

# Eficiência de corte de frezas para implantes

*Cut efficiency of implant drills*

Renata Faria\*  
Fernanda Pelógia Camargo\*\*  
Graziela Galhano\*\*  
Diego Klee de Vasconcelos\*\*\*  
Marco Antonio Bottino\*\*\*\*

## RESUMO

O objetivo nessa pesquisa foi comparar a eficiência de corte de duas brocas para implantes, de formatos iguais e recobrimentos de superfície diferentes (B1 com e B2 sem recobrimento de nitreto de titânio). Para isso, foram utilizadas amostras de osso cortical de fêmur bovino, nas quais foram feitas perfurações (testes "cegos") por 50 operadores. O teste foi conduzido com velocidade de 1500 rpm e irrigação constante de soro fisiológico. Foram registradas as forças exercidas e o tempo despendido durante perfurações ósseas, comparando seu desempenho entre os diferentes operadores. Os resultados foram submetidos a um teste estatístico de análise de variância Anova e seguidos pelo teste de Tukey 5%. O valor médio de tempo máximo despendido durante a perfuração com a B1 (T1= 36,58 s) diferiu do tempo da B2 (T2= 22,2 s) e o valor médio de pressão máxima exercida durante a perfuração com a B1 (P1 = 3,55 kg) diferiu da pressão máxima da B2 (P2 = 3,264 kg). Pode-se concluir que a broca sem o recobrimento de nitreto de titânio apresentou comportamento mais favorável, requerendo menor pressão e menos tempo de perfuração.

**Unitermos** - Implantes dentários; Osseointegração; Ossos; Perfuração; Instrumentos odontológicos.

## ABSTRACT

The aim of this work was to compare the cut efficiency of two implant drills with the same geometrical parameters but different surfaces coating (B1 with and B2 without titanium nitrate coating). Samples of bovine femurs were used, in which 50 operators performed perforations ("blind" study). The test was performed at a speed of 1500 rpm, under constant irrigation. The force and the time expended during drilling were registered and the performances of the different operators were compared. The results were submitted to Anova and Tukey tests (5%). The average time spent with B1 (T1 = 36,58 s) differed from B2 (T2 = 22,2 s) and the B1 average value pressure during drilling (3,55 P1 = kg) differed from the maximum pressure of B2 (3,264 P2 = kg). It can be concluded that the drill without titanium nitrate coating presented better results, requiring less pressure and less time for perforation.

**Key Words** - Dental implant; Osseointegration; Bones; Drilling bone; Dental instruments.

Recebido em: abr/2006

Aprovado em: dez/2006

\* Professora assistente da Disciplina de Prótese Dental da Universidade Paulista - Unip; Mestre e doutoranda em Prótese Dentária, Unesp/SJC.

\*\* Mestre e doutoranda em Prótese Dentária, Unesp/SJC.

\*\*\* Mestre em Implantodontia - UFSC; Doutor em Odontologia Restauradora - Especialidade Prótese Dentária - Faculdade de Odontologia de São José dos Campos - Unesp; Professor da Disciplina de Prótese Parcial - UFSC.

\*\*\*\* Professor titular da Disciplina de Prótese Dental da Universidade Paulista - Unip; Professor adjunto da Disciplina de Prótese Parcial Fixa da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos - Unesp.

## Introdução

Durante uma cirurgia para a colocação de implantes, alguns parâmetros devem ser levados em conta para que ocorra a osseointegração. O termo preparação cirúrgica "atraumática" é considerado essencial, incluindo várias condições como a preocupação com o excesso de calor gerado durante a fresagem.

A perfuração óssea para colocação de implantes dentais é sempre acompanhada por um aquecimento resultante da fricção e a fragmentação de partículas do osso na face cortante da broca<sup>8-9,13</sup>. O calor friccional gerado pelo corte do tecido ósseo pode causar hiperemia, necrose, fibrose, degeneração de osteócitos e um aumento da atividade osteoclástica e osteoblástica<sup>22</sup>. Além disso, após a cicatrização, a injúria térmica pode levar a formação de tecido fibroso na interface osso/implante, com um mau prognóstico de longo prazo.

Alguns fatores responsáveis pelo calor gerado como, velocidade de rotação do motor<sup>20</sup>, desenho das brocas<sup>11</sup>, eficiência do sistema de irrigação<sup>14,20</sup> e a pressão exercida pelo operador<sup>2,15</sup> devem ser controlados para evitar danos ósseos irreversíveis.

