

A INFLUÊNCIA DAS CONDIÇÕES DE CORTE NO PREPARO DE LOJAS RECEPTORAS DE IMPLANTES DENTAIS

Marcelo Bertoletto Carneiro, bertoletto@hotmail.com¹
Rosa Lia Rosales Medeiros, rliarm@yahoo.com.br¹
Álison Rocha Machado, amachado@mec.ufu.br¹
Vanderlei Luiz Gomes, vanderlei@ufu.br²
Nelis Evangelista Luiz, nelis.luz@sinimplante.com.br³

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

²Faculdade de Odontologia – Universidade Federal de Uberlândia/MG, Campus Umuarama, CEP 38401-136,

³Sistema de Implante Nacional – SIN, CEP 03114-000, São Paulo/SP.

Resumo: O objetivo deste trabalho é apresentar a influência das condições de corte na furação de tíbia bovina através do monitoramento da temperatura próxima à parede da loja receptora de implante e da força de avanço sobre a ferramenta. Foi utilizado um kit de brocas odontológicas sem revestimento de aço inoxidável martensítico AISI 440C, uma mistura a 20% de fluido de arrefecimento automotivo e água como fluido refrigerante (irrigação) a uma vazão de 160 ml/min, três termopares do tipo T (cobre-constantan) e uma unidade de aquisição de dados Agilent para a medição de temperatura e, finalmente, um dinamômetro rotativo Kistler para a medição de força de avanço. Concluiu-se que do modo como os testes foram realizados a broca mais exigida foi a helicoidal de 2 mm de diâmetro. Para ela foram obtidos os menores valores de temperatura e um estado de conformidade aos padrões clínicos para os valores de força de avanço, quando se usinou com os maiores parâmetros de corte (45 mm/min e 2500 rpm). Observou-se também que a velocidade de avanço alta, influencia principalmente, a queda da temperatura, enquanto a rotação elevada à diminuição da força de avanço.

Palavras-chave: implante dental, furação, temperatura e força de avanço.

1. INTRODUÇÃO

Os implantes dentais tornaram-se importante modalidade terapêutica nas últimas décadas, sobretudo após os trabalhos desenvolvidos por Brånemark, (Bezerra e Lenharo, 2002). Em 1965, esse médico-ortopedista sueco investigava a microcirculação sanguínea em tíbias de coelho com ajuda de uma câmara de observação em titânio, quando percebeu que o metal e o osso se integravam perfeitamente, sem haver rejeição (P-I Brånemark Institute, 2005). Essa descoberta tem impulsionado até hoje o desenvolvimento de técnicas e de materiais empregados na implantodontia e nas diversas especialidades que a circunda.

Dessa forma, se entende que estes elementos odontológicos chamados de implantes são raízes artificiais implantadas no osso mandibular ou maxilar, ver Fig. (1), que ao substituir as raízes originais, possibilita a confecção de próteses sobre eles, permitindo a reabilitação estética e 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 edêntulo (Lenharo, 2007). Eles são fabricados com titânio comercialmente puro, que é um material altamente biocompatível com os tecidos vivos dos mamíferos (Lazzara, 1996). Este metal, dotado da capacidade de induzir a neoformação óssea e perfeitamente integrado ao osso, constitui uma unidade de suporte de forças, base para a prótese (Brånemark, 1987). Esse é o conceito de osseointegração para estruturas implantadas.

Contudo, esse tema ainda envolve muita discussão científica no que diz respeito às técnicas e procedimentos cirúrgicos, estado de tensões no implante instalado, desgaste e material de ferramentas, e no que é o enfoque deste trabalho, temperaturas e forças desenvolvidas durante a furação de uma loja óssea. Enfim, se baseando no que tem sido estudado e publicado se verifica um grande caminho de desenvolvimento e otimização através do intercâmbio entre as diversas áreas do conhecimento.

Segundo Brånemark (1987), a microvasculatura adjacente ao implante colocado no osso é a grande responsável pela osseointegração. Portanto, a manutenção da integridade desse tecido durante a furação é a essência do processo. Eriksson e Albrektsson (1983), em estudo em fêmur de coelho, demonstraram histologicamente que o desenvolvimento

de temperaturas superiores a 47°C durante a perfuração do alojamento do implante pode inibir a regeneração óssea. Se estes valores de temperatura persistissem por um minuto, poderiam ser suficientes para causar a necrose nas paredes do alojamento cirúrgico, prejudicando a osseointegração (Eriksson e Adell, 1986).

