

Tempo de fresagem relacionado ao desgaste de brocas para implantes dentais – estudo piloto

Drilling time related to wear of drills for dental implants - a pilot study

Antonio Roberto TAMBURI¹, Lucas Massaru NIMIYAMA², Sérgio Henrique de OLIVEIRA², Sergio Alexandre GEHRKE³

RESUMO

A instalação de implantes necessita a confecção de um alvéolo cirúrgico através da utilização de brocas. Sendo assim, esse estudo tem por objetivo analisar o desgaste de dois tipos de brocas helicoidais (Implacil De Bortoli), com e sem irrigação interna. Para isso, foram utilizadas 3 brocas de cada tipo onde foram realizadas 50 perfurações com cada broca em um corpo de prova sintético com utilização de um equipamento desenvolvido para este estudo, onde a única variável foi o tempo de perfuração. Para análise dos dados foi utilizado o teste ANOVA com o teste complementar de Tukey. Pela análise da comparação do tempo de perfuração para brocas com dupla irrigação e irrigação simples em diversos números de utilizações foi possível verificar que houve diferenças estatisticamente significantes para a comparação entre os números de utilizações ($p < 0,05$) e os tipos de irrigação ($p < 0,05$). Pode-se concluir que ocorre uma perda de corte dos dois tipos de brocas, que até a 20ª perfuração as brocas ainda estão eficientes e a partir deste ponto começam a perder a eficiência, ficando crítica a partir da 35ª perfuração. Pelas microfotografias obtidas por MEV, o desgaste não é muito evidente, sendo possível concluir que clinicamente é muito mais difícil detectar esse problema.

Palavras-chave: Implantes dentários. Instrumentos cirúrgicos. Osteotomia.

ABSTRACT

The implant placement requires the preparation of a socket through the use of surgical drills. Therefore, this study aims to analyze the wear of two types of twist drills (Implacil De Bortoli), with and without internal irrigation. For this, we used 3 bits of each type were performed where 50 holes with a drill in each specimen using a synthetic equipment developed for this study, where the only variable was the time of drilling. For data analysis we used ANOVA with Tukey's test. An analysis comparing the time of drilling for irrigation and double drills with simple irrigation in different numbers of uses can be seen that there was no statistically significant differences for the comparison between the number of uses ($p < 0.05$) and the types of irrigation ($p < 0.05$). It was possible to conclude that we have cut the loss of two types of drills, which until the 20th punching drills are still effective and from this point begin to lose efficiency getting criticism from the 35th before drilling. For SEM micrographs, the wear is not very evident, as can be concluded that clinically is much more difficult to detect this problem.

Key words: Dental implants. Surgical instruments. Osteotomy.

Endereço para correspondência:

Sergio Alexandre Gehrke
Rua Dr. Bozano, 571
97015-001 - Santa Maria – Rio Grande do Sul - Brasil
E-mail: sergio.gehrke@hotmail.com

Recebido: 10/01/2012

Aceito: 20/03/2012

1. Especialista em Implantodontia, Universidade Paulista, São Paulo, SP, Brasil.

2. Professor do Curso de Especialização em Implantodontia, Universidade Paulista, São Paulo, SP, Brasil.

3. Pesquisador do LABIMAT, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, RS, Brasil.

INTRODUÇÃO

Os implantes apresentam-se com vários diâmetros, formatos, com tratamento de superfície, diferentes conexões e possibilidades de indicações^{14,24}. Essas melhoras tecnológicas visam melhorar a previsibilidade e o sucesso a longo prazo dos implante¹⁵. A instalação desses implantes necessita da confecção de um alvéolo cirúrgico no tecido ósseo, para isso são utilizadas brocas que são normalmente de aço inoxidável⁶.

