

WILSON ANDRIANI JÚNIOR

**MENSURAÇÃO DO CALOR FRICCIONAL GERADO PELO PREPARO DO  
TECIDO ÓSSEO EM IMPLANTODONTIA: ESTUDO *IN VITRO*.**

FLORIANÓPOLIS  
2002

WILSON ANDRIANI JÚNIOR

**MENSURAÇÃO DO CALOR FRICCIONAL GERADO PELO PREPARO DO  
TECIDO ÓSSEO EM IMPLANTODONTIA: ESTUDO *IN VITRO*.**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia – área de concentração: Implantodontia.

Orientador: Prof. Dr. Ricardo de Souza Magini

FLORIANÓPOLIS  
2002

Wilson Andriani Júnior

**MENSURAÇÃO DO CALOR FRICCIONAL GERADO PELO PREPARO DO  
TECIDO ÓSSEO EM IMPLANTODONTIA: ESTUDO *IN VITRO*.**

Esta dissertação foi julgada adequada para obtenção do título de MESTRE EM ODONTOLOGIA – ÁREA DE CONCENTRAÇÃO IMPLANTODONTIA e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

*Florianópolis, 26 de fevereiro de 2002*



---

**Prof. Dr. Mauro Amaral Caldeira de Andrada**  
*Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia*

**BANCA EXAMINADORA**

---

**Prof. Dr. Ricardo de Souza Magini**  
*Orientador*

---

**Prof. Dr. Túlio Del Conte Valcanaia**  
*Membro*

---



**Prof. Dr. Valdemar Daudt Polido**  
*Membro*

*Dedico este trabalho a todos aqueles que sonham  
e que conseguem transformar boa parte destes sonhos  
em realidade.*

### *A Deus*

*Criador do universo, que abrange todos os seres animados e inanimados, materiais e imateriais.*

*A este ser eterno, imutável, imaterial, único, soberanamente justo e bom agradeço por todo meu ser, por tudo que sou.*

### *A minha mãe*

*Pelo seu amor, pela pureza e verdade de suas palavras,*

*Pelo carinho e conforto de seus gestos,*

*Por sempre ter me apoiado e me protegido,*

*E simplesmente por ser seu filho.*

### *Ao meu pai*

*Que através de seu esforço e dedicação, possibilitou que meus sonhos se tornassem possíveis.*

*Pelo seu exemplo de honra e honestidade, que ajudaram muito na minha caminhada, e que me guiarão para sempre...*

*Aos meus filhos*

*Thiago e Marina pela compreensão da minha ausência em muitos momentos e por sempre acreditarem em meus propósitos.*

*O meu amor por vocês é inesgotável*

*A minha esposa, Maristela*

*Que tem sido uma incansável companheira durante todos estes anos de convivência.*

*Que tão bem soube abraçar esta profissão tão complexa e difícil que é ser dona de casa.*

*E, também, pelo amor que de seu espírito se irradia envolvendo de tal maneira a todos nós, o que nos torna uma família feliz.*

## AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

*A gratidão das pessoas, além de ser um reconhecimento é uma obrigação*

*A pessoa que pratica uma boa ação o faz sem esperar recompensa, porque deve estar inserido no ser humano a prática do bem.*

*Mas, é necessário agradecer como forma de animar o espírito de quem a pratica.*

*Ao meu orientador Prof. Dr. Ricardo de Souza Magini pela atenção, incentivo e por ter me conduzido com segurança no desenvolvimento deste trabalho.*

*À Prof. Liene Campos que me auxiliou na elaboração desta dissertação de mestrado.*

*Ao CEPID na pessoa dos professores Dr. Ricardo de Souza Magini e Dr. Antônio Carlos Cardoso que deram seu conhecimento a minha formação.*

*Ao Prof. Sérgio Fernandes Torres de Freitas pelos ensinamentos e pela análise estatística dos resultados.*

*Aos amigos do Curso de Pós-Graduação, Bertholdo, Omar, Edson, Bianchini, Cíntia, Cláudia e Adriani pelas experiências trocadas e pelos bons momentos vividos.*

*Ao meu querido amigo José Nilo Freire, também colega de mestrado e que de forma incansável me auxiliou na execução deste estudo e que com certeza compartilha comigo a emoção desta conquista.*

*A REMATEL Eletroeletrônica Ltda, na pessoa do engenheiro Osny Granemann de Souza Júnior e do Sr. Luiz Marcelino que tornaram realidade a nossa idéia inicial de criar um dispositivo para mensurar a temperatura do osso.*

*À Cleunisse Rauen De Luca Canto (Cléo) pelo apoio e auxílio na digitação.*

## AGRADECIMENTOS

*A Universidade Federal de Santa Catarina, por ter proporcionado a oportunidade de aprendizado a todos deste curso, oferecendo estrutura física e corpo docente renomado.*

*Aos Professores Dra. Isabel Cristina Santos Almeida e Dr. Mauro Caldeira de Andrada, Coordenadores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia durante o período deste curso pela dedicação com que exerceram suas funções.*

*Ao Dr. Cláudio Barbosa Fontes, presidente do CRO-SC pelo apoio recebido e por ter entendido as inúmeras vezes em que precisei me ausentar das funções de secretário, para poder concluir de forma plena esta dissertação.*

*Aos Professores Dr. José Carlos Oleiniski, Analúcia Gebler Philippi, Lauro Egídio Bragaglia, que com muita dedicação supriram a minha ausência nestes dois últimos anos.*

*Ao amigo Diego Klee Vasconcellos pelo estímulo nos momentos difíceis que antecederam a obtenção deste título.*

*Ao Prof. Dr. Mário Vinicius Zendron pela elaboração do abstract desta dissertação.*

*Ao Técnico em Prótese Dental Carlos Alberto Pereira que com carinho e paciência sempre me auxiliou.*

*A todos que, direta ou indiretamente, me auxiliaram na elaboração deste trabalho.*

ANDRIANI JÚNIOR, Wilson. **Mensuração do calor friccional gerado pelo preparo do tecido ósseo em implantodontia: estudo *in vitro***. 2002. 50f. Dissertação (Mestrado em Odontologia – Opção Implantodontia) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

## RESUMO

O objetivo deste estudo *in vitro* foi desenvolver um dispositivo de tecnologia termopar associado a um sistema integrado de supervisão e de registro computadorizado para avaliar o desempenho dos sistemas de irrigação interna e externa utilizados durante o preparo do tecido ósseo em implantodontia. A amostra foi composta de 20 espécimens ósseas de origem bovina associadas a termopares posicionados em diferentes profundidades. Dez espécimens foram submetidas a perfurações com as brocas do sistema 3i (*Cilindrica* 2,3mm de diâmetro, *Cilindrica* de 3,0mm de diâmetro e *Piloto* de 2x3mm de diâmetro) utilizando-se irrigação interna. Nas outras dez espécimes utilizou-se irrigação externa. As análises estatísticas foram utilizadas para avaliar o desempenho dos sistemas de irrigação externa e interna, através dos testes de ANOVA2 e de Tukey (HSD). A broca de 2,3mm quando avaliada individualmente, independente do efeito que o tipo de irrigação tenha causado provocou maior diferença de temperatura entre os momentos inicial e final – média 0,470. A broca 3,0mm e a broca pilot ao apresentarem equivalência na média (0,065 e 0,010, respectivamente) não permitiram estabelecer vantagem do uso de uma sobre a outra. Na comparação individual das interações entre o tipo de broca e de irrigação testados, os resultados indicam que a broca 2,3mm quando utilizada com irrigação externa provocou maior diferença de temperatura entre os momentos inicial e final, que todas as outras situações testadas. Dessa forma observou-se, neste estudo, que o sistema de irrigação interna gerou menor calor que o sistema de irrigação externa.

Palavras-Chave: Implantes; Calor friccional; Irrigação; Temperatura; Termopar; Profundidade de osteotomia.

ANDRIANI JÚNIOR, Wilson. **Mensuração do calor friccional gerado pelo preparo do tecido ósseo em implantodontia: estudo *in vitro***. 2002. 50f. Dissertação (Mestrado em Odontologia – Opção Implantodontia) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

## ABSTRACT

The main purpose of this study was to develop a temperature recording device (termocouple) combined to a computer assisted control system utilized to monitor in vitro the heat generated by bone instrumentation associated to osseointegrated implants insertion. Two types of cooling systems were evaluated, i.e., an internal cooling system and an external cooling system, routinely utilized in implant therapy. The data was collected from the analysis of twenty specimens of bovine bone submitted to different drilling conditions and different positions of the heat recording device (termocouple). Ten specimens were instrumented with 3i drills (*Twist Drill* Ø 2,3mm, *Tri-Spade Twist* Ø 3,0mm and a *Pilot Drill* Ø 2x3mm) and were irrigated externally. The remaining specimens were instrumented by the same sequence of drills but the cooling system of choice was the internal irrigation. Data collected from the experimental procedure were submitted to statistical analysis by the ANOVA2 test and the correlations refined by means of the Tukey (HSD). When a 2,3mm diameter drill was used, the greater changes in temperature were observed between the initial and final time of drilling (average 0,470°C). When comparing the pilot drill and the 3,0mm drill, it was displayed that results were statistically equivalent. There was no evidence of superiority between two types of instrumentation investigated. On the other hand, when different drills and cooling systems were tested it was shown that the 2,3mm drill produced the greater differences of heat generation between the initial and final drilling times among of the other types of situations tested. It was concluded based in the data collected and submitted to statistical analysis that the internal irrigation generated less heat than external irrigation.

