



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS E DA NATUREZA
PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA DE MATERIAIS

Alexandre Xavier de Sá

MEDIDAS TÉRMICAS EM MATERIAIS ODONTOLÓGICOS

Dissertação apresentada ao
Programa de Pós-graduação em
Ciência de Materiais como
requisito para a obtenção do
título de MESTRE EM CIÊNCIA
DE MATERIAIS

Orientador: Dr. Alexandre Ricalde Rodrigues

Co-Orientador: Dr. Flamarion Borges Diniz

Agência Financiadora: CAPES

RECIFE PERNAMBUCO

Agosto de 2005

Sá, Alexandre Xavier de

Medidas térmicas em materiais
odontológicos/ Alexandre Xavier de Sá. –
Recife : O Autor, 2005.

71 folhas : il. fig.

**Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de
Pernambuco. CCEN. Ciência de Materiais, 2005.**

Inclui bibliografia.

**1. Ciência de materiais – Medidas térmicas -
Material odontológico. 2. Broca de alta rotação e de
ultra-som – Medidas de aquecimento e desgaste. 3.
Resíduos de brocas – Análise microestrutural. I.
Título.**

**536.24
536.2014**

**CDU (2.ed.)
CDD (22.ed.)**

**UFPE
BC2005-580**



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS
PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DE MATERIAIS

DECLARAÇÃO

Dissertação submetida ao Corpo Docente do Programa de Pós-Graduação em Ciência de Materiais da Universidade Federal de Pernambuco como parte dos requisitos necessários para a obtenção do Grau de MESTRE em Ciência de Materiais.

APROVADA:

PROF. ALEXANDRE RICALDE RODRIGUES

DEPARTAMENTO DE FÍSICA - UFPE
(ORIENTADOR)

PROF. FREDERICO CAVALCANTI MONTENEGRO

DEPARTAMENTO DE FÍSICA - UFPE

PROF.^a SILVANA MARIA ORESTES CARDOSO

DEPARTAMENTO DE PRÓTESE E CIRURGIA BUCOFACIAL/CCS - UFPE

MEDIDAS TÉRMICAS EM MATERIAIS ODONTOLÓGICOS

POR

ALEXANDRE XAVIER DE SÁ

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS E DA NATUREZA
PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA DE MATERIAIS
RECIFE - PE - BRASIL
25 DE AGOSTO DE 2005

AGRADECIMENTOS

Agradeço profundamente, a todas as pessoas que contribuíram para que este trabalho fosse possível. Em especial aos professores Alexandre Ricalde e Flamarion Borges, que me permitiram trabalhar junto a eles. Agradeço também, aos professores Daniel Cornejo e Fernando Machado pelo apoio neste trabalho. Agradeço ao pessoal da área técnica, dentre eles João Carlos do laboratório de Raios-X, André e Francisco do laboratório de Microscopia Eletrônica, ao senhor Ivo, João de Paula, Severino, Valdomiro, Evert, Normando e todos os que tornaram possível à realização deste trabalho. Agradeço também, a Ângela Farias por todo o apoio que me foi dado na secretaria de Materiais e aos meus colegas, Eduardo, Lídice, Márcio, Célia, Rodrigo (japa), Lisandra, Gustavo, Luis Henrique, Alexandre, Robson, César, Andréa, Gilmara, Edson e Sidney. A toda minha família e principalmente a minha esposa Carmela, aos quais dedico este trabalho.

Agradeço às agências, que deram apoio financeiro e que possibilitaram a realização deste trabalho. A CAPES, que me concedeu de uma bolsa de mestrado, a FINEP, ao CNPq, a FACEPE, que possibilitaram a manutenção dos laboratórios e também a CAPES pelo reconhecimento e o apoio ao programa de Ciência de Materiais da UFPE.

A todos muito obrigado.

RESUMO

Nosso trabalho está relacionado com medidas térmicas em materiais odontológicos. Realizamos medidas de desgaste em brocas de alta rotação e ultra-som através da perda de massa e relacionamos o efeito do desgaste no aquecimento do corpo de prova. Foi observada, uma forte correlação entre o aquecimento e o desgaste das brocas. Mostramos que os dois tipos de brocas possuem poder de corte e durabilidade completamente diferentes. Também analisamos os resíduos agregados às brocas após o uso e propusemos um método de limpeza mais eficaz do que aquele que é usado normalmente pelos profissionais de Odontologia. Medimos de forma comparativa a difusividade térmica, por um método adaptado, em diversos materiais odontológicos.

ABSTRACT

Our work is related with thermal measures in odontological materials . We accomplished waste measures in drills of high rotation and ultra-sound through the mass loss and we related the effect of the waste in the heating of the test body. A strong correlation was observed between the heating and the waste of the drills. We showed that the two types of drills has a very different durability. We also analyzed the residues on the drills after the use and we proposed a method of more effective cleaning than that that is usually used by the dentistry professionals. We measured in a comparative way the thermal diffusivity, for an adapted method, in several odontological material .

SUMÁRIO

Introdução	1
Capítulo 1	
1. 1 Revisão da Literatura	3
1.1.1 Aquecimento e morte pulpar	3
1.1.2 Medidas de Aquecimento	4
1.1.3 Refrigeração	4
1.1.4 Medidas de Desgaste	
1.2 Propriedades dos Dentes	8
1.3 Propriedades Térmicas dos Materiais Dentários	10
1.4 Medição de Temperatura com Termopares	11
1.4.1 Fundamentos Teóricos	11
1.4.2 Termopar Diferencial	14
1.4.3 Termopares Comerciais	15
1.4.4 Degradação de Termopares	17
Capítulo 2	
2 Desgastes	19
2.1 Introdução	19
2.2 Procedimentos Experimentais	21
2.2.1 Amostras para Desgastes	21
2.2.2 Termometria	22
2.2.3 Medidas de Aquecimento	24
2.2.4 Medidas de perda de massa	27
2.3 Resultados Experimentais	30
2.3.1 Brocas de alta rotação	30
2.3.2 Brocas de ultra-som	35

Capítulo 3

3 Análise Microestrutural dos Resíduos das Brocas de Alta Rotação e Ultra-Som.	39
3.1 Introdução	39
3.2 Espectroscopia por Dispersão de Energia (EDS)	41
3.3 Procedimento Experimental	42
3.4 Resultados Experimentais	43
3.5 Conclusões	53

Capítulo 4

4 Difusividade Térmica	54
4.1 Introdução	54
4.2 Dedução de Coeficiente de Difusividade Térmica	56
4.3 Procedimentos Experimentais	59
4.4 Resultados Experimentais	65
4.5 Conclusões	68

Referências bibliográficas	69
-----------------------------------	-----------

INTRODUÇÃO

Em nosso trabalho nós realizamos medidas de difusividade térmica em materiais de interesse odontológico, medidas de desgaste em brocas de alta rotação e ultra-som, sendo esta última feita por um processo inovador por pesquisadores do INPE (Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais). Correlacionamos o aquecimento com o desgaste de tais brocas. Mostramos também, que os resíduos das brocas, tanto em nossa experiência de desgaste, quanto àquelas usadas em pacientes, não são removíveis com os métodos convencionais de limpeza. Propusemos neste trabalho um método de limpeza mais eficaz, sem custos adicionais.

No Capítulo 1, fazemos um levantamento bibliográfico da literatura sobre medidas de desgaste e aquecimento em brocas de alta rotação e mostramos a existência de resultados contraditórios nesses trabalhos.

No capítulo 2, apresentamos as medidas de desgaste das brocas de alta rotação e ultra-som. Medimos a perda efetiva de massa das brocas e correlacionamos o desgaste com o aquecimento do corpo de prova. Para as medidas de desgaste das brocas, substituímos os dentes por uma resina fotopolimerizável Herculite XRV. Isto nos garante amostras padronizadas em todas as medidas. Além disso, testes demonstraram que esta resina possui propriedades térmicas e mecânicas semelhantes aos dentes.

No capítulo 3, mostramos, através da microscopia eletrônica de varredura acoplada com sistema de microanálise por EDS (espectroscopia por dispersão de energia), a presença de resíduos agregados às brocas após

o uso também em consultórios odontológicos e propusemos um método de limpeza mais eficaz.

No capítulo 4, apresentamos um método de difusividade térmica desenvolvido para metais, adaptados para materiais de interesse odontológicos. Este método é simples e rápido comparado com os métodos convencionais. Nele nós comparamos a difusividade térmica de materiais de interesse odontológico.

CAPÍTULO 1

1.1 REVISÃO DA LITERATURA

Nesta secção fazemos uma revisão da literatura sobre o aquecimento e desgaste de broca de alta rotação.

1.1.1 Aquecimento e morte pulpar

Há na literatura trabalhos que mostram que o aquecimento excessivo do dente provoca a morte pulpar. William et al (2002) realizaram uma restropectiva de trabalhos na literatura de 1970 a 1997 e demonstraram que 25% dos dentes desgastados para prótese fixa em dentes vitais sofreram necrose pulpar. Muitos dos autores consideraram o calor friccional o maior causador desta injúrias.