Watanabe et al. (1992) concluíram que a geração de calor durante o preparo do alojamento ósseo, receptor de implante, depende da eficiência de corte das brocas e da densidade do osso perfurado.

Bachus et al. (2000) avaliaram experimentalmente o comportamento da temperatura do tecido cortical, na vizinhança do furo que estava sendo usinado, mas considerou apenas a força aplicada, que em suma significa alterar a velocidade de avanço do processo. Eles concluíram que o aumento da força aplicada durante o processo de furação diminuiu bastante a temperatura. A razão principal deste comportamento é a redução do tempo de furação e conseqüentemente, menos tempo para que haja dissipação de calor entre a broca e a parede do furo.

Assim, se pode apreender previamente que a magnitude do dano ao alojamento depende basicamente de quatro fatores inerentes à técnica cirúrgica que são: o poder de corte das brocas, a irrigação contínua de fluido refrigerante durante a execução do furo, as condições de corte empregadas e a densidade do osso.

Portanto, o objetivo deste trabalho é apresentar a influência das condições de corte na furação de tíbia bovina através do monitoramento da temperatura próxima à parede da loja receptora de implante e da força de avanço sobre a ferramenta. Essas condições foram determinadas a partir de consulta a especialistas da área e a referências bibliográficas, das quais Faria et al. (2007) é a mais importante.

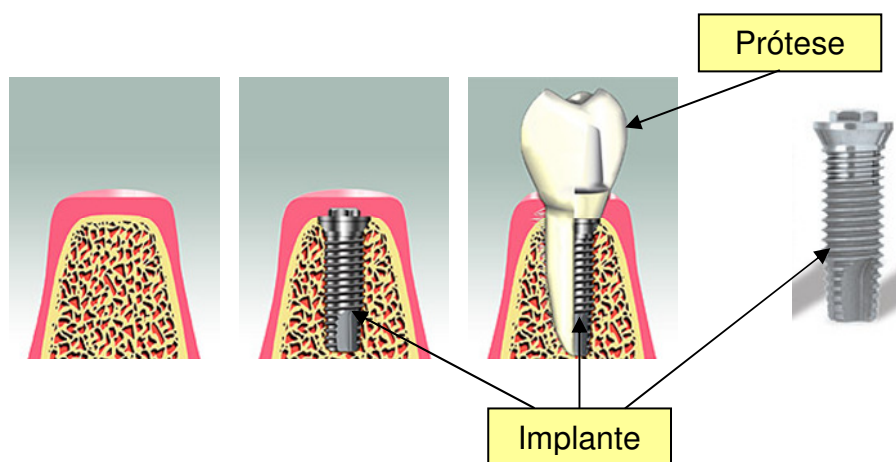


Figura 1. Ilustração do sistema de fixação osso-implante-prótese (Lenharo, 2007).

2. PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

2.1. Materiais

Ossos de tíbia bovina foram utilizados como corpos de prova nos ensaios de furação, sem controle de raça, sexo ou idade, exceto espessura da cortical em torno de 13 mm. Mantendo dessa forma alguma aleatoriedade presente em um consultório odontológico.

O kit de brocas utilizado era de aço inoxidável martensítico AISI 440C, sem revestimento e fabricadas pela SIN. A seqüência de uso e o diâmetro do ferramental para abrir um furo estão apresentados na Fig. (2).

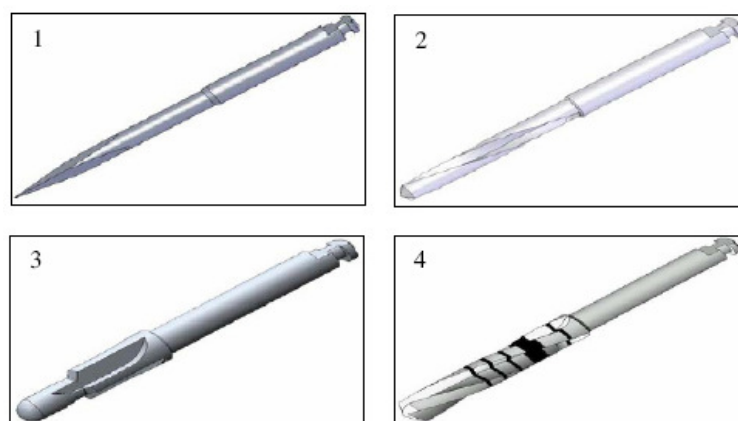


Figura 2. Seqüência de uso das brocas: 1- Lança (FRL 2020) Ø 2 mm, 2- Helicoidal (FH 2015) Ø 2 mm, 3- Piloto (FP 2030) Ø 2 e 3 mm e 4- Helicoidal (FH 3015) Ø 3 mm.