O processo de osseointegração depende de diversos fatores que envolvem características mecânicas e biológicas relacionadas diretamente aos procedimentos realizados durante a preparação do alvéolo cirúrgico, dentre estes fatores pode ser citado a densidade óssea, a rotação da broca durante a perfuração, a estabilidade do implante instalado, o calor gerado durante a osteotomia, dentre outros⁷.

As osteotomias para instalação dos implantes são obtidas pelo aumento gradual do diâmetro das brocas cirúrgicas até um diâmetro compatível com o diâmetro externo da rosca do implante¹⁵. A perfuração óssea para colocação de implantes dentais é sempre acompanhada por um aquecimento resultante da fricção e fragmentação de partículas do osso na face cortante da broca¹⁰, podendo ocorrer necrose óssea térmica devido à refrigeração inadequada e/ou perda da eficiência de corte das brocas utilizadas na preparação do alvéolo cirúrgico^{5,9}. Por esse motivo as brocas devem possuir alto poder de corte para que o tecido ósseo seja lesado o mínimo possível^{11,4}.

Alguns fatores são responsáveis pelo calor gerado, tais como: velocidade de rotação do motor, desenho das brocas⁸, eficiência do sistema de irrigação e a pressão exercida pelo operador devem ser controladas para evitar danos ósseos irreversíveis¹⁹.

No caso a geometria da broca além de parecer ser um fator importante na geração de calor durante a preparação do local do implante ela poderia explicar o aumento da temperatura na porção apical da broca²¹. O design da broca parece também influenciar significativamente o tamanho das partículas de osso recolhidos durante a preparação dos locais de implante¹⁸.

Após a realização de várias perfurações, o profissional pode não perceber quando as brocas perderam o corte durante o tratamento de um osso mais mole, mas quando o osso D1 é preparado, o corte da broca pode ser essencial^{14,17}.

O objetivo desse estudo é avaliar e relacionar a variação do tempo de fresagem ao desgaste de fresas para implantes com e sem irrigação interna. Além disso, verificar através de microscopia de varredura, possíveis alterações em sua porção ativa.

MATERIAL E MÉTODOS

Para esse estudo foram utilizadas 6 fresas de titânio (ASTM F136) helicoidais de 2 mm de diâmetro, marca Implacil De Bortoli – Produtos Odontológicos, São Paulo - SP, sendo 3 com irrigação interna, representando o Grupo 1 (Figura 1B) e 3 sem irrigação interna, representando o Grupo 2 (Figura 1A).

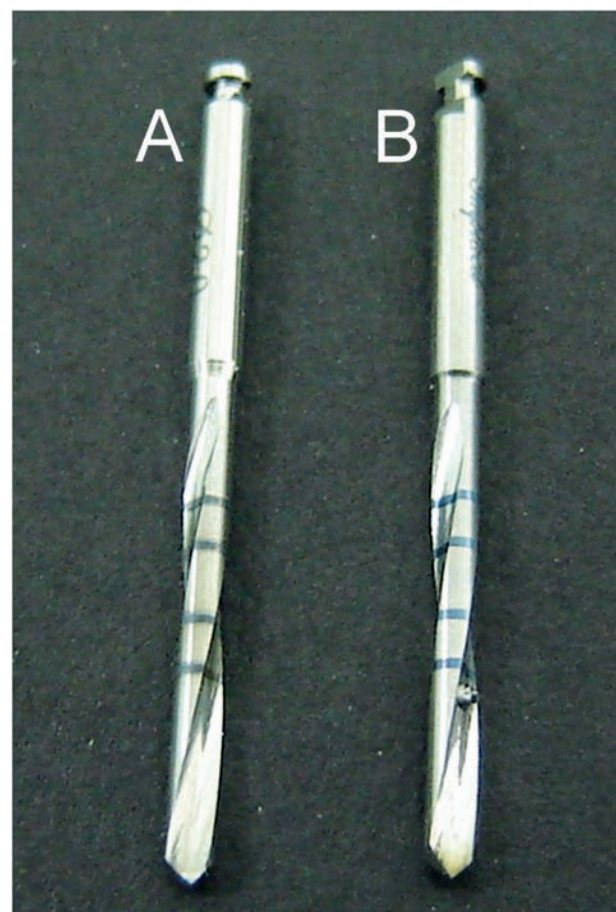


Figura 1 - Broca sem irrigação interna (A) e broca com irrigação interna (B).