Zach e Cohem (1965) comprovaram que elevações de temperatura acima de 8°C podem provocar lesões irreversíveis nos tecidos constituintes da polpa, levando estes tecidos a necrose. Eriksson e Albrektsson (1982) também confirmaram que a temperatura crítica capaz de causar danos aos tecidos adjacentes aos dentes (osso) é de 47°C, equivalente a uma variação de 10°C da temperatura corpórea natural.

1.1.2 Medidas de aquecimento

Tendo em vista, a necessidade de avaliar o potencial danoso das brocas diamantadas, com relação ao aquecimento alguns autores realizaram experimentos para investigar esta possibilidade.

Em 1954, Peyton et al, utilizando brocas diamantadas para desgastar dentes *in vitro*, variando a pressão aplicada e o tipo de refrigeração (água, ar e spray), obtiveram resultados bastante expressivos, onde as variações de temperatura encontradas eram preocupantes, chegando a 9°C utilizando spray (água +ar) e 70°C de elevação para desgaste sem água.

Contrariamente aos resultados da pesquisa de Peyton (1954), Schuchard et al (1961) realizaram procedimentos semelhantes e observaram que, quanto maior a rotação, menor era a elevação de temperatura. Para rotações acima de 160.000 rpm (rotações por minuto) mesmo sem água, a temperatura decaí. Bhaskar e Lilly, em 1965, propuseram investigar a mudança de temperatura *in vivo*, em cães, provocada por instrumento rotatório dentro da câmara pulpar. Obtiveram resultados diferentes, daqueles apresentados por Schuchard, em 1961, com relação ao desgaste sem refrigeração, onde ocorreu um aumento médio de 5,4°C. A temperatura da água usada para refrigeração era 8,1°C mais fria que a temperatura da amostra.

1.1.3 Refrigeração

Em muitos dos trabalhos da literatura não são fornecidas a temperatura da água nem sua vazão. Entre os poucos trabalhos que se preocuparam com tais parâmetros está, o de Von Fraunhofer et al (2002) que avaliaram a eficiência de corte das brocas de pontas diamantadas, para alta rotação, com relação ao volume de refrigeração. Neste experimento, utilizou-se uma caneta de alta rotação KaVo 640B, brocas diamantadas de granulação média da marca Patriot Diamond Burs e para a substituição dos dentes, foi utilizado um vitrocerâmico de 13mm² Macor (composição 55% de fluorophlogopite mica e 45% de borosilicato); a força aplicada sobre as amostras foi 0,9N (91,5g) e o fluxo de refrigeração variou de 15ml a 44ml/min. Os resultados obtidos, demonstram que as brocas diamantadas são mais eficientes e têm maior tempo de vida útil e poder de corte com refrigeração com água em forma de spray e com uma vazão acima de 25ml/min.

1.1.4 Medidas de desgastes

Analizando num dado intervalo de tempo a perda de massa da substância desgastada, Fontana et al, em 1985, e Steagall e Garone Netto, em 1995, estudaram a eficiência de corte dos instrumentos rotatórios de tungstênio e diamantados para alta rotação. Foi utilizado dente humano *in vitro*, com carga aplicada de 100 a 150g e refrigeração em spray (água/ar).

Os dentes eram pesados a cada 160 segundos de desgaste. Os instrumentos diamantados obtiveram maior eficiência de corte do que os de tungstênio e a eficiência de corte não se alterou em função dos tempos estudados. Após 32 min, os instrumentos ainda apresentavam boas condições de uso. Hudson (1955) e Walsh (1953) chegaram a conclusões semelhantes.

Hartey e Cols em 1957 e Stroh em 1960 mediram o poder de corte dos instrumentos diamantados, em diversos materiais dente humano, vidro, bastões de pirex e lâminas de vidro. O parâmetro usado era a perda de peso do corpo de prova, analisados em determinados intervalos. Era aplicada uma carga de 400g, apesar da carga máxima recomendada na literatura ser de 100g (LES INSTRUMENTS DIAMANTES (1976). A pesagem do corpo de prova, era realizada em intervalos de 1 e 5 min, até completar 25min. Eles concluíram uma grande variação na habilidade de corte dos instrumentos diamantados. As brocas não apresentaram uniformidade de desgaste para os diversos tipos de materiais estudados.

Estudando a efetividade de corte das brocas diamantadas, Schuchard e Watkins (1967), encontraram que o poder de corte das brocas diamantadas, surpreendentemente, não diminuía com o uso. Porém, contrariamente, Berman (1969) comprovou que o uso exaustivo dos instrumentos diamantados é nocivo para um corte eficiente.

Lando et al (1991), estudaram morfológicamente, usando microscopia eletrônica, a quantidade de grãos de diamante dos instrumentos em diferentes áreas por diversos tempos (3 a 18min) de uso. Utilizaram ampla refrigeração, carga aplicada de 200g e como corpo de prova dente bovino.

Concluíram que a perda da eficiência de corte dos instrumentos diamantados é fortemente dependente da perda dos grãos de diamante.

Beatrice, em 1994, determinou o tempo de vida útil de duas marcas de pontas diamantadas, nacional e importada, utilizando recursos da microscopia eletrônica de varredura e medidas de rugosidade da superfície desgastada. Foram utilizados dentes humanos e carga aplicada de 80g. Concluiu-se que as brocas importadas, quando novas, criavam menos rugosidade do que as nacionais, porém, depois de algum tempo de uso, as brocas nacionais deixavam as superfícies desgastadas mais lisas. Concluiu, então que, após 15min, as brocas diamantadas não podem mais ser utilizadas.

Observamos que da literatura não podemos obter uma conclusão clara em relação ao uso de brocas em consultórios odontológicos. Na literatura as conclusões experimentais encontradas são na maioria das vezes muito diferente daquela encontrada em consultórios, dentre elas materiais de desgaste e força aplicada.

Neste trabalho, estudaremos o desgaste em condições próximas àquela do profissional de Odontologia. Além disso, fazemos medidas de desgaste inéditas, em brocas de ultra-som produzidas por pesquisadores do INPE.

1.2 PROPRIEDADES DOS DENTES

Apesar de cada dente se desenvolver como uma estrutura independente e de serem formados tipos dentários morfologicamente diferentes, o processo de desenvolvimento do dente, denominado odontogênese, é basicamente o mesmo.

Os germes dentários, que são aglomerações celulares (específicas para a formação dentária), começam a se desenvolver dentro dos maxilares da criança durante a vida intrauterina. Essa formação celular, que mais tarde dará origem aos dentes, começa a se desenvolver a partir do trigésimo sétimo dia de vida intra-uterina. (CRAIG, 2004)

Estes germes são constituídos de vários tipos celulares, que vão originar tecidos diferentes, que irão fazer parte da composição dental. É a partir do quinto mês de vida intra-uterina, que se inicia a calcificação dos dentes decíduos (dentes de leite) e entre o primeiro e segundo ano de vida, calcificam-se os dentes permanentes. (CRAIG, 2004)

Anatomicamente, podemos dividir os dentes em coroa e raiz. A raiz é a parte do dente que fica dentro do alvéolo dental (osso). Já, a coroa é a parte que nós vemos quando as pessoas falam. A coroa dos dentes humanos é formada por 3 tecidos diferentes. O mais externo é o esmalte que reveste o dente, conferindo proteção, rigidez e brilho ao mesmo. O esmalte é um tecido extremamente duro (o tecido mais duro que existe no corpo humano), e o

que confere esta dureza ao mesmo, são os 97% de sais inorgânicos que o constituem (fosfato tricálcico, sais de sódio, potássio, carbonato de cálcio, etc). Sendo que, os outros 3% são formados por substâncias orgânicas, proteínas e água.

Se furarmos o dente e penetrarmos no interior do mesmo, depois do esmalte encontraremos a dentina. A dentina é outro tecido que compõe o dente. Também se trata de um tecido muito duro, formado por 70% de substâncias inorgânicas. Além de menos dura que o esmalte, a dentina apresenta no seu interior vários túbulos, os quais são preenchidos por prolongamentos pulpare e líquidos. O que justifica a dor quando temos uma cárie ou outro problema. Mais internamente, vamos encontrar uma câmara preenchida por tecido pulpar (tecido conjuntivo rico em vasos sangüíneo e nervos), tecido este, que é responsável pela nutrição do dente, sensibilidade e reparo do mesmo. Na raiz temos o cemento ao invés do esmalte, o cemento também serve para proteger a raiz e para unir a mesma ao osso, através da inserção, que se dá neste cemento, de várias microfibras de tecido, chamadas ligamento periodontal. O cemento também é formado por tecido mineral e orgânico, no entanto é menos duro que o esmalte. (CRAIG, 2004)

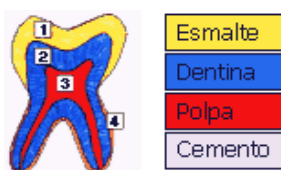


Figura 1 Esquema da formação estrutural de um dente.

