujo conteúdo de cromo é, geralmente, situado entre 10,5 e 18% e o conteúdo de carbono não supera 1,2%.(15,18) e apresenta profícuas propriedades cirúrgicas como leveza e ductibilidade uniforme, sua maleabilidade torna este instrumental suscetível ao desgaste mecânico precoce. A atrição durante as fresagens e os ciclos de esterilização reduzem drasticamente seu potencial de corte. (15)

As taxas de sucesso no tratamento com implantes são consideradas altas –em torno de 95 a 99%; entre as causas mais recorrentes para falhas na osseointegração estão baixa qualidade óssea, tamanho reduzido de implantes, periodontites crônicas e acúmulo de biofilme, geralmente esses implantes já estão recebendo algum tipo de carregamento.(19)

Embora haja na literatura um número moderado de publicações referentes à pesquisa do calor gerado durante a instrumentação cirúrgica para implantes(16), são raros os ensaios mecânicos(20) que envolvem a utilização de zircônia para esse fim.

## **2. PROPOSIÇÃO**

Avaliar se brocas fabricadas em zircônia, em relação às feitas em metal, são capazes de reduzir a produção de calor durante fresagens para implantes.

### **3. METODOLOGIA**

#### **3.1 Corpos de Prova**

Corpos de provas foram confeccionados a partir de osso bovino fresco. Duas costelas(21)(22)contralaterais na cavidade torácica de um mesmo animal foram selecionadas, dissecadas e fragmentadas em segmentos de aproximadamente 10cm. Após remoção do perióstio por raspagem, cada fragmento foi conservado em recipientes plásticos com água para evitar deterioração.

A aquisição dessas peças foi feita em frigorífico comercial, dessa forma, apesar de terem sido dissecadas prioritariamente para a necessidade desse estudo, o animal fora abatido previamente para fins comerciais.

Cada corpo de prova recebeu demarcações para realização dos ensaios; ao todo, foram demarcadas oitenta células cujas extremidades distanciavam-se em ao menos 10mm umas das outras. O número de células por corpo de prova foi determinado apenas por suas dimensões possíveis.

Cada célula abrigou três perfurações prévias: duas para acoplamento das extensões dos termopares tipo K –com profundidades de 5 e 15 mm, respectivamente - e uma outra, ao centro, realizada conforme a técnica cirúrgica preconizada pelo fabricante para instalação de implantes Alvim® (Neodent® – Curitiba –Brasil) de 4,3 mm de diâmetro, a exceção da última broca, objeto de análise desse estudo. As perfurações que abrigaram os termopares foram feitas à distância de 01 mm da borda da marcação central, ambas com 2mm de diâmetro.(10) (figura 1 e 2)

Duas pequenas cunhas de madeira foram fixadas à saída de cada termopar para que fosse garantida a manutenção da profundidade almejada; sobre esse conjunto, foi aplicada uma camada de cera odontológica tipo 7 para que a irrigação utilizada não influenciasse a extensão aferidora do termopar.(Figuras 3 e 4)

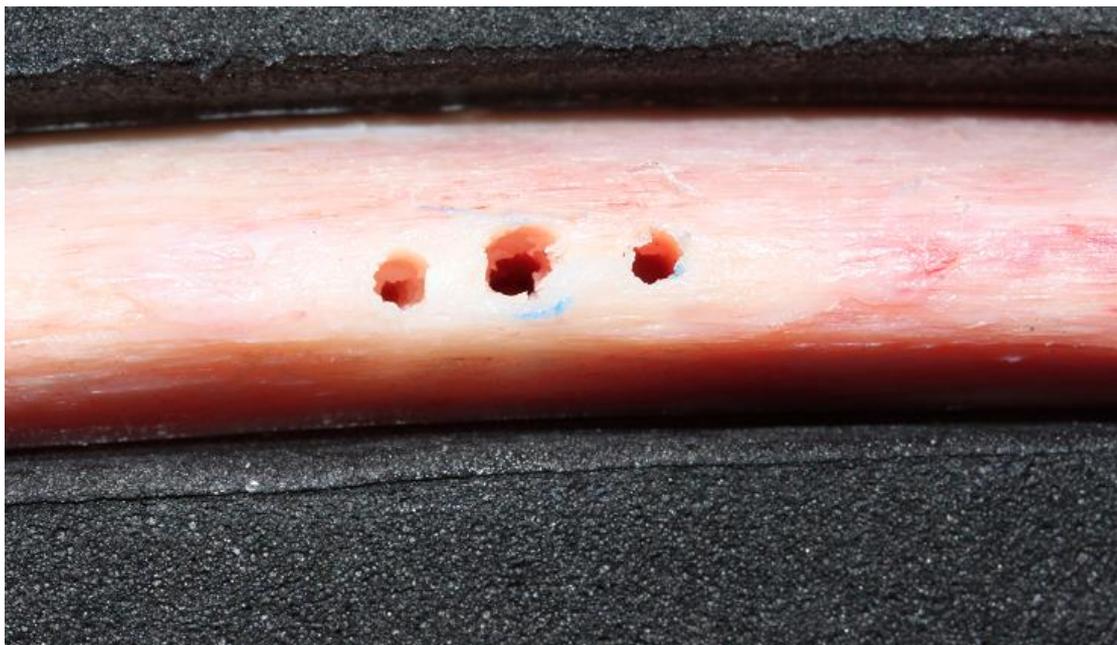


Figura 1 – Perfurações em um corpo de prova com 5 e 15mm.

