

DETERMINAÇÃO DA VIDA DE BROCAS ODONTOLÓGICAS UTILIZADAS EM IMPLANTES DENTAIS: PRÉ-TESTES

Marcelo Bertolete Carneiro

Rosa Lia Rosales Medeiros

Álison Rocha Machado

Faculdade de Engenharia Mecânica – Universidade Federal de Uberlândia, Campus Santa Mônica, CEP 38408-902,
bertolete@hotmail.com, rliarm@yahoo.com.br, alissonm@mecanica.ufu.br;

Vanderlei Luiz Gomes

Faculdade de Odontologia – Universidade Federal de Uberlândia, Campus Umuarama, CEP 38401-136,
vanderlei@ufu.br;

Marcelo Antônio Duarte

Associação Brasileira de Odontologia – Escola de Aperfeiçoamento Profissional, CEP 38400-000, Uberlândia/MG,
marceloducat@yahoo.com.br;

Nelis Evangelista Luiz

Sistema de Implante Nacional – SIN, CEP 03114-000, São Paulo/SP,
nelis.luiz@sinimplante.com.br.

Resumo: Tendo em vista, que os implantes dentais são uma alternativa inquestionável na confecção de próteses para pessoas desdentadas em busca de reabilitação da função mastigatória, fonética e estética. E sabendo da discussão científica que ainda paira sobre esse tema, esta pesquisa objetiva preliminarmente estudar o fluido de corte ideal para futuramente determinar a durabilidade de brocas odontológicas de materiais diferentes (aços inoxidáveis 316L e M340) para implantodontia, por meio de usinagem em resina de poliuretano rígido com propriedades semelhantes às dos ossos da maxila. A análise do desgaste das ferramentas será feita monitorando a evolução da temperatura próxima a parede da loja receptora do implante, pelo torque e pela força de avanço necessária para realizar o corte. Os testes serão realizados em um centro de usinagem com brocas de múltiplo uso de 2 e 3 mm de diâmetro com rotação e velocidade de avanço variando em dois níveis, conforme planejamento experimental proposto. Também será utilizado fluido de corte a uma vazão de 20 ml/min, que no caso será um líquido de arrefecimento automotivo. O trabalho está em fase de pré-testes e os resultados obtidos são de adequação do experimento: ensaios de oxidação legitimaram o uso do fluido automotivo na máquina-ferramenta, como anti-oxidante, e os de refrigeração mostraram a sua similaridade ao soro fisiológico, fluido utilizado em consultório para a refrigeração durante processo cirúrgico.

Palavras-chave: implantes dentais, furação, brocas odontológicas, ferramentas de aço inoxidável.

1. INTRODUÇÃO

Os implantes dentais tornaram-se importante modalidade terapêutica nas últimas décadas, sobretudo após os trabalhos desenvolvidos por Brånemark (Bezerra e Lenharo, 2002). No início dos anos 60, 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 (Instituto P-I Brånemark/SP). Essa observação tem impulsionado o desenvolvimento de técnicas e de materiais empregados na implantodontia e nas diversas especialidades que a circunda.

Estes elementos odontológicos chamados de implantes são raízes artificiais implantadas no osso da mandíbula ou da maxila, ver Figura 1. Que ao substituir as raízes dentais, possibilitam a confecção de próteses sobre eles, permitindo a reabilitação dos requisitos mastigatórios, fonéticos e estéticos, diminuição da sobrecarga nos dentes remanescentes, cessar da reabsorção óssea, além de devolver a qualidade de vida social ao desdentado (Lenharo, 2007). São fabricados com titânio comercialmente puro, que é um material altamente biocompatível com os tecidos vivos dos mamíferos (Lazzara, 1996). O titânio possui a capacidade de induzir a neoformação óssea perfeitamente integrada ao osso constituindo uma unidade de suporte de forças, base para a prótese (Brånemark et al., 1987). Dessa forma, desenvolveu-se o conceito de osseointegração para estruturas implantadas.

Todavia, esse tema ainda envolve muita discussão no que diz respeito à geração de calor durante a furação de uma loja cirúrgica, o que justifica um maior estudo das condições de corte e materiais envolvidos no processo.

Segundo Brånemark et al. (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 (tipo) perfurado.

