

USINABILIDADE DE BROCAS DE DIFERENTES MATERIAIS UTILIZADAS EM IMPLANTODONTIA

Marcelo Bertolete Carneiro, bertolete@hotmail.com¹
André Bueno Sampaio, andrebuenosampaio@yahoo.com.br¹
Antonio Fávero Filho, antonio_favero_filho@yahoo.com.br¹
Álison Rocha Machado, alissom@mecanica.ufu.br¹

¹Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Uberlândia, Campus Santa Mônica, CEP 38408-902.

Resumo: O objetivo deste trabalho foi estudar a influência das condições de corte na vida de brocas utilizadas em implantodontia por meio de furação em tibia bovina. As variáveis de entrada do trabalho foram o material da ferramenta sem revestimento (aço inoxidável martensítico M340/Böhler e cerâmica zircônia estabilizada com Y_2O_3), a velocidade de avanço (24 e 45 mm/min) e a rotação (1000 e 2500 rpm). As variáveis de saída monitoradas foram o número de furos realizados, a temperatura próxima à parede óssea e a força de avanço. Os testes foram executados em um Centro de Usinagem variando os parâmetros de corte seguindo um planejamento experimental 2³. A vida das ferramentas foram expressas pelo número de furos realizados, considerando como critério de fim de vida a temperatura na peça igual a 47°C. As temperaturas foram monitoradas pelo uso de três termopares do tipo T (cobre-constantan) inseridos no corpo-de-prova e posicionados próximo à parede do furo. A força de avanço foi medida com um dinamômetro rotativo Kistler. Uma mistura de 20% de líquido de arrefecimento automotivo foi utilizada como refrigerante (irrigação) a uma vazão de 160 ml/min. Os resultados mostraram que o aço inoxidável martensítico teve um desempenho superior ao do material cerâmico. Menores temperaturas e um estado de conformidade aos padrões clínicos para valores de força de avanço foram obtidos com os maiores parâmetros de corte (45 mm/min e 2500 rpm). Observou-se que velocidade de avanço alta promove principalmente a queda da temperatura, enquanto a rotação elevada à queda na força de avanço.

Palavras-chave: implantes dentários, usinabilidade, furação, temperatura, força de avanço, osseointegração.

1. INTRODUÇÃO

Implantes odontológicos são raízes dentárias artificiais implantadas no osso mandibular ou maxilar. Ao substituir as raízes originais, possibilitam a fixação de próteses sobre eles, permitindo a reabilitação estética, funcional (mastigatória e fonética), a diminuição da sobrecarga nos dentes remanescentes, o cessar da reabsorção óssea, além de devolver a qualidade de vida social ao desdentado (Lenharo, 2007).

Os implantes dentários, em geral, são fabricados com titânio comercialmente puro, que é um material altamente compatível com o tecido dos mamíferos (Lazzara, 1996). Este metal possui a capacidade de induzir a neoformação óssea perfeitamente integrada ao osso, constituindo uma unidade de suporte de forças, que serve de base para a prótese (Brånemark et al., 1987). Esse é o conceito de osseointegração para elementos implantados, um sistema de ancoragem, ligando uma estrutura biocompatível ao osso.

Brånemark e co-autores (1987) citam que a essência do fenômeno da osseointegração é a manutenção da microvasculatura adjacente ao implante durante a furação. Pois foi observado que temperaturas superiores a 47°C (Eriksson e Albrektsson, 1983) e por um período maior do que um minuto (Eriksson e Adde, 1986), poderiam causar a necrose da parede óssea, prejudicando a osseointegração. Dessa forma, muitas pesquisas na área de implantodontia (Bachus et al. (2000); Allan et al. (2005); Comar (2006); Bertolete (2009)) têm se dedicado ao estudo da influência das ferramentas e das condições de corte nos insucessos cirúrgicos, causados por problemas térmicos.

Contudo, o fenômeno de corte envolve conceitos extremamente técnicos da área de engenharia (Machado et al., 2009), mesmo sendo osso o material da peça. Assim, se pode apreender previamente que a magnitude do dano ao alojamento receptor de implante depende basicamente de quatro fatores inerentes à técnica cirúrgica que são: o poder de corte das brocas, a densidade do osso, os parâmetros de corte empregados e a irrigação contínua de fluido refrigerante durante a execução do furo.

O objetivo deste trabalho é apresentar a influência das condições de corte na vida de brocas utilizadas em implantodontia, monitorando a temperatura da peça e a força de avanço durante a furação em amostras de tibia bovina,

com ferramentas de aço inoxidável martensítico e cerâmica. É importante citar que este trabalho de pesquisa faz uso de osso animal, portanto, a Comissão de Ética da Universidade Federal de Uberlândia/MG (UFU) foi formalmente comunicada, sem haver manifestação contrária, que ferisse questões de cunho legal.

2. PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

O trabalho foi executado seguindo um planejamento experimental fatorial 2^3 , sendo que as variáveis de entrada ou fatores foram o material da ferramenta (cerâmica zircônia estabilizada com ítria ($ZrO_2/Y-TZP$) e aço inoxidável martensítico (M340 da Böhler)), a velocidade de avanço (24 e 45 mm/min) e a rotação (1000 e 2500 rpm), e estão apresentadas na Tab. (1).

Tabela 1. Planejamento experimental 2^3 .