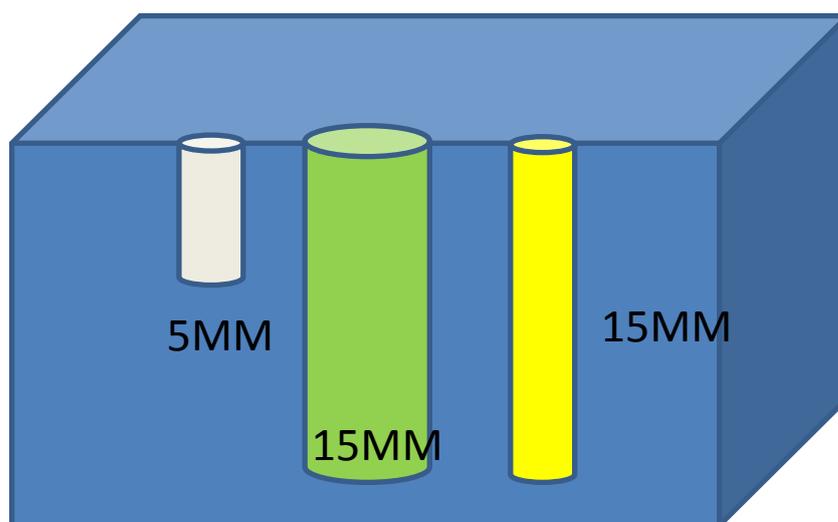


Figura 2 – Diagrama de profundidades para cada célula.

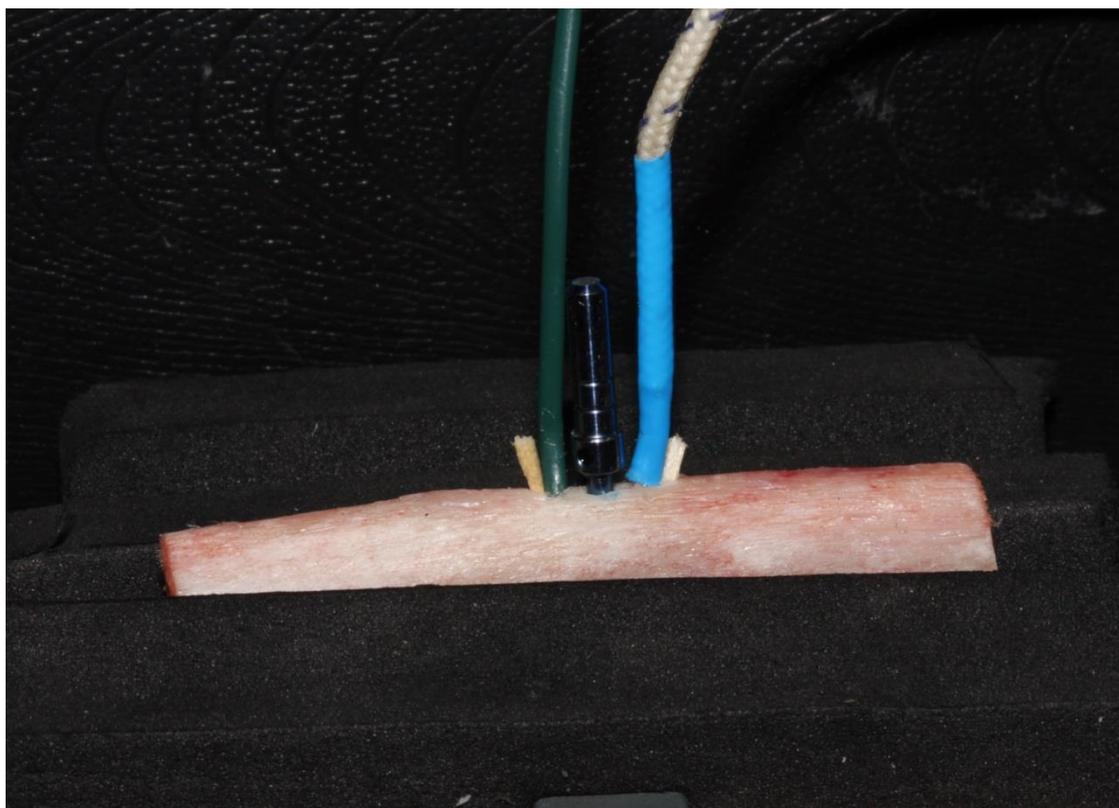


Figura 3 – Fixação das extensões aferidoras dos termopares.