Os corpos de provas utilizados para a fresagem foram adquiridos junto à empresa Nacional Ossos (São Paulo – SP), sendo uma placa de dimensões 130x180x40 mm (Figura 2A), os quais foram cortados para ficarem com a dimensão de 130x13x40 mm (Figura 2B). Essas especificações são padrão para poliuretano de uso como material padrão para testes de aparelhos ortopédicos e instrumentos e, segundo o fabricante, esse osso sintético reproduz densidade e dureza de um osso tipo 1.

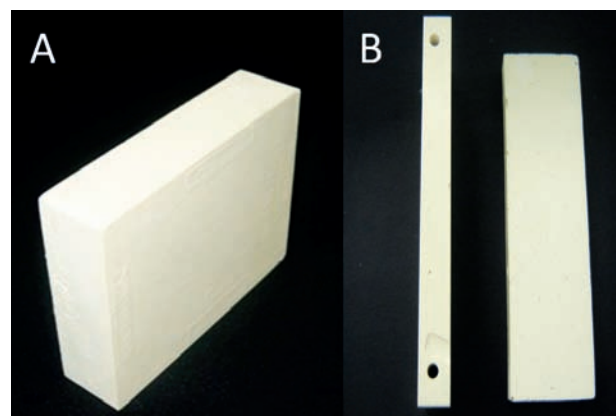


Figura 2 - Imagem dos blocos utilizados no ensaio com suas dimensões originais (A) e após o fracionamento (B).

Para a realização do ensaio foi desenvolvido equipamento para controle do acionamento do motor de implantes (VK Driller – Equipamentos Elétricos Ltda., São Paulo, SP), com o micromotor e o contra ângulo acoplado, para padronizando as perfurações. Durante as perfurações foi utilizada uma pressão contínua e constante de 2 kg. A cada perfuração o conjunto contra-ângulo/broca foi erguido a uma distância de 5 mm do corpo de prova através de uma haste que marca esta distância para termos uma padronização. A velocidade de rotação do motor foi calibrada em 600 rpm com irrigação contínua de 50 ml/min (água para injetáveis como solução irrigante - Segmenta Farmacêutica Ltda., Ribeirão Preto, SP). O corpo de prova também foi fixado ao equipamento para não ocorrer mobilidade. Ao equipamento, ainda, foi acoplado um sistema com um processador e sensores de led para captar a passagem da broca desde o início da perfuração até o término (13 mm), marcando assim o tempo que a broca demora em atravessar o corpo de prova. Assim, foram realizadas 50 perfurações com cada broca.

Todas as brocas foram analisadas visualmente através de MEV antes e após as perfurações.

O teste estatístico utilizado foi o teste ANOVA com dois fatores de variação (tipo de irrigação e número de utilização das fresas) a um grau de significância de 5%. Ainda, para as outras comparações foi necessário o teste complementar de Tukey, que identifica nas comparações de médias múltiplas quais possuem diferenças estatisticamente significantes entre si.

RESULTADOS

Na análise por MEV comparando antes e após as 50 perfurações pode-se verificar um desgaste (arredondamento) nas arestas principais de corte de ambos os grupos, o qual não foi muito acentuado (Figuras 3 e 4).