Três termopares do tipo T (cobre-constantan) modelo Termioipe A-TX-TF-TF-R-IMP.30AWG-ISA foram utilizados para o monitoramento da temperatura próximo a parede da loja óssea receptora de implante.

Finalmente, também se fez uso de uma mistura a 20% de fluido de arrefecimento automotivo, da marca Radnew T15 Sintético Concentrado, e água para promover a refrigeração durante o corte, com o intuito de não causar problemas de oxidação ao equipamento que será descrito a seguir. Em experimentos de adequação anterior pôde-se notar similaridade quanto à refrigeração entre essa mistura e o soro fisiológico praticado em cirurgias de implantodontia (Bertolete et al., 2007).

2.2. Métodos e Equipamentos

Os ensaios foram realizados em um Centro de Usinagem CNC Discovery 760 Bridgeport da Romi, sendo que no eixo árvore da máquina estava acoplado o Dinamômetro Rotativo Kistler Tipo 9123C para o monitoramento da força de avanço com resposta via software LabVIEW 7.0 da National Instruments, após tratamento do sinal, ver Fig. (3). As brocas seguindo a seqüência de uso foram fixadas por meio de pinça ao mandril do dinamômetro.



Figura 3. Dinamômetro Rotativo Kistler e Centro de Usinagem Romi.

O monitoramento da temperatura foi feito com o auxílio de uma Unidade de Aquisição de Dados Agilent 34970A, na qual apresentava as informações de temperatura dos três termopares inseridos em furos com profundidade de 8 mm, diâmetro de 2 mm e dispostos lateralmente a 4 mm uns dos outros e da superfície, em fatias de ossos de tíbia bovina de 20 mm de largura. Nestes furos fez-se uso também de termopasta para facilitar a condução de calor à ponta do termoelemento. A fixação dos corpos de prova através de uma morsa e a montagem do aparato pode ser visto na Fig. (4). Vale a pena ressaltar que os termopares estavam 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. E a temperatura de referência experimental é aquela mencionada por Eriksson e Albrektsson (1983) de 47°C, em que os valores superiores a este são indesejáveis.

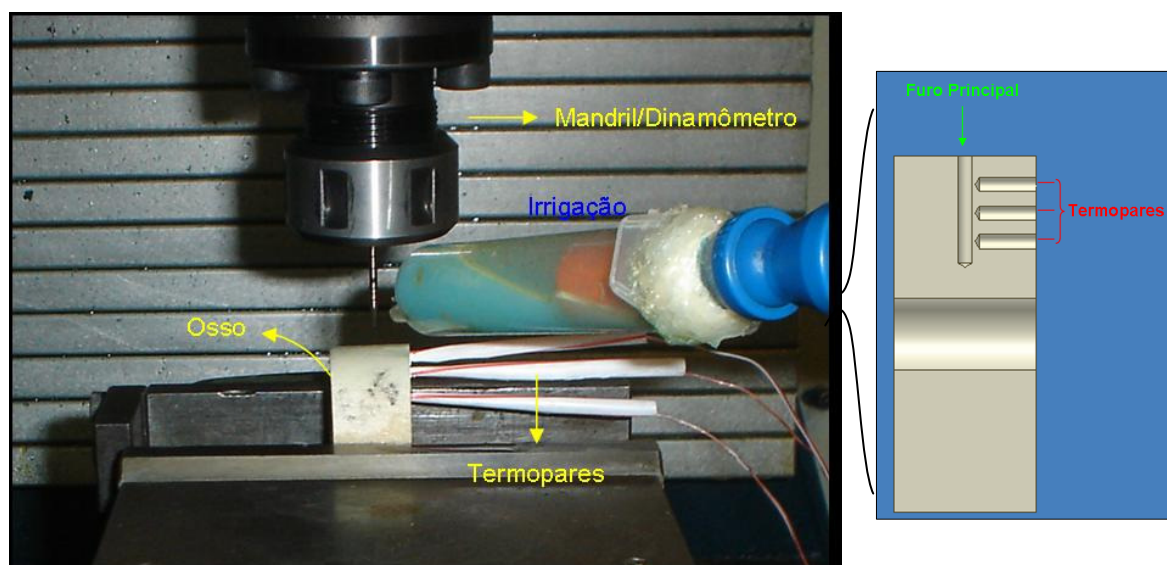


Figura 4. Montagem do aparato e detalhe dos termopares.