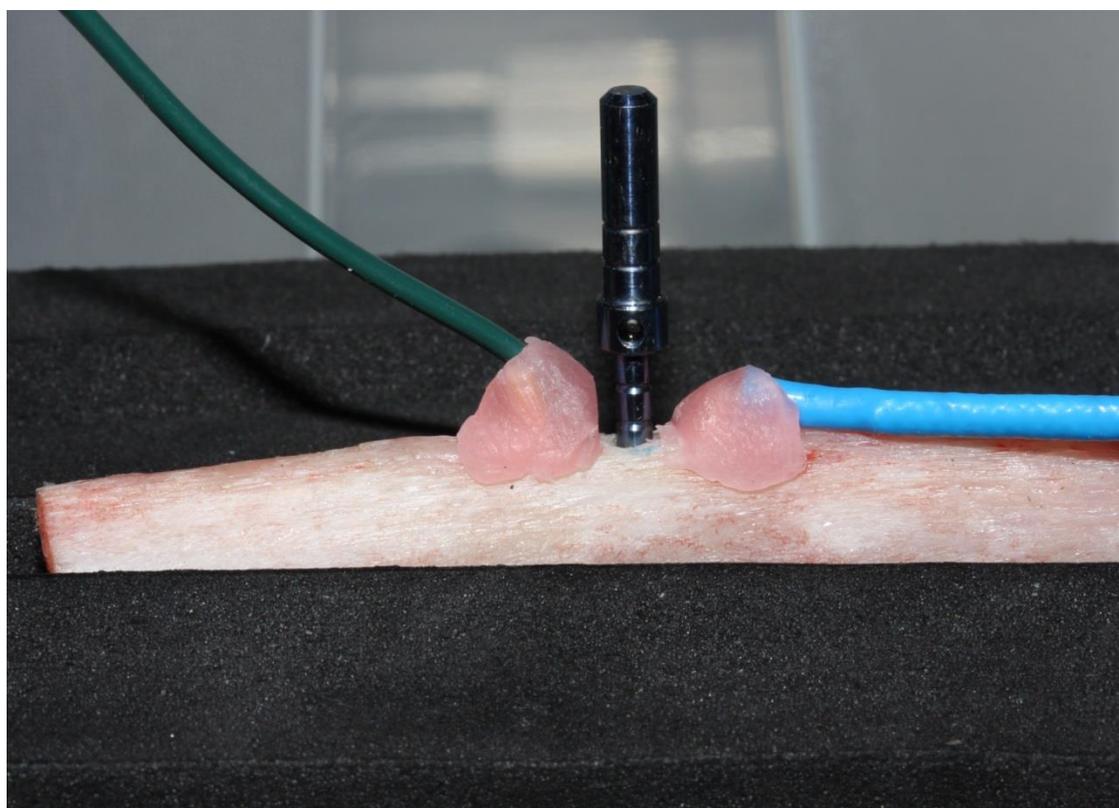


Figura 4 – Isolamento térmico com cera tipo 7

### 3.2 Equipamento

Para realização dos ensaios mecânicos foi utilizado um delineador(23) (JTDENTAL LAB – Guangzhou – China) com suporte para peça reta (Figura 3). Foi confeccionada uma nova haste metálica em aço inox a qual foi soldada a um parafuso de  $\frac{3}{4}$  polegadas e rosca oca com fenestrações laterais. Esta nova haste recebeu uma perfuração de 4mm de diâmetro há 6 milímetros do seu término inferior para acoplamento da caixa fixadora da peça reta (Figura 4). Esta modificação permitiu que a caixa fixadora tivesse sua orientação conduzida do plano vertical ao horizontal com relação à posição da peça reta com o solo; dessa forma, foi possível acoplar um contra ângulo cirúrgico com redução de 20:1 cuja orientação com relação ao solo produziu um ângulo de 30°, compensados pela angulação negativa da mesa articulada do delineador.(Figura 5)

Ao final da extremidade superior da nova haste, foi acoplada uma garrafa plástica por sua embocadura cujo fundo foi removido para que esta abrigasse esferas metálicas componentes dos pesos de fresagem.

A conexão entre a garrafa e a haste, bem como a conexão entre a haste e a caixa fixadora foram reforçadas com resina acrílica incolor para que qualquer micro movimentação potencial entre as partes fossem minimizadas e, portanto, desprezadas.



Figura 5 -Delineador sem adaptações



Figura 6 – Nova haste para acoplamento horizontal do contra angulo

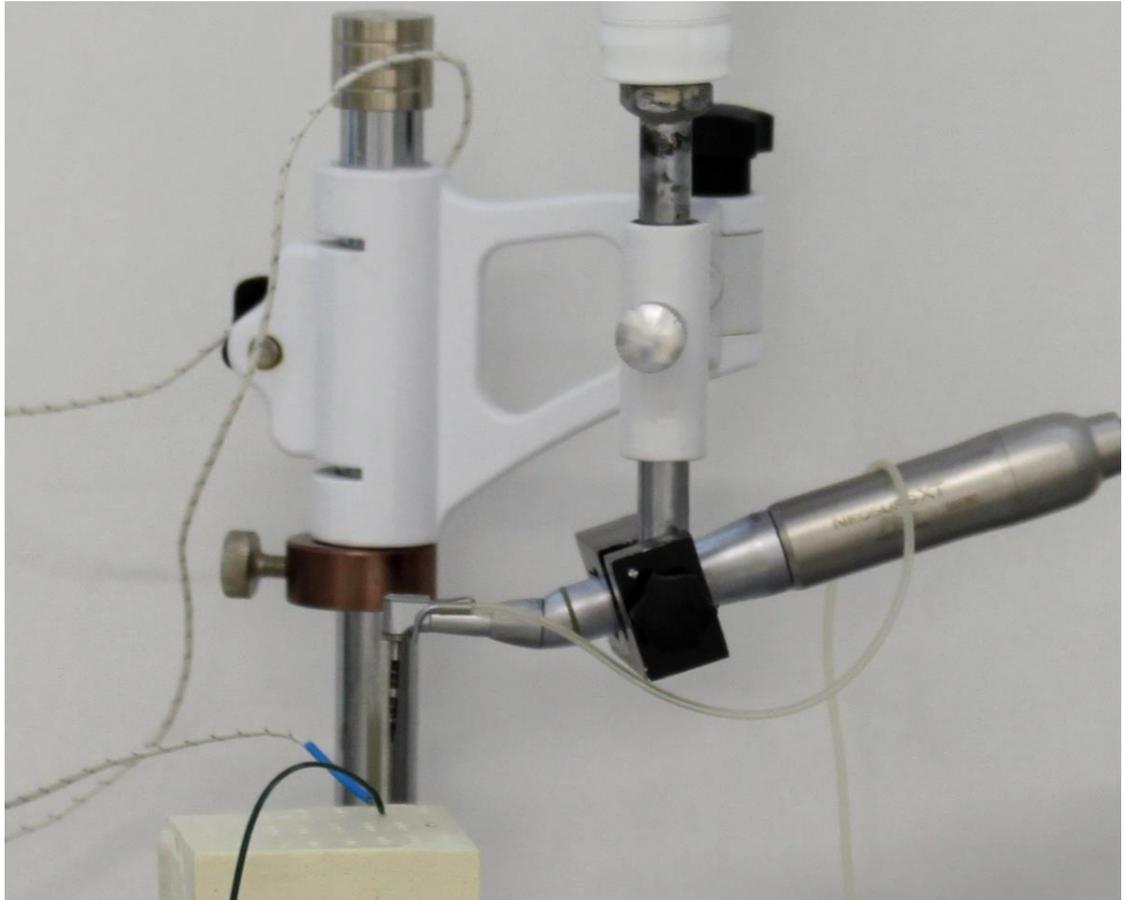


Figura 7 – Compensação do ângulo negativo do contra ângulo cirúrgico.