A eficiência de corte de uma broca cirúrgica é um fator muito importante que deve ser levado em consideração. A pressão exercida pelo operador no ato cirúrgico pode ser influenciada pela eficiência de corte da broca. Segundo Matthews, Hirsch<sup>15</sup> (1972) a força aplicada é mais importante que a velocidade de rotação, tanto para a magnitude quanto para a duração da elevação da temperatura. Brisman<sup>2</sup> (1996) verificou que quando aumentada a força do operador sobre o contra-ângulo houve uma maior geração de calor.

Portanto, objetivou-se nesse estudo, avaliar a eficiência de corte de brocas para implantes, por meio da verificação da pressão máxima exercida por diversos operadores, medindo-se, também o tempo gasto durante perfurações ósseas.

## Material e Método

Dois tipos de brocas para implantes (Conexão Sistemas de Prótese, Brasil), de 2 mm de diâmetro, formatos iguais e recobrimentos de superfície diferentes ([B1] com e [B2] sem recobrimento de nitreto de titânio) foram designados para o teste (Figura 1). Utilizaram-se cinco brocas de cada tipo.

O experimento foi conduzido com o uso de amostras de osso cortical de fêmur bovino. Para a obtenção das amostras os ossos femurais foram seccionados ao meio, no sentido longitudinal, e cortes transversais a cada 40 mm foram feitos (Figura 2). As amostras tiveram suas superfícies

planificadas em que foram realizadas dez perfurações iniciais, com profundidade de 0,5 mm para guiar o operador durante a perfuração e foram mantidas congeladas até o momento do experimento a  $-20^{\circ}\text{C}$ <sup>19</sup>. Para o descongelamento foram imersas em solução de soro fisiológico à temperatura ambiente ( $22^{\circ}\text{C}$  a  $25^{\circ}\text{C}$ ) e mantidas até atingirem a mesma temperatura.

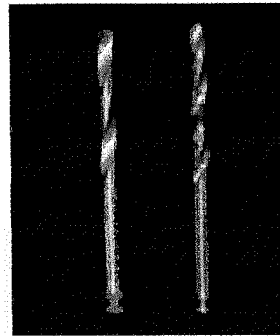


Figura 1  
Brocas cirúrgicas de 2 mm de diâmetro para implantes (Conexão Sistemas de Prótese) sem e com recobrimento de nitreto de titânio.

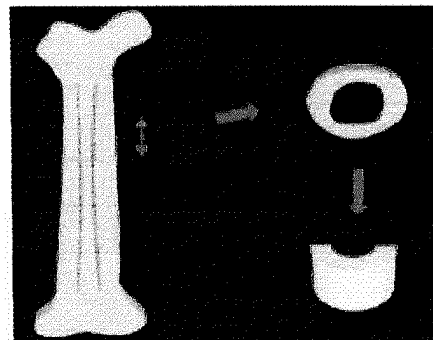


Figura 2  
Esquema mostrando a forma de obtenção dos corpos-de-prova a partir do fêmur bovino.

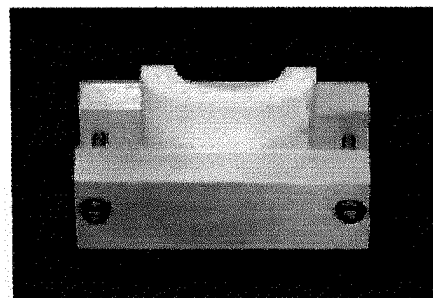


Figura 3  
Aspecto da morsa utilizada para a fixação da amostra de osso bovino.

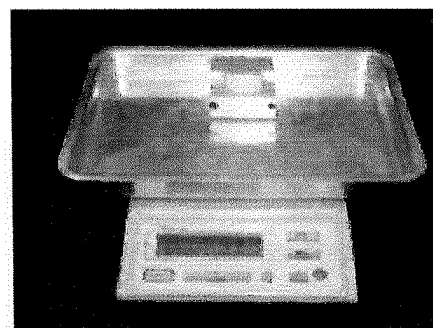


Figura 4  
Imagem mostrando o conjunto recipiente/corpo-de-prova sobre a Balança Milsesimil, utilizada para o registro da pressão exercida durante as perfurações.

Uma morsa com dimensões compatíveis ao tamanho da amostra foi confeccionada para a sua fixação (Fi-

gura 3). Essa morsa foi colada num recipiente de alumínio e o conjunto foi colocado sobre uma balança milesimal (AS 5000 - Marte Equipamentos de Medição, São Paulo - Brasil) para a medição da força aplicada no momento da perfuração (Figura 4).

O experimento foi realizado durante um congresso de Implantodontia onde 50 congressistas participaram da pesquisa como operadores. Foram solicitadas para cada operador as seguintes informações: sexo, idade, tempo de formado, tempo de Implantodontia.