Bachus et al. (2000) avaliaram experimentalmente o comportamento da temperatura na vizinhança do furo que estava sendo usinado em um tecido cortical, considerando apenas a força aplicada. Eles concluíram que o aumento desta força durante o processo de furação diminuiu consideravelmente a temperatura. A razão principal deste comportamento é a redução do tempo de furação e conseqüentemente a diminuição do processo de atrito que as guias cilíndricas das brocas desenvolvem na parede do furo e, portanto, da geração de calor no processo.

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

Finalmente, ainda não existe consenso científico entre os fabricantes e os usuários de brocas para implantodontia quanto à capacidade de corte destas. Por sua vez, a substituição das ferramentas tem se tornado um processo subjetivo a experiência de cada profissional. Nesse ínterim, vislumbra-se esta pesquisa com o objetivo preliminar de apresentar a adequação do experimento quanto ao uso de fluido de corte (irrigação), devido a sua fase de pré-teste, para futuramente determinar a vida de brocas odontológicas a partir do monitoramento da temperatura próxima à parede da loja receptora do implante, do torque e da força de avanço em função do desgaste da ferramenta.

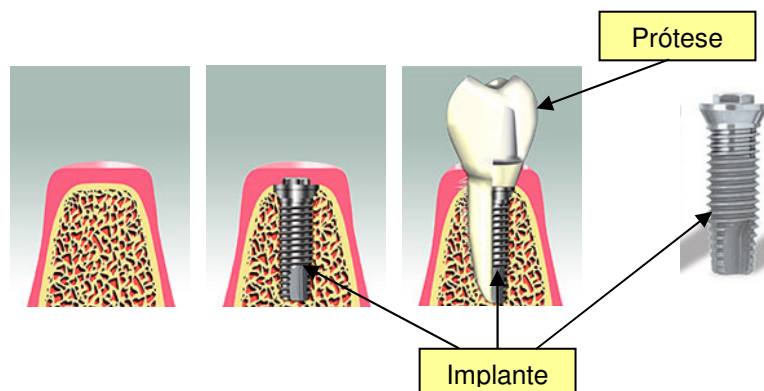


Figura 1: Ilustração do sistema de fixação de uma prótese dentária (Lenharo, 2007).

2. PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

Este trabalho segue um planejamento fatorial 2^3 , no qual utilizará o processo de usinagem de furação e contemplará a cada variável de entrada dois níveis, ver Tabela 1.

As variáveis de entrada serão:

- Material das brocas: aço inoxidável austenítico 316L e aço inoxidável martensítico M340;
- Velocidade de avanço: +1 e -1;
- Rotação: +1 e -1.

As variáveis de saída analisadas serão:

- Evolução da temperatura ao longo das paredes dos furos;
- Força de avanço;
- Torque produzido durante o processo de furação.

A determinação e comparação da vida dos dois tipos de materiais de brocas odontológicas dar-se-ão pelo monitoramento intermitente das variáveis de saída em vários estágios de desgaste das ferramentas.

Tabela 1: Planejamento Fatorial 2^3 .

Kits	Material	Vel. Avanço [mm/min]	Rotação [rpm]
1	316L	-1	-1
2	M340	-1	-1
3	316L	+1	-1
4	M340	+1	-1
5	316L	-1	+1
6	M340	-1	+1
7	316L	+1	+1
8	M340	+1	+1

Após análise de significância das variáveis a partir do planejamento citado acima, pretende-se realizar um planejamento composto central (PCC), ver Tabela 2, para o melhor material de ferramenta, a fim de se obter para a mesma a otimização dos parâmetros de corte.

Tabela 2: Planejamento Composto Central 2^2 .

Kits	Vel. Avanço [mm/s]	Rotação [rpm]
1	-1	-1
2	-1	+1
3	+1	-1
4	+1	+1
5	$-\alpha$	0
6	$+\alpha$	0
7	0	$-\alpha$
8	0	$+\alpha$
9 (C)	0	0
10 (C)	0	0

A medição da temperatura será feita por meio de inserção de três termopares tipo T (cobre-constantan) em furos de 1 mm de diâmetro a 1 mm da parede da loja receptora do implante e dispostos a 5 mm uns dos outros a partir da superfície, ver Figura 2. Aquisição de temperatura será obtida por um milivoltímetro 34970A da marca Agilent. Os corpos de prova serão de poliuretano rígido nas dimensões de 15 x 50 x 28 [mm] (Oliveira et al., 2004). Esta amostra tenta se aproximar das dimensões e da densidade do osso da maxila (tipos ósseos III ou IV).