Dois termopares tipo K (Modelo:TM902C) foram utilizados para mensurar as temperaturas durante as fresagens. (figura 4)(3,8,10)



Figura 8 – Termopares para aferição de temperatura interna.

Um recipiente plástico comportou todo o conjunto para que as bases dos corpos de prova permanecessem em contato com solução salina aquecida (solução base). A temperatura dessa solução foi alcançada através de aquecedor-termostato com capacidade de aquecimento de até 190 litros no qual foi selecionada a temperatura de 29°C (figura). Antes de serem submetidos aos testes, os corpos de prova foram aquecidos por no mínimo 40 minutos, nesta solução. (23)

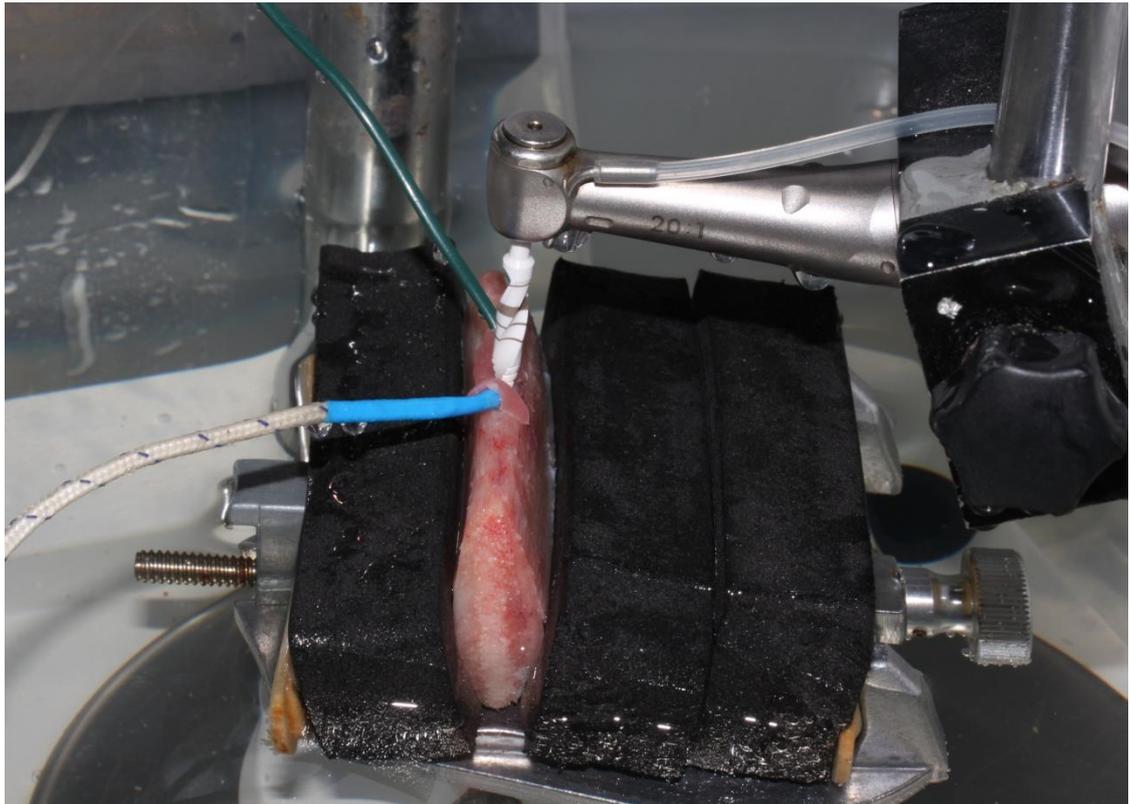


Figura 9 – Fixação do corpo de prova parcialmente submerso.

Um motor cirúrgico eletrônico (NSK Surgic XT – Japão) foi utilizado para realizar as fresagens e controlar o fluxo de irrigação (figura 6). O torque de fresagem foi fixado em 35N e a irrigação em fluxo de 90 ml/minuto (40% do poder de vazão do motor) ( figura 6). As fresagens foram realizadas através do acoplamento de contra ângulo cirúrgico com redução de 20:1.(Figura 7).

Três conjuntos de brocas, fabricadas nos dois materiais (aço e zircônia) foram utilizados. As brocas iniciais(broca lança e helicoidal de 2mm – Neodent – Curitiba –Brasil) utilizadas em ambos os grupos são confeccionadas em aço carbono, pois a aferição da temperatura gerada foi realizada apenas durante a fresagem final de 4,3mm.



Figura 10 – Motor Cirúrgico eletrônico – controle da irrigação, torque e rotação.