Para a realização das perfurações foi utilizado um contra-ângulo redutor (20:1) (W&H 975 AE, W&H Dentalwerk - Áustria) conectado a um motor (BLM 600 Plus Driller). As perfurações foram feitas até atingir a profundidade de 13 mm, com irrigação de solução de cloreto de sódio a 0,9% a temperatura ambiente (23 a 25°C), a uma velocidade de 1500 rpm. A Figura 5 mostra o aparato montado para a realização da pesquisa.

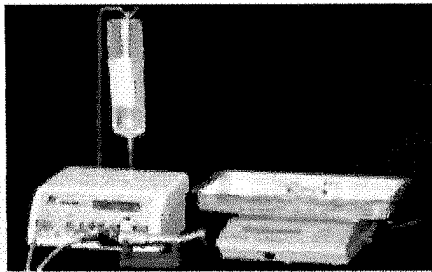


Figura 5  
Aspecto geral de todo o aparato montado para os ensaios.

O visor da balança foi posicionado fora do alcance visual do operador (Figura 6). Era recomendado ao operador que realizasse a perfuração de forma intermitente simulando uma perfuração *in vivo*. Cada operador realizou duas perfurações: uma utilizando a broca com recobrimento de nitreto de titânio (B1), e outra a broca sem recobrimento de nitreto de titânio (B2). As brocas eram substituídas após dez perfurações. Em cada ensaio foram registrados o tempo de perfuração e a força máxima aplicada para cada tipo de broca. Dessa maneira, foram aferidos 50 operadores (42 homens e oito mulheres), que realizaram um total de 50 perfurações para cada tipo de broca.



Figura 6  
Ensaio sendo realizado por um dos operadores durante o Congresso. Pode-se verificar o operador realizando a perfuração e o visor da balança fora do seu alcance visual.

Os resultados foram submetidos a um teste estatístico de análise de variância Anova e seguidos pelo teste de Tukey 5%.

## Resultados

Nesse estudo foram obtidos dados de 50 operadores. Para os resultados obtidos foi aplicada a análise estatística descritiva para os parâmetros: tempo que o operador atua na área de Implantodontia (Timpl), tempo despendido durante a perfuração com a broca B1 (T1), tempo despendido durante a perfuração com a broca B2 (T2), pressão máxima exercida durante a perfuração com a broca B1 (P1) e pressão máxima exercida durante a perfuração com a broca B2 (P2).

TABELA 1 - ANÁLISE ESTATÍSTICA DESCRITIVA

Variável	N	Média	Unidade	DP
Timpl	50	7,740	anos	4,602
T1	50	36,58	s	23,50
T2	50	22,22	s	16,68
P1	50	3,554	kg	0,856
P2	50	3,264	kg	1,007

TABELA 2 - TEMPO MÁXIMO DE PERFURAÇÃO: VALORES DE MÉDIA E DESVIO PADRÃO DOS TEMPOS DESPENDIDOS (EM SEGUNDOS) DURANTE A PERFURAÇÃO POR 50 OPERADORES

Recobrimento	(n=50)
	m ± dp
T1	36,5 ± 23,5
T2	22,2 ± 16,6

95% CI for mean difference: (9,2788, 19,4412)

T-Test of mean difference = 0 (vs not = 0): T-Value = 5,68 P-Value = 0,000

Para a amostra de 50 operadores, o valor médio de tempo máximo despendido durante a perfuração com a broca (T1) com o recobrimento (36,58 s) difere da pressão máxima da broca (T2) Sem o recobrimento (22,2 s).

TABELA 3 - PRESSÃO MÁXIMA DE PERFURAÇÃO: VALORES DE MÉDIA E DESVIO PADRÃO DA PRESSÃO MÁXIMA EXERCIDA (EM KG) DURANTE A PERFURAÇÃO POR 50 OPERADORES

Recobrimento	Geral (n=50)
	m ± dp
P1	3,5 ± 0,8
P2	3,2 ± 1,0

95% CI for mean difference: (0,101289, 0,478711)

T-Test of mean difference = 0 (vs not = 0): T-Value = 3,09 P-Value = 0,003

Para a amostra de 50 operadores, o valor médio de pressão máxima exercida durante a perfuração com a broca (P1) com o recobrimento (3,55) difere da pressão máxima da broca (P2) sem o recobrimento (3,264).