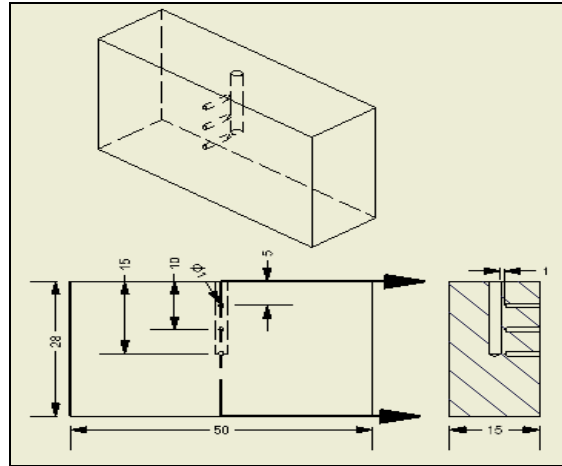


Figura 2: Ilustração esquemática do corpo de prova para medição de temperatura.

Os ensaios de vida da ferramenta, que engloba medição da força de avanço e torque, serão realizados em placas também de poliuretano rígido nas dimensões de 230 x 325 x 40 [mm], devido as suas características serem semelhantes a da maxila, ver Figura 3. Cada furo estará a 7 mm um do outro (recomendação técnica de Brånemark et al., 1987) perfazendo um total de 1440 furos por superfície. É notável citar que o material apresenta uma porção compacta (que representa o osso cortical) e uma porção esponjosa (que representa o osso trabecular). A vida da ferramenta será limitada pelo controle do torque, mas principalmente pelos ensaios de evolução da temperatura nas paredes do furo quando for mensurado 47°C, situação em que pode haver danos ao tecido ósseo.

Os ensaios de temperatura e vida serão realizados em um Centro de Usinagem CNC Discovery 760 da marca Romi, acoplado ao eixo principal da máquina estará o Dinamômetro Piezoelétrico 9123C1211 da marca Kistler, que medirá a força e o torque, ver Figura 4.

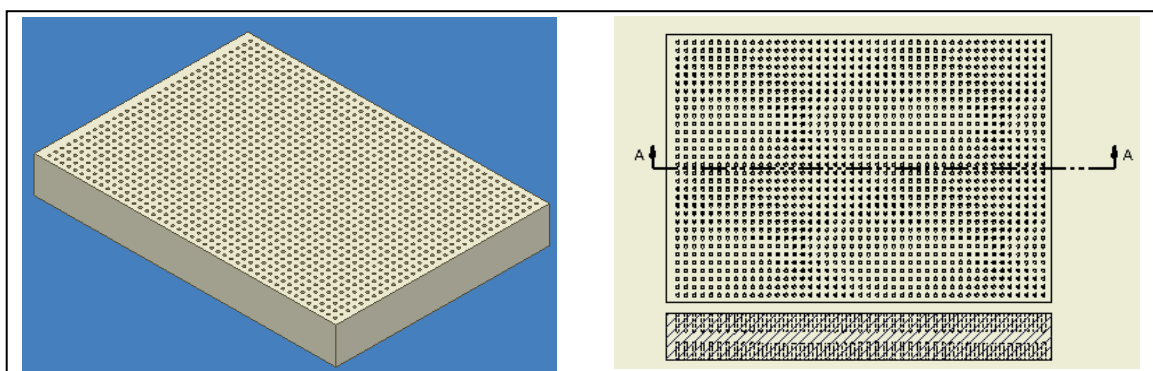


Figura 3: Ilustração esquemática do corpo de prova para o ensaio de vida.

Serão utilizadas quatro brocas odontológicas da marca SIN sem revestimento, para implante de 4,1 mm de diâmetro ultra rosqueante. A loja óssea terá uma profundidade de 15 mm e será feita em um ciclo de furação intermitente, a sequência de brocas está apresentada na Figura 5.

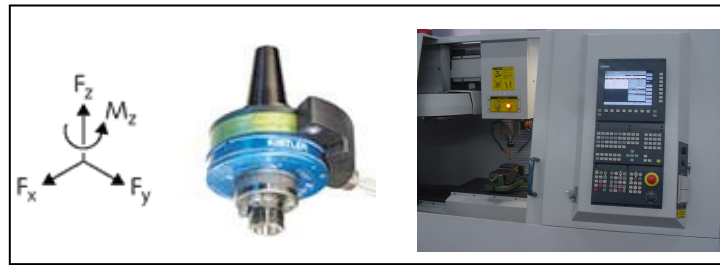


Figura 4: Dinamômetro Kistler e Centro de Usinagem Romi, da esquerda para a direita.