Testes	Material	Vel. Avanço [mm/min]	Rotação [rpm]
1	ZrO ₂	24	1000
2	M340	24	1000
3	ZrO ₂	45	1000
4	M340	45	1000
5	ZrO ₂	24	2500
6	M340	24	2500
7	ZrO ₂	45	2500
8	M340	45	2500

As variáveis de saída analisadas foram a temperatura ao redor da parede óssea, pois está relacionada ao controle da vida da ferramenta, ou seja, o número de furos que ela consegue realizar em uma dada condição de corte até que a temperatura de 47° C seja alcançada (comprometendo a osseointegração); e a força de avanço durante a furação, que está intimamente ligada ao conforto do paciente e a dificuldade de usinagem.

Como corpos-de-prova (CPs) foram utilizados ossos de tíbia bovina. As amostras estavam na forma de fatias de 20 mm de largura, com três furos dispostos lateralmente na cortical, de 8 mm de profundidade e 2 mm de diâmetro, que serviram para a inserção de três termopares. Corpos-de-prova sem serem fatiados, também foram utilizados para promover o desgaste nas ferramentas e para o monitoramento adicional da força de avanço. Os ensaios de furação foram realizados em um Centro de Usinagem CNC Discovery 760 Bridgeport, com variação contínua de velocidades de corte (10 a 10000 rpm), avanço (0 a 15000 mm/min) e 15 kW de potência total instalada, na qual as amostras foram fixadas por uma morsa presa ao barramento da máquina. A refrigeração do corte foi feita com uma mistura a 20% de fluido automotivo (Radnew T15) a uma vazão de 160 ml/min, substituindo o soro fisiológico, fluido utilizado cirurgicamente, que tem ação corrosiva (Bertolete, 2009).

O monitoramento da temperatura durante a furação foi feito com o auxílio de uma unidade de aquisição de dados Agilent® 34970A, na qual apresentava e registrava as informações de temperatura dos três termopares tipo T inseridos lateralmente nos CPs fatiados, posicionados a partir da superfície a 3, 7 e 13 mm. Antes da inserção dos mesmos, usou-se termopasta para facilitar a condução de calor à ponta dos termoelementos e canudos plásticos para a fixação. Os ensaios foram realizados sempre no início de cada teste e na seqüência posterior de 10 furos, se houvesse, ou seja, no furo número 1 → no furo número 10 → no furo número 20 até que fosse atingido o critério de fim de vida da ferramenta, que era temperatura ao redor da parede óssea igual ou superior a 47°C; ver Fig. (1.a).

A medição da força de avanço foi executada através de um dinamômetro rotativo Kistler 9123C acoplado ao eixo árvore da máquina, com resposta via software LabVIEW 7.0. O monitoramento foi realizado simultaneamente aos ensaios de temperatura, naqueles CPs específicos, mas também nos dois furos posteriores, na amostra de osso sem ser fatiada; ver Fig. (1.b).

Os testes de furação simularam a técnica cirúrgica desenvolvida por Brånemark, na qual o alojamento receptor de implante é feito por uma seqüência de brocas com funções características, ver Fig. (2). A lança tem a função de fazer o pré-furo para a broca helicoidal de 2 mm de diâmetro. A BH2, por sua vez, retira a maior parte do volume de material do sítio ósseo em uma furação em cheio. A piloto realiza uma furação escalonada e através dela se faz o pré-furo para a broca helicoidal de 3 mm de diâmetro. Finalmente, a BH3 faz um escareamento, alargando o diâmetro do alvéolo ósseo.

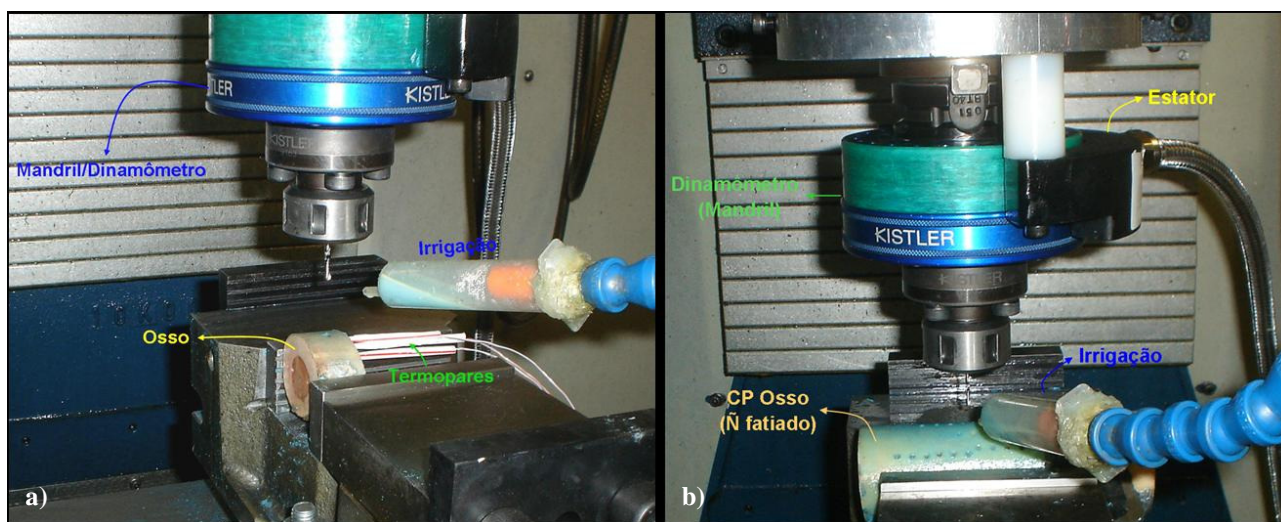


Figura 1. a) Corpo-de-prova fatiado para monitoramento de temperatura e força de avanço. b) Corpo-de-prova não fatiado para monitoramento de força de avanço e desgaste das ferramentas.