## Discussão

A finalidade do banho de nitreto de titânio na superfície de brocas cirúrgicas é a obtenção de maior durabilidade. Porém, a alta temperatura no processo de deposição do nitreto de titânio pode provocar um arredondamento das

CADERNO CIENTIFICO

bordas cortantes das brocas. Para se avaliar esse efeito, testou-se nesta pesquisa a eficiência de corte de brocas para implantes, com e sem o recobrimento de nitreto de titânio, por meio da comparação da pressão exercida e do tempo gasto durante as perfurações. Como a pesquisa foi feita em um ambiente que reunia apenas profissionais da área de Implantodontia (5ª SIPI – Simpósio Internacional de Prótese sobre Implantes), conseguiu-se reunir operadores com relativa experiência em cirurgias de implante (três a 11 anos atuando na área).

Pôde-se observar, no presente trabalho que, a pressão exercida durante as perfurações variou consideravelmente entre operadores atingindo de 1,6 kg a 5,0 Kg, resultados esses que diferiram bastante dos obtidos por Hobkirk, Rusiniak<sup>12</sup> (1977) que, avaliaram o desempenho de 20 cirurgiões-dentistas e observaram forças máximas exercidas de 6 N a 24 N (aproximadamente 600 g a 2,4 kg). Porém, utilizaram em sua pesquisa, velocidades de 3600 rpm e 7500 rpm; além disso, as perfurações foram feitas em mandíbula bovina, o que justifica a diferença nos resultados.

Muitos autores utilizaram em seus trabalhos pressão de 2 kg, considerando essa como sendo a força comumente aplicada em cirurgias<sup>5-6,10,14</sup>.

Um fato relevante, observado nessa pesquisa, foi que alguns operadores realizaram uma pressão contínua durante as perfurações, relacionando esse procedimento com a garantia da obtenção de um alvéolo cirúrgico mais regular, minimizando a possibilidade do seu alargamento durante o sucessivo movimento de penetração e remoção da perfuração intermitente. Porém, trabalhos científicos mostraram que a pressão intermitente permite o escape do osso cortado durante o ato das perfurações, bem como o acesso da irrigação das brocas no alvéolo cirúrgico<sup>7</sup>. Além disso, se a pressão de perfuração for contínua, há um risco da porção serrilhada da broca ficar bloqueada com partículas ósseas, impedindo que o fluido drene para fora<sup>21</sup>. Por essa razão, a perfuração intermitente ou uma alta pressão do fluido para a remoção desses fragmentos ósseos é necessária<sup>3</sup>. Embora não se tenha dados numéricos, foi observado nesta pesquisa que os operadores que realizaram pressão intermitente obtiveram menores tempos de perfuração, independente do tipo de broca utilizada.

Foi claramente observado que quando o operador utilizava uma broca com menor poder de corte, invariavelmente exercia uma maior pressão, na tentativa de minimizar o tempo de perfuração. Acredita-se que isso deva ocorrer também na prática clínica diária. Quando uma broca apresenta menor capacidade de corte, seja por suas características iniciais ou pelo desgaste por sua excessiva reutilização, o operador passa a exercer uma maior pressão durante a perfuração.

As brocas testadas apresentaram comportamentos diferentes. Parece que o tipo de recobrimento afetou, principalmente, o tempo de perfuração, fato esse que pode ser relacionado a menor eficiência de corte da broca que possui o recobrimento de nitreto de titânio. Segundo Ercoli et al<sup>6</sup> (2004), o desenho, o material e as propriedades mecânicas das brocas afetam significativamente a sua eficiência de corte e durabilidade.

O tempo de perfuração é uma importante variável na geração de temperatura e pode ser influenciado por alguns fatores como, a velocidade e pressão<sup>1,13</sup>, a qualidade ou eficiência de corte da broca<sup>4,18,20</sup>, e a consistência do tecido ósseo<sup>16</sup>. Segundo Abouzgia, James<sup>1</sup> (1995), o tempo de perfuração é obviamente um parâmetro em qualquer estudo sobre perfurações em osso e é de especial interesse quando a geração de calor é considerada. Saad<sup>17</sup> (2000) avaliou a efetividade de brocas cirúrgicas para implante e verificou que o tempo de perfuração óssea aumentou de acordo com o uso progressivo das brocas. O tempo de perfuração também foi avaliado no trabalho de Faria<sup>10</sup> (2005) em que, comparando o desempenho de brocas para implantes de três marcas comerciais, de composições metalúrgicas e geometria diferentes, verificou uma diferença significativa entre as brocas, sugerindo uma diferença na eficiência de corte. Como nesse trabalho foi padronizada a pressão de 2 kg, o aumento do tempo de perfuração não gerou um aumento nas temperaturas registradas pelas diferentes brocas, criando a expectativa de se determinar se o aumento da pressão poderia gerar maior temperatura. Outros trabalhos de pesquisa mostraram que a perda da eficiência de corte pode afetar negativamente a geração de calor produzida durante o preparo do tecido ósseo<sup>15,17</sup>.