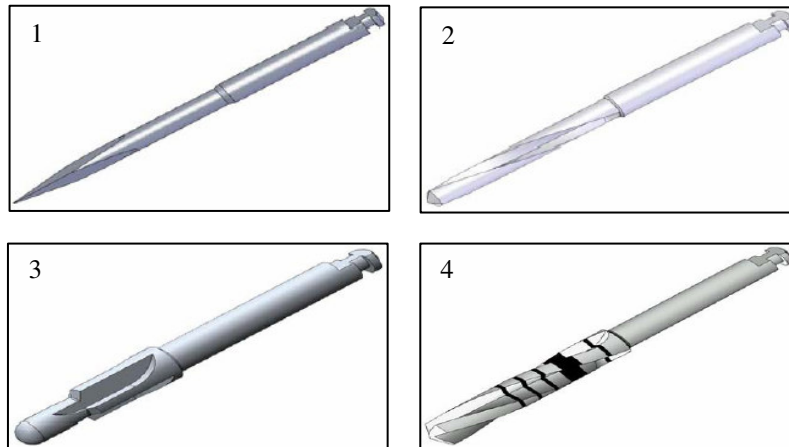


Figura 5: Sequência de brocas; 1- Lança Ø2 mm, 2- Helicoidal Ø2 mm (ciclo pica-pau 3 vezes), 3- Piloto Ø2 e 3 mm e 4- Helicoidal Ø3 mm (ciclo pica-pau 3 vezes).

2.1. Pré-Testes

Foram realizados testes preparatórios para a adequação do fluido de corte. O fluido utilizado em procedimentos cirúrgicos odontológicos é o soro fisiológico com a função de refrigerar a ferramenta e dissipar o calor em torno da parede óssea em usinagem. Todavia, o uso de soro fisiológico em testes acarretaria na oxidação da máquina ferramenta (Centro de Usinagem) tornando o fluido inviável. Dessa forma, se optou em realizar testes comparativos de oxidação e de refrigeração com o fluido de arrefecimento automotivo T15 Sintético Concentrado da marca Radnew, conhecido comercialmente por sua ação anti-oxidante e refrigerante.

Para o teste de oxidação foram cortados 20 corpos de prova (bolachas) de aço ABNT 12L14 (aço de livre corte). Sobre a superfície das amostras foi depositado, através de uma seringa de 20 mililitros, um mililitro dos seguintes fluidos: água (torneira), soro fisiológico (solução de cloreto de sódio 0,9% da marca Farmax) e fluido de arrefecimento (solução de 20 e 40%). A Tabela 3 apresenta a sequência do ensaio.

Tabela 3: Sequência dos Testes de Oxidação.

	Água	Soro Fisiológico	F. Arref. a 20%	F. Arref. a 40%
2 horas	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 3	Amostra 4
4 horas	Amostra 5	Amostra 6	Amostra 7	Amostra 8
6 horas	Amostra 9	Amostra 10	Amostra 11	Amostra 12
12 horas	Amostra 13	Amostra 14	Amostra 15	Amostra 16
24 horas	Amostra 17	Amostra 18	Amostra 19	Amostra 20

Quanto ao teste de refrigeração confeccionaram-se dois corpos de prova nas dimensões cúbicas de 15 mm de poliuretano rígido. Foram fixados dois termopares tipo T (cobre-constantan), um na superfície para mera comparação com a temperatura do meio ambiente e outro no interior do material para estudo de caso, após tê-lo seccionado ao meio. Foi utilizado um banho termostático da marca Ertco precision para aquecer as amostras até a temperatura de 56°C. Após atingir a estabilidade térmica estas foram retiradas simultaneamente do banho e mergulhadas em duas bacias que continham respectivamente, soro fisiológico e solução de fluido de arrefecimento a 20 ou 40%, a temperatura ambiente. Cada bacia recebeu um litro de cada líquido ensaiado. O decréscimo da temperatura em função do tempo foi registrado pelo milivoltímetro Agilent 34970A. O objetivo do teste foi saber se havia similaridade quanto à refrigeração dos fluidos testados. Foram realizados nove ensaios, três com soro e solução a 20%, três com soro e solução a 40% e finalmente, mais três testes com soro e soro, para entender se existia alguma diferença no decaimento das temperaturas em relação às diferenças entre os corpos de prova. A Tabela 4 apresenta a sequência de testes e a Figura 6 uma ilustração esquemática do mesmo.