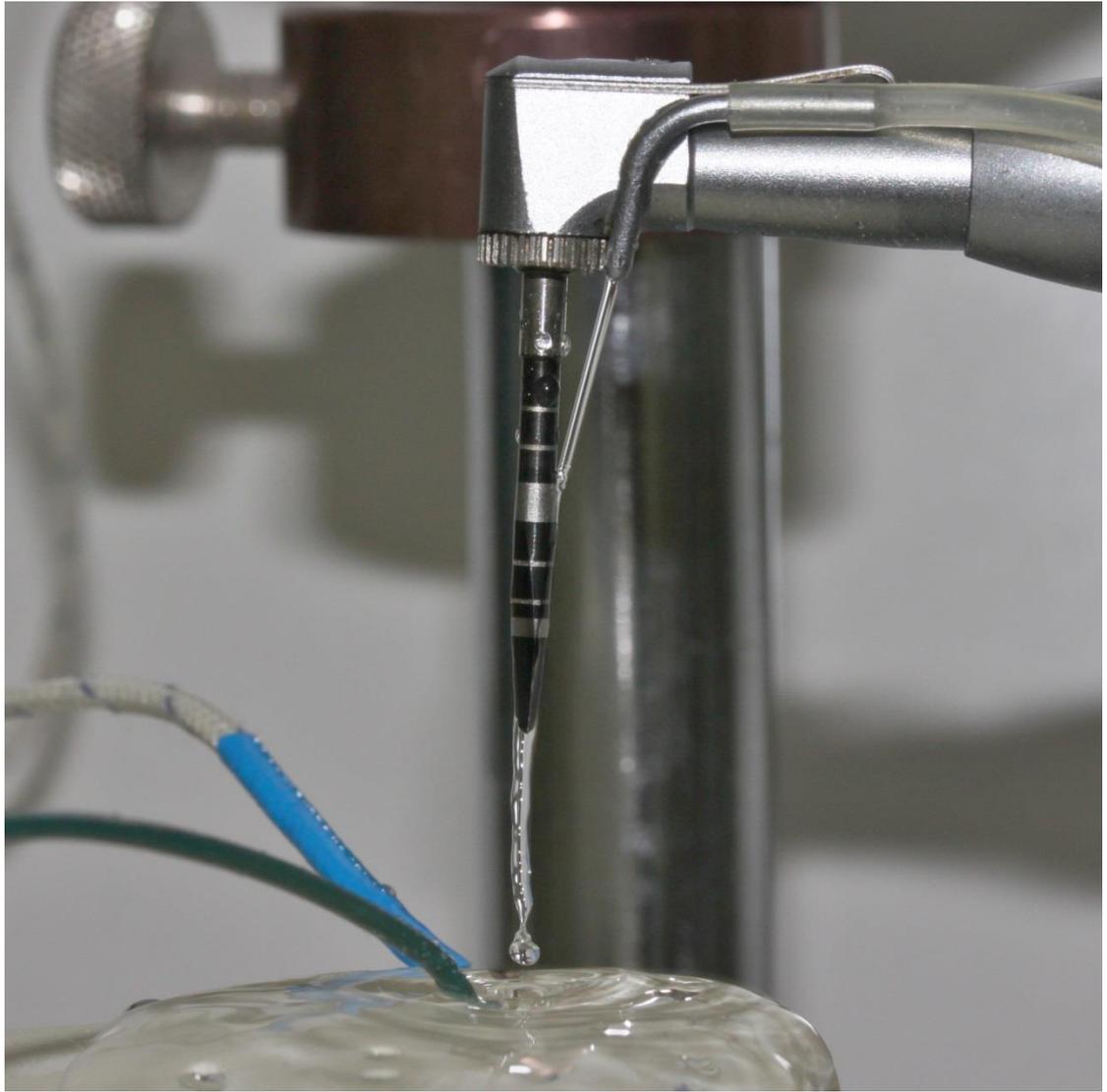


Figura 11 – Irrigação contínua e uniforme para arrefecimento das brocas



Figura 12 – Montagem do equipamento

### 3.3 Método

O equipamento utilizado nesse ensaio foi projetado para que se pudesse variar valores de rotação das brocas e de pressão de fresagens; Dessa forma, broca idênticas em forma e diâmetro foram expostas a condições de fresagens diferentes.

Foram criados dois grupos de acordo com o material constituinte de suas brocas (Grupo A – brocas em metal, Grupo B – brocas em zircônia). Quatro situações diferentes de fresagem foram criadas de acordo com os valores de pressão e rotação das brocas. Para cada situação dessas, foi criado um subgrupo de acordo com a tabela 1.

SUBGRUPO	A (metal)	B (Zircônia)
1	1200g, 1000rpm	1200g, 1000rpm
2	1200g, 2000rpm	1200g, 2000rpm
3	2400g, 1000rpm	2400g, 1000rpm
4	2400g, 2000rpm	2400g, 2000rpm

Tabela I – Característica dos Subgrupos

Devido à mensuração em duas profundidades, os subgrupos foram divididos caracterizados com a marca a que a broca alcançou e que sua temperatura fora aferida, por tanto, uma fresagem feita, por exemplo, a 1000 rpm, 1200g de força de fresagem, broca de metal e temperatura aferida em 5mm, foi chamado de Subgrupo A1-5.

Foram realizadas 80 fresagens completas nas quais apenas as brocas alvo desse estudo( diâmetro de 4,3mm) tiveram temperaturas aferidas durante sua performance.

Para cada subgrupo foram designadas dez fresagens; portanto, para cada grupo, foram realizadas 40 fresagens e 80 tomadas de temperaturas finais de fresagem( a 5 e 15 milímetros de profundidade)

A execução das fresagens foi realizada de forma não sequencial, de maneira que, a cada duas fresagens de um mesmo subgrupo, a broca então executante era substituída e higienizada. A rotatividade de subgrupos teve por intuito favorecer a homogeneização do padrão ósseo utilizado.

Para cada fresagem, foram aferidas duas temperaturas iniciais através dos termopares já em posição; assim eventuais discrepâncias entre a temperatura inicial dos orifícios de mensuração(5 e 15 mm) eram equalizadas obtendo-se a o valor da diferença entre as temperaturas finais e a iniciais de cada termopar.

A solução fisiológica que irrigou o sistema era exposta à temperatura ambiente por, no mínimo quarenta minutos e o sistema de refrigeração era sempre mantido às mesmas configurações em todas as sessões.

Todas mensurações e variações foram catalogadas e submetidas a tratamento estatístico.