A eficiência de corte das brocas pode estar associada a um menor trauma térmico no osso; porém, existem outras considerações clínicas importantes que podem influenciar no comportamento das brocas como, por exemplo, a experiência do profissional e o equipamento complementar utilizado.

## Conclusões

Os resultados sugeriram que para se preparar um alvéolo cirúrgico para implante, a broca sem o recobrimento de nitreto de titânio apresentou comportamento mais favorável, requerendo menor pressão e obtendo menos tempo de perfuração.

Endereço para correspondência:

Renata Faria  
Av. Conselheiro Nébias, 628 - Conj. 35  
11045-002 - Santos - SP  
refaria@gmail.com

Referências

1. Abouzgia MB, James DF. Measurements of shaft speed while drilling through bone. *J Oral Maxillofac Surg.* 1995 Nov;53(11):1308-16.
2. Brisman DL. The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996 Jan/Feb;11(1):35-7.
3. Carvalho PSP, Rossi Júnior R, Sanches MC, Jaef SB. Ação das brocas para implantes com e sem irrigação interna. *Rev Gaúcha Odontol.* 1994 maio/jun; 42(3):171-3.
4. Cooley RL, Marshall TD, Young JM, Huddleston AM. Effect of sterilization on the strength and cutting efficiency of twist drills. *Quintessence Int.* 1990 Nov;21(11):919-23.
5. Cordioli G, Majzoub Z. Heat generation during implant site preparation: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997 Mar/Apr;12(2):186-93.
6. 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 May/Jun;19(3):335-49.
7. Eriksson RA, Adell R. Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. *J Oral Maxillofac Surg.* 1986 Jan;44(1):4-7.
8. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent.* 1983 July;50(1):101-7.
9. Eriksson AR, Albrektsson T. The effect of heat on bone regeneration: an experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. *J Oral Maxillofac Surg.* 1984 Nov;42(11):705-11.
10. Faria R. Avaliação da temperatura gerada e o tempo gasto durante o prepare do tecido ósseo com a utilização de brocas de diferentes sistemas de implantes. 2005. 100f. Tese (Mestrado em Odontologia Restauradora, Área de concentração em Prótese) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos –UNESP.
11. Harris BH, Kohles SS. Effects of mechanical and thermal fatigue on dental drill performance. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001 Nov/Dec;16(6):819-26
12. Hobkirk JA, Rusiniak K. Investigation of variable factors in drilling bone. *J Oral Surg.* 1997 Dec;35(12):968-73.
13. Iyer S, Weiss C, Mehta A. Effects of drill speed on heat production and the rate and quality of bone formation in dental implant osteotomies. Part II: Relationship between drill speed and healing. *Int J Prosthodont.* 1997 Nov-Dec;10(6):536-40.
14. Lavelle C, Wedgwood D. Effect of internal irrigation on frictional heat generated from bone drilling. *J Oral Surg.* 1980 July;38(7):499-503.
15. Matthews LS, Hirsch C. Temperatures measured in human cortical bone when drilling. *J Bone Joint Surg Am.* 1972 Mar;54(2):297-308.
16. Reingewirtz Y, Szmukler-Moncler S, Senger B. Influence of different parameters on bone heating and drilling time in implantology. *Clin Oral Implants Res.* 1997 June;8(3):189-97
17. Saad PA. Avaliação da efetividade das fresas cirúrgicas de 2.0mm do sistema máster screw/conexão para implantes osseointegrados. [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade Federal de São Paulo, 2000.
18. Saha S, Pal S, Albright JA. Surgical drilling: design and performance of an improved drill. *J Biomech Eng.* 1982 Aug;104(3):245-52.
19. Sedlin ED, Hirsch C. Factors affecting the determination of the physical properties of femoral cortical bone. *Acta Orthop Scand.* 1966;37(1):29-48.
20. Sharawy M, Misch CE, Weller N, Tehemar S. Heat generation during implant drilling: the significance of motor speed. *J Oral Maxillofac Surg.* 2002 Oct;60(10):1160-9.
21. Sutter F, Krekeler G, Schwammberger AE, Sutter FJ. Atraumatic surgical technique and implant bed preparation. *Quintessence Int.* 1992 Dec;23(12):811-6.
22. Thompson HC, Army US. Effect of drilling into bone. *J Oral Surgery.* 1958 Jan;16(1):22-30.