Para abrir uma loja óssea (furo) foram utilizadas quatro brocas, das quais a lança avançou de 5 mm em curso contínuo, a helicoidal de \varnothing 2 mm percorreu 15 mm em um ciclo de quatro intermitências, a piloto atingiu 7 mm em curso contínuo e a helicoidal de \varnothing 3 mm também avançou 15 mm em um ciclo de quatro intermitências.

A Tabela (1) apresenta as condições de corte ensaiadas que são as variáveis de entrada do estudo, sabendo que se utilizou irrigação a uma vazão de 160 ml/min. Esta foi a menor vazão de jorro conseguida, devido ao grande diâmetro da porca porta pinça do mandril do dinamômetro que impossibilitava a chegada do fluido refrigerante ao furo para quantidades menores.

Tabela 1. Condições de corte ensaiadas.

Teste	Vel. Avanço [mm/min]	Rotação [rpm]
1	24	1000
2	45	1000
3	24	2500
4	45	2500

A temperatura e a força de avanço são as variáveis de saída do trabalho, sendo que estes ensaios foram realizados simultaneamente para todas as brocas da seqüência.

Ao longo de todo o trabalho, os termos referentes aos parâmetros de usinagem serão velocidade de avanço e rotação, pois estes são os nomes que mais se aproximam com o que é usado em implantodontia.

3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

A Tabela (2) apresenta os resultados das máximas temperaturas desenvolvidas durante o corte para cada ferramenta em seus respectivos testes.

Tabela 2. Resultados de máxima temperatura para cada ferramenta.

Testes	Temperatura nas Ferramentas [°C]			
	Lança	BH 2	Piloto	BH 3
1	28,61	72,22	27,95	39,10
2	28,00	42,87	27,71	30,47
3	29,63	49,12	28,57	33,21
4	24,98	30,85	25,91	28,07

A Tabela (3) mostra os valores de força de avanço obtidos nos testes para todas as ferramentas. Estes dados 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.

Tabela 3. Resultados de força de avanço máxima para cada ferramenta.

Testes	Forças de Avanço Máxima nas Ferramentas [N]			
	Lança	BH 2	Piloto	BH 3
1	20,18	116,32	11,80	9,74
2	65,84	150,41	14,19	8,06
3	8,24	23,07	4,58	5,74
4	11,38	30,87	8,32	5,74

A partir das tabelas de resultados apreende-se que os maiores valores de temperatura e força de avanço foram observados para a broca helicoidal de 2 mm de diâmetro (BH 2). Significa dizer que do modo como os testes foram realizados esta é a ferramenta mais solicitada. Dessa forma, as Figs. (5 e 6) e (8 e 9) mostram a influência das condições de corte na temperatura e na força de avanço para esta ferramenta, respectivamente.

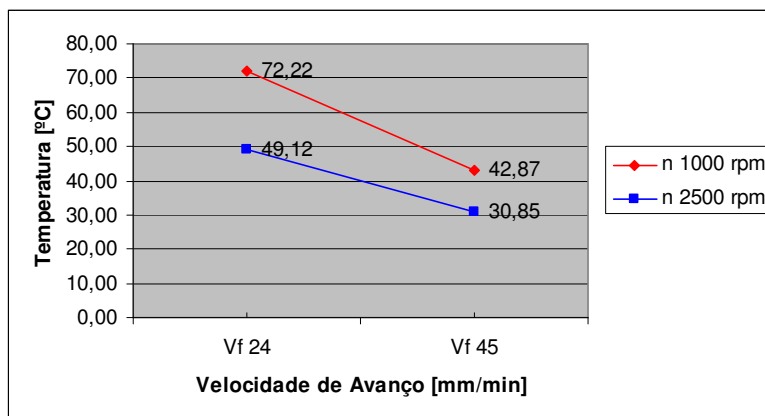


Figura 5. Influência da variação da velocidade de avanço na temperatura.

Pela Figura 5 verifica-se que com o aumento da velocidade de avanço, para ambas as rotações, os valores máximos de temperatura tendem a diminuir. Isto é, quanto mais rápido a fonte de calor (ferramenta) realizar o corte menor será o tempo para que haja a dissipação de calor ao osso.

A Figura 6 mostra que o aumento da rotação fez com que os valores máximos de temperatura diminuíssem. Uma explicação para este resultado é a hipótese do Dr. Salomon (Longbottom e Lanham, 2006). Ele disse que a temperatura gerada durante a usinagem aumenta até certo ponto, e então começa a diminuir conforme a velocidade aumenta. Embora, essa teoria seja controversa, ela pode ser verdadeira para as variações de temperatura na peça em processo de usinagem. O'Sullivan e Cotterell (2001 e 2002) observaram a diminuição da temperatura na superfície da peça usinada para maiores velocidades de corte e avanço. Dagiloke et al. (1995) sugerem como explicação para este fato que para maiores velocidades de corte, menor é o tempo disponível para que o calor gerado seja conduzido à peça. Ou seja, maiores rotações implicam em aumento de temperatura na ferramenta e no cavaco e não necessariamente na peça (osso).