Tabela 4: Sequência dos Testes de Refrigeração.

Testes	Tratamentos	
1	Soro	40%
2	Soro	40%
3	Soro	20%
4	Soro	20%
5	Soro	40%
6	Soro	20%
7	Soro	Soro
8	Soro	Soro
9	Soro	Soro

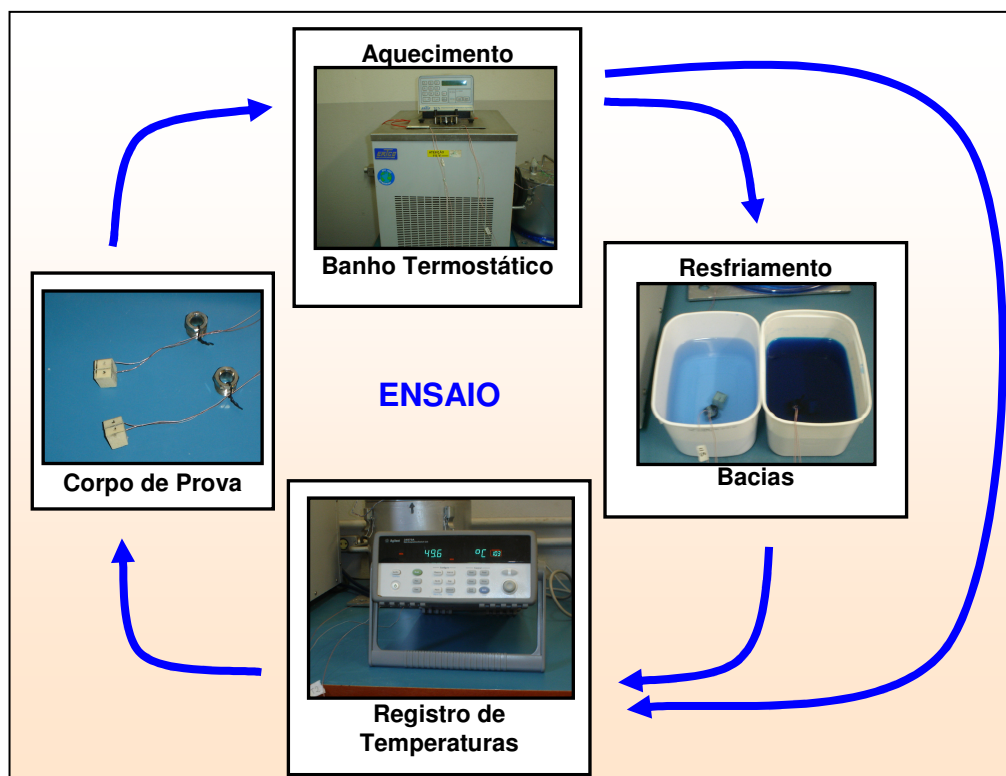


Figura 6: Ilustração esquemática do ensaio.

3. RESULTADOS

A Figura 7 apresenta os resultados obtidos para o teste de oxidação. Cada linha da disposição representa o período de tempo de 2 até 24 horas, no sentido de cima para baixo, respectivamente. E cada coluna representa os fluidos testados, da esquerda para a direita, água, soro fisiológico, fluido de arrefecimento na proporção de 20 e 40%.

Para o teste comparativo de refrigeração, a Figura 8 mostra a evolução do resfriamento para o Teste 4 da Tabela 4. A curva azul representa a temperatura do termopar inserido no meio da amostra e imerso para o resfriamento em uma bacia com solução a 20%. A curva vermelha corresponde à temperatura do termopar na outra amostra e mergulhado em uma bacia com soro fisiológico.

Em cada teste para um mesmo tempo de aquisição foi verificado uma diferença de temperatura entre os corpos de prova (curva azul e vermelha) no intervalo de 56 a 20°C. A máxima diferença de temperaturas está representada na Figura 9.

Desta figura pode-se apreender que para todos os testes, inclusive quando as amostras foram resfriadas simultaneamente no mesmo fluido (soro e soro), houve diferença entre as temperaturas. Isso implica, principalmente baseando-se nos Testes 7, 8 e 9, que a diferença é devido a não homogeneidade dos corpos de prova, tanto em relação à fixação dos termopares quanto à vedação das duas partes unidas.