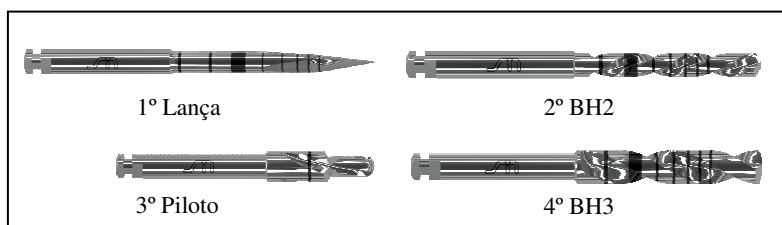


Figura 2. 1ª Lança Ø 2 mm; 2ª BH2 Ø 2 mm; 3ª Piloto Ø 2 e 3 mm e 4ª BH3 Ø 3 mm.

A Tabela (2) apresenta a seqüência de uso das brocas com os respectivos percursos de avanço das ferramentas (L_f) e os ciclos de intermitência. Vale a pena ressaltar que os termopares ficaram posicionados a 1 mm da parede do furo para as brocas de 2 mm de diâmetro e a 0,5 mm para as brocas de 3 mm de diâmetro.

Tabela 2. Características da Furação.

Seqüência de uso	L_f [mm]	Ciclo de intermitência
1º Lança	5	Contínuo
2º BH2	15	4 paradas
3º Piloto	7	Contínuo
4º BH3	15	4 paradas

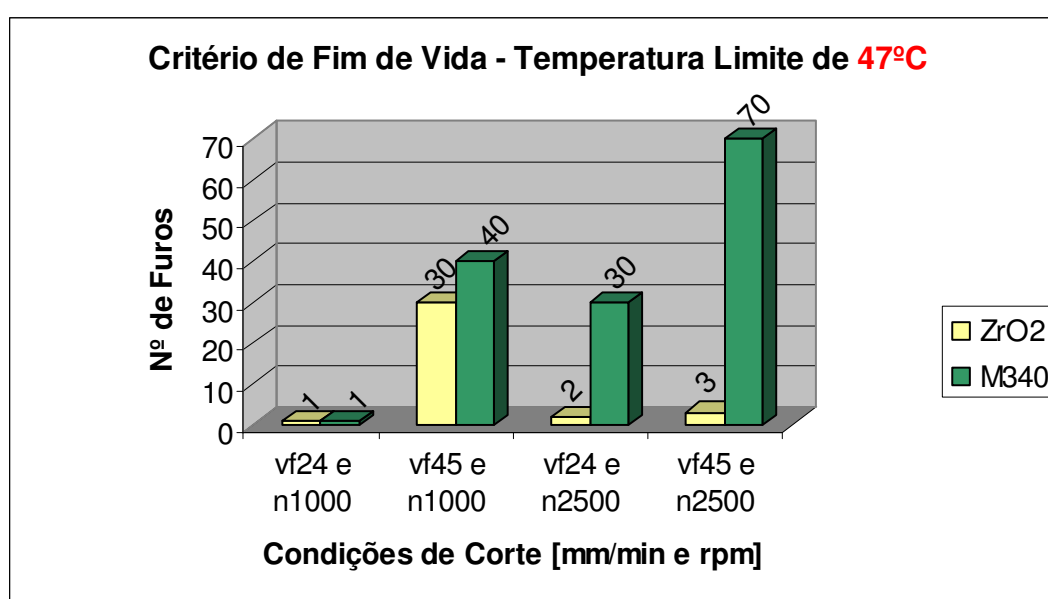
3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Analisando os valores de temperatura do último furo para todas as ferramentas de cada teste, ver Tab. (3), observa-se que a BH2 é em geral a ferramenta que mais gera calor durante a furação, mesmo os termoelementos estando a 0,5 mm mais distantes do que para a BH3. Esta observação também foi verificada durante todo o período de execução dos testes. A justificativa para a maior geração de calor é que esta ferramenta realiza mais trabalho do que as outras, ou seja, ela retira mais material (furação em cheio).

Tabela 3. Resultados de temperatura para as ferramentas e condições de corte.

Testes	Temperatura [°C]			
	Lança	BH2	Piloto	BH3
1	26,98	57,18	28,95	34,69
2	23,28	52,14	27,01	29,98
3	26,43	51,47	26,11	33,90
4	27,93	47,93	25,53	33,04
5	26,71	45,34	25,59	31,47
6	27,94	48,26	29,26	47,37
7	25,31	38,87	28,30	30,16
8	24,95	50,76	24,90	31,14

A Figura 3 apresenta os resultados do planejamento experimental fatorial proposto. A variável de resposta monitorada é o número de furos realizados em cada teste, tendo a temperatura como critério de fim de vida. Pela figura pode-se notar que as ferramentas feitas do material M340 possuíram maior capacidade de fazer furos (vida) do que as ferramentas cerâmicas.

Figura 3. Número de furos realizados (ZrO₂ e M340).

Estes resultados foram submetidos à análise estatística com intervalo de confiança de 95% e nível de significância de 8% (ou 0,08) e os fatores que apresentaram influências significativas estão apresentados na Tab. (4).