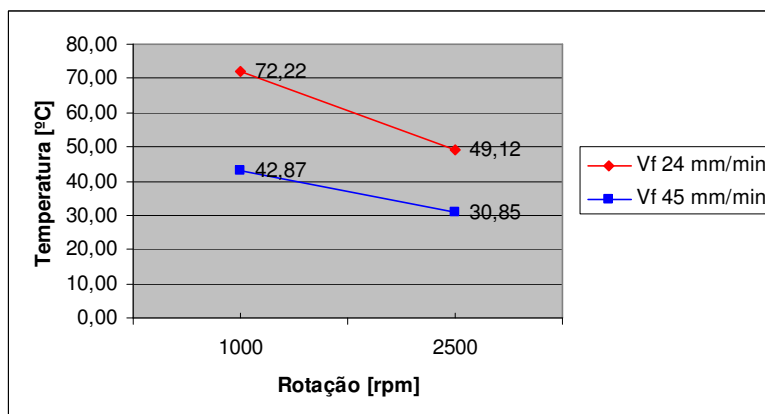


Figura 6. Influência da variação da rotação na temperatura.

A discussão para este assunto fica mais clara a partir do gráfico de superfície de resposta para os resultados dos ensaios de temperatura, Fig. (7). Nele se verifica que para maiores valores de rotação e velocidade de avanço têm-se as menores temperaturas ao redor da parede óssea, e em oposição a isso se têm as maiores temperaturas.

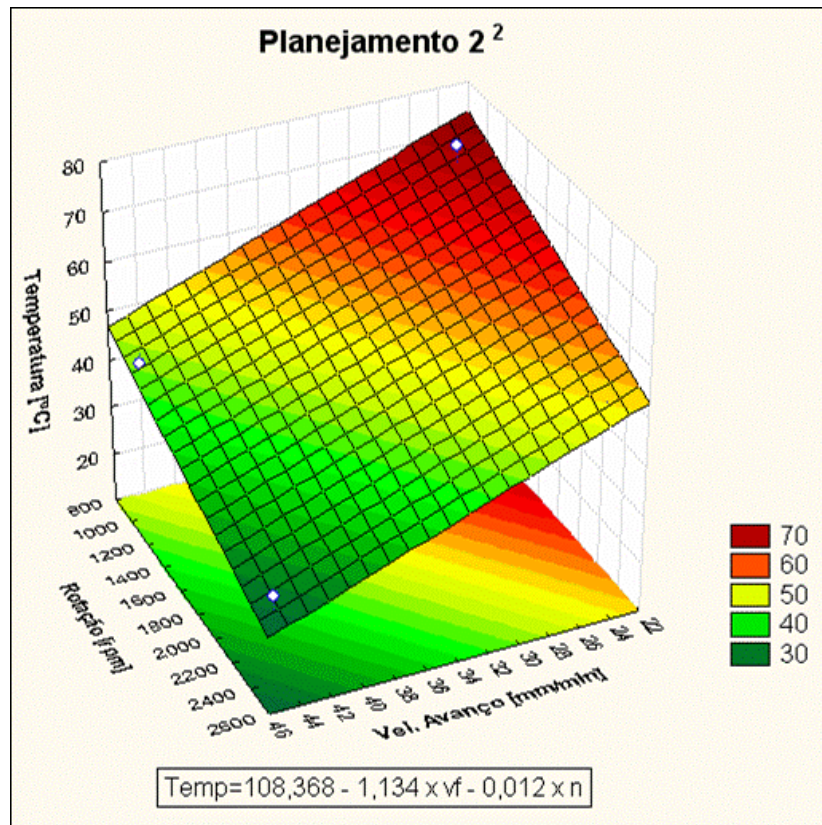


Figura 7. Superfície de resposta para os ensaios de temperatura (planejamento 2²).

A Tabela 4 apresenta uma análise de significância com $\alpha = 15\%$ e intervalo de confiança de 95%. Dela pode-se compreender que realmente a velocidade de avanço é a variável que mais influencia na diminuição da temperatura.

Tabela 4. Análise de significância para temperatura.