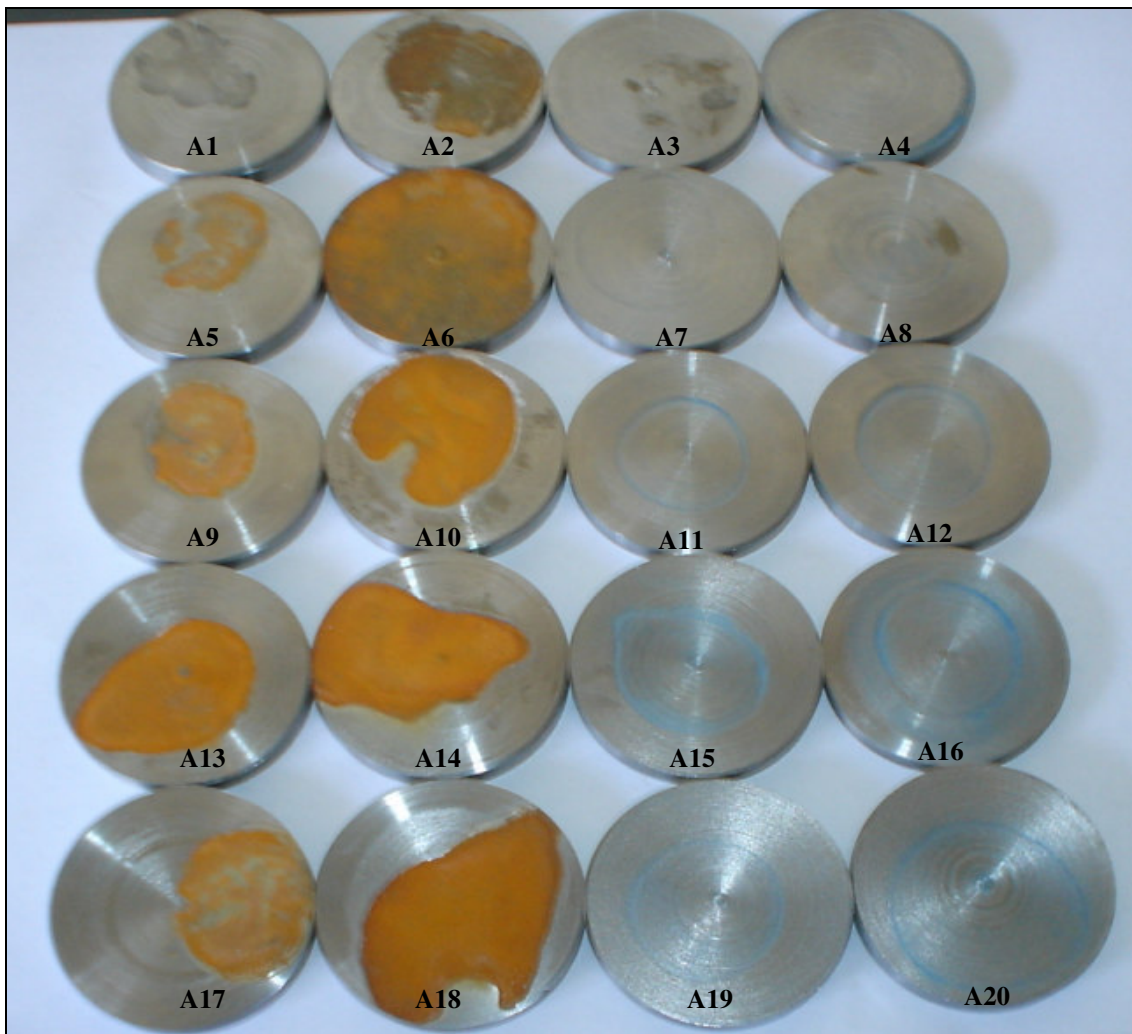


Figura 7: Resultado do teste de oxidação.