Key words: Bone temperature; Irrigation; Osteotomy depth; Thermocouple

## SUMÁRIO

<b>RESUMO.....</b>	<b>p.11</b>
<b>ABSTRACT.....</b>	<b>p.12</b>
<b>LISTA DE FIGURAS.....</b>	<b>p.14</b>
<b>1 INTRODUÇÃO.....</b>	<b>p.15</b>
<b>2 REVISÃO DA LITERATURA.....</b>	<b>p.17</b>
<b>2.1 Considerações iniciais.....</b>	<b>p.17</b>
<b>2.2 Preparo do tecido ósseo.....</b>	<b>p.19</b>
<b>3 PROPOSIÇÃO.....</b>	<b>p.28</b>
<b>4 MATERIAL E MÉTODOS.....</b>	<b>p.29</b>
<b>4.1 Dispositivo para medição da temperatura óssea.....</b>	<b>p.29</b>
<b>4.2 Seleção da amostra.....</b>	<b>p.30</b>
<b>4.3 Preparo da amostra.....</b>	<b>p.31</b>
<b>4.4 Avaliação das medições de temperatura.....</b>	<b>p.34</b>
<b>4.5 Análise Estatística.....</b>	<b>p.35</b>
<b>5 RESULTADOS.....</b>	<b>p.36</b>
<b>5.1 Análise estatística dos resultados.....</b>	<b>p.36</b>
<b>6 DISCUSSÃO.....</b>	<b>p.39</b>
<b>7 CONCLUSÕES.....</b>	<b>p.44</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>p.45</b>
<b>ANEXOS.....</b>	<b>p.48</b>

## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – Sistema integrado de supervisão e de registro computadorizado .....	p.29
FIGURA 2 – Fielder Logger.....	p.30
FIGURA 3 – Termopares em posição .....	p.30
FIGURA 4A – Guia em resina acrílica.....	p.31
FIGURA 4B – Guia com parafuso de fixação.....	p.31
FIGURA 5A – Bloco de osso bovino (cortical + esponjosa) .....	p.31
FIGURA 5B – Guia fixada no espécimen .....	p.31
FIGURA 6A – Fixação do espécimen a prensa.....	p.32
FIGURA 6B – Demarcação dos sítios.....	p.32
FIGURA 7 – Termopares em posição .....	p.32
FIGURA 8A – Micro-motor .....	p.33
FIGURA 8B – Micro-motor + irrigação.....	p.33
FIGURA 9 – Brocas do sistema 3i ( <i>Cilíndrica de 2.3mm, Piloto e Cilíndrica de 3.0mm</i> ) .....	p.34

# 1 INTRODUÇÃO

Osseointegração é um conceito biológico. Ela trabalha com a incorporação de um componente metálico dentro de um osso vivo. É na verdade um mecanismo de fixação. O sucesso da ósseointegração foi provado, acima de dúvidas, mas para se obter tal sucesso vamos depender de um planejamento cuidadoso, de uma técnica cirúrgica meticulosa e de um trabalho protético especializado (ERIKSSON e ALBREKTSSON, 1984).

O termo osseointegração foi cunhado por Branemark e primeiramente utilizado em seu livro texto de 1977 (BRANEMARK et al.) como uma “*verdadeira ancoragem óssea baseada em uma concordância dinâmica entre o tecido ósseo e o implante*”. É uma união funcional e fixa entre o osso vivo e o implante de titânio, possibilitando a transmissão das cargas diretamente ao osso circunvizinho. Contudo, o conceito de um contato direto entre o osso e os implantes metálicos, sem interposição de camadas de tecido mole, foi postulado em um trabalho publicado por este mesmo autor, em 1969.

Os requerimentos para a obtenção de uma interface de osso cortical, maduro, sem interposição de camadas de tecido mole foi discutida por Albrektsson et al. (1981).

A remoção do osso esponjoso e cortical em cirurgia é freqüentemente realizada através do uso de brocas com diâmetros crescentes e com equipamentos específicos para este fim.

O calor friccional gerado pelo corte do tecido ósseo é uma conseqüência séria, causando hiperemia, necrose, fibrose, degeneração de osteócitos e uma aumentada atividade osteoclástica e osteoblástica. Pode-se criar uma zona de osso desvitalizado ao redor dos orifícios da broca ou das osteotomias (TOMPSON, 1958).

Recentemente, dados publicados por Ericksson e Albrektsson (1983) sobre a sensibilidade térmica do tecido ósseo indicam que o osso é muito mais sensível ao calor do

que havia sido previamente postulado. O nível limiar para necrose de tecido ósseo cortical induzida por calor não é de 56°C, mas sim entre 43°C e 47°C quando aplicado por 1min.

Este calor friccional durante a perfuração óssea pode ser reduzido por irrigação tanto interna quanto externa das brocas. Isto ficou bem demonstrado por um estudo *in vitro* realizado por Lavelle e Wedgwood (1980).

Carvalho et al. (1994) em um estudo histomorfométrico em cães observaram também os efeitos da osteotomia com e sem irrigação externa.

Estas mudanças de temperatura são de uma conseqüência particular na colocação de implantes dentais. Para estabilidade do implante, os estresses na interface devem ser suficientemente baixos para evitar falha por fadiga do osso de suporte.

Em última análise, esta estabilidade somente pode ser conseguida por uma relação íntima entre implante e osso sem uma camada interveniente de tecido conjuntivo. O osso vital deve contactar com o implante no momento de sua inserção e para que isto ocorra uma remoção óssea precisa e atraumática é fundamental.

Várias técnicas podem ser aplicadas para reduzir ou limitar o calor friccional quando da perfuração óssea. Dentre estas técnicas, acredita-se que maior ênfase deva ser dada a irrigação interna e externa das brocas, e a sua atuação em diferentes profundidades de perfuração como uma alternativa importante para reduzir o calor friccional e em conseqüência o trauma cirúrgico.

O objetivo deste estudo foi desenvolver um dispositivo que permita ao cirurgião dentista fazer uma mensuração da temperatura intra-óssea, verificar o desempenho dos sistemas de irrigação externa e interna utilizados durante o preparo do tecido ósseo em implantodontia bem como, comparar o índice de calor gerado entre as brocas do sistema 3I (cilíndrica de 2,3mm de diâmetro, cilíndrica de 3.0mm de diâmetro e Piloto 2x3mm).

É necessário contribuir para elevar ainda mais o índice de sucesso das cirurgias com implantes, em prol da saúde de nossos pacientes.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1 Considerações iniciais

O termo osseointegração foi cunhado por Branemark e primeiramente utilizado em seu livro texto de 1977 como uma “*verdadeira ancoragem óssea baseada em uma concordância dinâmica entre o tecido ósseo e o implante*”. É uma união funcional e fixa entre o osso vivo e o implante de titânio, possibilitando a transmissão das cargas diretamente ao osso circunvizinho. Contudo, o conceito de um contato direto entre o osso e os implantes metálicos, sem interposição de camadas de tecido mole, foi postulado em um trabalho publicado por Branemark et al. (1969).

Em 1979, a Conferência de Desenvolvimento dos Implantes Odontológicos, organizada na Universidade de Harvard, pelo National Institute of Health (NIH), propôs os primeiros critérios de sucesso dos implantes preconizados por Schnitmann e Shulmann (1979), que são os seguintes:

- a) mobilidade menor do que 1mm em qualquer direção;
- b) radiolucidez graduada, mas sem critério definido;
- c) perda óssea inferior a um terço do comprimento vertical do implante;
- d) inflamação gengival passível de tratamento, ausência de sintomatologia e infecção, ausência de dano aos dentes adjacentes, ausência de anestesia, parestesia ou violação do canal mandibular, seio maxilar ou assoalho da fossa nasal;

- e) estar em função de acordo com estes critérios em 75% dos casos, por um período mínimo de 5 anos;

Hansson; Albrektsson; Branemark (1983) desenvolveram um experimento com o objetivo de descrever a zona da interface entre os tecidos e os implantes. Os implantes de titânio comercialmente puros, em forma de parafuso, colocados em regiões edêntulas de maxila e mandíbula foram removidos por várias razões, como por exemplo psiquiátricas e fraturas, após um sucesso clínico (estáveis) por período de 6 meses a 7 anos. O osso estava firmemente aderido aos implantes de titânio. Não foi possível destacar o metal do osso compacto, caracterizado pela observação do Sistema de Havers sem causar fraturas no tecido. Análises por estéreo microscópio revelaram que o colar de tecido ósseo adjacente ao implante estava em aparente continuidade com o metal ao redor de toda a circunferência do parafuso de titânio.

Análises por microscópio ótico evidenciaram um íntimo contato entre o titânio e o tecido adjacente, sem presença de cápsula fibrosa ou células. Houve uma exata adaptação entre o implante e o osso organizado. Os autores interpretaram esta ocorrência, como significando que o osso adjacente ao implante era vital e com ativo remodelamento, presumivelmente de acordo com as forças oclusais aplicadas. Vasos sangüíneos foram ocasionalmente encontrados em forte conexão com a superfície do titânio. Não houve incidência de formação de cápsula de tecido conjuntivo, nem de fibroblastos, macrófagos e células inflamatórias na região da interface. Imagens no microscópio eletrônico de varredura de peças desmineralizadas do tecido ósseo aderido ao implante, revelaram importantes informações. Os sistemas de Havers foram facilmente observados, assim como um revestimento de fibras colágenas. Osteócitos foram freqüentemente identificados, algumas vezes extremamente próximos da superfície do metal.

A interface entre o titânio e o osso foi estudada adicionalmente em implantes removidos de animais experimentais. Uma forte adesão foi observada entre o osso e o titânio. Este fato foi confirmado pela observação de que as fraturas na interface tecido-implante foram geralmente localizadas no tecido e raramente na interface entre o tecido e o metal. Nos cortes preparados de tais espécimens experimentais foi possível demonstrar que os cristais de hidroxiapatita formaram pontes entre o tecido e o implante. Nas secções desmineralizadas foi possível confirmar que filamentos de colágenos formavam uma camada mais extrema de 1 a 3µm de espessura, arranjada, perpendicularmente à interface. Estes filamentos estavam separados do óxido de titânio por uma camada de glioproteína de 20µm de espessura, como

foi indicado pela reação de coloração com vermelho de rutênio. Processos de osteoblastos e osteócitos também estavam próximos aos implantes. Foi concluído, portanto, que um implante de titânio induz, em humanos, a formação de tecido ósseo adaptado ao contorno do implante. Isto significa que o implante foi ancorado por uma camada de osso com ativo remodelamento.

Smith e Zarb (1989) sugeriram os seguintes critérios de sucesso:

- a) o implante isolado é imóvel testado clinicamente;
- b) ausência de radiolucidez peri-implantar;
- c) uma perda óssea vertical média menor do que 0,2mm anualmente após o primeiro ano de função;
- d) ausência de dor persistente, desconforto ou infecção;
- e) uma taxa de sucesso de 85% no final de um período de observação de 5 anos, e 80% ao término de um período de 10 anos.

## **2.2 Preparo do tecido ósseo**

O preparo de uma cavidade óssea para colocação de implantes osseointegrados se faz com o uso de brocas de diâmetros crescentes e equipamentos específicos. No instante da fresagem óssea (perfuração) é gerada uma quantidade de energia que produz calor (MATTHEWS; HIRSCH, 1972).