Tabela 4. Análise de significância do planejamento experimental quanto ao número de furos.

Fatores	Efeito	Err. Pad.	p	IC -95%	IC +95%
Média	22,12500	4,445855	0,007616	9,78133	34,46867
Material	26,25000	8,891710	0,041878	1,56266	50,93734
Vel. Avanç.	27,25000	8,891710	0,037488	2,56266	51,93734
Mat. x n	21,25000	8,891710	0,075179	-3,43734	45,93734

Verifica-se que as variáveis de entrada velocidade de avanço (vf) e material da ferramenta (Mat.) são as mais significativas no aumento da capacidade de se fazer furos. Observa-se que ao variar a vf e o Mat. de um nível -1 para +1 tem-se o efeito de aumentar essa capacidade em média de 27 e 26 furos, respectivamente. Todavia, devido à interação entre o material e a rotação o efeito desta variável não pode ser analisado separadamente. Assim, se verifica o efeito de interação de aumentar em média a quantidade de furos em 21, ao variar junto a rotação de um nível inferior para um superior.

Na Figura 4 tem-se a influência da variação da velocidade de avanço sobre a variável de saída (Nº de Furos), para os dois níveis de rotação e para cada material de ferramenta.

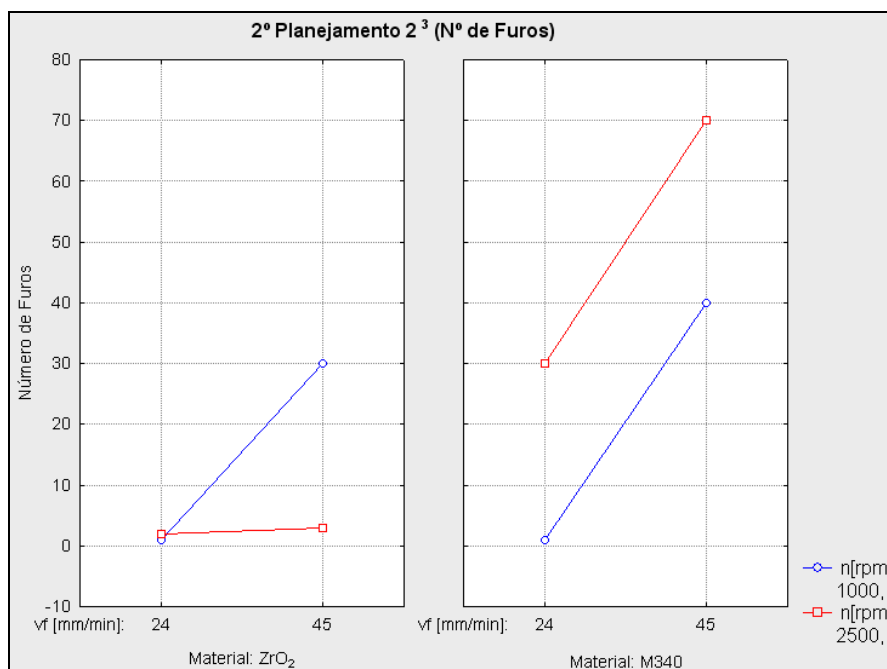


Figura 4. Influência da variação da velocidade de avanço sobre a capacidade de se fazer furos (ZrO₂ e M340).

Pela Figura 4 observa-se que a ferramenta de cerâmica teve um aumento na capacidade de fazer furos, quando a velocidade de avanço foi aumentada ao nível superior, e para uma rotação de 1000 rpm. Isso ocorreu porque o tempo para a dissipação de calor entre a ferramenta (fonte de calor) e a parede óssea foi menor. No entanto, o mesmo comportamento não foi verificado para a rotação mais elevada, de forma que o resultado foi bem inferior em relação ao material M340.

Na seqüência, a Figura 5 apresenta a influência da variação da rotação sobre o Número de Furos, para os dois níveis de velocidade de avanço e para os dois materiais de ferramenta.

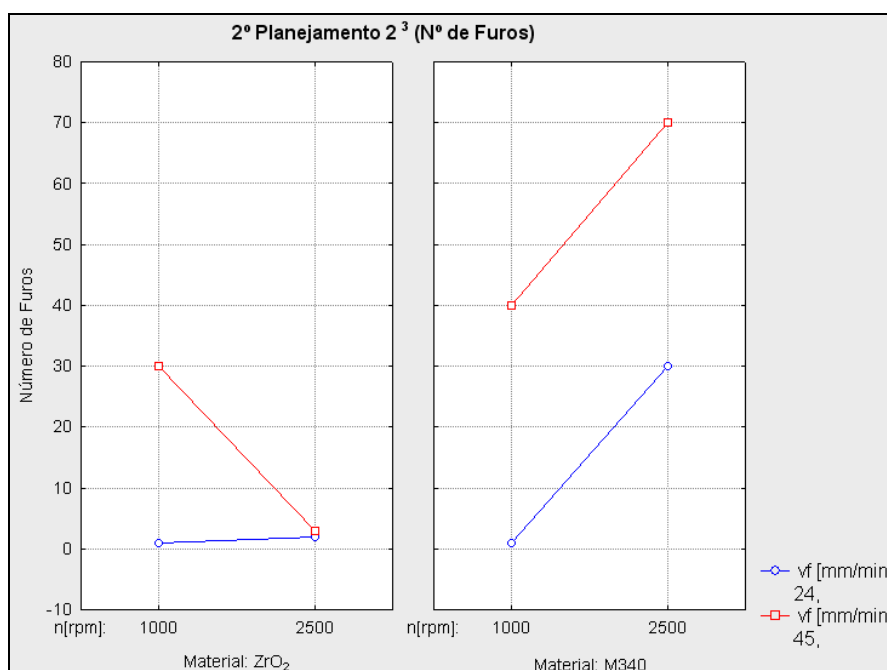


Figura 5. Influência da variação da rotação sobre a capacidade de se fazer furos (ZrO₂ e M340).