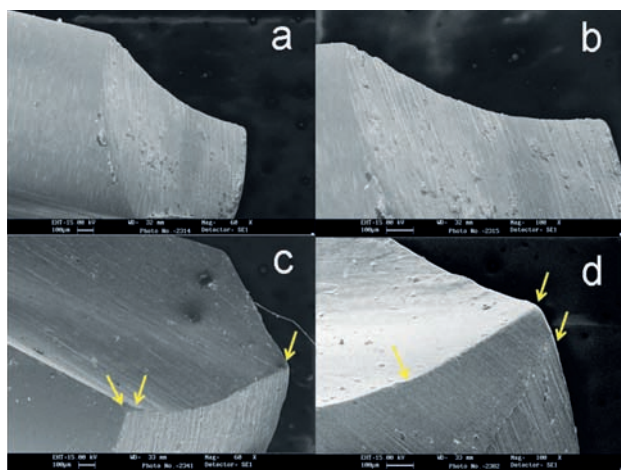


Figura 3 - Imagens de MEV do grupo 1 antes das perfurações com aumento de 60x (a) e 100x (b), e após as 50 utilizações em aumentos de 60x (c) e 100x (d). As setas amarelas indicam as áreas onde houve maior desgaste nas fresas.

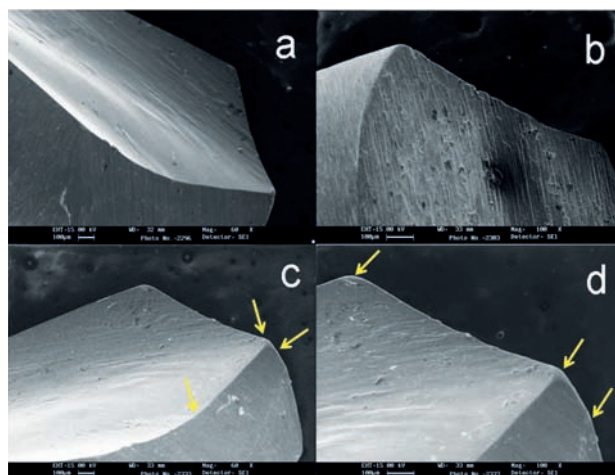


Figura 4 - Imagens de MEV do grupo 2 antes das perfurações com aumento de 60x (a) e 100x (b), e após as 50 utilizações em aumentos de 60x (c) e 100x (d). As setas amarelas indicam as áreas onde houve maior desgaste nas fresas.

Notou-se que apesar de não haver uma constante com relação ao tempo, entre a 1ª e a última perfuração ocorreu um aumento acentuado do tempo demonstrando um desgaste da broca. Este aumento do tempo foi mais considerável a partir da 30ª perfuração.

Como o número de utilizações de cada tipo de fresa foi de 50 vezes, essas foram agrupadas em faixas de 5 utilizações, fazendo-se uma média dentro dessa faixa.

O teste estatístico utilizado foi o teste ANOVA com dois fatores de variação (tipo de irrigação e número de utilização das fresas) a um grau de significância de 5%. O resultado do teste ANOVA encontra-se na Tabela 1.

Tabela 1 - Comparação do tempo de perfuração para fresas com e sem irrigação interna em diversos números de utilizações.

Sequência de perfurações	Grupo 1	Grupo 2
1 à 5	10,44167	8,6042
6 à 10	10,76313	9,905
11 à 15	10,05807	10,6866
16 à 20	12,06733	11,48067
21 à 25	12,3422	11,96313
26 à 30	13,87407	12,46133
31 à 35	14,8572	12,6252
36 à 40	17,20847	14,2226
41 à 45	18,23487	15,34133
46 à 50	19,52407	17,19447

Fonte da variação	SQ	gl	MQ	F	valor-P	F crítico
Utilizações	789,743	9	87,74922	68,72252	6,33E-34	1,999116
Irrigação	55,40222	1	55,40222	43,38933	4,36E-09	3,960352
Interações	31,31831	9	3,479812	2,725283	0,007979	1,999116
Dentro	102,149	80	1,276863			
Total	978,6125	99				

Pela análise da tabela anterior foi possível verificar que houve diferenças estatisticamente significantes para a comparação entre os números de utilizações ($p < 0,05$) e os tipos de irrigação ($p < 0,05$).