Fatores	Efeito	Err. Pad.	p	IC -95%	IC +95%
Média	48,7650	2,770000	0,036123	13,5688	83,96119
Vel. Avanç.	-23,8100	5,540000	0,145536	-94,2024	46,58237
Rotação	-17,5600	5,540000	0,194555	-87,9524	52,83237

A Figura 8 mostra a influência do aumento da velocidade de avanço sobre a força de avanço para ambas as rotações ensaiadas.

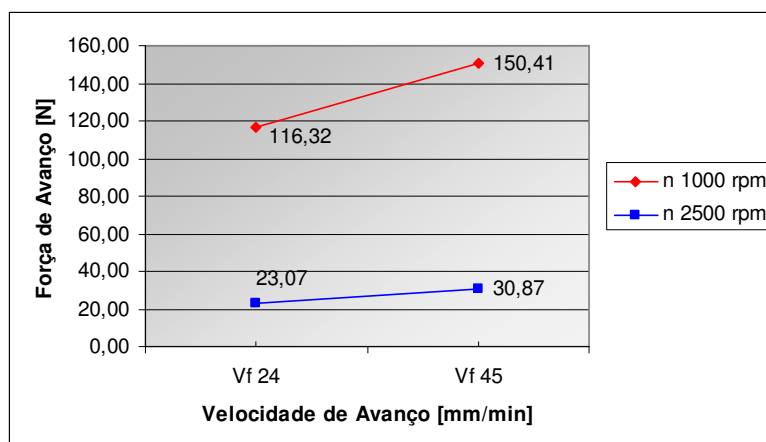


Figura 8. Influência da variação da rotação na força de avanço.

Aumentar a velocidade de avanço implica em maiores áreas nos planos de cisalhamento primário e secundário de remoção de material, de forma a causar uma maior força de usinagem, e conseqüentemente, uma maior força de avanço e de corte (Machado e da Silva, 2004). Pela figura se verifica que furar um osso com rotações de 1000 rpm, velocidade de avanço baixa e mesmo com um maior número de intermitências, implicará em maior força de avanço (desconforto ao paciente) do que se estiver furando em maior rotação, sem contar os problemas de temperatura. Trabalhar com velocidade de avanço alta e rotação em torno de 1000 rpm, deverá também causar desconforto, mesmo usando um maior ciclo de parada, porém pode ser que ainda se tenha uma margem de segurança (ver Fig. 6) quanto ao problema da elevação de temperatura citado por Eriksson e Albrektsson (1983).

Todavia, a Fig. (9) evidencia a diminuição da força de avanço com o aumento da rotação. Isso pode ser explicado, devido a uma diminuição da área de contato cavaco-ferramenta com o aumento da rotação. Observa-se também que o aumento de rotação faz com que os valores de força de avanço atinjam o que era esperado clinicamente.

A Figura (10) apresenta a superfície de resposta para os resultados dos ensaios de força de avanço. Por ela pode-se notar que os menores valores de força ocorreram, principalmente, à alta rotação e a baixa velocidade de avanço e para alta rotação e alta velocidade de avanço. E os maiores valores de força ocorreram à baixa rotação e alta velocidade de avanço e à baixa rotação e baixa velocidade de avanço.

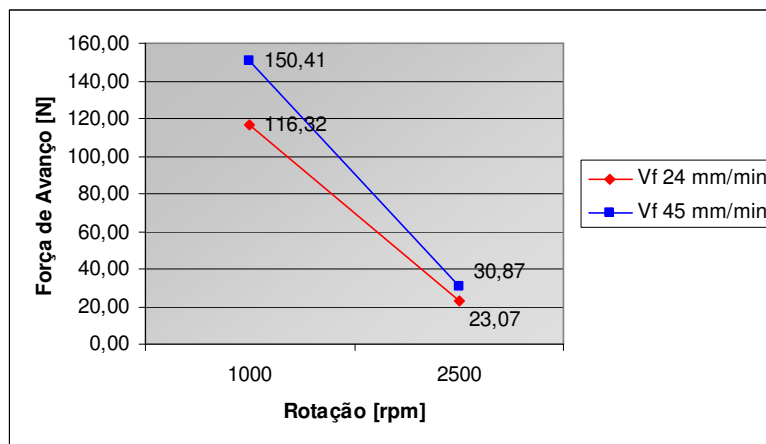


Figura 9. Influência da variação da rotação na força de avanço.