O aumento da rotação pode influenciar na diminuição da temperatura ao redor do alvéolo ósseo e, conseqüentemente, no aumento da vida da ferramenta, pois com o aumento desta variável, menor é o tempo para a transferência de calor para a peça (osso). Longbottom e Lanham (2006) associa esse fenômeno à hipótese de Salomon para temperaturas na peça. Pela Figura 5 verifica-se que o material de ferramenta cerâmico teve uma queda relevante na capacidade de corte a 2500 rpm em relação ao M340. Em todos os testes nesta rotação, a ferramenta, simplesmente,

falhou catastróficamente. A justificativa para tal resultado pode ser dada baseada em um relatório tribológico do material realizado no Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN, 2008). A partir deste pôde-se constatar a ocorrência de fase monoclinica, que não deveria existir por causa da ação do agente estabilizador, que atuaria inibindo-a devido à grande alteração de volume que esta estrutura causa. Também se verificou defeitos na microestrutura decorrentes da presença de aglomerados nos pós de partida Fig. (6.a), falhas no processo de compactação e sinterização da cerâmica Fig. (6.b) e elevado tamanho de grão em algumas regiões.

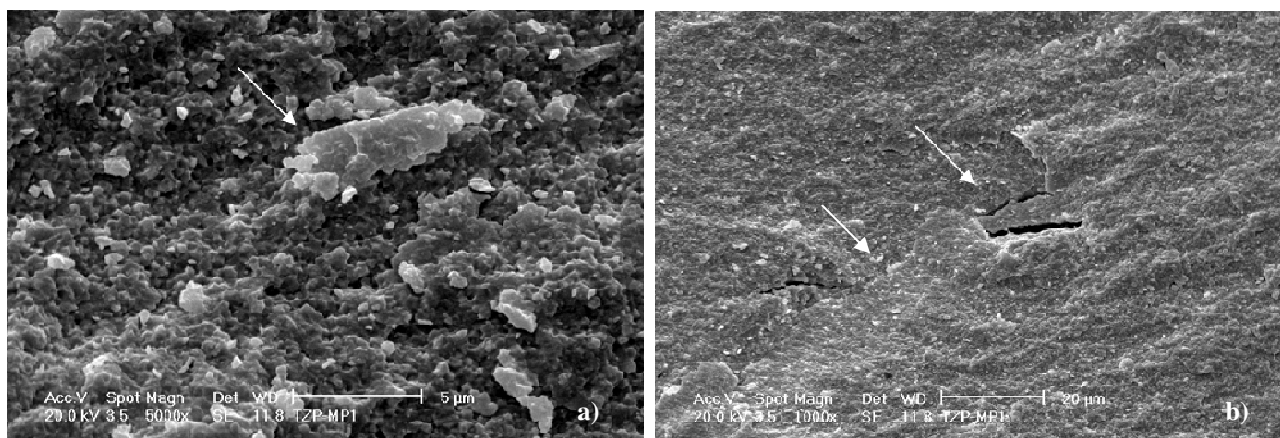


Figura 6. a) Indicação de aglomerado no pó de partida (MEV 5000x); b) Vazio decorrente de falha do processo de fabricação-compactação (MEV 1000x) (IPEN, 2008).

Além disso, a zircônia pode sofrer transformação alotrópica de estrutura tetragonal para monoclinica (fragilização) por tensão induzida durante a fabricação da ferramenta por usinagem. Embora, seja um fenômeno de tenacificação, não deve ser tão intenso na ferramenta em processo de fabricação (Pierre et al., 2005 e Trunc e Chlup, 2009). Finalmente, Hutchings (1992) cita que a zircônia em ambiente úmido sofre envelhecimento que é a fragilização do material, também por transformação de fase. Tudo isso age como intensificadores na propagação de trincas fragilizando a estrutura do material.

Os valores de força de avanço obtidos nos testes para todas as ferramentas foram analisados em histogramas e filtrados até se obter um conjunto de pontos de máximo, em seguida foi calculado um intervalo de confiança de 95% e admitido que o valor máximo do intervalo fosse à força de avanço máxima.

A Tabela 5 mostra o valor médio da força de avanço máxima monitorada entre o primeiro e o último furo para todas as ferramentas em cada teste.

Tabela 5. Resultados médios de força de avanço máxima para as ferramentas testadas.

Testes	Força de Avanço Máxima Média [N]			
	Lança	BH2	Piloto	BH3
1	36,43	98,45	13,22	5,84
2	24,51	94,21	7,83	7,36
3	46,66	204,77	32,37	12,05
4	74,66	133,55	9,88	9,25
5	22,49	111,24	3,44	7,21
6	9,28	39,05	5,16	7,31
7	19,45	136,30	10,83	7,36
8	39,33	56,83	8,85	6,69

Observa-se, novamente, que a ferramenta mais exigida é a BH2. Também se verifica valores elevados de força de avanço para a ferramenta Lança, devido a sua geometria desfavorável para o corte com ângulo de cunha bastante obtuso.