O teste ANOVA apenas indica se existem diferenças entre os grupos analisados, mas não identifica quais são estes grupos. No caso da comparação entre os tipos de irrigação (Grupo 1 e Grupo 2), independentemente do número de utilizações, a comparação é entre dois grupos, portanto existe diferença estatisticamente significativa, significando que as fresas do Grupo 1 demoraram mais para realizar as perfurações do que as fresas do Grupo 2 (médias de tempo de perfuração de 13,93 e 12,44, respectivamente). Essa comparação está demonstrada no gráfico da Figura 5.

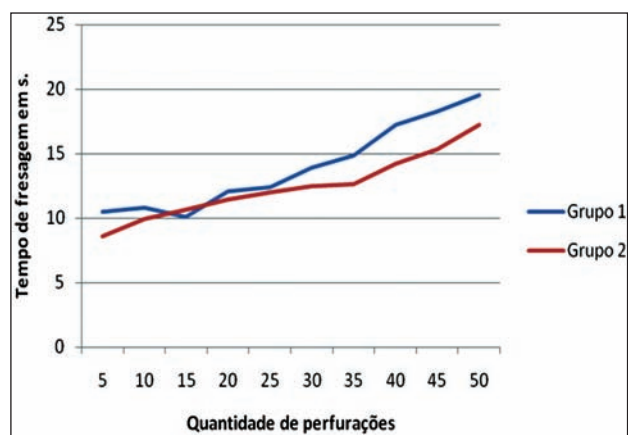


Figura 5 - Gráfico demonstrando o tempo necessário para atravessar o bloco em relação a quantidade de vezes que as brocas foram utilizadas.

O resultado do teste de Tukey, ao nível de significância de 5% foi de 2,62s (Tabela 2). Isto significa que quando a diferença entre as médias comparadas for inferior a 2,62s, as diferenças encontradas não são estatisticamente significantes, portanto as médias deverão ser consideradas semelhantes. Nos casos em que as diferenças entre as médias for maior do que o valor de Tukey (2,62s) estas serão consideradas estatisticamente significantes.

Tabela 2 - Teste de Tukey para comparação entre as médias.

Resultados do teste de Tukey
Resíduo na análise de variância: 1.27680
Nível de probabilidade indicado: 5 %
Número de dados da amostra: 100
Número de médias comparadas: 20
Número de dados para cada média: 5
Graus de liberdade do resíduo: 80
Valor de q tabelado, (ao nível de 5%), para 20 m. dias e 80 graus de liberdade: 5,203
Valor crítico de Tukey calculado: 2.62941

Segundo os critérios de comparação entre as médias foi possível verificar um padrão semelhante no comportamento entre os grupos. Na comparação do número de utilizações das fresas, independentemente do

tipo de irrigação foi possível verificar tempos de perfuração semelhantes da 1ª à 20ª perfuração, da 21ª à 35ª e da 36ª à 50ª utilização.

Para as fresas com dupla irrigação, comparando o número de utilizações foi possível verificar comportamento semelhante da 1ª à 25ª perfuração, da 26ª à 35ª perfuração e entre a 36ª e a 50ª perfuração, enquanto, as fresas com irrigação simples tiveram resultados semelhantes entre a 1ª e a 15ª perfuração, entre a 16ª e a 35ª perfuração e entre a 36ª e a 50ª perfuração.

De acordo com os testes isto pode indicar que até a 20ª perfuração as fresas ainda estão eficientes. Começam a perder eficiência a partir deste ponto ficando crítico da 35ª perfuração em diante.

DISCUSSÃO

Os implantes dentários estão consagrados segundo diversos autores^{15,17}. Através dos estudos ficou evidenciado que para instalação de implantes dentários existe a necessidade da confecção de um alvéolo cirúrgico através do uso de brocas¹⁶ que as mesmas possuem uma vida útil^{6,14}.