1.3 PROPRIEDADES TÉRMICAS DOS MATERIAIS DENTÁRIOS

1.3.1 Difusividade térmica

A difusividade térmica de um material controla a velocidade de alteração da temperatura, à medida que o calor passa por um material.

Este é dado por:

$$a = \frac{k}{c_p \rho}$$

Onde a é a difusividade térmica, k é a condutividade térmica, c_p calor específico e ρ é a densidade dependente da temperatura. No Capítulo 4 discutiremos com mais detalhes.

A difusividade térmica é a medida da velocidade, pela qual um corpo de temperatura não uniforme atinge um estado de equilíbrio térmico. Então, para a Odontologia, a difusividade térmica é mais importante que a condutividade térmica. Os materiais utilizados em Odontologia devem possuir propriedades próximas aos dos dentes, para que a resposta do organismo seja adequada às reações naturais.

O esmalte e a dentina têm baixas condutividades térmicas, na tentativa de prevenir choque térmico e dor pulpar, devido à vasta mudança de temperatura dos alimentos, que entram em contato com os mesmos. Por outro lado, em reabilitação com próteses totais, os dentes artificiais e sua

base, são de materiais de baixa condutividade térmica (resinas acrílicas termoativadas), conseqüentemente, o paciente perde parcialmente a sensação de calor e frio durante a ingestão de alimentos e bebidas.

O estudo da difusividade é de extrema importância para aplicabilidade em materiais Odontológicos. Alguns materiais restauradores, como o amálgama, possuem altas condutividades e difusividades térmicas, devido sua composição ser metálica (liga Hg, Cu e Ag). Quando não são utilizados forramentos nestas restaurações, pode ocorrer sensibilidade e até mesmo comprometimento pulpar. Como exemplo básico, o material provisório óxido de zinco e eugenol (ZOE), possui condutividade térmica menor do que a dentina, mas sua difusividade térmica é maior que da dentina. As resinas fotopolimerizáveis também possuem metais em sua composição e a maioria dos fabricantes não possuem sua difusividade térmica tabelada, dificultando para o profissional, utilizar ou não forramento térmico em suas restaurações.(ANUSAVICE, 1998)

1.4 MEDIÇÃO DE TEMPERATURA COM TERMOPARES

1.4.1 Fundamentos teóricos

Um fio de um condutor homogêneo, cujas extremidades estão em temperaturas diferentes, T_1 e T_2 , desenvolve uma voltagem V entre essas extremidades. A voltagem V é dada por:

$$V = S (T_2 - T_1) \quad (I)$$

Onde, S é o coeficiente de Seebeck ou potência termoelétrica. O coeficiente termoelétrico é uma propriedade intrínseca do material, assim como a densidade, condutividade térmica, etc.

O efeito acima é usado para termometria.

A Figura 1.1 abaixo ilustra o princípio do termômetro, usando a junção de dois condutores diferentes A e B.

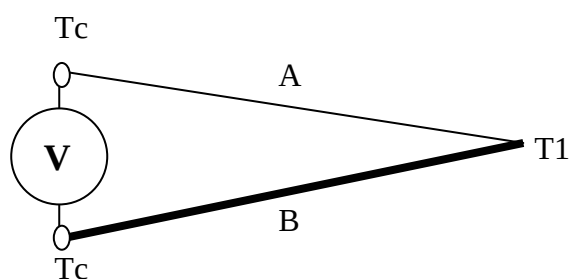


Figura 1.1 Dois metais diferentes, “A” e “B”, com as extremidades unidas e mantidas a temperaturas diferentes, produz uma diferença de potencial entre suas extremidades.

A voltagem V é a voltagem medida, sendo também soma das contribuições dos condutores A e B.

$$\begin{aligned} V &= S_A (T_1 - T_C) + S_B (T_C - T_1) \\ &= (S_A - S_B) (T_1 - T_C) = S_{AB} (T_1 - T_C) \end{aligned}$$

Ou seja, a voltagem desenvolvida na extremidade, depende de T_1 , T_C e da diferença $S_A - S_B = S_{AB}$. S_{AB} é uma característica da dupla A e B. Se T_C é

conhecido, normalmente à temperatura ambiente, T_1 pode ser determinado após calibração.

Pode-se utilizar os termopares, também com um fio de compensação. A força eletromotriz (f.e.m) do termopar, não será afetada se em qualquer ponto do circuito for inserido um terceiro metal C, desde que suas junções sejam mantidas à mesma temperatura (junção T2 da Figura 1.2 abaixo):

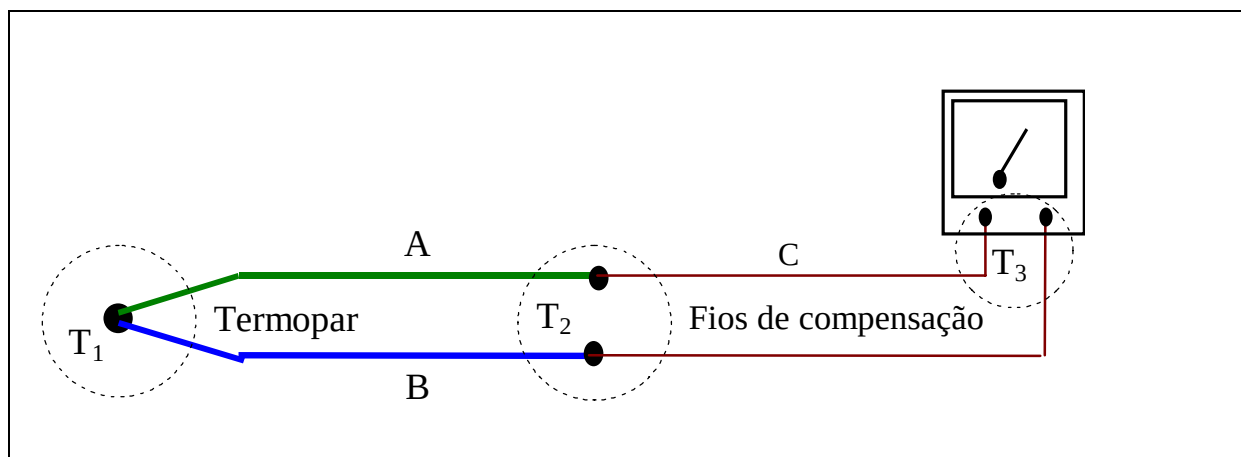


Figura 1.2 Termopar com fios de compensação

$$V = S_c (T_2 - T_3) + S_A (T_1 - T_2) + S_B (T_2 - T_1) + S_c (T_3 - T_2)$$

$$V = S_A (T_1 - T_2) - S_B (T_1 - T_2)$$

$$V = (S_A - S_B)(T_1 - T_2)$$

$$V = S_{AB} (T_1 - T_2)$$

Onde, S_c é a Contribuição do efeito seebeck do fio compensação ligado ao voltímetro (na mesma temperatura eles se anulam).

Observa-se na montagem com fio de compensação, que as contribuições no novo fio se anulam por estarem na mesma temperatura.

1.4.2 Termopar diferencial

Nossas medidas foram realizadas com a técnica do termopar diferencial. Esta técnica baseia-se na criação de duas junções, onde uma é usada como referência em uma temperatura conhecida e a outra para temperatura que se deseja medir (Fig 1.3).

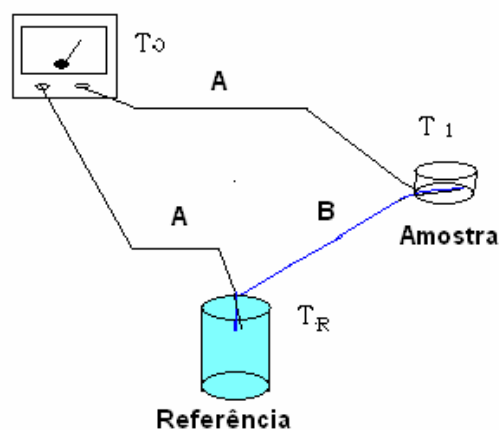


Figura 1.3 Esquema da montagem do termopar diferencial

$$V = S_A(T_1 - T_O) + S_B(T_R - T_1) + S_A(T_O - T_R)$$

$$V = S_A(T_1 - T_R) - S_B(T_1 - T_R)$$

$$V = S_{AB}(T_1 - T_R)$$

Onde, V = Leitura do voltímetro.

S_{AB} = Efeito Seebeck ($S_A - S_B$)

T_R = Temperatura de referência (0 °C)

T_1 = Temperatura a ser medida

T_0 = Temperatura próxima ao voltímetro

Normalmente, a temperatura de referência utilizada pelos fabricantes é o gelo em fusão (0°C). Eles são, inclusive, calibrados com esta temperatura de referência. Entretanto, qualquer temperatura pode ser utilizada como referência.