Thompson (1958) apresentou alguns conhecimentos que ajudaram a determinar os fatores que podem causar resposta lesiva ao tecido ósseo. O seu estudo foi idealizado para determinar o efeito mecânico, mudança térmica e a resposta histológica aguda ao se perfurar com velocidades variadas dentro do osso. A resposta histológica, as perfurações e as mudanças térmicas no osso resultantes desta perfuração foram estudadas a fim de determinar

se era possível controlar a necrose térmica asséptica. Dois tipos de estudo foram feitos: pinos extra-esqueléticos foram colocados nas mandíbulas de cães em velocidades de 125, 250, 500, 1000 e 2000 rotações por minuto (rpm), e a resposta do osso a estas velocidades de perfuração foi estudada histologicamente. Na segunda parte do estudo foi determinado o efeito de várias velocidades sobre a temperatura do pino imediatamente após a perfuração, e também a temperatura do osso adjacente durante a perfuração. Reações histológicas agudas em osso foram: hiperemia, degeneração de osteócitos, alteração na condição de fixação do osso, e fragmentação das bordas ósseas ao redor dos orifícios das perfurações. Estas reações aumentaram em severidade conforme aumentava a velocidade da perfuração, sendo mais pronunciadas 72h após a operação do que 24h ou 48h após. Mudanças térmicas nas porções internas e externas dos pinos foram leves. Mudanças térmicas no osso, contudo aumentaram conforme aumentavam as velocidades da perfuração variando de 38,3°C até acima de 65,5°C. As várias velocidades estudadas foram avaliadas com base nas reações histológicas, nas alterações térmicas, nos efeitos mecânicos, na facilidade de penetração do osso e na firmeza de aplicação a fim de determinar uma velocidade de perfuração que fosse desejável em uso clínico e que viesse a produzir alterações histológicas e térmicas mínimas em osso. Esta avaliação sugeriu uma velocidade desejável que estaria na vizinhança das 500rpm com broca elétrica. Esta velocidade produziu resposta histológica mínima e também uma mínima alteração térmica em osso, e ainda foi suficientemente rápida para impedir de criar uma margem do orifício do pino que fosse irregular. Também esta velocidade, considerada boa, ofereceu facilidade de penetração no osso.

Moss (1964) em seu estudo, perfurou mandíbulas de cães, empregando velocidades de perfuração diferentes e submetendo posteriormente estas mandíbulas ao exame histológico. Tomou como parâmetro a presença ou ausência de osteócitos na periferia dos orifícios realizados. As distâncias desde a periferia até o primeiro osteócito normal foram medidas. A observação da zona acelular foi realizada de acordo com o tipo de orifício analisado, variando a velocidade da broca e o emprego de um agente resfriador. Concluiu que quanto mais extensa era a zona acelular próxima ao orifício, maior era a injúria ao tecido ósseo.

Muitos procedimentos em ortopedia exigem um elevado grau de precisão quando da junção de fragmentos. Segundo Matthews e Hirsch (1972) quando se implanta um aparelho ao tecido ósseo, a fixação do mesmo pode se dar por meio de parafusos. Uma falha na fixação destes parafusos pode estar relacionada a uma reabsorção óssea ao redor dos mesmos, como

resultante de uma necrose óssea térmica durante a perfuração óssea. Os autores utilizaram um termopar para medir a temperatura gerada durante as perfurações ósseas em fêmures de cadáveres. Os condutores dos termopares foram conectados a quatro amplificadores e os sinais foram registrados com galvanômetro ultravioleta. Concluíram que, para diminuir o calor gerado pelas fresas no momento da perfuração, o uso de irrigação é fundamental e o tempo de duração à qual o tecido ósseo é sujeito a temperaturas lesivas é proporcional ao dano causado. Todas as formas de irrigação, que permitam dirigir o fluido irrigador diretamente para o ponto de penetração da cortical, foram efetivas em limitar o aumento da temperatura no local. Concluíram também, que aumentando-se a taxa de avanço da broca por meio de um aumento da força de perfuração não aumenta a produção de calor.

A implantodontia oral sem a menor sombra de dúvida é um dos maiores avanços tecnológicos e científicos da odontologia. Por conta desses avanços, Lavelle e Wedgwood (1980) demonstraram em seu estudo com osso femural obtido de autópsia, que a irrigação interna é mais efetiva em reduzir calor friccional durante o preparo da cavidade do que irrigação externa. Este método de resfriamento pareceu efetivo indiferente da profundidade da cavidade. Provavelmente uma das maiores vantagens da irrigação interna é que ela facilita a remoção de restos de osso da cavidade, e elimina assim ou reduz o entupimento das ranhuras da broca. A pressão que o operador coloca sobre a broca durante o preparo da cavidade exerce um efeito marcante sobre o calor friccional criado no osso adjacente. Neste estudo as cavidades foram preparadas usando um grau padronizado de pressão na caneta. Estudos preliminares indicaram contudo, que a variação da pressão exercida pelo operador durante o preparo da cavidade provoca elevações menores ou secundárias da temperatura no osso adjacente quando se usa irrigação interna. Neste estudo as temperaturas foram medidas por termopares inseridos dentro das cavidades de 0,2mm de diâmetro, localizadas a 0,5, 1,0, 2,0, 3,0 e 5,0mm do perímetro de cada cavidade experimental antes da perfuração. Estes termopares foram conectados à amplificadores e os sinais foram registrados usando-se um galvanômetro de registro ultravioleta. Concluíram, portanto, que a irrigação interna foi significativamente mais eficiente do que a irrigação externa no sentido de manter temperaturas mais baixas no osso subjacente e essa eficácia ficou ainda mais aparente em profundidades que excediam 5mm.

Por volta de 1982, Eriksson et al. (1982) avaliaram a injúria térmica ao tecido ósseo, através da colocação de um implante de titânio cilíndrico na tibia de coelho e aplicando um

elemento de aquecimento controlado por uma voltagem regulada até a temperatura desejada, a fim de avaliarem as reações vasculares que ocorriam no tecido ósseo, observando-as em um microscópio vital. Quando as temperaturas foram elevadas acima de 40°C, uma hiperemia foi notada e a velocidade do fluxo sanguíneo aumentou consideravelmente. Quando a temperatura de 53°C foi alcançada, o fluxo sanguíneo apresentou uma êxtase e apenas uma circulação pulsante com movimentos de ida e vinda de corpúsculos do sangue foi registrada em alguns vasos. Após 1h o fluxo sanguíneo normal retornou gradualmente na maioria dos canais vasculares, dando uma idéia da velocidade do fluxo similar ao observado antes do estímulo. Concluíram que a regeneração tecidual óssea está diretamente relacionada com a vascularização deste tecido e que, a adição de um trauma térmico pode ser suficiente para retardar ou ainda impedir a mesma.

Em um outro estudo em coelhos, em razão do rápido metabolismo que estes animais apresentam, Eriksson e Albrektsson (1983) avaliaram os efeitos do aumento da temperatura na osteogênese inicial. Utilizaram uma câmara cilíndrica de titânio instalada na tíbia de coelhos para que houvesse um crescimento ósseo dentro da câmara e, posteriormente, permitisse uma análise através de micro-radiografias e exame histológico convencional. Concluíram que o osso é mais sensível do que se acreditava, que o limiar de temperatura para que ocorra uma reparação satisfatória do tecido ósseo sem danos deve ser entre 44°C e 47°C e que, acima destes valores, já há influência na osteogênese, às vezes de maneira irreversível. Uma temperatura maior que 47°C demonstrou um consistente aumento da reabsorção óssea. Neste caso o tecido ósseo foi substituído por um tecido pouco diferenciado, que não foi capaz de preencher os requerimentos para o remodelamento característico do tecido ósseo. O aquecimento por temperaturas mais baixas do que 47°C, pareceu não afetar o tecido ósseo em resolução por microscopia. Entretanto, não pode ser excluída a injúria vascular, como evidenciada pelo aumento do exsudato, mesmo em temperaturas mais baixas.

O experimento acima citado não investigou o efeito do calor na quantidade de regeneração óssea. A influência do calor no potencial regenerativo do tecido ósseo é de importância clínica, uma vez que existem mensurações durante o corte, do calor gerado a distância, acima da temperatura crítica para a necrose óssea. Temperaturas acima do limite estabelecido para a injúria ao tecido ósseo maduro, não implicam necessariamente que a regeneração óssea seja interrompida.

Continuando seu estudo em coelhos, Eriksson e Albrektsson (1984) avaliaram os efeitos do aumento da temperatura na osteogênese inicial na colocação de implante utilizando uma câmara de crescimento ósseo desenvolvida para permitir a quantificação da taxa de crescimento do osso após uma injúria térmica definida. Os implantes foram instalados bilateralmente na metáfase da tíbia de coelhos. Os animais foram divididos em três grupos de 10 coelhos. As seguintes temperaturas e tempos de exposição foram utilizadas: Grupo A, 50°C por 1min; Grupo B, 47°C por 1min; Grupo C, 44°C por 1min. As tíbias contralaterais foram sujeitas ao mesmo trauma cirúrgico, exceto que não foi aplicado calor ao implante. Após um período de 4 semanas os animais foram sacrificados para as análises de microradiografia, microdensitometria e histologia. Os achados desta investigação demonstraram que o tecido ósseo quando aquecido a 50°C por 1min ou a 47°C por 5min, perde as suas características normais, sofrendo reabsorção e sendo substituído por células de gordura. Quando a temperatura atinge a 47°C por 1min, ocorrem injúrias ósseas de menor dano. Os autores relacionaram, então, o tempo e o calor gerado como responsáveis por danos reversíveis ou irreversíveis ao tecido ósseo. A temperatura linear onde acontece uma regeneração prejudicada do osso está na faixa 44°C a 47°C, quando medida a uma distância de 0,5mm do implante e num tempo de exposição de 1min. O aquecimento a 44°C por 1min não causou perturbações observáveis estatisticamente significantes na regeneração do tecido. Concluíram, portanto, que mesmo uma elevação moderada na temperatura do osso pode ser prejudicial a cicatrização e que uma técnica cirúrgica muito cuidadosa é fundamental quando da instalação de implantes, a fim de se conseguir a integração do tecido ósseo.

As temperaturas criadas durante a perfuração de acordo com a técnica de osseointegração foram medidas *in vivo* em cinco mandíbulas edêntulas humanas por Eriksson e Adell (1986). Neste estudo os autores investigaram as alterações de temperatura que ocorrem durante o preparo rotineiro do osso para a colocação de implantes osseointegrados em mandíbulas humanas. O preparo destes tecidos duros para a introdução de parafusos é na maioria das vezes executado com instrumentos cortantes rotatórios em altas velocidades. O calor de fricção gerado por tais procedimentos irá geralmente criar uma zona de osso desvitalizado ao redor destas perfurações. A extensão desta zona necrótica irá variar de acordo com a magnitude da temperatura. Neste estudo os autores fizeram uso de um termopar cuja extremidade estava situada a 0,5mm da perfuração e separado dela por uma parede cortical, e encontraram uma temperatura inicial média de 29,2°C antes da perfuração e uma temperatura máxima final após as perfurações de 33,8°C. A broca foi operada

intermitentemente usando-se pressão baixa numa velocidade de 1500 até 2000rpm. Pelo menos uma vez a broca foi removida do local do sítio para permitir acesso pleno para o fluido de irrigação que consistia de solução salina normal em temperatura ambiente. As mudanças de temperatura foram registradas com um termopar conectado a um termômetro (Exacon®, Scientific Instruments, ApS Taastrup®, Denmark) e concluíram que uma perfuração de acordo com uma técnica de osseointegração não causa prejuízo para a regeneração óssea por causa de produção excessiva de calor.

Uma ampla discussão tem surgido a respeito dos fatores que podem levar ao fracasso quando da perfuração do tecido ósseo. Branemark (1987) salientou sobre a necessidade de as fresas cirúrgicas possuírem um alto poder de corte para que o osso seja lesado o mínimo possível. A utilização sucessiva destas fresas faz com que elas percam gradativamente o seu poder de corte, aumentando o atrito e, em consequência, o calor gerado. Esse calor pode ser lesivo e, dependendo da sua intensidade, pode causar necrose óssea térmica, que retardaria ou ainda inviabilizaria o processo de osseointegração.