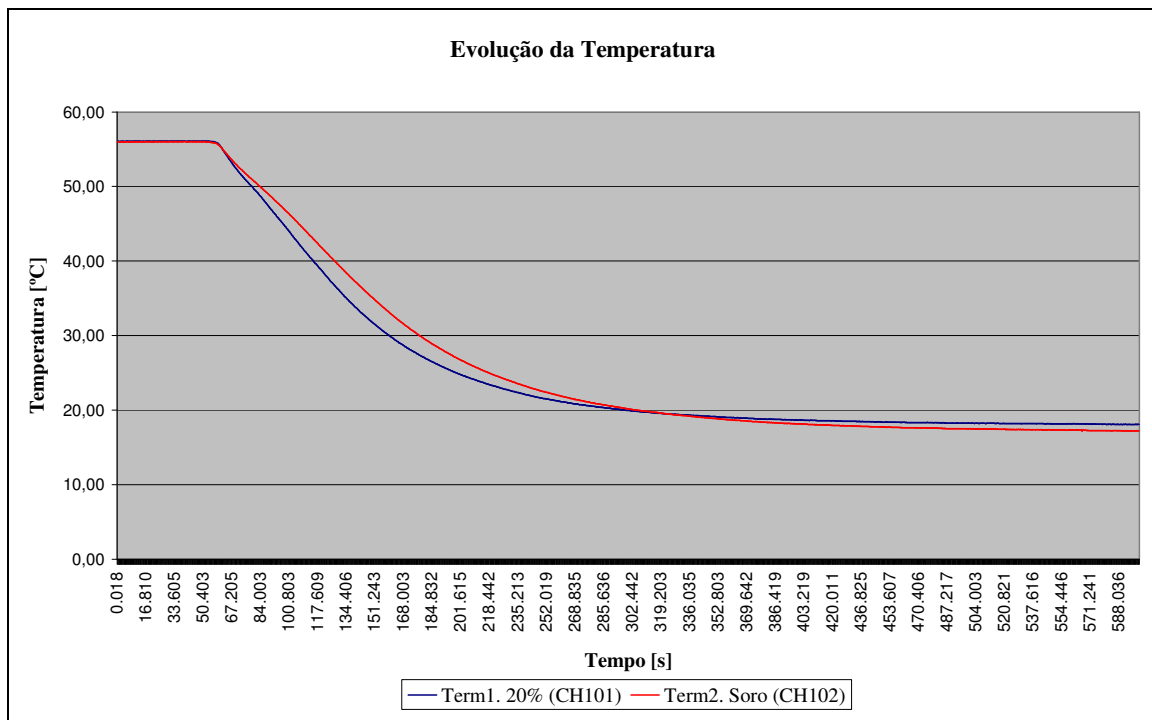


Figura 8: Evolução do resfriamento dos corpos de prova imersos em solução a 20% de fluido de arrefecimento e soro (Teste 4).

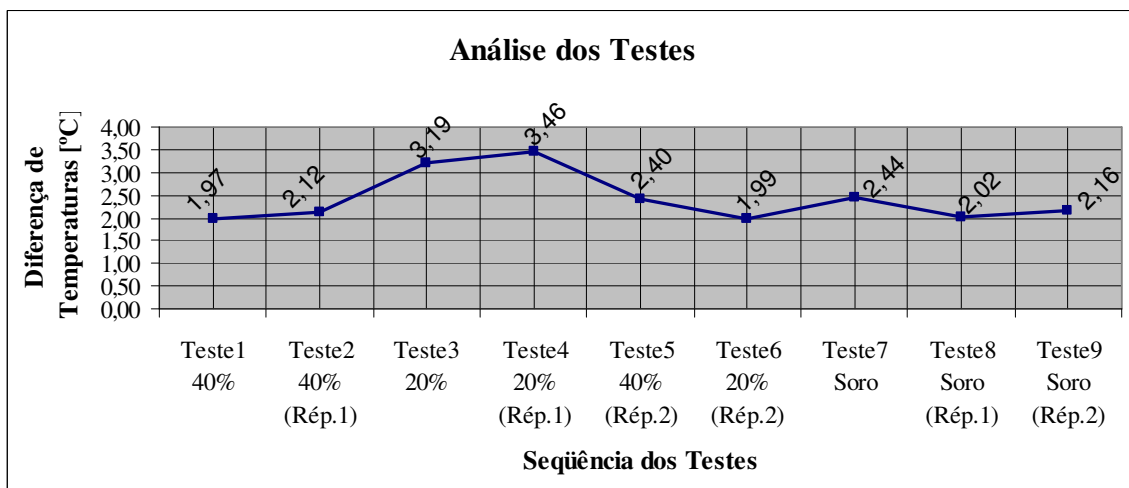


Figura 9: Máxima diferença de temperaturas entre as curvas de resfriamento em função da seqüência dos testes.