Para utilizar a calibração padrão a 0°C, usando outra temperatura como referência, basta acrescentar um valor constante à voltagem medida. Este valor constante depende da nova temperatura de referência.

1.4.3 Termopares comerciais

A princípio, um termopar pode ser confeccionado com dois metais diferentes quaisquer, entretanto, devido a uma série de fatores (contaminação, custos, reprodutibilidade, ponto de fusão, homogeneidade, S_{AB} , facilidade de produção e facilidade de solda), são utilizadas algumas padronizações. O par é escolhido seguindo as necessidades de sensibilidade, temperatura e condições de uso.

Tabela 1.1 Composição e faixa de temperatura de uso dos termopares.

<i>Tipo</i>	<i>Principais constituintes dos fios</i>	<i>FAIXA DE TEMPERATURA DE USO</i>
J	Ferro, liga de níquel-cobre	0 a 760°C
T	Cobre, liga de níquel-cobre	-200 a 370°C
K	Liga de níquel-cromo, liga níquel-manganês-silício-alumínio	-200 a 1260°C
E	Liga níquel-cromo, liga de níquel-cobre	-200 a 900°C
N	Liga níquel-cromo-silício, liga níquel-silício-magnésio	-200 a 1260°C
S	Liga de platina-rodio, platina	0 a 1480°C
R	Liga de platina-rodio, platina	0 a 1480°C
B	Liga de platina-rodio, Liga de platina-rodio,	870 a 1700°C

Em nossas medidas foi o termopar tipo E, que na faixa de temperatura utilizada (0°C a 100°C) é o mais sensível, como mostra a figura 1.4 abaixo.

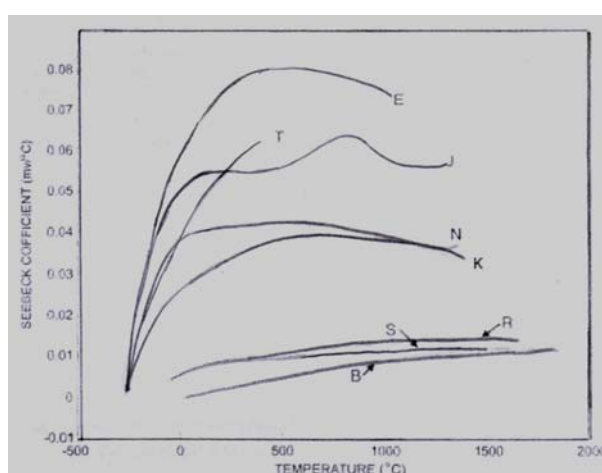


Figura. 1.4 Coeficiente Seebeck versus temperatura determinando a sensibilidade dos termopares.

1.4.4 Degradação dos termopares

Quando se usa um termopar em medições, na qual a temperatura varia rapidamente, é preciso ter certeza de que a "inércia térmica" do sensor não prejudicará ou invalidará as medições, ou seja, o sensor deverá possuir "velocidade de resposta" suficientemente grande, ou então não estará medindo o fenômeno corretamente. É usual proteger os materiais que compõem o termopar, evitando choques mecânicos e contaminação, através de tubos de proteção, fita isolante ou teflon.

Mudanças na composição química ou no estado metalúrgico dos termopares podem ocorrer, quando são colocados em uso. Esta pode ser uma das causas das descalibração de termopares. A intensidade com que isso ocorre depende das condições de uso.

Os termopares são feitos de metais puros ou ligas. Eles podem interagir com outros materiais ao redor deles. A principal causa das modificações químicas que ocorrem em termopares, está relacionada com as migrações dos átomos, que podem ocorrer de várias formas:

- i) os átomos podem se deslocar de um fio e migrar para o outro, assim alterando o coeficiente Seebeck de ambos os fios.
- ii) o material constituinte do isolante dos termopares não reage com fios de termopares, mas durante a fabricação do isolante pode ocorrer contaminação, e esta contaminação reage quimicamente com o isolante e o resultado desta reação contamina os fios dos termopares.

iii) alguns isolantes são muito higroscópicos, a umidade pode destruir a camada de proteção de óxido em alguns metais e assim os metais são expostos a ataques químicos.

iv) os isolantes dos termopares são granulares, existindo pequenos espaços entre os grãos. Estes espaços podem se encher de gases durante a produção. Alguns constituintes dos gases podem interagir quimicamente com fio de metal.

v) os invólucros metálicos são formados por grãos, que são empilhados juntos. O contorno entre os grãos oferece um caminho para a difusão de contaminantes pelo invólucro.

CAPÍTULO 2

DESGASTES

2.1 INTRODUÇÃO

O aquecimento excessivo do dente pode provocar danos irreversíveis aos tecidos dentais e adjacentes. A motivação inicial do trabalho foi esclarecer as conclusões contraditórias existentes na literatura sobre o aquecimento dentário, com relação aos procedimentos com brocas de alta rotação.

Nossa crítica em relação à literatura é ao uso de materiais com propriedades mecânicas e térmicas diferentes das do dente e das condições de trabalho, como refrigeração e pressão aplicada às brocas, diferente daquela utilizada em consultórios.

Avaliamos o desgaste das brocas, através da sua perda de massa de diamante e sua correlação com o aumento de temperatura durante o processo de desgaste. Também realizamos estas medidas nas brocas diamantadas de ultra-som cedidas por Clorovale Diamante em 2002. As mesmas chegaram recentemente ao mercado e nossas medidas são as primeiras realizadas neste tipo de broca.

Tendo em vista a necessidade de padronizar nossas medidas, nós utilizaremos resina herculaite XRV, que possui propriedades físicas próximas dos dentes naturais.

As brocas de ultra-som diferem das outras, devido sua parte cortante ser formado por uma única pedra de diamante, crescido pela técnica Chemical Vapor Deposition (CVD). O método de crescimento do diamante por CVD, consiste no choque de partículas de metano em um filamento aquecido a 2200°C, fazendo com que o diamante cresça em um substrato de molibdênio.

2.2 PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS

2.2.1 Amostras para desgastes

Inicialmente, utilizamos como amostras para desgastes dentes extraídos e conservados em água destilada. Após algumas medidas, observamos que alguns dentes se desgastavam com mais facilidade, pois a dureza dos dentes variava de uma amostra para outra. A literatura também mostra esta variação, onde BARATIERI (1995) encontrou uma microdureza (Vickers) do esmalte de 408,0kg/mm² e FORSS (1980) em outro trabalho encontrou medidas de microdureza do esmalte de 298kg/mm².

Com o objetivo de padronizar nosso trabalho, resolvemos utilizar resina fotopolimerizável herculaite XRV como corpo de prova, por possuir uma dureza fixa próxima da dureza da dentina (78kg/mm²). E é na dentina onde ocorre a maioria dos desgastes dentais. As difusividades térmicas da resina e do dente são próximas conforme é mostrado do Capítulo 4.

Com base nos trabalhos de Stanley Jr (1959) e William (2002), nos quais eles consideram que a área de proximidade crítica da polpa está abaixo de 2mm, produzimos amostras cilíndricas com dimensões de 3mm de altura e 6mm de diâmetro, para que o desgaste simule aproximadamente um desgaste no dente (figura 2.1). Os desgastes ocorreram até 1mm de distância do ponto de monitoramento da temperatura, que foi realizado por dois termopares.

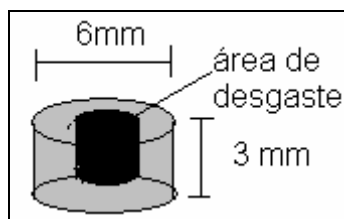


Figura 2.1 Desenho esquemático da amostra de resina Herculite XRV.

2.2.2 Metodologia da Termometria

Normalmente os termopares são calibrados tomando como referência a temperatura de (gelo + água) 0°C . Nós usamos como referência o nitrogênio líquido, a $-195,3^{\circ}\text{C}$, por ser disponível mais facilmente no DF-UFPE. Pode-se ainda usar a calibração de fábrica somada à voltagem medida, o valor de $-8,825\text{ V}$, que corresponde ao valor da voltagem que seria medido no termopar se ele estivesse $-195,3^{\circ}\text{C}$ com a referência a 0°C .

Nós utilizamos o termopar tipo E cromel-costantan, através da técnica do termopar diferencial esquematizado na figura 2.2 abaixo.

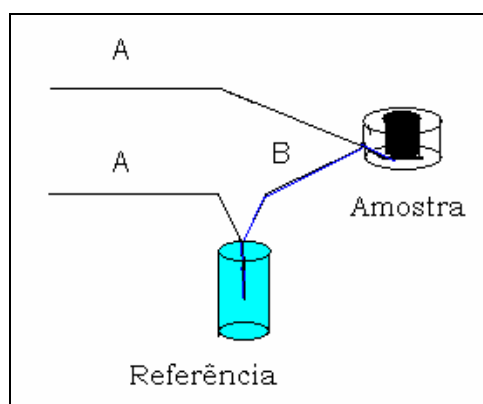


Figura 2.2 Esquema das medidas de aquecimento com termopar.