Através de um estudo *in vivo* em mandíbulas de cães, com variação do tempo de fresagem com brocas do sistema VSI® (Very Special Implants), Carvalho et al. (1994) avaliaram os efeitos da osteotomia com e sem irrigação externa. Observaram que a alteração óssea foi mais severa nos grupos onde não se usou irrigação externa. Concluíram que a irrigação externa das brocas cirúrgicas pode evitar a osteonecrose pelo calor, bem como promover uma superfície mais irregular e isenta de esquirolas e deve ser empregada sempre quando das perfurações ósseas.

Benington et al. (1996) avaliaram as mudanças da temperatura do osso durante a sequência de perfurações para a preparação de um alvéolo cirúrgico para colocação de implantes osseointegrados, usando a técnica de Branemark, e mensuração da temperatura através de termografias infravermelha em mandíbulas de bovinos. Compararam os valores obtidos pela técnica do termopar e pela técnica da termografia infravermelha, sendo que os valores se assemelharam. Concluíram que a temperatura durante a perfuração óssea deve ser respeitada a fim de evitar problemas com a reparação, e que a vantagem de mensurá-las pela técnica da termografia infravermelha foi considerada um procedimento não invasivo

Yacker e Klein (1996) afirmaram que uma das metas de uma cirurgia atraumática é manter a temperatura do osso abaixo de 44°C durante o preparo da osteotomia. Observaram também, que o aquecimento gerado pelas fresas durante a perfuração está relacionado à eficiência de corte das mesmas e seu efeito tem grande significado clínico. Uma irrigação precisa auxilia muito à baixar a temperatura da broca. Portanto, o controle de temperatura durante o preparo de uma osteotomia é um fator chave quando a meta do tratamento planejado for a ósseointegração. A temperatura de 47°C ou maior quando aplicada no tecido ósseo, pode causar danos irreparáveis. A temperatura óssea foi medida usando-se uma sonda termopar. Um termopar J foi colocado no centro de uma broca até dentro de 2mm do seu extremo. A temperatura do termopar foi lida por um modelo de termômetro microprocessador modelo HH21 (Omega Engineering). O termômetro monitorava mudanças de temperatura a cada segundo em uma tela de exibição de cristal líquido. Os autores concluíram que a temperatura da broca durante o preparo de osteotomia pode ser monitorado por meio de tecnologia termopar. A temperatura da broca é consistentemente mais elevada do que a temperatura do osso subjacente, independente da profundidade da osteotomia ou da densidade do osso. Durante o preparo da osteotomia sem irrigação, as temperaturas da broca que foram acima de 47°C foram alcançadas em questão de segundos rotineiramente. A densidade óssea causa maior elevação de temperatura da broca do que a profundidade de osteotomia. Osso bovino foi utilizado nesta experiência. Um estudo futuro segundo os autores precisará ser feito para comparar os resultados com osso vital, para ver se o fluxo sanguíneo e a vitalidade tem um efeito sobre a temperatura da broca. É possível que o fluxo sanguíneo possa agir como um solvedor de calor, absorvendo aquele calor gerado em osso vital ou ficar comprometido até um certo ponto por oclusão capilar traumática (YACKER; KLEIN, 1996).

Utilizando amostras de osso cortical bovino cuja densidade óssea e configuração é similar a mandíbula humana, Brisman (1996) recomendou que para se conseguir osseointegração é essencial manter a temperatura do osso abaixo de 47°C durante a perfuração. Quando este limite não é observado com muito critério, o risco de insucesso aumenta consideravelmente. O propósito do seu estudo foi observar e medir o efeito da velocidade e das mudanças de velocidade e de pressão sobre a temperatura durante o preparo do tecido ósseo para colocação de implantes osseointegrados. As perfurações foram feitas em velocidades de 1800 e 2400rpm e com cargas de 1,2kg e 2,4kg. Estabeleceu uma relação direta entre a velocidade em rotações por minuto e a pressão em quilograma/força, apresentando os resultados do tempo de perfuração em segundos e a temperatura em °C.

Concluiu que quando uma força maior é aplicada sobre a caneta e a velocidade é mantida em 1800rpm, é gerado um maior calor. Quando a velocidade da broca é aumentada (2400rpm) e se mantém ao mesmo tempo uma pressão mais leve de 1,2kg também irá ocorrer um aumento de temperatura. Quando se aumenta a carga sobre a caneta e ao mesmo tempo se produz uma velocidade maior da broca, a elevação da temperatura é mínima enquanto a taxa de corte fica maximizada. Medições de temperatura foram feitas durante cada preparo com um termopar e estas medições foram registradas num termômetro microprocessador.

Cordioli e Majzoub (1997) realizaram perfurações em blocos de osso de femur cortical bovino para avaliar o calor friccional gerado durante o preparo deste tecido ósseo, sob irrigação externa copiosa com solução fisiológica em temperatura ambiente, aplicadas manualmente com seringa de 50mm. Foram utilizadas dois tipos de brocas cirúrgicas: brocas cilíndricas para implantes com rosca e as brocas-cilíndricas para implantes lisos. O calor foi mensurado com um termopar localizado a 4mm e 8mm da superfície óssea cortical, visando medir o calor gerado nas diferentes profundidades. Esses acoplamentos termoeletrônicos (termopares) sensíveis ao calor estavam conectados a uma unidade termopar. Todos os dados foram registrados usando-se um computador IBM 386 equipado com plotagem gráfica colorida H.P. Com base nos resultados do presente estudo, uma avaliação do calor friccional gerado durante o preparo do tecido ósseo resultou num maior aumento de temperatura com a broca cilíndrica para implantes com rosca do que com a broca cilíndrica para implantes lisos. A perfuração na profundidade de 8mm apresentou temperatura maior do que quando comparada à perfuração de 4mm.

Albrektsson (1997) demonstrou que para o sucesso da ósseointegração é necessário a manutenção da integridade do tecido ósseo, e que o osso periférico ao implante seja viável, devendo ocorrer, portanto, o menor trauma possível no preparo da loja receptora do implante osseointegrado. Demonstrou também que o fator mais lesivo a este tecido são as altas temperaturas geradas no momento da perfuração.

Reingewirtz; Szmukler-Moncler; Senger (1997) mensuraram *in vitro*, com a tecnologia do termopar, a temperatura gerada no tecido ósseo no momento das perfurações em blocos de osso bovino, a 0,2mm do local das perfurações. Compararam três tipos de micromotor elétrico com potências diferentes, e dois tipos de contra-ângulos-redutores (1/10 e 1/40), com o objetivo de avaliarem a influência do torque de cada um deles no que tange à

temperatura gerada no tecido ósseo. O fator de pressão exercida sobre as brocas foi padronizado com o auxílio de um dinamômetro. Concluíram que todos os fatores avaliados influenciaram no calor gerado durante o preparo do leito ósseo, sendo que , o micromotor de maior potência reduziu o tempo da perfuração óssea e, conseqüentemente, diminuiu o calor gerado. Quanto ao contra-ângulo redutor, o de redução de 1/40 apresentou melhores resultados quando comparado ao de 1/10.

Os princípios da técnica cirúrgica constituem-se em importante passo na área da implantodontia. Pinelli; Carvalho; Jaef (1999) descreveram o preparo de uma cavidade óssea para colocação de implantes ósseointegrados, através do uso de brocas com diâmetros crescentes e com equipamentos próprios para este fim. Constataram ainda, neste estudo *in vivo*, em coelhos que durante a perfuração óssea é gerada uma quantidade de energia que produz calor que é transmitida de acordo com a condutividade deste tecido. As áreas mais próximas da fonte de calor são as mais prejudicadas, mas é importante saber até que ponto esse dano se estende pois, isso irá ditar o tipo de resposta da reparação. No mesmo estudo histológico, avaliaram o uso da irrigação externa das fresas cirúrgicas, comprovando a sua eficiência no sentido de diminuir o calor gerado no momento das perfurações ósseas.

Saad (2000) realizou perfurações em mandíbulas de suínos utilizando fresas cirúrgicas de 2,0mm do sistema *Master Screw/Conexão* para implantes osseointegrados, a fim de avaliar o calor gerado e o tempo gasto em segundos numa perfuração óssea com 10mm de profundidade, procurando estabelecer assim qual a vida útil desta fresa, ou seja, o instante em que ela perde sua efetividade de corte e passa a ser lesiva ao tecido ósseo. A temperatura após a perfuração óssea era registrada em um termometro portatil sem contato, sendo a área a ser mensurada delimitada pela emissão de um ponto luminoso *laser point* e permitindo a leitura em graus Celsius no seu visor. Os resultados colhidos no estudo levaram o autor a formular as seguintes conclusões:

- a) o calor gerado pelas fresas de 2,0mm do sistema *Master Screw/Conexão* aumentou de acordo com o número de fresagens;
- b) o tempo de perfuração óssea foi aumentando de acordo com o uso progressivo das fresas;
- c) a temperatura de 43°C, a vida útil da fresa de 2,0mm do sistema *Master Screw/conexão* é de 18 perfurações , sem gerar temperatura lesiva ao tecido ósseo.

### **3 PROPOSIÇÃO**

O presente estudo se propôs a:

- a) desenvolver um dispositivo que permita ao cirurgião dentista fazer uma mensuração da temperatura intra-óssea;
- b) verificar o desempenho dos sistemas de irrigação externa e interna utilizados durante o preparo do tecido ósseo em implantodontia;
- c) implementar uma nova linha de pesquisa nesta área;
- d) comparar o índice de calor gerado entre as três brocas do sistema 3I (cilíndrica de 2,3mm de diâmetro, cilíndrica de 3,0mm de diâmetro e piloto de 2x3mm de diâmetro).

## 4 MATERIAL E MÉTODOS

### 4.1 Dispositivo para medição da temperatura óssea

Foi desenvolvido neste estudo um aparelho para medição de temperatura óssea através de um sistema integrado de supervisão e registro térmico computadorizado (FIG. 1).