A Figura 7 ilustra qualitativamente os resultados de força para a ferramenta mais exigida.

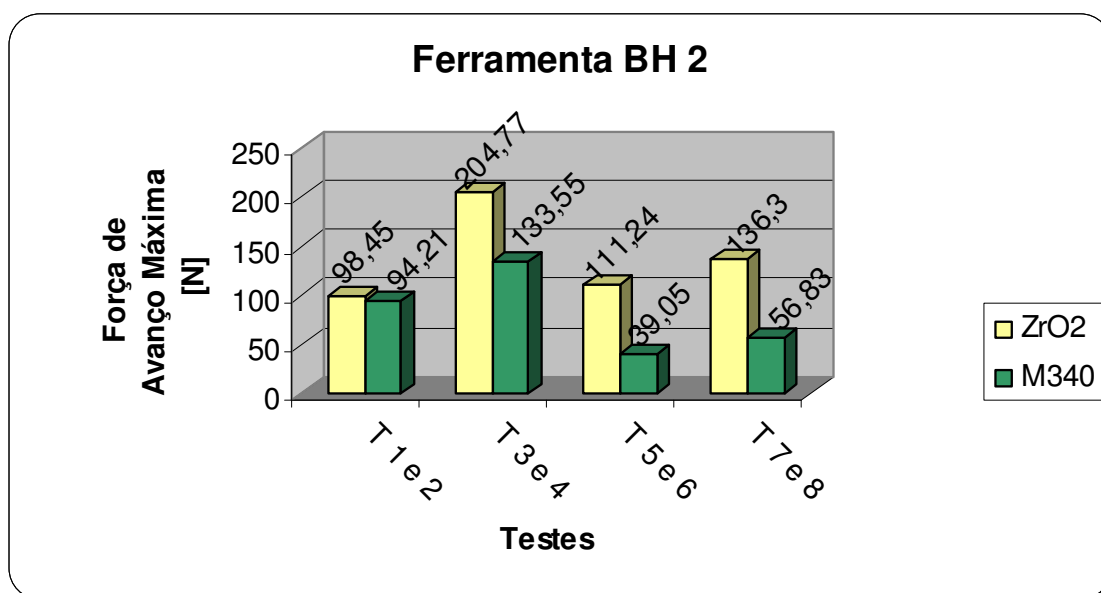


Figura 7. Força de avanço máxima em média para os testes (ZrO₂ e M340).

Estes resultados foram submetidos à análise com intervalo de confiança de 95% e nível de significância de 8% (ou 0,08) e os fatores que apresentaram influências significativas são apresentadas na Tab. (6).

Tabela 6. Análise de significância quanto à força de avanço máxima.

Fatores	Efeito	Err. Pad.	p	IC -95%	IC +95%
Média	109,3000	8,80491	0,001126	81,279	137,3212
Material	-56,7800	17,60982	0,048424	-112,822	-0,7377
Vel. Avanç.	47,1250	17,60982	0,075301	-8,917	103,1673
Rotação	-46,8900	17,60982	0,076162	-102,932	9,1523

Verifica-se que a variável de entrada material foi a mais significativa, sendo que ao passar do nível -1 (ZrO₂) para o +1 (M340) tem-se uma redução no efeito da força de avanço máxima de aproximadamente 57 N. As variáveis velocidade de avanço e rotação também foram significativas, de modo que ao passar do nível -1 para o +1, tem-se um aumento no efeito da força de avanço para a primeira de 47 N, como esperado, e para a segunda uma importante queda na força de avanço, de aproximadamente 47 N.

Na Figura 8 apresenta-se a influência da variação da velocidade de avanço sobre a variável de saída (Força de Avanço Máxima), para os dois níveis de rotação e para cada material de ferramenta. Nota-se que com o aumento da velocidade de avanço as ferramentas apresentaram valores maiores de força de avanço, devido às maiores áreas nos planos de cisalhamento primário e secundário. Porém, se observa diferença nos resultados entre os materiais, na qual se obteve para o aço inoxidável menores valores de força. Isto demonstra que a broca de aço inoxidável teve melhor comportamento durante a formação do cavaco ósseo, oferecendo possivelmente menor adesividade e menores áreas de contato. Uma possível diferença na densidade dos corpos-de-prova (ossos) usinados também pode ter contribuído com estes resultados.