Na faixa de temperatura utilizada, podemos aproximar o comportamento $V \times T$ do termopar tipo E como sendo linear por uma reta 0°C a 80°C , conforme mostra a figura 2.3 abaixo.

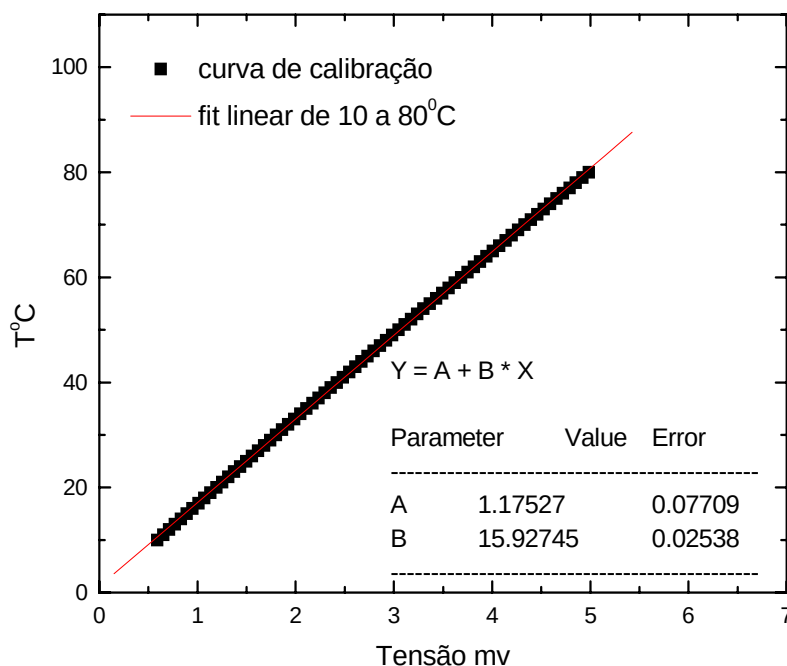


Figura 2.3 Ajuste do gráfico da tensão versus temperatura do termopar do tipo E.

A temperatura era lida através de um computador, ligado ao microvoltímetro, a voltagem era convertida em temperatura em tempo real. Um programa em ambiente ASYST foi feito exclusivamente para a experiência. O termopar foi construído por nós a partir de fios de cromel e constantan não isolados. O isolamento dos fios foi feito com fita teflon.

2.2.3 Metodologia das Medidas de Aquecimento

Para uso das brocas de alta rotação, montamos uma estação odontológica, similar à usada em consultórios, com compressor e equipo Dabi-Atlanti (Fig.2.4). A pressão do compressor foi regulada em 40 libras por polegada quadrada (40lbs/pol²).

Para desgastar as amostras, utilizamos dois tipos de brocas diamantadas: alta rotação e ultra-som. As brocas de alta rotação são acopladas a uma caneta de alta rotação, que funcionam através de pequenos rolamentos movidos a ar comprimido. As brocas de ultra-som são acopladas a um equipamento de ultra-som piezoelétrico de 29KHz.

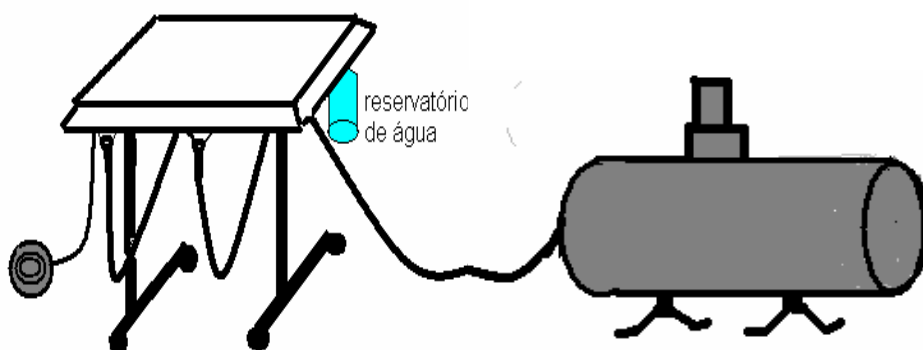


Figura 2.4 Estação odontológica (equipo e compressor).

Para as medidas de aquecimento, utilizamos amostras de resina XRV, fixada em uma base de nylon, onde o termopar passa por dentro do nylon até se fixar na amostra, evitando o contato do termopar com os meios de refrigeração (Fig.2.5).

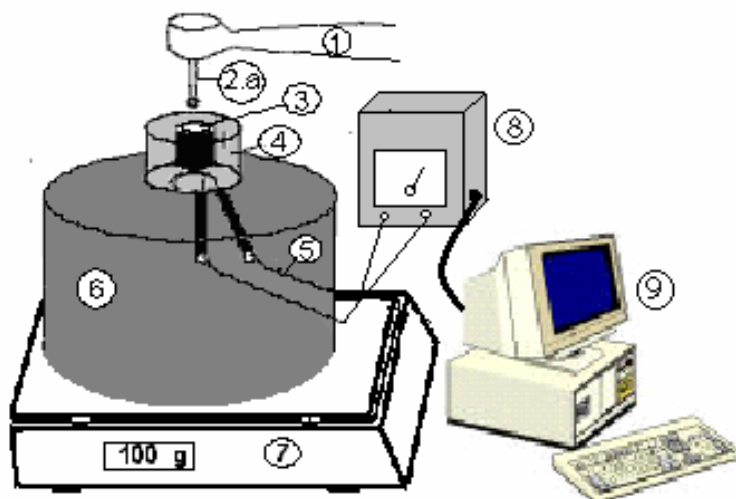


Figura 2.5 Representação esquemática do sistema de desgaste.

Onde:

1. Caneta de alta rotação
2. Broca de alta rotação
3. Área de desgaste do corpo de prova
4. Corpo de prova (dimensões 3mm de altura por 6mm de largura)
5. Termopar tipo E
6. Porta amostra (nylon)
7. Balança para controle da pressão aplicada
8. Microvoltímetro
9. Computador

Os desgastes foram realizados com uma carga de 100g. A pressão aplicada durante o desgaste era monitorada por uma balança Filizola de 2g de precisão. Em todas as brocas foram realizados 30 desgastes e a cada 10 desgastes suas massas eram monitoradas, para se observar sua perda de massa.

Para os desgastes com alta-rotação foram utilizadas 09 brocas, sendo seis brocas do tipo 1013 e três 4138 ilustradas na Figura 2.6. Para os desgastes com ultra-som foram utilizadas seis brocas, duas nº 8.3231, duas nº 8.1117 e duas nº 8.2137, ilustradas na Fig.2.7.

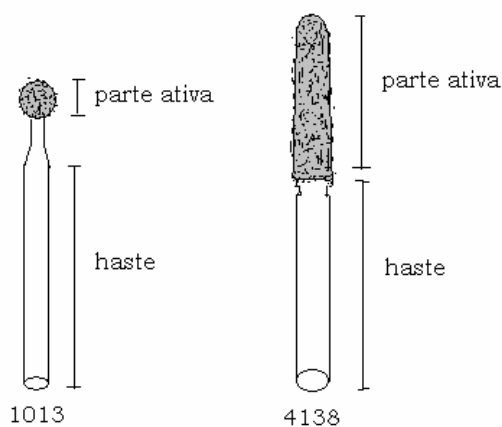


Figura 2.6 Esquema das brocas de alta rotação.

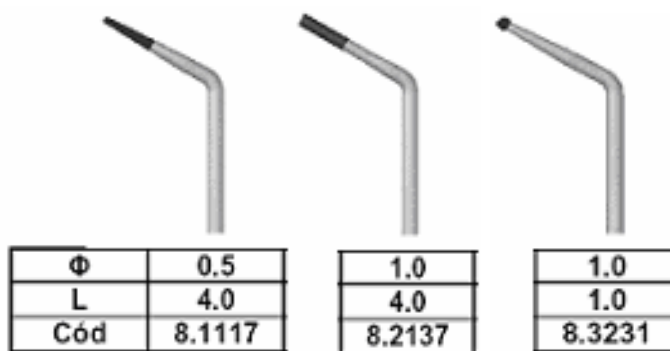


Figura 2.7 Esquema das brocas de ultra-som.

2.2.4 Metodologia dos Procedimentos experimentais para as medidas de perda de massa

Para avaliação de perda de massa foi usada uma Balança Sartorius com $\pm 0,00001\text{g}$ de precisão. Para a limpeza das brocas utilizamos uma lavadora ultra-sônica Unique.

Após cada 10 desgastes as brocas tinham suas massas monitoradas. Inicialmente as brocas ficavam mais pesadas devido à existência de resíduos aderidos às brocas.