Os valores obtidos pelo experimento foram catalogados e dispostos de acordo com as características de cada grupo e subgrupo. Três valores foram obtidos para cada teste conforme descritos na metodologia, entretanto, apenas os valores das diferenças entre as temperaturas finais e iniciais foram utilizados nos testes estatísticos.

Como o estudo apresenta quatro simulações de fresagens com configurações de pressão, rotação e profundidade diferentes, os resultados obtidos por cada subgrupo foram comparados tão somente ao seu subgrupo semelhante, ou seja, os testes executados, por exemplo, no sub grupo de brocas metálicas e 1000RPM e 1200g e 5mm, só foram comparadas com o subgrupo de brocas em zircônia e parâmetros idênticos.

### **3.4– Estudo Piloto**

Um estudo piloto foi realizado com duas brocas do mesmo diâmetro utilizado no experimento. Cada broca protagonizou 7 fresagens sob a mesma configuração de rotação e pressão conforme os parâmetros utilizados no estudo principal. Através desse estudo preliminar, pôde-se calibrar os equipamentos envolvidos e avaliar a viabilidade prática do aparato desenvolvido.

#### 4 –RESULTADOS PARCIAIS

Os valores absolutos das variações entre temperaturas finais e iniciais de cada teste foram catalogadas de acordo com as características do subgrupo ao qual pertencem.

Às essas mensurações foi aplicado o teste de Shapiro-Wilk e foi feita inspeção visual do gráfico por estes formados para constatar-se que se tratava de uma distribuição não normal

Foi aplicado o teste de Wilcoxon pareado e as medianas das diferenças de cada subgrupo foram dispostas conforme a tabela II.

Profundidade	Rotação	Pressão	Tipo de Broca		valor de p
			Metal	Zircônia	
5	1000	1200	1,80 (0,00 - 1,80)	1,80 (0,00 - 1,80)	1,00
		2400	1,80 (0,00 - 1,80)	1,80 (0,90 - 1,80)	0,32
	2000	1200	1,80 (0,00 - 1,80)	0,00 (0,00 - 1,80)	0,32
		2400	1,80 (0,00 - 1,80)	0,00 (0,00 - 1,80)	0,38
15	1000	1200	1,80 (1,80 - 1,80)	1,80 (0,00 - 1,80)	0,15
		2400	3,60 (1,80 - 3,60)	3,60 (1,80 - 3,60)	0,91
	2000	1200	1,80 (0,00 - 1,80)	0,00 (0,00 - 1,80)	0,29
		2400	1,80 (1,80 - 1,80)	1,80 (1,80 - 1,80)	1,00
<b>Total</b>			1,80 (0,00-1,80)	1,80 (0,00-1,80)	0,50

Tabela II – Variação de temperatura em mediana e intervalos interquartílicos.

As comparações entre os subgrupos e seus parâmetros mostrou que em nenhuma dessas situações houve diferença estatística significativa ( $p > 0,05$ ). Em alguns dos testes, a mediana da diferenças de temperaturas produzidas pela zircônia revelou-se menor que às produzidas pelo metal (Subgrupos B2-5, B4-5, B2-15) (figura 13 e 14)