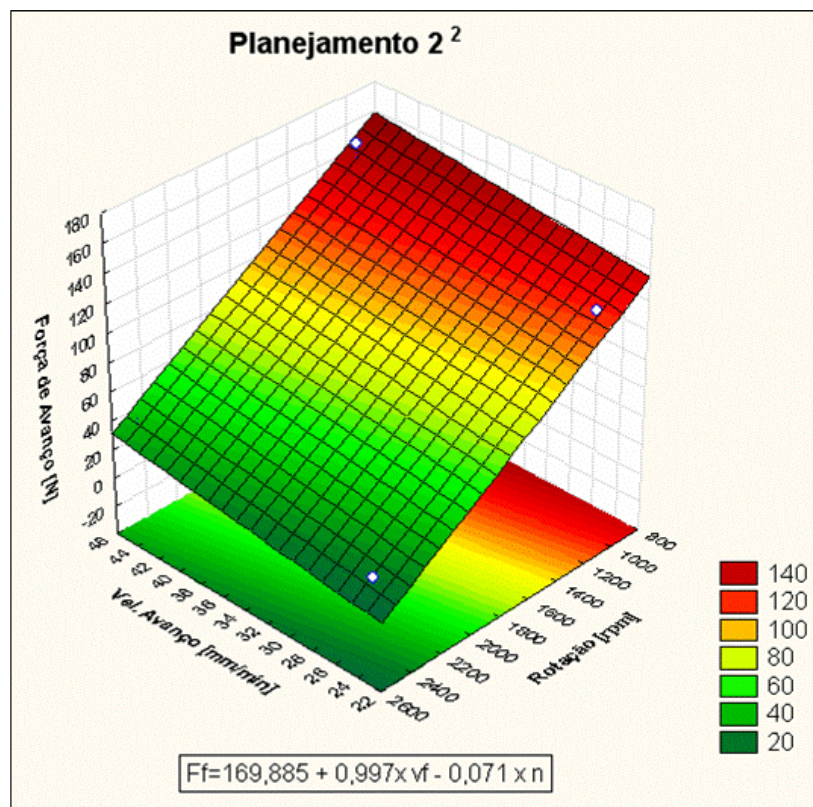


Figura 10. Superfície de resposta para os ensaios de força de avanço (planejamento 2²).

Finalmente, a Tabela 5 apresenta uma análise de significância com $\alpha = 8\%$ e intervalo de confiança de 95%. Por ela verifica-se que a rotação é a variável que mais influencia na diminuição da força de avanço.

Tabela 5. Análise de significância para força de avanço.

Fatores	Efeito	Err. Pad.	p	IC -95%	IC +95%
Média	80,168	6,57250	0,052077	-3,344	163,6790
Vel. Avanç.	20,945	13,14500	0,356802	-146,078	187,9681
Rotação	-106,395	13,14500	0,078257	-273,418	60,6281

4. CONCLUSÕES

Este trabalho objetivou apenas levantar as possíveis influências das condições de corte sobre as variáveis de saída estudadas no processo de furação em um procedimento cirúrgico de implantodontia. É importante citar, a necessidade de explorar mais esses resultados, além de conhecer quais serão as conseqüências na vida da ferramenta, pois é desejável a sua longevidade, e no cavaco, quando reutilizado como enxerto.

Finalmente, se conclui que do modo como os testes foram realizados a broca mais exigida foi a helicoidal de 2 mm de diâmetro. E para ela foram obtidos os menores valores de temperatura e um estado de conformidade aos padrões clínicos para os valores de força de avanço, quando se usinou com os maiores parâmetros de corte (45 mm/min e 2500 rpm). Observou-se também que a velocidade de avanço alta, influencia principalmente, a queda da temperatura, enquanto a rotação elevada à diminuição da força de avanço.

5. AGRADECIMENTOS

Às agências de fomento CNPq, CAPES, FAPEMIG, IFM e a empresa SIN pelo ferramental destinado ao Laboratório de Ensino e Pesquisa em Usinagem (LEPU) da Universidade Federal de Uberlândia.