Um obstáculo inicial foi o desconhecimento das massas de resina que podiam ficar incrustadas nas brocas, aderidas mesmo após procedimentos rigorosos de limpeza. O problema foi contornado após a constatação, através do TGA da resina, no qual a mesma perde uma fração fixa de 20% após tratamento térmico, a uma temperatura superior a 340°C por 24h. Este fato, a perda de massa fixa após tratamento térmico, nos possibilitou determinar a massa perdida de diamante mesmo com massa de resina agregada.

Procedemos da seguinte forma:

- i) A broca era pesada antes de ser usada.
- ii) Após o décimo desgaste, as brocas eram submetidas à limpeza com ultra-som em acetona.

- iii) Em seguida a broca era pesada. Nesta medida poderia estar inclusa certa quantidade de resina.
- iv) Fazíamos um tratamento térmico de modo que houvesse 20% de perda de massa de resina.
- v) A broca era novamente pesada. Se o peso era idêntico ao de (iii) a diferença (iii) e (i) dava automaticamente a perda de diamante na broca.
- vi) Se o valor de (v) fosse diferente (sempre menor) de (iii) era a indicação que havia encrostação de resina.

Neste último caso podíamos determinar a massa de diamante perdida por um sistema de duas equações, tendo como incógnita a quantidade de resina encrostada e massa de diamante perdida.

Seja X o peso da broca antes do uso, Y a massa de resina encrostada na broca após a limpeza e f a fração de massa da broca que sai no desgaste. A massa M_1 da broca, após o desgaste e antes do tratamento térmico, é dada por:

$$M_1 = (1-f)X + Y \quad (I)$$

A massa M_2 da broca, após o tratamento com a resina encrostada perdendo uma fração fr de sua massa, é dada por:

$$M_2 = (1-f)X + (1-fr)Y \quad (II)$$

Apenas f e Y são desconhecidos e podem ser determinados facilmente a partir das equações I e II. Assim, a massa de diamante perdida é dado por:

$$fX = X - [(M_1 + M_2) + frY] / 2$$

- vii) Sendo necessário o procedimento (vi), as brocas eram descartadas para os desgastes subseqüentes, uma vez que não poderíamos garantir a estabilidade dos resíduos tratados termicamente.

2.3 RESULTADOS EXPERIMENTAIS

2.3.1 Brocas de alta rotação

Os desgastes foram realizados com e sem refrigeração em brocas de alta rotação 4138 e 1013. A refrigeração ocorreu com água em uma vazão superior a 25ml/min e a temperatura da água igual à temperatura da amostra. Foi aplicada em cada amostra uma carga de 100g. As brocas foram acopladas a uma caneta Kavo de alta rotação extra-torque 605.

Inicialmente foram desgastadas 09 brocas, sendo seis brocas 1013 e três 4138. Devido aos resíduos agregados, as brocas 4138 não realizaram as três séries de 10 desgastes. O acúmulo de resíduo era considerável e estas brocas foram descartadas dos desgastes subsequentes. Os resíduos aderidos às brocas, após tratamento térmico, poderiam sair nos desgastes seguintes, dando uma perda de massa errônea.

Desgaste sem refrigeração broca de alta rotação 1013

Os desgastes das brocas sem refrigeração, apresentaram um forte aumento da temperatura durante o uso. Os resultados apresentados nas Figuras 2.8, 2.9 e 2.10 mostram que a temperatura aumenta com o estado de desgaste da broca.

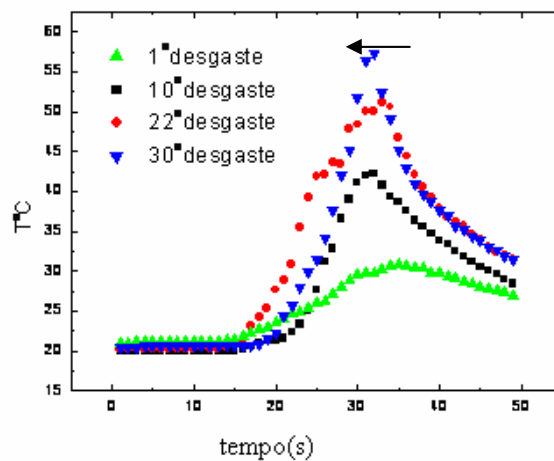


Figura 2.8 Desgaste da broca 1013 nº1

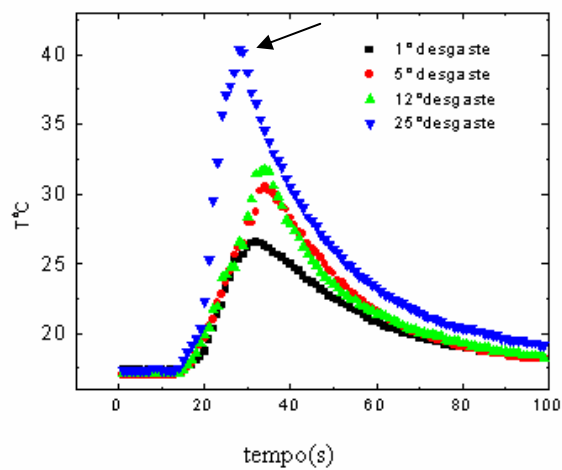


Figura 2.9 Desgaste da broca 1013 nº2

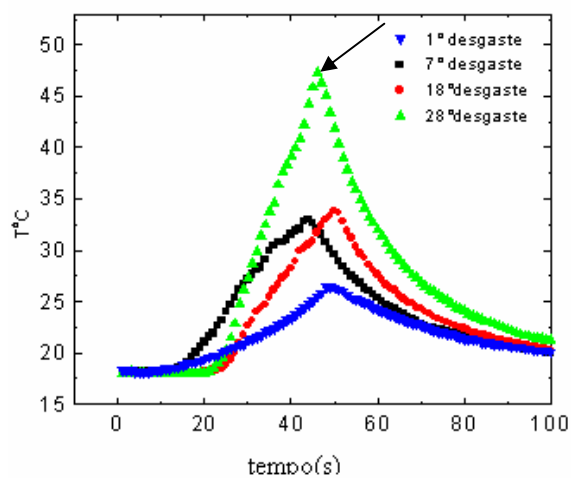


Figura 2.10 Desgaste da broca 1013 nº3. As setas indicam onde parou o desgaste.

Desgaste com refrigeração das brocas 1013

Nos desgastes das brocas com refrigeração, observa-se que não ocorreu aumento de temperatura no corpo de prova, como mostra a figura 2.11. A água em forma de spray conseguiu manter a temperatura global constante, mesmo com as brocas desgastadas.

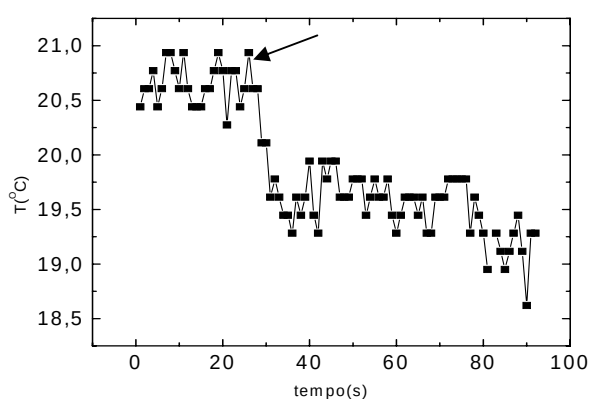


Figura 2.11 Evolução da temperatura com uma broca muito desgastada usando água como meio de refrigeração.

O resultado acima demonstra que a água é adequada para a refrigeração em procedimento com brocas de alta rotação, ao contrário do que afirma Peyton (1954). No trabalho de Peyton é relatado um aumento de até 8,3 °C, mesmo usando água como meio refrigerante.

No entanto, por apresentar considerável elevação da temperatura nas medidas sem refrigeração, não podemos afirmar com segurança que nas medidas com refrigeração, não haja uma elevação considerável de temperatura no ponto de contato com a broca. Este poderia ser esclarecido,

se fosse possível medir a temperatura no ponto de contato, usando medidas óticas, por exemplo, como termovisor.

Medidas de Perda de Massa Brocas de Alta Rotação 1013

As brocas 1013 apresentaram perda de massa em todas as medidas realizadas. Estas brocas puderam ser limpas satisfatoriamente. Verificamos isso, medindo a massa da broca desgastada, antes e depois do tratamento térmico. Não sendo, portanto, necessário o uso do procedimento (vi).

A Tabela 2.1 mostra a perda de massa para as 06 brocas 1013, no final de seqüências de 30 desgastes.

Tabela 2.1 Perda de massa total das brocas 1013.

	Broca 1	Broca 2	Broca 3	Broca 4	Broca 5	Broca 6
Perda de massa	0,00022g	0,00018g	0,00017g	0,00018g	0,00016g	0,00021g

Assim, as brocas de alta rotação 1013 após 12 minutos de uso, perdem aproximadamente 0,20mg de diamante de um total de 0,3mg, encontrado em média nas brocas 1013. Ou seja, as brocas perdem em média 5% de sua massa de diamante por minuto de uso. Este resultado foi obtido em desgaste em material de dureza de 78kg/mm², dureza muito próxima da dentina. Podemos extrapolar este resultado para as brocas de uso em consultório odontológico.