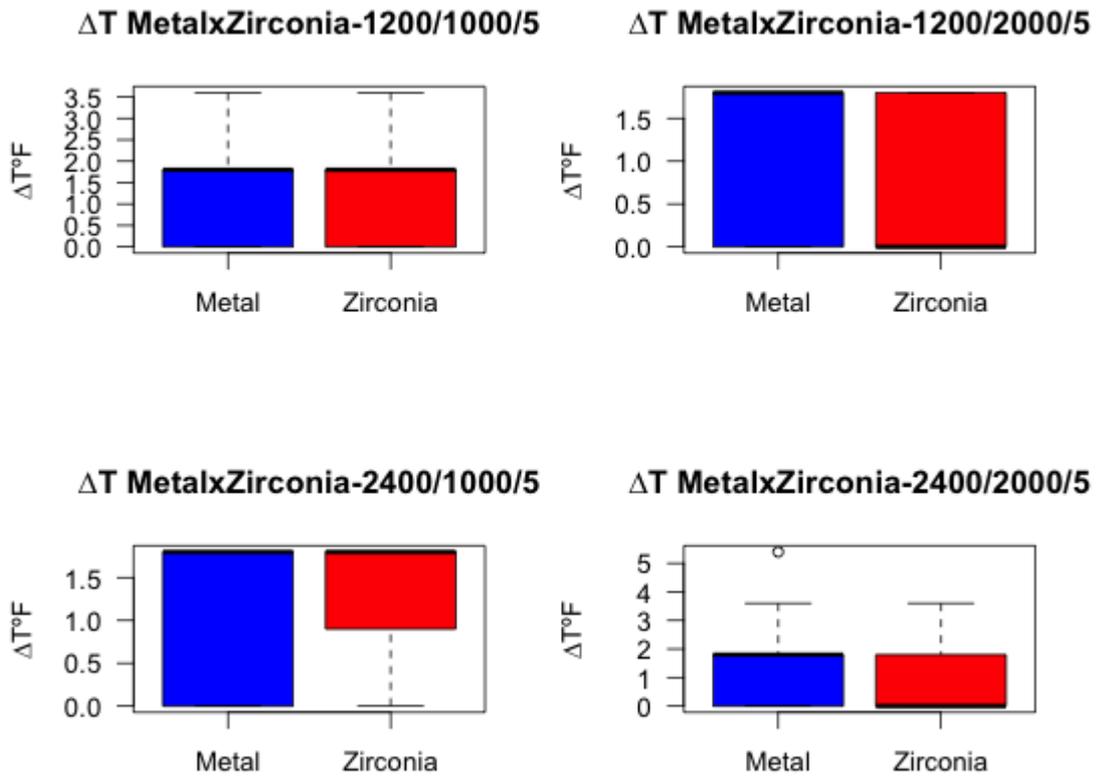


Figura 13 – Gráficos dos intervalos de confiança para profundidades de 5mm

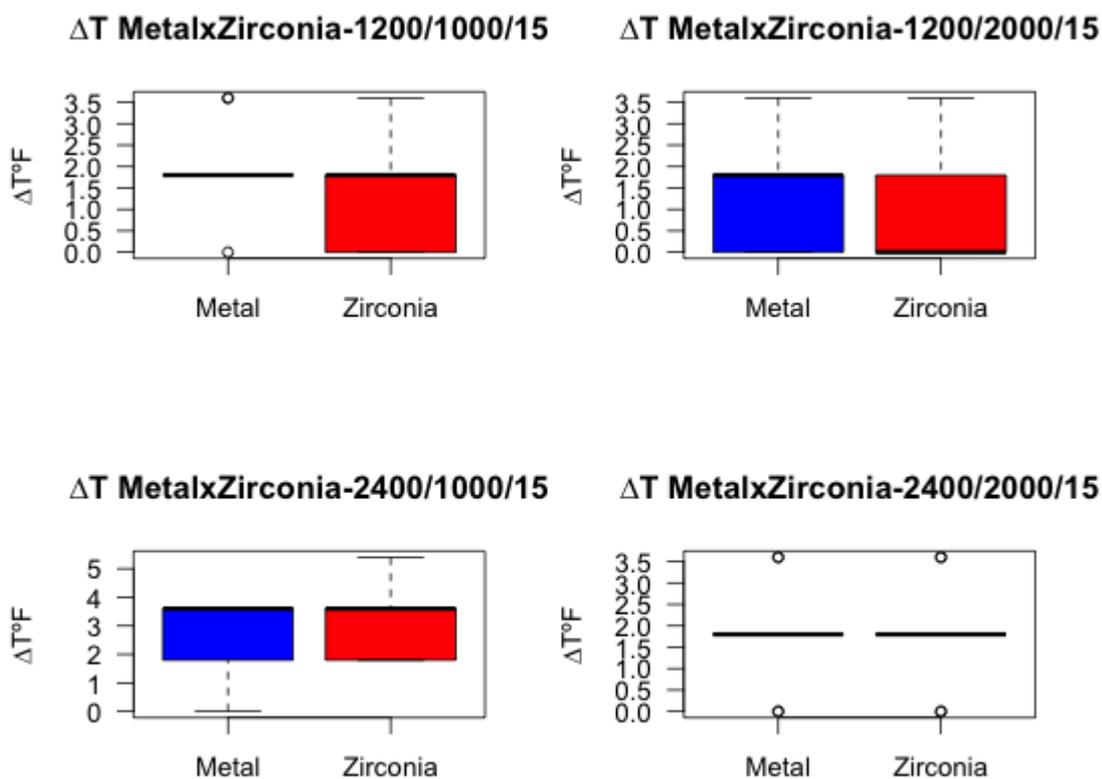


Figura 14 – Gráficos dos intervalos de confiança para profundidades de 15mm.

A diferença entre os materiais, também produziu uma diferença estatística insignificante como relação ao arrefecimento de brocas durante as fresagens (Figura 15)