Na Tabela 5 tem-se uma análise estatística de variância com 95% de confiabilidade para os resultados de diferença de temperaturas. Dela pode-se compreender que não existe diferença significativa entre os valores do tratamento ($p \gg 0,05$). E isso quer dizer que os fluidos trabalharam resfriando o corpo de prova da mesma maneira.

Tabela 5: Quadro de Anova (Análise de Variância).

Anova One Way					
	SQ	G.L.	QM	F	p
Média	52,5915	1	52,5915	224,2843	0,000006
Tratamento	0,97013	2	0,48506	2,0686	0,207344
Erro	1,40692	6	0,23449		

4. CONCLUSÕES

A partir dos resultados preparatórios evidenciou-se que quanto à oxidação, o fluido de arrefecimento automotivo na proporção estudada é o mais indicado como fluido de corte para a realização dos ensaios de vida em brocas odontológicas, pois não provocarão danos ao barramento da máquina, nem aos seus sistemas eletrônicos. Em relação ao seu comportamento refrigerante, observou-se similaridade quando comparado com os demais fluidos. Sendo possível a sua utilização no processo de usinagem na proporção de 20 ou 40%.

5. AGRADECIMENTOS

As agências de fomento CNPq, CAPES, FAPEMIG, IFM e a empresa SIN pelos recursos destinados ao Laboratório de Ensino e Pesquisa em Usinagem (LEPU) da Universidade Federal de Uberlândia.

6. REFERÊNCIAS

- Bezerra, F. J. e Lenharo, A., 2002, “Terapia Clínica Avançada em Implantodontia”, Artes Médicas, 329p.
- Instituto P-I Brånemark. Bauru/SP. Disponível em: <<http://www.branemark.org.br>>. Acessado em: 8 set. 2007.
- Lenharo, A., 2007, “Implantes Dentais – Livro Prático de Orientação ao Paciente”. Disponível em: <<http://www.sinimplante.com.br>>. Acessado em: 14 març. 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.
- Brånemark, P. I.; Zarb, G. A. e Albrektsson, T., 1987, “Prótesis Tejido – Integradas. La Oseointegración en la Odontología Clínica”, Quintessence Books, 350p.
- 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.
- 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.
- 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.
- Oliveira, E. J.; Gomes, V. L. e Gomide, H. A., 2004, “Material e Técnica Para Análise Fotoelástica Plana da Distribuição de Tensões Produzidas por Implantes Odontológicos”, Revista da Faculdade de Odontologia de Anápolis, vol. 6, p. 8-13.

LIFE TOOL DENTISTRY DETERMINATION USED IN DENTAL IMPLANTS: PRE-TEST

Marcelo Bertolete Carneiro

Rosa Lia Rosales Medeiros

Álison Rocha Machado

Department of Mechanical Engineering – Federal University of Uberlândia, Campus Santa Mônica, CEP 38408-902, bertolete@hotmail.com, rliarm@yahoo.com.br, alissonm@mecanica.ufu.br;

Vanderlei Luiz Gomes

Department of Odontology – Federal University of Uberlândia, Campus Umuarama, CEP 38401-136, vanderlei@ufu.br;

Marcelo Antônio Duarte

Brazilian Association of Odontology – Refresher School of Professional, CEP 38400-000, Uberlândia/MG, marceloducat@yahoo.com.br;

Nelis Evangelista Luiz

Sistema de Implante Nacional – SIN, CEP 03114-000, São Paulo/SP, nelis.luiz@sinimplante.com.br.

Abstract: *Since the dental implants are an unquestionable alternative to make prothesis for toothless peoples to provide masticator action and aesthetic rehabilitation. And knowing the importance of scientific discussion about this theme, the work has the objective of studying the ideal cutting fluid for in the future to determine the durability of dentistry drills made of different kinds of materials (stainless steel 316L and M340), when machining rigid polyurethane resin with properties similar to those of a maxilla bone. The tool wear analysis will be done with a parallel control of the temperature behavior next the implant hole wall, of the torque and of the thrust force during cutting. The tests will be carried out in a CNC machine centre with multiple use drills having 2 and 3 mm of diameter with spindle rotation and feed rate varied in two levels, as proposed by an experimental design. An automotive coolant will be used as cutting fluid with a flow rate of 20 ml/min. The work is in pre-test phase and the results obtained so far are useful for determining the experimental condition. Oxidation and cooling tests have shown that automotive fluid is suitable to replace physiologic serum with coolant action similar to the latter with the bonus of having a very good corrosion resistance.*

Keywords: *dental implants, drilling, dentistry drill, stainless steel tools.*