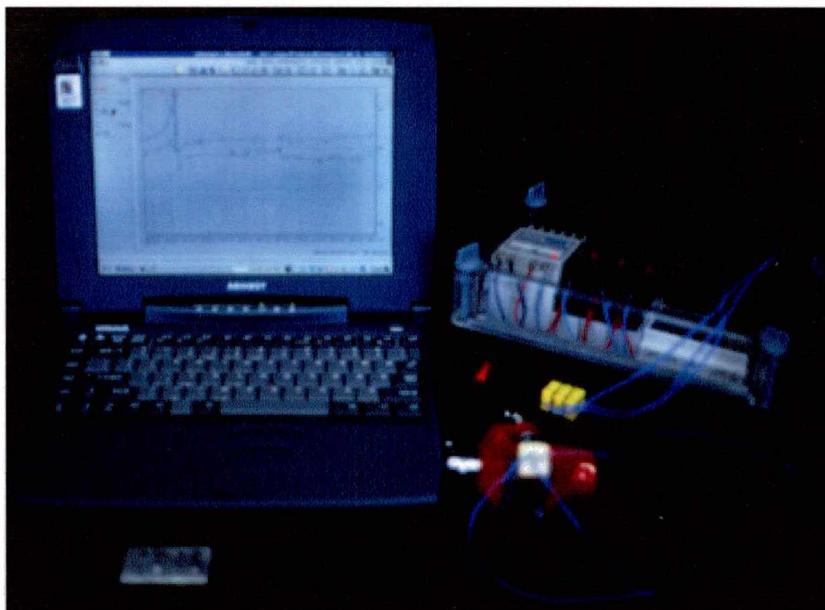


Figura 1 - Sistema integrado de supervisão e de registro computadorizado.

Este aparelho consiste no *software FieldChart®*, utilizado tanto para monitoração das temperaturas ósseas quanto para análises históricas, controles estatísticos e geração de relatórios, adaptado ao módulo FIELD LOGGER® de aquisição e registro de temperatura

(FIG. 2). Sua configuração foi feita através de um *software* que acompanha o módulo e roda em ambiente Windows 95/98, possibilitando a captação de até 8 pontos de temperatura através de termopares tipo K, junta quente exposta e condutores isolados em PVC 105°C (FIG. 3).

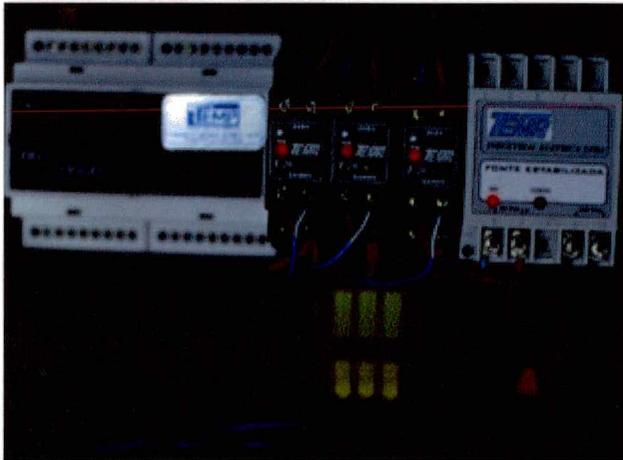


Figura 2 – Field Logger

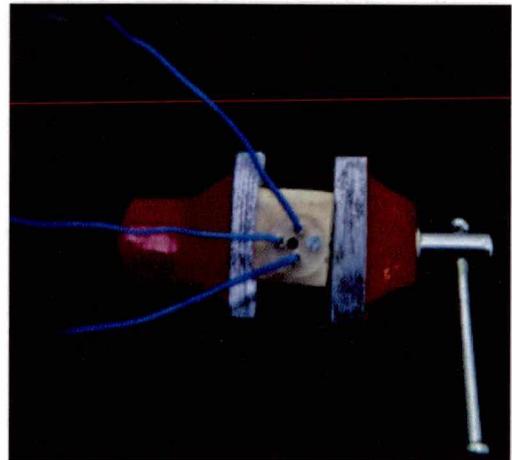


Figura 3 – Termopares em posição

#### 4.2 Seleção da amostra

Foram utilizados no presente estudo 20 espécimens ósseas córtico-medulares provenientes de fêmur bovino. As espécimens foram preparadas conforme a seguinte seqüência de procedimentos:

- 1) Remoção do tecido mole.
- 2) Corte com serra elétrica dos blocos ósseos (dimensão média de 8cm<sup>3</sup>).
- 3) Armazenamento a -22°C.
- 4) Descongelamento em banho de solução fisiológica de 22°C a 25°C (temperatura ambiente).

### 4.3 Preparo da amostra

Para posicionar os termopares nos blocos ósseos foram feitos canais verticais utilizando-se uma broca cilíndrica de 2,3mm de diâmetro. Para assegurar o paralelismo entre os canais dos termopares e o canal central onde foram feitas as perfurações com as diferentes brocas, construiu-se uma guia em resina acrílica transparente (Dencor, Artigos Odontológicos Clássico Ltda, São Paulo), onde os tubos metálicos eram fixados e dispostos de forma concêntricas em torno do canal central (FIG. 4A e 4B).

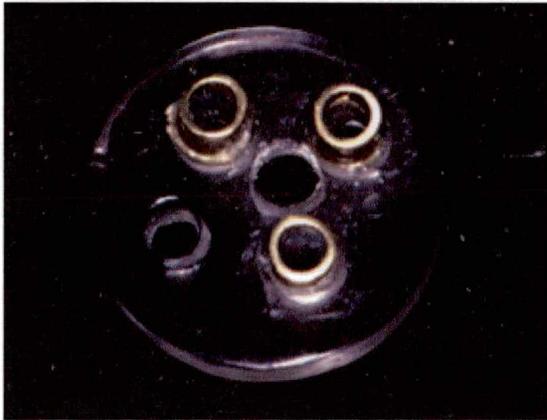


Figura 4A – Guia em resina acrílica

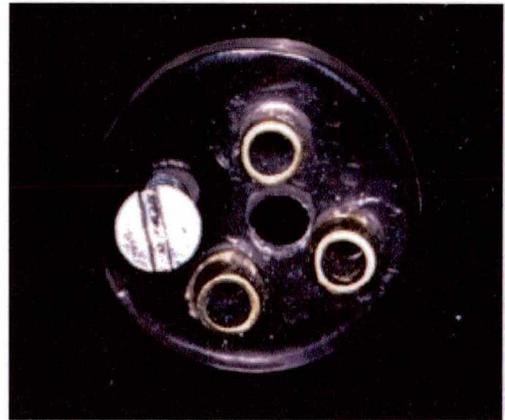


Figura 4B – Guia com parafuso de fixação

Os tubos metálicos tinham um diâmetro interno de 2mm. Esta guia era então solidamente fixada ao segmento ósseo por meio de um parafuso (FIG. 5A e 5B).



Figura 5A – Bloco de osso bovino (cortical + esponjosa)

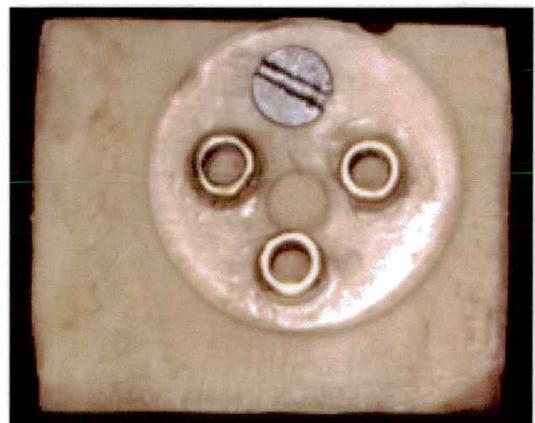


Figura 5B – Guia fixada no espécimen.

Os termopares foram colocados em canais com profundidades de 3mm, 5mm e 8mm. O objetivo foi medir e comparar a variação de temperatura durante os vários passos ao se preparar o local para a colocação dos implantes. Os blocos ósseos foram fixados em uma prensa de oficina mecânica de 40mm de marca *Grip-Well* de fabricação indiana (Importador Carneiro e Cia Ltda) (FIG. 6A), permitindo assim uma melhor execução das perfurações. Com a broca cilíndrica de 2mm montada em contra-ângulo redutor de 16:1 da marca Kavo (Joinville, Santa Catarina) eram demarcados os sítios para o posicionamento dos termopares (FIG. 6B).

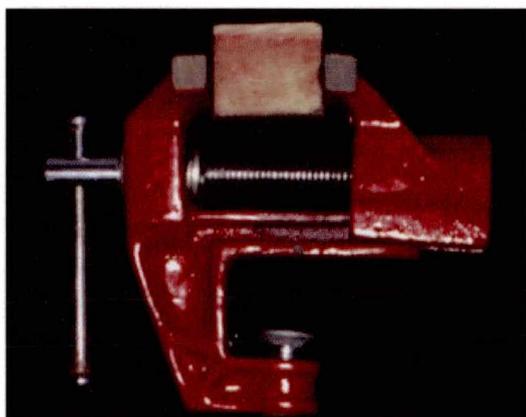


Figura 6A – Fixação do espécimen a prensa

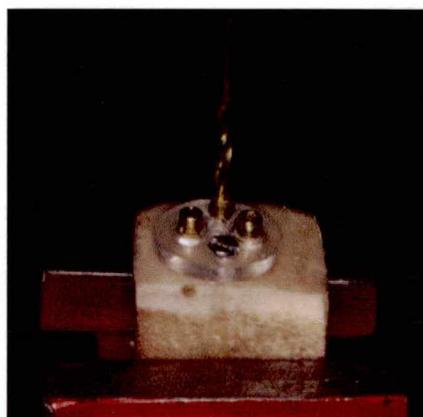


Figura 6B – Demarcação dos sítios

Os termopares foram posicionados a uma distância de 0,5mm das brocas de 3mm e, a 0,85mm da broca de 2,3mm. Os termopares com espessura de 1,0mm (FIG. 7) foram calibrados previamente à colocação nos seus respectivos orifícios.

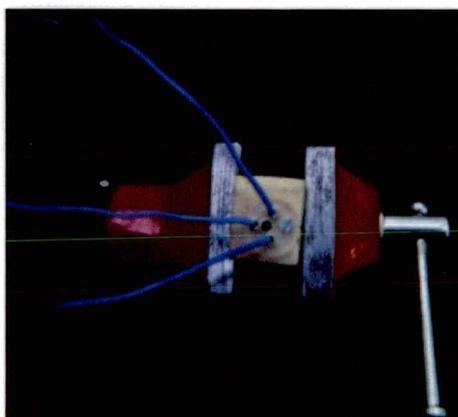


Figura 7 – Termopares em posição

Uma pasta térmica da marca Implastic (produzida pela empresa Votorantim, São Paulo), envolvia a extremidade dos termopares tendo como função propiciar um contato mais íntimo entre a parede óssea e o termopar. A seguir, era regulado o micro-motor elétrico Driller BLM 600® computadorizado de procedência nacional (São Paulo) para a velocidade de 1500rpm, velocidade esta registrada no dial digital do micro motor elétrico (FIG. 8A e 8B).



Figura 8A – Micro-motor



Figura 8B – Micro-motor + irrigação

Todas as perfurações foram executadas por um mesmo operador, a fim de se manter consistência de pressão. A osteotomia sempre ocorreu na presença de solução estéril de cloreto de sódio 0,9% produzido pela Industria Farmacêutica Texton Ltda (Viamão – RS). Para trabalhar sempre com temperaturas mais baixas durante toda a experiência empregou-se 100% de irrigação interna e externa. A bomba peristáltica acoplada ao micro-motor elétrico era a responsável pela irrigação interna e externa das brocas, mediante a dispersão desta solução, visando uma copiosa irrigação. O micro-motor *Driller BLM 600®* nestas condições permite uma vazão de soro fisiológico de 200ml/min.