6. REFERÊNCIAS

- Bachus, K. N.; Rondita, M. T. e Hutchinson, D. T., 2000, "The Effects of Drilling Force on Cortical Temperatures and Their Duration: an in Vitro Study", *Medical Engineering & Physics*, vol. 22. p. 685-691.
- Bertolete, M. C.; Medeiros, R. L. R.; Machado, Á. R.; Gomes, V. L.; Duarte, M. A. e Luiz, N. E., 2007. "Determinação da Vida de Brocas Odontológicas Utilizadas em Implantes Dentais: Pré-Testes". 17º Simpósio do Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica, 4 a 7 de dezembro de 2007, Universidade Federal de Uberlândia/MG.
- Bezerra, F. J. e Lenharo, A., 2002, "Terapia Clínica Avançada em Implantodontia", Artes Médicas, 329p.
- Brånemark, P. I.; Zarb, G. A. e Albrektsson, T., 1987, "Prótesis Tejido – Integradas. La Oseointegración en la Odontología Clínica", Quintessence Books, 350p.
- Dagiloke, I. F.; Kaldos, A.; Douglas, S. and Mills, B., 1995, "High-speed machining: an approach to process analysis, *Journal of Materials Processing Technology*, 54, p. 82–87.
- Eriksson, R. A. e Albrektsson, T., 1983, "Temperature Threshold Levels for Heat Induced Bone Tissue Injury: A Vital Microscopic Study in the Rabbit". *J. Prosthet. Dent.* 50:101-11.
- Eriksson, R. A. e Adell, R., 1986, "Temperature During Drilling for The Placement Of Implants Using The Osseointegration Technique". *J. Oral Maxillofac. Surg.* 44:4-7.
- Faria, R.; Camargo, F. P.; de Vasconcelos, D. K.; Galhano, G. e Bottino, M. A., 2007, "Eficiência de corte em fresas para implantes". *Implant News*, V. 4, Nº 1, p. 45-49, janeiro/fevereiro. 2007.
- Lazzara, R., Prólogo, 1996. In: Aldecoa, E. A. "Um novo enfoque na cirurgia e prótese sobre implantes". Vitória-Spain, Puesta al Dia Publicaciones, p 7-8.
- Lenharo, A., 2007, "Implantes Dentais – Livro Prático de Orientação ao Paciente". Disponível em: <<http://www.sinimplante.com.br>>. Acessado em: 14 març. 2007.
- Longbottom, J. M. e Lanham, J. D., 2006, "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.
- Machado, Á. R. e da Silva, M. B., 2004, "Usinagem dos Metais", Apostila da disciplina Usinagem dos Metais do curso de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, 8a versão, 257p.
- O'Sullivan, D. and Cotterell, M., 2001, "Temperature measurement in single point turning", *Journal of Materials Processing Technology*, 118, p. 301–308.
- O'Sullivan, D. and Cotterell, M., 2002, "Workpiece temperature measurement in machining, Proceedings of the Institute of Mechanical Engineers", Part H: *Journal of Engineering in Medicine*, 216 (Part B), p. 135–139.
- P-I Brånemark Institute, 2005. Brasil, Bauru/SP. Disponível em: <<http://www.branemark.org.br>>. Acessado em: 8 agost. 2008.
- Watanabe, F.; Tawada, T.; Komatsu, S. e Hata, Y., 1992, "Heat Distribution in Bone During Preparation of Implants Sites: Heat Analysis by Real-Time Thermography". *J. Oral Maxillofac. Implants*, vol.7, p. 212-219.

INFLUENCE OF CUTTING CONDITIONS IN THE PREPARE OF SITES BONE FOR DENTAL IMPLATS

Marcelo Bertolete Carneiro, bertolete@hotmail.com¹

Rosa Lia Rosales Medeiros, rliarm@yahoo.com.br¹

Álisson Rocha Machado, amachado@mec.ufu.br¹

Vanderlei Luiz Gomes, vanderlei@ufu.br²

Nelis Evangelista Luiz, nelis.luiz@sinimplante.com.br³

¹School of Mechanical Engineering – Federal University of Uberlândia/MG, Campus Santa Mônica, CEP 38408-902,

²School of Dentistry – Federal University of Uberlândia/MG, Campus Umuarama, CEP 38401-136,

³Sistema de Implante Nacional – SIN, CEP 03114-000, Brazil, São Paulo/SP.

Abstract: *The goal of this work is to investigate the influence of cutting conditions drilling bovine tibia through of the measuring of the temperature next the dental site wall and of the thrust force over the tool. It was used a dentistry drills kit made of uncoated of the martensitic stainless steel AISI 440C, a mixture the 20% of the radiator fluid and water as coolant fluid (irrigation) with a flow of 160 ml/min, three thermocouples of type T (cupper-constantan) and a data acquisition unit Agilent for temperature measurement and, finally, a rotating dynamometer Kistler for thrust force measurement. The results showed that the most stressed drill was the twist with 2 mm of the diameter. This tool was obtained the lowest values of temperature and a conformity state at the clinic standard for the trust force values, when machined with the highest cutting parameters (45 mm/min and 2500 rpm). Also was observed that the feed speed higher has a main influence on the temperature drop, while the higher rotation decreases the thrust force.*

Keywords: *dental implants, drilling, temperature and thrust force.*