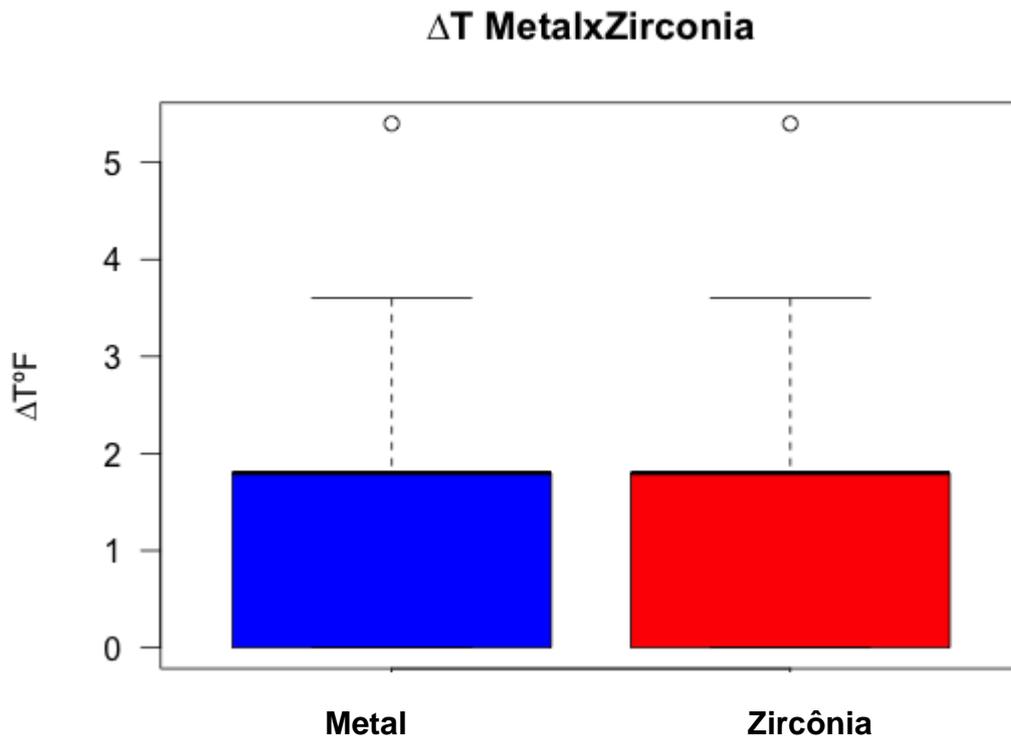


Figura 15 – gráfico comparativo entre a diferença de temperaturas

## **5- CONSIDERAÇÕES FINAIS**

- A serem construídas ao fim do trabalho

## **6 – PRESS RELEASE**

A ser construída ao término do trabalho

## REFERÊNCIAS

1. Misic T, Markovic A, Todorovic A, Colic S, Miodrag S, Milicic B. An in vitro study of temperature changes in type 4 bone during implant placement: bone condensing versus bone drilling. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* [Internet]. 2011 Jul [cited 2015 Jun 1];112(1):28–33. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21147005>
2. Michael Miloro, GE Ghali, Peter Larsen PW. *Peterson`s Principles of Oral and Maxillofacial Surgery*. 3th ed. 211AD.
3. Abouzgia MB, James DF. Temperature rise during drilling through bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. [cited 2015 Jun 1];12(3):342–53. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9197099>
4. Grant B-TN, Pancko FX, Kraut R a. Outcomes of placing short dental implants in the posterior mandible: a retrospective study of 124 cases. *J Oral Maxillofac Surg* [Internet]. American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons; 2009 Apr [cited 2014 Oct 8];67(4):713–7. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19304026>
5. Chacon GE, Bower DL, Larsen PE, McGlumphy EA, Beck FM. Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization. *J Oral Maxillofac Surg* [Internet]. 2006 Feb [cited 2015 Feb 24];64(2):265–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16413899>
6. Brisman DL. The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. [cited 2015 Feb 24];11(1):35–7. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8820120>
7. Benington IC, Biagioni PA, Briggs J, Sheridan S, Lamey P-J. Thermal changes observed at implant sites during internal and external irrigation. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2002 Jun [cited 2015 Feb 24];13(3):293–7. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12010160>
8. Augustin G, Zigman T, Davila S, Udilljak T, Staroveski T, Brezak D, et al. Cortical bone drilling and thermal osteonecrosis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* [Internet]. 2012 May [cited 2015 Jun 1];27(4):313–25. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22071428>
9. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent*

[Internet]. 1983 Jul [cited 2015 May 17];50(1):101–7. Available from:  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6576145>

10. Augustin G, Zigman T, Davila S, Udilljak T, Staroveski T, Brezak D, et al. Cortical bone drilling and thermal osteonecrosis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2012 May;27(4):313–25.
11. Stelzle F, Frenkel C, Riemann M, Knipfer C, Stockmann P, Nkenke E. The effect of load on heat production, thermal effects and expenditure of time during implant site preparation - an experimental ex vivo comparison between piezosurgery and conventional drilling. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2014 Feb [cited 2014 Oct 27];25(2):e140–8. Available from:  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23186531>
12. Strbac GD, Giannis K, Unger E, Mittlböck M, Watzek G, Zechner W. A novel standardized bone model for thermal evaluation of bone osteotomies with various irrigation methods. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2014 May [cited 2014 Oct 8];25(5):622–31. Available from:  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23347297>
13. Rashad A, Kaiser A, Prochnow N, Schmitz I, Hoffmann E, Maurer P. Heat production during different ultrasonic and conventional osteotomy preparations for dental implants. *Clin Oral Implants Res* [Internet]. 2011 Dec [cited 2014 Oct 27];22(12):1361–5. Available from:  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21435005>
14. Quaranta A, Andreana S, Spazzafumo L, Piemontese M. An in vitro evaluation of heat production during osteotomy preparation for dental implants with compressive osteotomes. *Implant Dent* [Internet]. 2013 Apr [cited 2014 Oct 27];22(2):161–4. Available from:  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23442602>
15. Sumer M, Misir a F, Telcioglu NT, Guler AU, Yenisey M. Comparison of heat generation during implant drilling using stainless steel and ceramic drills. *J Oral Maxillofac Surg* [Internet]. Elsevier Inc.; 2011 May [cited 2014 Oct 6];69(5):1350–4. Available from:  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21292371>
16. Mishra SK, Chowdhary R. Heat generated by dental implant drills during osteotomy-a review: heat generated by dental implant drills. *J Indian Prosthodont Soc* [Internet]. 2014 Jun [cited 2014 Oct 8];14(2):131–43. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24757349>
17. Sener BC, Dergin G, Gursoy B, Kelesoglu E, Slih I. Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths. *Clin Oral Implants Res*. 2009 Mar;20(3):294–8.
18. VIVIANE DE SOUZA LIMA DE VASCONCELLOS. AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO DE FRESAS CIRÚRGICAS PARA IMPLANTES OSSEOINTEGRÁVEIS. 2012;

19. Higuchi KW, Folmer T, Kultje C. Implant survival rates in partially edentulous patients: a 3-year prospective multicenter study. *J Oral Maxillofac Surg* [Internet]. 1995 Mar [cited 2015 May 28];53(3):264–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7861276>
20. Pires LFS, Tandler B, Bissada N, Duarte S. Comparison of heat generated by alumina-toughened zirconia and stainless steel burs for implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. [cited 2015 Jun 1];27(5):1023–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23057014>
21. Oh HJ, Wikesjö UME, Kang H-S, Ku Y, Eom T-G, Koo K-T. Effect of implant drill characteristics on heat generation in osteotomy sites: a pilot study. *Clin Oral Implants Res*. 2011 Jul;22(7):722–6.
22. Allsobrook OFL, Leichter J, Holborrow D, Swain M. Descriptive study of the longevity of dental implant surgery drills. *Clin Implant Dent Relat Res* [Internet]. 2011 Sep [cited 2015 Jun 1];13(3):244–54. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22106473>
23. Chacon GE, Bower DL, Larsen PE, McGlumphy E a, Beck FM. Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization. *J Oral Maxillofac Surg* [Internet]. 2006 Feb [cited 2014 Oct 6];64(2):265–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16413899>