Com a diminuição do poder de corte das brocas com o uso, ocorre instintivamente um aumento da pressão aplicada sobre a broca pelo profissional e neste momento é possível que ocorra injúrias por aquecimento.

Medidas da perda de massa das brocas 4138

Todas as brocas de alta rotação 4138 sofreram perda de massa. Estas brocas 4138 aderiram maior quantidade de resíduos e por isso só foi realizada uma seqüência de 10 desgastes, devido à impossibilidade de garantir que estes resíduos não saíam nos próximos desgastes.

A Tabela 2.2 apresenta a perda de massa das brocas 4138 após os 10 desgastes. Os resultados foram obtidos através da equação:

$$fX = X - [(M_1 + M_2) + frY] / 2$$

Tabela 2.2 Perda de massa das brocas 4138.

	Broca 1	Broca 2	Broca 3
Massa perdida FX	0,00138g	0,00217g	0,00144g

2.3.2 Brocas de ultra-som

Os desgastes foram realizados com e sem refrigeração em brocas de ultra-som nº 8.3231, 8.1117 e 8.2137. A refrigeração ocorreu com água em uma vazão superior a 25ml/min e foi aplicada em cada amostra uma carga de 100g. As brocas foram acopladas a um Ultra-som Kondortech 29kHz. Foram utilizadas seis brocas, sendo duas de cada tipo.

Desgaste sem refrigeração das brocas de ultra-som

As brocas desgastadas sem refrigeração produziram forte aquecimento na amostra, mas este aquecimento praticamente não variou durante os 30 desgastes, ilustrado na Figura 2.13a. As brocas 8.1117 e 8.2137 foram desgastadas com uma potência máxima de 70% do aparelho de ultra-som, como recomenda o fabricante das brocas. Estas brocas, nos procedimentos de desgaste apresentaram elevações de temperatura de 45°C.

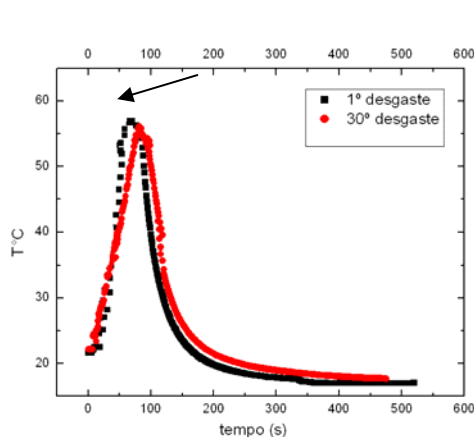


Figura 2.13a Evolução da temperatura no corpo de prova desgastado com broca de ultra-som sem refrigeração.

O aquecimento apresentado pelas brocas de ultra-som nos desgastes, sem refrigeração, foi devido ao aquecimento do próprio equipamento de ultra-som. Isto foi determinado através da fixação de um termopar na ponta ativa do ultra-som. O desgaste tem pouca influência na temperatura final. O aparelho de ultra-som foi monitorado em várias potências e constatamos um aquecimento considerável, evidenciando a impossibilidade de se usar estas brocas sem refrigeração como mostra a Figura 2.13b. O equipamento de ultra-som produziu variações de até 60°C. Esta alta variação de temperatura provocou fadiga e fratura nas brocas nº 8.3231, não realizando todos os desgastes.

A Figura 2.13b demonstra a temperatura atingida pelo equipamento de ultra-som, em diversas potências do equipamento, deste modo não podemos afirmar, que o aquecimento na amostra desgastada seja provocado somente pelo desgaste ultra-sônico.

A Figura abaixo demonstra a temperatura atingida pelo equipamento de ultra-som sem desgaste, onde se observa que quanto maior a potência utilizada do aparelho, maior é o aquecimento. Este aquecimento permanece constante e só decai com o desligamento do aparelho, assinalado pela seta na figura abaixo.

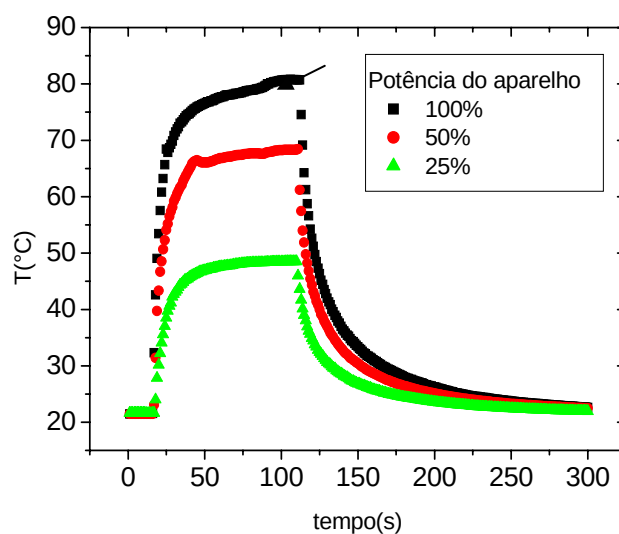


Figura 2.13b Evolução da temperatura do termopar colocado na ponta do ultra-som sem refrigeração.

Desgaste com refrigeração das brocas de ultra-som

As brocas de ultra-som, quando desgastadas com refrigeração, apresentaram uma variação máxima de temperatura de 6°C para praticamente todas as amostras (figura 2.14). A temperatura da água para a refrigeração é igual a da amostra.

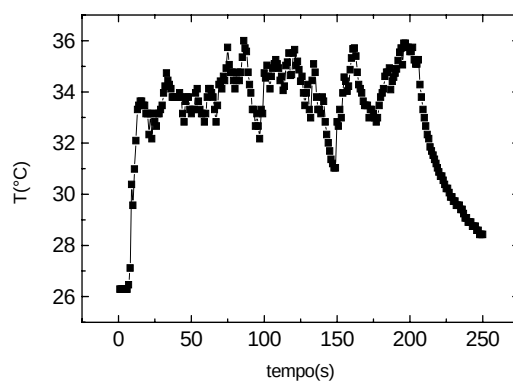


Figura 2.14 Aquecimento das brocas de ultra-som utilizando água como meio refrigerante.

Medidas da Perda de Massa das Brocas de Ultra-som

As brocas de ultra-som não sofreram desgaste significativo nos testes realizados. Os desgastes foram perceptíveis após dezenas de ensaios. Isto se deve a melhor fixação do diamante pelo processo CVD.

A Tabela 2.3 mostra a perda de massa das brocas de ultra-som após 30 desgastes.

Após a limpeza, a quantidade de resíduo que permanecia não era considerável, não sendo necessário utilizar o procedimento (vi). A perda de massa das brocas de ultra-som após os 30 desgastes ficou em torno de 2%.

Tabela 2.3 Perda de massa das brocas de ultra-som.

	Broca 8.2137	Broca 8.2137	Broca 8.1117	Broca 8.1117
Perda de massa	0,00004g	0,00007g	0,00006g	0,00006g

Podemos observar que tal desgaste na broca tem pouca influência na temperatura, como seria esperado. Isto é comprovado na Figura 2.13 a.

CAPÍTULO 3

ANÁLISE MICROESTRUTURAL DOS RESÍDUOS DAS BROCAS DE ALTA ROTAÇÃO E ULTRA-SOM

3.1 INTRODUÇÃO

Vimos em nossa experiência de desgaste que tanto as brocas de alta rotação, quanto às de ultra-som, aderem resíduos. Isto acontece também no uso profissional em consultórios odontológicos. VON FRAUNHFER, et al (2000), comentaram em seu trabalho a dificuldade de remover resíduos de brocas de alta rotação, mesmo utilizando ultra-som para limpar as brocas.

Havendo a possibilidade dos resíduos não serem removidos pelos métodos convencionais de limpeza, as brocas não poderão ser reutilizadas, mesmo estando nos estados iniciais de desgaste, devido à falta de conhecimento do potencial infeccioso dos resíduos. Nosso interesse é tentar remover os resíduos das brocas, para minimizar a perda com relação aos custos das brocas de ultra-som que possuem custo elevado por broca.

Esta parte do trabalho tem objetivo de analisar os resíduos agregados às brocas e tentar encontrar um método de limpeza de baixo custo, que possa ser utilizada em consultório sem risco para o profissional e os pacientes. Para as análises utilizamos um microscópio eletrônico de

varredura (MEV) mostrado na Figura 3.1 acoplado com um sistema de microanálise por EDS (espectroscopia por dispersão de energia).



Figura 3.1 Foto do microscópio eletrônico de varredura do departamento de física da UFPE. O microscópio utilizado é da marca JEOL e o modelo JSM 5900.