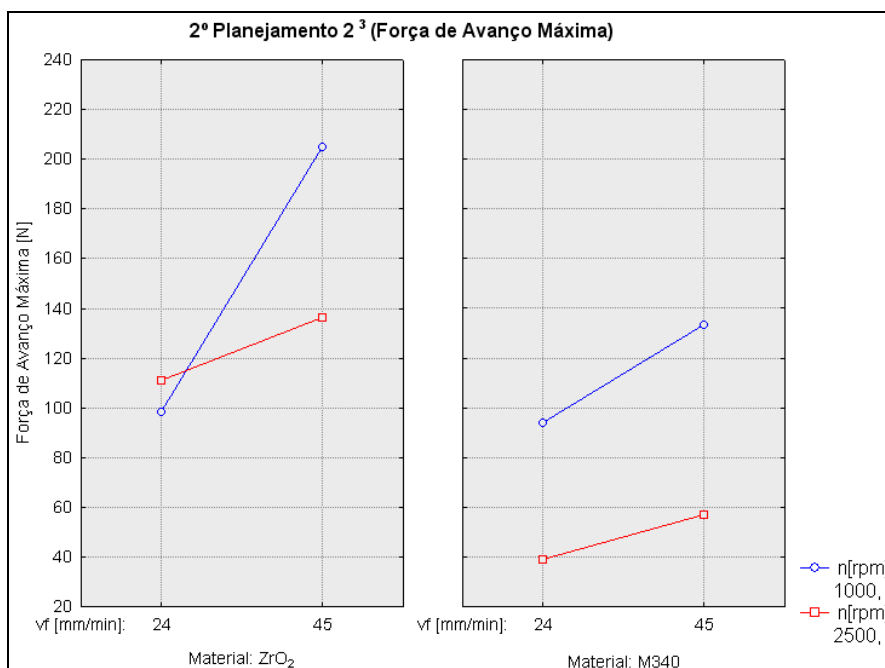


Figura 8. Influência da velocidade de avanço sobre a força de avanço (ZrO₂ e M340).

Na seqüência, a Fig. (9) apresenta a influência da variação da rotação sobre a variável de saída (Força de Avanço Máxima), para os dois níveis de velocidade de avanço e para cada material de ferramenta.

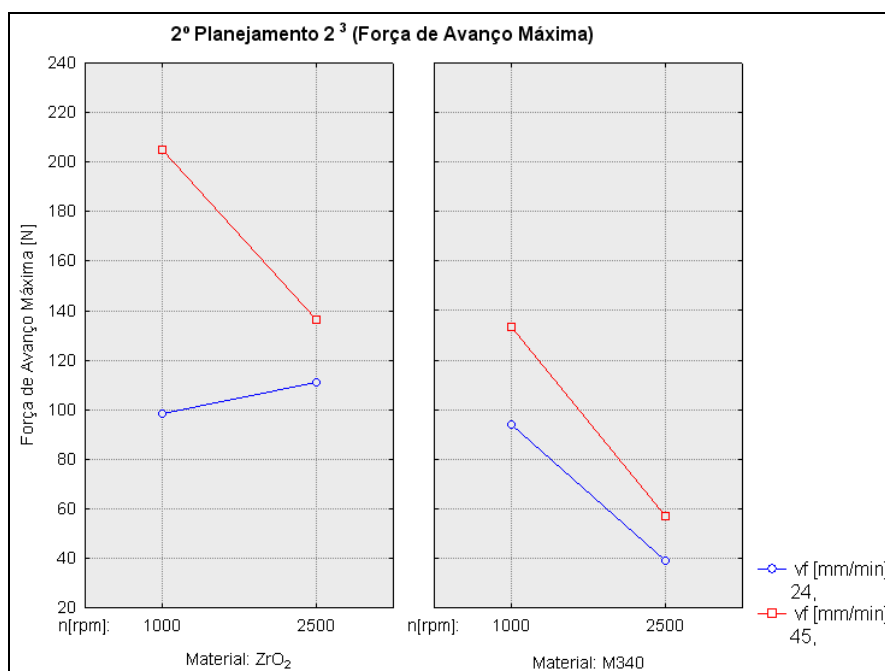


Figura 9. Influência da rotação sobre a força de avanço (ZrO₂ e M340).

Para velocidades de avanços superiores e variando a rotação, observa-se queda na força de avanço. De maneira geral, o aumento da rotação provoca uma redução na área de contato cavaco-ferramenta, o que justifica a diminuição nos valores de força de avanço a partir da força resultante de usinagem. Todavia, como dito anteriormente, a ferramenta de zircônia não teve um comportamento satisfatório quando utilizada em rotações de nível superior (2500 rpm), pois com poucos furos ela fraturava. O mesmo problema pode ser observado por diversos fabricantes deste tipo de ferramenta, que recomendam não utilizá-las com rotações maiores do que 1000 rpm. Problemas de tenacidade, principalmente, envolvendo presença de fase monoclinica (propagação de trincas) pode ser a explicação para esta restrição.

4. CONCLUSÕES

Do modo como o trabalho foi executado, a ferramenta mais exigida foi a BH2, devido aos maiores níveis de temperatura e de força de avanço registrados.

Verificou-se que o melhor material de ferramenta testado foi o aço inoxidável martensítico M340 da Böhler, pois com ele foi possível obter uma maior quantidade de furos (vida de ferramenta).

Analisando os níveis de significância e os efeitos conclui-se que a velocidade de avanço é a principal variável na diminuição da temperatura ao redor da parede óssea, enquanto que o aumento da rotação possui influência mais relevante na diminuição da força de avanço.

Dessa forma, quando se usinou com os maiores parâmetros de corte (45 mm/min e 2500 rpm) foram obtidos os menores valores de temperatura e um estado de conformidade aos padrões clínicos utilizados para valores de força de avanço, ou seja, maior vida de ferramenta (segurança) e conforto cirúrgico ao paciente.

5. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem as agências de fomento CNPq, CAPES e especialmente a FAPEMIG pelo financiamento da pesquisa através do projeto TEC APQ-4079-6.01/07, além da empresa SIN pelo fornecimento das ferramentas.