O estudo consistiu de duas investigações: na primeira investigação utilizou-se 10 espécimens de osso bovino que foram submetidas as diferentes perfurações com o primeiro conjunto das três brocas do Sistema 3i (*cilindrica* de 2,3mm, *cilindrica* de 3,0mm e *piloto* de 2x3mm) (FIG. 9) todas com irrigação externa, enquanto os termopares conforme já descrito estavam posicionados a 3mm, 5mm e 8mm de profundidades nestes blocos ósseos.



Figura 9 – Brocas do Sistema 3i: *cilindrica de 2,3mm, piloto e cilíndrica de 3,0mm.*

Foram transportados de forma manuscrita da tela do computador para uma tabela previamente elaborada, o horário relativo ao início e término da perfuração executada por cada uma das brocas, bem como a variação de temperatura em cada um dos canais de termopares no início e no final da perfuração (momento da remoção da broca). Com exceção da broca *Pilot-Drill*, as outras duas brocas eram introduzidas até a profundidade de 8 mm. Na segunda investigação procedeu-se da mesma forma com outros 10 blocos de osso bovino, apenas fazendo-se uso de irrigação interna com o novo jogo de brocas. Ressalta-se que a variação de temperatura serviu como indicador de qual método de irrigação externa ou interna se mostrou mais eficiente nos 10 espécimes com cada uma das brocas e nas diferentes profundidades.

#### **4.4 Avaliação das medições de temperatura**

As temperaturas obtidas foram gravadas *on-line* em disco rígido para posterior consulta e análise histográfica em modo gráfico. A avaliação dos valores térmicos em cada

um dos termopares foi realizada através da leitura dos gráficos obtidos durante as perfurações com irrigação interna e externa, utilizando-se a broca cilíndrica de 2,3mm de diâmetro, a piloto de 2x3mm de diâmetro e a cilíndrica de 3,0mm de diâmetro.

#### **4.5 Análise Estatística**

Após os testes com os 20 espécimens para uma avaliação das variações de temperatura com as diferentes brocas em diferentes profundidades e utilizando-se irrigação interna e externa estarem catalogadas foi aplicado o tratamento estatístico por meio de análise de variância (ANOVA2) a dois critérios.

Para comparações individuais realizou-se o teste de Tukey (HSD) com nível de significância de 5% ( $p < 0,05$ ) para se diferenciar estatisticamente.

## 5 RESULTADOS

### 5.1 Análise estatística dos resultados

Os resultados obtidos para os grupos testados foram submetidos à tratamento estatístico por meio do teste de variância a dois critérios (ANOVA 2). Para esta análise, foram consideradas as médias das diferenças entre os momentos inicial e final, nas profundidades avaliadas, conforme (TAB. 1). Os resultados originais de todos os espécimens estão disponível no (ANEXO 1 e 2).

Tabela 1 – Diferenças médias entre as temperaturas inicial e final dos grupos experimentais em graus Celcius, conforme o tipo de irrigação e de brocas utilizadas.

IRRIGAÇÃO INTERNA				IRRIGAÇÃO EXTERNA			
Espécimen	Broca 2,3	Broca Piloto	Broca 3,0	Espécimen	Broca 2,3	Broca Piloto	Broca 3,0
1	0	0,2	0	1	2,7	0	1,0
2	0	0	0	2	2,1	0	0,3
3	0	0	0	3	0	0	0
4	1,3	0	0	4	0,5	0	0
5	0	0	0	5	0,8	0	0
6	0	0	0	6	1,5	0	0
7	0	0	0	7	0	0	0
8	0	0	0	8	0,3	0	0
9	0	0	0	9	0,2	0	0
10	0	0	0	10	0	0	0

O teste de ANOVA2 foi utilizado para que se pudesse avaliar individualmente o comportamento dos grupos experimentais de tal forma que fosse possível conhecer: o efeito do tipo de irrigação; o efeito do tipo de broca; e as interações entre o tipo de irrigação e de broca. Os resultados estão colocados a seguir, e demonstraram existência de significância estatística para os três efeitos medidos.

Tabela 2 – Resultados do teste de ANOVA2, para as médias das diferenças dos grupos testados

	Nível de significância
<b>Irrigação</b>	0,0271
<b>Broca</b>	0,0035
<b>Interação</b>	0,0418

Tabela 3 – Comparações individuais, pelo teste de Tukey (HSD), do tipo de irrigação testado, para  $p < 0,05$ .

	F = 5,16	p < 0,0271
<b>Tipo de Irrigação</b>	<b>Média da variação da temperatura em °C</b>	
Interna	0,050	
Externa	0,313	

Tabela 4 – Comparações individuais, pelo teste de Tukey (HSD), do tipo de broca testado.

	F (2,54) = 6,26	p < 0,0036
<b>Tipo de Broca</b>	<b>Média da variação da temperatura em °C</b>	
Broca 2,3	0,470	
Broca 3,0	0,065	
Broca Piloto	0,010	

**OBS.:** A presença de barra vertical indica equivalência estatística.

Tabela 5 – Comparações individuais, pelo teste de Tukey (HSD), das interações entre o tipo de broca e de irrigação testados.

<b>F (2,54) = 3,37</b>		<b>p &lt; 0,0418</b>
<b>Interação</b>		<b>Média da variação da temperatura em °C</b>
Externa	Broca 2,3	0,81
Externa	Broca 3,0	0,13
Interna	Broca 2,3	0,13
Interna	Broca Piloto	0,02
Externa	Broca Piloto	0
Interna	Broca 3,0	0

**OBS.:** A presença de barra vertical indica equivalência estatística.

## 6 DISCUSSÃO

Uma discussão ampla tem surgido a respeito dos fatores que podem levar ao fracasso quando da perfuração do tecido ósseo, seja em ortopedia onde muitos procedimentos dependem da fixação de parafusos em aparelhos implantados ao osso (MATTHEWS e HIRSCH, 1972) ou nos implantes osseointegrados (BRANEMARK, 1987).

Vários estudos *in vivo* e *in vitro* foram realizados para determinar os fatores lesivos ao tecido ósseo (MOSS, 1964; MATTHEWS e HIRSCH, 1972; LAVELLE e WEDGWOOD, 1980; ERIKSSON et al., 1982; ERIKSSON e ALBREKTSSON, 1983; ERIKSSON e ALBREKTSSON, 1984; ERIKSSON e ADELL, 1986; BRANEMARK, 1987; BENINGTON et al., 1996; YACKER e KLEIN, 1996; BRISMAN, 1996; CORDIOLI e MAJZOUB, 1997; REINGEVITZ; SMUKLER-MONCLER; SENGER, 1997; SAAD, 2000) onde os relatos mostram que o fator mais crítico quando das perfurações ósseas é o calor gerado e que temperaturas acima de 44°C e até 47°C por 1min podem injuriar irreversivelmente o tecido ósseo, resultando em uma interface de tecido conjuntivo entre o implante e o osso viável. Neste estudo propôs-se, uma vez determinado o limite de 43°C, avaliar o calor gerado (em graus celsius) em diferentes profundidades pelas brocas do sistema 3i avaliando os benefícios da irrigação externa e interna.

Diversos fatores têm sido relatados como influenciando a elevação da temperatura durante os procedimentos de perfuração óssea, a saber;

- a) profundidade de perfuração (WIGGINS e MALKIN, 1976);
- b) geometria das ranhuras da broca (JACOBS et al., 1974);
- c) afiação da broca (MATTHEWS e HIRSCH, 1972);
- d) variações na espessura da cortical (HOBKIRK e RUSINIAK, 1977);

- e) velocidade de perfuração (THOMPSON, 1958);
- f) pressão aplicada a broca (MATTHEWS e HIRSCH, 1972);
- g) perfuração intermitente versus perfuração contínua (ADELL; LEKHOLM; BRANEMARK, 1985; ERIKSSON e ADELL, 1986);
- h) irrigação (LAVELLE e WEDGWOOD, 1980).

Verificou-se na revisão da literatura a existência de aparelhos com tecnologia termopar, capazes de registrar a temperatura do osso após a perfuração.

O primeiro objetivo deste estudo foi desenvolver um dispositivo similar aos relatados na revisão da literatura, capaz de medir as variações de temperatura, porém mais simplificado e a um custo acessível para ser utilizado pelo cirurgião dentista. Uma forma de aperfeiçoar ainda mais este dispositivo para permitir os seu uso na clínica, deverá ser encontrada. Viabilizar a colocação de um termopar tipo J de menor diâmetro que o tipo K no centro de uma broca, iria permitir a monitoração também da temperatura da broca, durante o preparo da osteotomia. É importante que esta monitoração do calor gerado durante o preparo do tecido ósseo, possa ser feita sem causar maiores traumas a este tecido, viabilizando assim, seu uso na clínica. Uma vez disponibilizado este aparelho, optou-se pela escolha de osso bovino para a realização desta mensuração *in vitro* do calor friccional por apresentar este osso, densidade e configuração similar a mandíbula humana (YACKER e KLEIN, 1996). Morfologicamente o osso bovino possui uma placa cortical externa circundando um núcleo medular. Uma análise de densidade Hounsfield obtida de imagens de tomografia computadorizada axial usando-se Columbia Scientific S Implant Software demonstrou tal análise que o osso cortical bovino valia 1400 unidades Hounsfield e que o osso medular valia 470 unidades Hounsfield. Com base na experiência clínica de microscopia de varreduras com Tomografia Computadorizada Axial (CAT), o osso cortical em média numa mandíbula humana vale de 1400 a 1600 unidades Hounsfield, com uma leitura medular de 400 a 600 unidades Hounsfield. Assim sendo, o osso experimental no que diz respeito a medições de densidades, foi similar a uma mandíbula humana (apenas um pouco menos denso).

A irrigação tanto externa quanto interna das fresas cirúrgicas é um fator coadjuvante para minimizar o trauma causado pela temperatura gerada no momento das perfurações (LAVELLE e WEDGWOOD, 1980; PINELLI; CARVALHO; JAEF, 1999).

Assim sendo, nos propusemos também a verificar o desempenho dos sistemas de irrigação externa e interna durante o preparo do tecido ósseo.

Neste estudo foram feitas comparações individuais, pelo teste de Tukey (HSD) do tipo de irrigação testado e os resultados indicaram que a irrigação interna mostrou menor variação de temperatura entre os períodos inicial e final que a irrigação externa (TAB.3) confirmando assim os achados previamente relatados por Lavelle e Wedgwood (1980).

Iniciar a perfuração com a broca cilíndrica de 2,3mm e não com a broca tipo lança justifica-se pelo fato de se desejar, na verdade, gerar uma maior quantidade de calor que viesse a permitir uma melhor avaliação dos dois sistemas de irrigação utilizados (interna e externa).