Nesse estudo foram utilizadas brocas de 2 mm de diâmetro, pois é o instrumental utilizado com mais frequência e, segundo alguns autores¹³ é o que pode gerar mais calor que as brocas de maior diâmetro quando os implantes são colocados em osso denso.

Vários modelos de corpo de prova foram utilizados por diferentes autores, tais como, mandíbulas humanas edentadas⁹ e costela de osso bovino²⁰, porém, dessa maneira não existe padronização com relação à densidade no local da perfuração²⁵. Assim, optou-se pela utilização de osso sintético Nacional Ossos como forma de padronização do tipo de osso, seguindo outros autores^{16,23,26}. Esse osso sintético possui densidade tipo 1, conforme descrito pelo fabricante e exigido pela norma ASTM Internacional 2002³, onde as brocas sofrem maior desgaste durante a perfuração¹⁷.

A falta de eficiência da broca pode exigir a aplicação de força extra, que por sua vez pode contribuir no aumento da temperatura podendo prejudicar a regeneração óssea ao redor dos implantes e contribuir para falha na osseointegração^{2,11}. Por isso, a força aplicada foi padronizada através de pesos utilizados no aparelho de ensaio, sendo utilizado como variável o fator tempo, onde, depois de repetidas utilizações da mesma broca, houve uma maior demorando em realizar o corte na mesma espessura do bloco de osso sintético.

Quanto ao tipo de irrigação utilizada (simples ou dupla) observou-se que a broca com dupla irrigação tem um desempenho melhor e mais duradouro, tanto que as perfurações com dupla irrigação são semelhantes até a 25ª perfuração e a broca com irrigação simples até a 15ª perfuração. Fato descrito na literatura²² informando que a refrigeração da ferramenta é especialmente importante em velocidades de corte e que o esfriamento pode provocar grande aumento na vida da ferramenta.

Através de análise estatística ficou evidente que as brocas começam a perder a eficiência de corte a partir da 20ª perfuração ficando crítica a partir da 35ª perfuração em diante. Na análise de MEV o desgaste nas brocas analisadas foi em suas arestas principais de corte após as 50 perfurações: desgaste de flanco, desgaste de cratera e lascamentos^{12,22}, pois, as duas arestas principais de corte de uma broca helicoidal agem diretamente no corte do material⁶.

CONCLUSÃO

Através de análise em MEV observou-se que houve um desgaste em cratera e flanco nas arestas principais de corte das brocas analisadas. Na análise dos tempos de perfurações, sobre a perda de eficiência de corte das brocas, concluiu-se dentro dos padrões utilizados que: a partir da 35ª perfuração o estado dos dois tipos de broca analisadas ficam crítico e, o início da perda de eficiência de corte da broca com irrigação simples ocorre a partir da 15ª perfuração enquanto a broca com dupla irrigação começa a perder a eficiência a partir da 25ª perfuração.