6. REFERÊNCIAS

- Allan, W. A.; Williams, E. D. e Kerawala, C. J. Effects of Repeated Drill Use on Temperature of Bone During Preparation for Osteosynthesis Self-Tapping Screws. *British J. of Oral and Maxillofacial Surgery*. v. 43, p. 314-319. 2005.
- Bachus, K. N.; Rondina, M. T. e Hutchinson, D. T. The Effects of Drilling Force on Cortical Temperatures and Their Duration: an in Vitro Study. *Medical Engineering & Physics*. vol. 22, p. 685-691, 2000.
- Bertolete, M. C. Determinação da Vida de Brocas Utilizadas em Implantodontia e Influência das Condições de Corte. 2009, 158 f. Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia. Uberlândia/MG.
- Brånemark, P. I.; Zarb, G. A. e Albrektsson, T. Próteses Tejido – Integradas. *La Oseointegración en la Odontología Clínica*. Quintessence Books, 1987. 350p.
- Comar, K. A. Relação Entre o Desgaste das Brocas e o Aumento de Temperatura e Carga Durante a Perfuração Óssea em Implantodontia. 2006. 142 f. Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade de Santo Amaro. São Paulo/SP.
- Eriksson, R. A. e Adell, R. Temperature During Drilling for The Placement Of Implants Using The Osseointegration Technique. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 44:4-7. 1986.
- Eriksson, R. A. e Albrektsson, T. Temperature Threshold Levels for Heat Induced Bone Tissue Injury: A Vital Microscopic Study in the Rabbit. *J. Prosthet. Dent.* 50:101-11. 1983.
- Hutchings, I. M. *Tribology: Friction and Wear of Engineering of Materials*. London: Arnold, 1992. 272p. ISBN 0-340-56184-X.
- IPEN – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares. *Cerâmicas de Zircônia Aplicadas na Fabricação de Fresas Cirúrgicas. Relatório Tribológico*. 6p. 2008.
- Lazzara, R., Prólogo. In: Aldecoa, E. A. Um novo enfoque na cirurgia e prótese sobre implantes. Vitória-Spain, Puesta al Dia Publicaciones, 1996. p 7-8.
- Lenharo, A. *Implantes Dentais – Livro Prático de Orientação ao Paciente*. Disponível em: <<http://www.sinimplante.com.br/>>. Acesso em: 14 mar. 2007.
- Longbottom, J. M. e Lanham, J. D. A review of research related to Salomon's hypothesis on cutting speeds and temperatures", *I. J. of Machine Tools & Manufacture*. vol. 46, p 1740-1747. 2006.
- Machado, A. R.; Abrão, A. M.; Coelho, R. T.; da Silva, M. B. *Teoria da Usinagem dos Materiais*. 1a Edição. São Paulo: Editora Edgard Blücher, 2009. 371 pgs. ISBN: 978-85-212-0452-7.
- Pierri, J. J.; Maestrelli, S. C.; Pallone, E. M. J. A.; Tomasi, R. Dispersão de nanopartículas de ZrO2 visando produção de nanocompósitos de ZrO2 em matriz de Al2O3. *Cerâmica*. 51, 08-12, 2005.
- Trunec, M.; Chlup, Z. Higher fracture toughness of tetragonal zirconia ceramics through nanocrystalline structure. *Scripta Materialia*. 61, 56-59. 2009.

7. DIREITOS AUTORAIS

Os autores são os únicos responsáveis pelo conteúdo do material impresso.



COMPROMETIDA COM A PROMOÇÃO DO DESENVOLVIMENTO
DA ENGENHARIA E DAS CIÊNCIAS MECÂNICAS

VI CONGRESSO NACIONAL DE ENGENHARIA MECÂNICA
VI NATIONAL CONGRESS OF MECHANICAL ENGINEERING
18 a 21 de agosto de 2010 – Campina Grande – Paraíba - Brasil
August 18 – 21, 2010 – Campina Grande – Paraíba – Brazil

MACHINABILITY OF DRILLS OF DIFFERENT MATERIALS USED IN IMPLANTOLOGY

Marcelo Bertolete Carneiro, bertolete@hotmail.com¹
André Bueno Sampaio, andrebuenosampaio@yahoo.com.br¹
Antonio Fávero Filho, antonio_favero_filho@yahoo.com.br¹
Álison Rocha Machado, alissom@mecanica.ufu.br¹

¹School of Mechanical Engineering, Federal University of Uberlândia, Campus Santa Mônica, Zip Code 38408-902.

Abstract. *The main objective of this work was to study the influence of the cutting conditions in the life of the drills used in implantology, when bovine tibia was used as work material. The input variables were the cutting tool materials uncoated (martensitic stainless steel M340/Böhler and zirconium ceramic stabilized with Y_2O_3), the feed velocity (24 and 45 mm/min) and the spindle speed (1000 and 2500 rpm). The output variables monitored were the number of drilled holes, the temperature next the bone wall and the thrust force. The tests were carried out in a CNC Machine Center (15 kW of power) varying the cutting parameters following a 2^3 experimental design. The tool lives were expressed by the number of drilled holes, considering the temperature of 47° C close to the bone's hole wall as the end of tool life criterion. The temperatures were monitored using three thermocouples type T (cooper-constantan) inserted in the bovine samples and positioned close the hole wall. The thrust force was measured with a Kistler rotating dynamometer. A mixture of 20% of car radiator fluid was applied as coolant (irrigation) with a flow rate of 160 ml/min. The results showed that the martensitic stainless steel outperformed the ceramic material. The lowest temperatures and a conformity state at the clinic standard for thrust force values were obtained with the highest cutting parameters (45 mm/min and 2500 rpm). It was observed that the higher feed velocity provided mainly a drop of the temperature, while the higher spindle speed decreased the thrust force.*

Keywords: *dental implants, machinability, drilling, temperature, thrust force, osseointegration.*