Comparações individuais, pelo teste de Tukey (HSD) do tipo de broca testada, indicam que a *cilíndrica* 2,3mm provocou maior diferença de temperatura entre os momentos inicial e final, independente do efeito que o tipo de irrigação tenha causado (TAB. 4). Isto foi atribuído ao fato desta broca ter sido responsável pela perfuração inicial onde maior quantidade de tecido ósseo é removida gerando maior calor friccional devido ao atrito entre a broca e o tecido ósseo o que está de acordo com o trabalho de Yacker e Klein (1996). Estes autores também acreditam que a densidade do osso desempenha um papel muito maior na temperatura da broca do que a profundidade de osteotomia. O estudo de Yacker e Klein (1996) difere do nosso estudo por ter apenas um caráter descritivo e também, por ter comparado em sua experiência apenas irrigação externa, com ausência de irrigação.

Como não houve diferença significativa entre os dois outros tipos de broca (*piloto* e *cilíndrica de 3,0mm*) não foi possível estabelecer a vantagem do uso de uma sobre a outra.

A broca *piloto* e a *cilíndrica* de 3,0mm em consequência não são tão exigidas, limitando-se ao alargamento dos locais de 2,3mm para 3,0mm o que resulta somente na remoção de pequena quantidade de osso cortical já que os sítios ou locais já foram cortados

pela broca precedente, ocorrendo desta forma liberação de menor quantidade de calor, o que está de acordo com o estudo de Cordioli e Majzoub (1997).

Comparações individuais, também pelo teste de Tukey (HSD), das interações entre os tipos de brocas e de irrigação testados, estes resultados indicam que a broca 2,3mm, quando utilizada com irrigação externa, provocou maior diferença de temperaturas entre os momentos inicial e final, que todas as outras situações testadas (TAB.5). Pode-se também creditar estes resultados ao fato desta broca ser a responsável pela perfuração da camada cortical. Como não houve diferença significativa entre as outras interações, não é possível estabelecer a vantagem de uma sobre outra.

Outro fator que deve ser levado em consideração quando se quer mensurar o calor friccional gerado pelo preparo do tecido ósseo é a variação da pressão exercida pelo operador durante o preparo da cavidade. Esta pressão colocada sobre a broca, exerce um efeito marcante sobre o calor friccional criado no osso adjacente (MATTHEWS e HIRSCH, 1972). Estes autores demonstraram que aumentos na força aplicada a broca, estavam associados com diminuição das temperaturas máximas e com a duração destas elevações de temperatura.

Brisman (1996) estudou o efeito da velocidade e da pressão sobre a temperatura óssea durante a perfuração. Concluiu que quando uma maior pressão (2,4kg) é aplicada sobre a broca e a velocidade é mantida em 1800rpm, uma maior quantidade de calor é gerada. Quando a velocidade da broca é aumentada para 2400rpm e se mantém ao mesmo tempo uma pressão mais leve (1,2kg), também irá ocorrer um aumento da temperatura. Quando se aumenta a carga sobre a broca e ao mesmo tempo se produz uma velocidade maior, a elevação de temperatura é mínima.

Nos anexos 1 e 2, constatou-se uma variação mínima na duração da perfuração em cada um dos dez espécimes, quando analisada cada uma das brocas individualmente. A média do tempo de perfuração gasto entre os grupos foi similar. Estes resultados são indicadores de que houve uma certa fundamentação na padronização das amostras. Um estudo piloto realizado demonstrou que a medida média do tempo de perfuração foi igual para as três brocas utilizadas. Estes mesmos anexos mostraram uma variação também pequena entre as temperaturas inicial e final em °C, nos diferentes espécimes, nas diferentes profundidades. O fato de não se ter trabalho durante todo o experimento com temperaturas acima de 29°C, serve como indicativo de que em cirurgia para colocação de implantes quando se segue um

protocolo estabelecido por Branemark, independente da utilização de irrigação interna ou externa, o nível de calor gerado fica dentro de limites aceitáveis para que ocorra o fenômeno da osseointegração.

Matthews, Hirsch (1972) indicaram contudo que um aumento da pressão exercida pelo operador durante o preparo da cavidade, leva apenas elevações menores ou secundárias na temperatura do osso adjacente quando se usa irrigação interna.

Talvez se possa considerar também como uma outra limitação deste estudo o fato de as propriedades físicas do osso terem sofrido alguma alteração em função do armazenamento a  $-22^{\circ}\text{C}$ .

Osso bovino foi utilizado nesta experiência. Um estudo futuro precisará ser feito para comparar os resultados com osso vital. É possível que o fluxo sanguíneo possa agir como um sorvedor de calor, absorvendo aquele calor gerado em osso vital, ou ficar comprometido até um certo ponto por oclusão capilar traumática (YACKER e KLEIN, 1996).

Ainda com relação nas alterações no fluxo sanguíneo por ocasião de injúrias térmicas, (ERICKSSON et al., 1982) avaliaram com microscopia vital as reações vasculares que ocorrem no tecido ósseo, quando aplicado um elemento de aquecimento ao implante utilizado na tíbia de coelho. Observaram que quando as temperaturas atingiram valores acima de  $40^{\circ}\text{C}$ , uma hiperemia acontecia e a velocidade do fluxo sanguíneo aumentava consideravelmente. Quando a temperatura de  $53^{\circ}\text{C}$  foi alcançada, o fluxo sanguíneo apresentou um êxtase e apenas uma circulação pulsante foi registrada em alguns vasos. Após 1h o fluxo sanguíneo normal retornou gradualmente na maioria dos canais vasculares. Os autores concluíram que a regeneração tecidual óssea está diretamente relacionada com a vascularização deste tecido e que, a adição de trauma térmico pode ser suficiente para retardar ou ainda impedir a mesma.

A margem de erro para avaliar o efeito do tipo de irrigação foi de 2,7%. Quando avaliou-se o efeito do tipo de broca foi de 0,35% e, quando analisou-se as interações entre o tipo de irrigação e de broca a margem de erro, neste estudo, foi de 4,2%.

## 7 CONCLUSÕES

De acordo com os resultados obtidos, e a subsequente análise estatística à que foram submetidos, as seguintes conclusões parecem oportunas:

- 1) através da tecnologia termopar e de um sistema integrado de supervisão e de registro computadorizado é possível monitorar as variações de temperatura no tecido ósseo durante a perfuração. O que deverá ser encontrada é uma maneira de aperfeiçoar ainda mais este dispositivo de forma a permitir seu uso na clínica;
- 2) neste estudo a irrigação interna foi superior a externa: comparações individuais quando se empregou o teste de Tukey (HSD) para comparar individualmente os dois tipos de irrigação, os resultados indicaram que a irrigação interna mostrou menor variação de temperatura entre os períodos inicial e final que a irrigação externa (TAB. 3);
- 3) a broca *cilindrica* de 2,3mm de diâmetro provocou maior diferença de temperaturas entre os momentos inicial e final que as outras duas brocas (*Piloto* 2x3mm e *cilindrica e cilíndrica* de 3,0mm de diâmetro).

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADELL, R., et al. A 15 year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **Int. J. Oral Maxillofac. Surg.**, Copenhagen, v.10, p.387-416, 1981.

ADELL, R.; LEKHOLM, U.; BRANEMARK, P.I. Surgical procedures. In: BRANEMARK, P.I.; ZARB, G.A.; ALBREKTSSON, T. **Tissue-Integrated Prosthesis: Osseointegration in Clinical Dentistry**. Chicago: Quintessence, 1985. p.211-232.

ALBREKTSSON, T. et al. Osseointegrated titanium implants. Requiriments for ensuring a long-lasting, direct bone anchorage in man. **Acta Orthop. Scand.**, Oslo, v.52, n.2, p.155-170, 1981.

ALBREKTSSON, T. Respuesta del Tejido Oseo. In: BRANEMARK, P.I; ZARB, G. e ALBREKTSSON, T. **Protesis Tejido-Integradas**. La Oseointegración en la Odontologia Clínica. Los Angeles: Quintessence, 1997. cap.6, p.129-143.

BENINGTON, I.C. et al. Temperatures changes in bovine mandibular bone during implants site preparation: an assement using infra-red thermography. **J. Dent.**, Guildford, v.4, n.24, p.263-267, 1996.

BRANEMARK, P.I. et al. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. An experimental studies. **Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.**, Stockholm, v.3, p.81-100, 1969.

BRANEMARK, P.I. et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw experience from a 10-year period. **Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.**, Stockholm, p.11, 1977. Supplement.

BRANEMARK, P. I. Introducción a la Osseointegración. In: BRANEMARK, P. I.; ZARB, G. e ALBREKTSSON, T. **Protesis Tejido-Integradas**. La Oseointegración en la Odontologia Clínica. Los Angeles: Quintessence, 1987. cap.1, p.11 -76.

BRISMAN, L. D. The effect of speed pressure and time on bone temperature during the drilling of implants sites. The international Journal of Oral and Maxillofacial Implants. **Int. J. Oral. Maxillofac. Implants**, Illinois, v.11, p.35-37, 1996.

CARVALHO, P.S.P. et al. Ação das brocas para implantes com e sem irrigação externa. **RGO.**, Porto Alegre, v.42, n.3, p.171-173, 1994.

CORDIOLI, G.; MAJZOUB, Z. Heat generation during site preparation: an in vitro study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Illinois, v.12, n.2, p.186-193, 1997.

ERIKSSON, R. A., et al. Thermal injury to bone. **Int. J. Oral Maxillofac. Surg.**, Copenhagen, v.11, p.115-121, 1982.

ERIKSSON, R. A.; ALBREKTSSON, T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital microscopic study in the rabbit. **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, v.50, p.101, 1983.

ERIKSSON, R. A.; ALBREKTSSON, T. The effect of heat on bone regeneration: an experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. **J. Oral Maxillofac. Surg.**, Philadelphia P.A, v.42, n.11, p. 705-711, Nov. 1984.

ERIKSSON, R. A.; ADELL, R. Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. **J. Oral Maxillofac. Surg.**, Copenhagen, v.44, p.4-7, 1986.

FRIBERG, B.; SENNERBY, L. Evaluation of bone density using cutting resistance measurement and microradiography: an in vitro study in pig ribs. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v.6, n.3, p.164-171, 1995.

HANSSON, H. A.; ALBREKTSSON, T.; BRANEMARK, P. I. Structural aspects of the interface between tissue and titanium implants. **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, v. 50, n.1, p.108-113, July 1983.

HAUSMANN, E. Potential pathway for bone resorption in human periodontal disease. **J. Periodontol.**, Chicago, v.45, p.338-343, 1974.

HOBKIRK, J.A.; RUSINIAK, K. Investigation of variable factors in drilling bone. **J. Oral Maxillofac. Surg.**, Philadelphia P.A., v.35, p.968-973, 1977.

JACOBS, C.H., et al. A study of the bone machining process-Orthogonal cutting. **J. Biomech.**, Elmsford, v.7, p.131-136, 1974.