REFERÊNCIAS

1. Akagawa Y, Satomi K, Nikai H, Tsuru H. Initial interface between submerged hydroxyapatite-coated titanium alloy implant and mandibular bone after nontapping and tapping insertions in monkeys. *J Prosthet Dent*. 1990;63(5):559-64.
2. Allan W, Williams ED, Kerawala CJ. Effects of repeated drill use on temperature of bone during preparation for osteosynthesis self-tapping screws. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2005;43(4):314-9.
3. American Society for Testing and Materials. F1839 - 97: standard specification for rigid polyurethane for use as a standard material for testing orthopedic devices and instruments. West Conshohocken: The Society; 2002.
4. Augustin G, Davila S, Mihoci K, Udjak T, Vendra DS, Antabak A. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2008;128(1):71-7.
5. Barbosa AB, Taveira LA, Consolaro A., Franciscone CE. Efeitos microscópicos da ação da câmara coletora do implante no tecido ósseo: mecanismo para favorecer a osseointegração: nota prévia. *ImplantNews*. 2009;6(4):431-2.
6. Bertolete CM. Determinação da vida de brocas utilizadas em implantodontia e influência das condições de corte [dissertation]. Uberlândia (MG): Universidade Federal de Uberlândia; 2009.
7. Douglas CR. Patofisiologia oral. 2nd ed. São Paulo: Pancast; 2005. p.521-7.
8. Ercoli C, Funkenbusch PD, Lee HJ, Moss ME, Graser GN. The influence of drill wear on cutting efficiency and heat production during osteotomy preparation for dental implants: a study of drill durability. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19(3):335-49.
9. Eriksson AR, Adell R. Temperatures during the placement of implants using the osseointegration technique. *J Oral Maxillofac Surg*. 1986;44(1):4-7.
10. Eriksson AR, Albrektsson T, Albrektsson B. Heat caused by drilling cortical bone. Temperature measured in vivo patients and animals. *Acta Orthop Scand*. 1984;55(6):629-31.
11. Faria R, Camargo FP, Galhano G, Vasconcelos DK, Bottino MA. Eficiência de corte de frezas para implantes. *ImplantNews*. 2007;4(1):45-9.
12. Ferraresi D. Fundamentos da usinagem dos metais. São Paulo: Edgar Blücher; 1977.
13. Flanagan D. Osteotomy irrigation: is it necessary? *Implant Dent*. 2010;19(3):241-9.
14. Gehrke SA. Implantes dentais - alternativas e técnicas nos tratamentos reabilitadores. Santa Maria: BioFace; 2011.
15. Granato R, Marin C, Gil JN, Suzuki M, Coelho PG. Tendências atuais para aprimorar o processo de osseointegração. *Innov Implant J, Biomater Esthet*. 2008;3(5):20-5.
16. Harris BH, Kohles SS. Effects of mechanical and thermal fatigue on dental drill performance. *J Oral Maxillofac Implants*. 2001;16(6):819-26.
17. Misch CE. Implantes dentários contemporâneos. 2nd ed. São Paulo: Santos; 2006.
18. Park SY, Shin SY, Yang SM, Kye SB. Effect of implant drill design on the particle size of the bone collected during osteotomy. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2010;39(10):1007-11.
19. Queiroz TP, Souza FA, Okamoto R, Margonar R, Pereira Filho VA, Garcia IR Jr, et al. Evaluation of immediate bone-cell viability and of drill wear after implant osteotomies: immunohistochemistry and scanning electron microscopy analysis. *J Oral Maxillofac Surg*. 2008;66(6):1233-40.
20. Scarano A, Carinci F, Quaranta A, Di Iorio D, Assenza B, Piattelli A. Effects of bur wear during implant site preparation: an in vitro study. *Int J Immunopathol Pharmacol*. 2007;20(1 Suppl 1):23-6.
21. Scarano A, Piattelli A, Assenza B, Carinci F, Di Donato L, Romani GL, et al. Infrared thermographic evaluation of temperature modifications induced during implant site preparation with cylindrical versus conical drills. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2011;13(4):319-23.
22. 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;20(3):294-8.
23. Silva P, Rosa RC, Placo PJ, Shimaro AC, Paula FJA, Volpon JB, et al. Parafusos automacheantes: comparação mecânica no modelo artificial de osso e na vértebra cervical de carneiro. *Coluna/Columna*. 2009;8(3):310-4.
24. Spiekermann H. Implantologia. Porto Alegre: Artmed, 2005.
25. Turkyilmaz I, Sennerby L, McGlumphy EA, Tozum TF. Biomechanical aspects of primary implant stability: a human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2009;11(2):113-9.
26. Zamarioli A, Simões PA, Shimano AC, Defino HLA. Torque de inserção e resistência ao arrancamento dos parafusos vertebrais com alma cilíndrica e cônica. *Rev Bras Ortop*. 2008;43(10):452-9.