LAVELLE, C.; WEDGWOOD, D. Effect of internal irrigation on frictional heat generated from drilling. **J. Oral Maxillofac. Surg.**, Philadelphia P.A., v.38, p.499- 503, 1980.

LINDQUIST, L. W.; ROCKLER, B.; CARLSSON, G.E. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular flexed tissue-integrated prostheses. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.59, p.59-63, 1988.

LUNDSKOG, J. Heat and bone tissue. University of Goteborg. **Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.**, Stockholm, n.9, p.123-134, 1972. Supplement.

MATTHEWS, L.S.; HIRSCH, C. Temperature measured in human cortical bone when drilling. **J. Bone Joint. Surg.**, Boston, v.54-A, n.2, p.297-308, 1972.

MOSS, R.W. Histopathologic reaction of bone to surgical cutting. **Oral Surg., Oral Pathol., Oral Med.**, St. Louis, v.4, p.405-414, 1964.

NISENGARD, R. J. The role of immunology in periodontal disease. **J. Periodontol.**, Chicago, v.48, p.505-516, 1977.

PINELLI, A.P.; CARVALHO, P.S.; JAEF, S.B. Efeitos da osteotomia com e sem irrigação externa e da variação do tempo de fresagem. **Innovations J.**, São Paulo, v.3, n.1, p.12-17, 1999.

REINGEWIRTZ, Y.; SZMUKLER-MONCLER, S.; SENGER, B. Influence of different parameters on bone heating and drilling time in implantology. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v.8, p.189-197, 1997.

SAAD, P.A. **Avaliação da efetividade das fresas cirúrgicas de 2,0mm do sistema Master Screw/conexão, para implantes osseointegrados.** 2000. 50f. Tese (Doutorado em Reabilitação) – Escola Paulista de Medicina, Universidade Federal de São Paulo, São Paulo.

SCHNITMANN, P.A.; SHULMANN, L.B. Recommendations of the consensus development conference on dental implants. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.6, p.373-377, 1979.

SMITH, D.C.; ZARB, G.A. Criterion for success of osseointegrated endosseous implants. **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, v.62, p.557-572, 1989.

THOMA, K.A.; COOK, S.D. An evaluation of variables influencing implant fixation by direct bone apposition. **J. Biomed. Math. Res.**, New York, v.19, n.3, p.875-901, May.1985.

THOMPSON, H. Effect of drilling into bone. **J. Oral Surg.**, Philadelphia, v.16, p.22-29, 1958.

WIGGINS, K.L.; MALKIN, S. Drilling of bone. **J. Biomech.**, Elmsford, v.9, p.553-559, 1976.

YACKER, M. J.; KLEIN, M. The effect of irrigation on osteotomy depth and bur diameter. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Illinois, v.11, n.5, p.634-638, 1996.

## **ANEXOS**

## ANEXO 1

Medições obtidas em °C.

IRRIGAÇÃO INTERNA									
ESPÉCIMEN 1 (D.P.)	Broca 2,3mm			Broca Piloto			Broca 3,0mm		
		3s		1s			2s		
<b>Espécimen 1</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>
Temperatura inicial	24,6	24,1	24,4	26,1	25,7	25,6	25,6	25,4	25,8
Temperatura final	24,6	24,1	24,4	26,1	25,4	25,4	25,6	25,4	25,8
<b>ESPÉCIMEN 2 (D.P.)</b>		<b>4s</b>			<b>2s</b>			<b>1s</b>	
<b>Espécimen 2</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>
Temperatura inicial	25,5	24,7	28,9	25,4	25,0	24,9	25,5	25,0	24,8
Temperatura final	25,5	24,7	28,9	25,4	25,0	24,9	25,5	25,0	24,8
<b>ESPÉCIMEN 3 (D.P.)</b>		<b>3s</b>			<b>1s</b>			<b>1s</b>	
<b>Espécimen 3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>
Temperatura inicial	18,4	18,3	18,9	24,8	24,7	25,1	24,6	24,4	25,3
Temperatura final	18,4	18,3	18,9	24,8	24,7	25,1	24,6	24,4	25,3
<b>ESPÉCIMEN 4 (D.P.)</b>		<b>2s</b>			<b>1s</b>			<b>1s</b>	
<b>Espécimen 4</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>
Temperatura inicial	22,2	23,4	23,3	25,5	24,1	24,4	25,2	24,1	24,3
Temperatura final	23,2	23,7	23,3	25,5	24,1	24,4	25,2	24,1	24,3
<b>ESPÉCIMEN 5 (D.P.)</b>		<b>3s</b>			<b>1s</b>			<b>1s</b>	
<b>Espécimen 5</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>
Temperatura inicial	26,1	25,0	25,0	26,0	25,1	25,0	25,2	24,8	25,6
Temperatura final	26,1	25,0	25,0	26,0	25,1	25,0	25,2	24,8	25,6
<b>ESPÉCIMEN 6 (D.P.)</b>		<b>4s</b>			<b>1s</b>			<b>1s</b>	
<b>Espécimen 6</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>
Temperatura inicial	26,0	24,0	22,9	25,9	26,1	25,7	25,8	25,0	24,8
Temperatura final	26,0	24,0	22,9	25,9	26,1	25,7	25,8	25,0	24,8
<b>ESPÉCIMEN 7 (D.P.)</b>		<b>3s</b>			<b>1s</b>			<b>2s</b>	
<b>Espécimen 7</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>
Temperatura inicial	26,0	23,8	24,4	25,2	25,7	25,8	25,0	25,6	25,7
Temperatura final	26,0	23,8	24,4	25,2	25,7	25,8	25,0	25,6	25,7
<b>ESPÉCIMEN 8 (D.P.)</b>		<b>3s</b>			<b>1s</b>			<b>1s</b>	
<b>Espécimen 8</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>
Temperatura inicial	24,4	24,4	22,7	25,1	24,3	26,0	25,1	24,3	26,0
Temperatura final	24,4	24,2	22,7	25,1	24,3	26,0	25,1	24,3	26,0
<b>ESPÉCIMEN 9 (D.P.)</b>		<b>3s</b>			<b>1s</b>			<b>1s</b>	
<b>Espécimen 9</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>
Temperatura inicial	24,1	23,1	22,4	24,3	23,6	24,4	24,3	24,0	24,2
Temperatura final	24,1	23,1	22,4	24,3	23,6	24,4	24,3	24,0	24,2
<b>ESPÉCIMEN 10 (D.P.)</b>		<b>2s</b>			<b>1s</b>			<b>1s</b>	
<b>Espécimen 10</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>
Temperatura inicial	25,7	25,3	26,0	25,4	26,0	26,3	24,9	25,9	26,1
Temperatura final	25,7	25,3	26,0	25,4	26,0	26,3	24,9	25,9	26,1

D.P. – Duração da perfuração

C1 – Canal 1 - profundidade 3mm / C2 – Canal 2 - profundidade 5mm / C3 – Canal 3 - profundidade 8mm

## ANEXO 2

Medições obtidas em °C.

IRRIGAÇÃO EXTERNA									
ESPÉCIMEN 1 (D.P.)	Broca 2,3mm			Broca Piloto			Broca 3,0mm		
		3s		2s			2s		
<b>Espécimen 1</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>
Temperatura inicial	25,1	24,5	23,7	26,1	25,1	24,3	26,3	25,3	24,8
Temperatura final	26,3	25,2	24,5	26,1	25,1	24,3	27,0	25,4	25,0
<b>ESPÉCIMEN 2 (D.P.)</b>		<b>3s</b>			<b>2s</b>			<b>3s</b>	
<b>Espécimen 2</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>
Temperatura inicial	25,7	26,1	25,3	26,2	26,2	26,1	26,3	26,5	26,1
Temperatura final	26,0	26,9	26,3	26,2	26,2	26,1	26,4	26,3	26,1
<b>ESPÉCIMEN 3 (D.P.)</b>		<b>3s</b>			<b>2s</b>			<b>2s</b>	
<b>Espécimen 3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>
Temperatura inicial	26,5	24,3	22,1	25,8	25,7	24,9	25,8	26,1	24,5
Temperatura final	26,5	24,3	22,1	25,8	25,7	24,9	25,8	26,1	24,5
<b>ESPÉCIMEN 4 (D.P.)</b>		<b>5s</b>			<b>2s</b>			<b>2s</b>	
<b>Espécimen 4</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>
Temperatura inicial	28,8	28,0	27,1	28,2	28,5	28,7	27,5	27,6	28,0
Temperatura final	28,7	28,0	27,6	28,2	28,5	28,7	27,5	27,6	28,0
<b>ESPÉCIMEN 5 (D.P.)</b>		<b>4s</b>			<b>1s</b>			<b>1s</b>	
<b>Espécimen 5</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>
Temperatura inicial	24,2	24,0	24,2	27,5	27,3	27,0	26,4	25,9	26,8
Temperatura final	24,5	24,0	24,2	27,5	27,3	27,0	26,4	25,9	26,8
<b>ESPÉCIMEN 6 (D.P.)</b>		<b>4s</b>			<b>1s</b>			<b>4s</b>	
<b>Espécimen 6</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>
Temperatura inicial	27,6	26,5	25,9	26,7	26,0	25,8	27,4	26,7	28,1
Temperatura final	26,7	26,0	25,8	26,7	26,0	25,8	27,4	26,7	28,1
<b>ESPÉCIMEN 7 (D.P.)</b>		<b>5s</b>			<b>1s</b>			<b>2s</b>	
<b>Espécimen 7</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>
Temperatura inicial	27,0	25,6	25,0	26,8	25,6	24,8	26,5	26,4	27,1
Temperatura final	27,0	25,6	25,0	26,8	25,6	24,8	26,5	26,4	27,1
<b>ESPÉCIMEN 8 (D.P.)</b>		<b>4s</b>			<b>2s</b>			<b>2s</b>	
<b>Espécimen 8</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>
Temperatura inicial	26,0	24,5	24,5	26,0	24,6	24,7	26,6	25,8	26,5
Temperatura final	26,0	24,6	24,7	26,0	24,6	24,7	26,6	25,8	26,5
<b>ESPÉCIMEN 9 (D.P.)</b>		<b>3s</b>			<b>1s</b>			<b>2s</b>	
<b>Espécimen 9</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>
Temperatura inicial	26,1	25,5	24,2	26,2	25,8	25,8	25,6	25,4	26,2
Temperatura final	26,0	25,4	24,2	26,2	25,8	25,8	25,6	25,4	26,2
<b>ESPÉCIMEN 10 (D.P.)</b>		<b>8s</b>			<b>1s</b>			<b>2s</b>	
<b>Espécimen 10</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>
Temperatura inicial	20,8	21,7	21,9	20,8	21,7	21,9	27,1	27,5	28,3
Temperatura final	20,8	21,7	21,9	20,8	21,7	21,9	27,1	27,5	28,3

D.P. – Duração da perfuração

C1 – Canal 1 - profundidade 3mm / C2 – Canal 2 - profundidade 5mm / C3 – Canal 3 - profundidade 8mm