3.2 Espectroscopia por Dispersão de Energia (EDS)

O princípio do MEV baseia-se num feixe fino de elétrons de alta energia que incide na superfície da amostra, parte do feixe é refletido e coletado por um detector que converte este sinal em imagem. Há uma interação entre o feixe incidente e a superfície analisada e uma das consequências é a produção de raios-X que fornecem a composição química elementar de um ponto ou região da superfície, possibilitando a identificação dos elementos presentes (fig.3.2).

As técnicas de microanálise empregam um detector de raios-X acoplado ao sistema de MEV, que os são diferenciado em termos de energia (EDS) ou Comprimento de onda (WDS).

Neste estudo foi utilizada a espectroscopia por dispersão de energia (EDS), onde os raios X detectados são comparados com os padrões existentes no banco de dados, e desta forma os elementos são identificados. Os elétrons do feixe do MEV transferem energia para os elétrons dos átomos presentes. Sabe-se que quando um elétron recebe uma energia, que é quantizada para cada elemento químico, ele sai do estado fundamental para o estado excitado e quando retorna emite esta energia excedente em forma de Raio X. Esta radiação emitida é peculiar de cada átomo, tornando possível sua identificação.

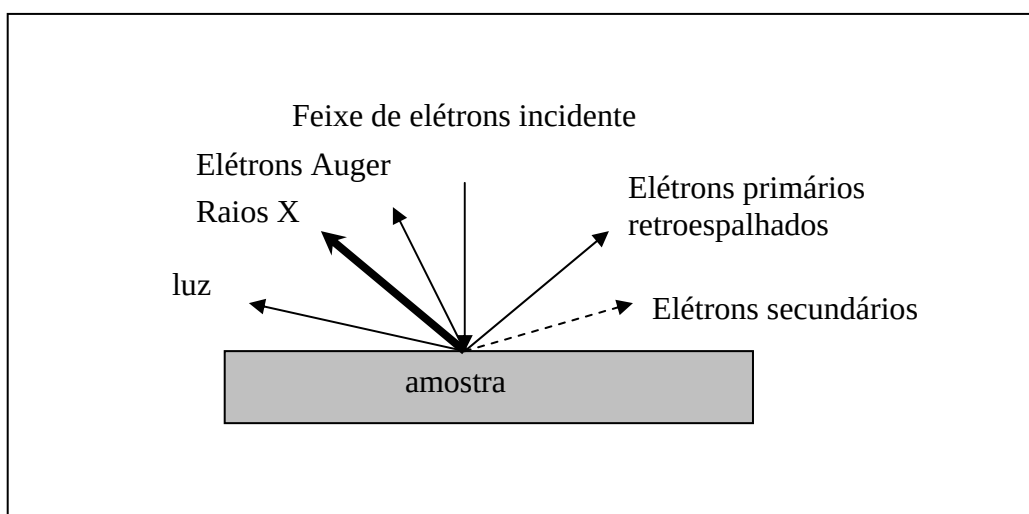


Figura 3.2 Modelo da interação do feixe de elétrons na amostra.

3.3 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

Para determinarmos que tipo de solução química seja mais eficiente, inicialmente, as brocas após o desgaste eram examinadas através de um microscópio ótico, onde observávamos a existência de resíduos. Após esta constatação, eram “limpas” em uma lavadora ultra-sônica com diversas soluções distintas e em muitas vezes com seqüências de diversas soluções. Após esta lavagem as brocas eram levadas ao MEV e realizado o EDS.

Foram utilizadas diversas soluções, mas demos ênfase às substâncias de fácil aquisição e manipulação e de baixa toxicidade. As substâncias usadas foram: Álcool absoluto, acetona, solução desencrostante diluída (hidróxido de sódio e carbonato de sódio) e detergente comum (aquil benzeno sulfonado de sódio). As brocas ficavam em agitação ultra-sônica em contato com as soluções por um tempo de 60min .

Após determinarmos à solução de limpeza mais eficiente realizamos novos procedimentos. As brocas foram desgastadas in vitro e in vivo e levadas ao MEV onde foi realizado o EDS. Após análise microestrutural as brocas foram levadas à lavadora ultra-sônica para serem limpas. Após cada procedimento de limpeza, as brocas passavam por uma agitação ultra-sônica com água destilada por 30min, para remover o resíduo da solução, utilizado na limpeza. Depois dos procedimentos de limpeza, as brocas, retornavam ao MEV para realizar o EDS para comprovar a eficiência do método de limpeza.

3.4 RESULTADOS EXPERIMENTAIS

As figuras abaixo nos mostram a ineficiência das diversas soluções químicas utilizadas.

Limpeza com Acetona

A Figura abaixo mostra a presença de resíduo de resina fotopolimerizável mesmo após a limpeza com acetona, confirmado pelo espectro do EDS na Figura 3.3b.

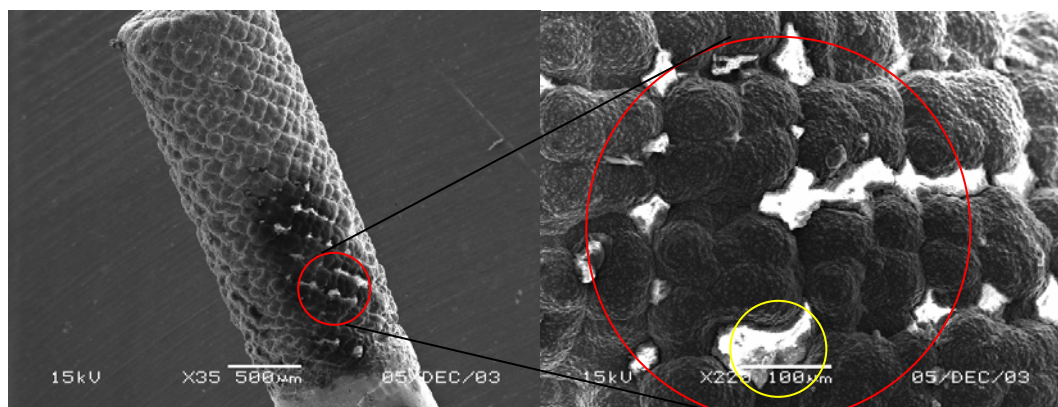


Figura 3.3a. Micrografia da broca de ultra-som “limpa” com acetona.

O espectro do EDS abaixo identifica os átomos de silício, bário e alumínio que são principais componentes das resinas fotopolimerizáveis que possui em sua composição bário aluminoborosilicato.

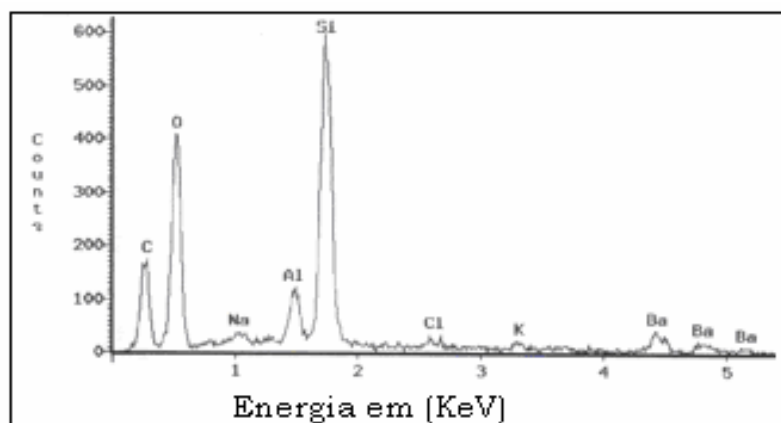
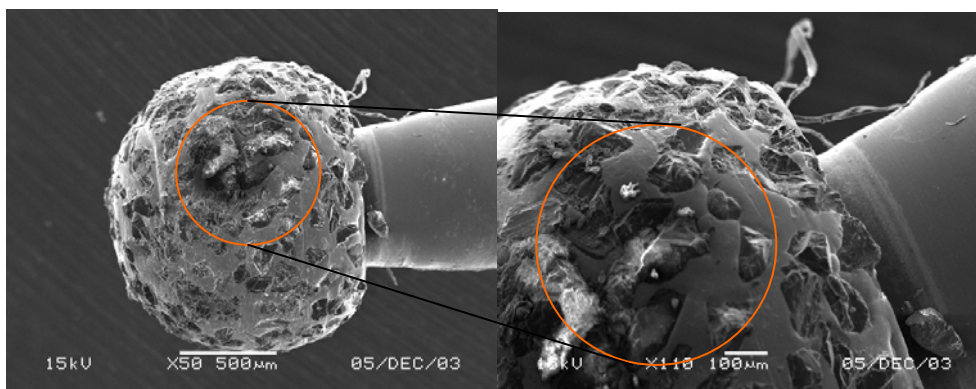


Figura 3.3b. Resultado do EDS da região em destaque da figura acima.

Limpeza com Álcool absoluto

As Figuras abaixo nos mostram a presença de resíduos após a limpeza ultra-sônica das brocas com álcool.



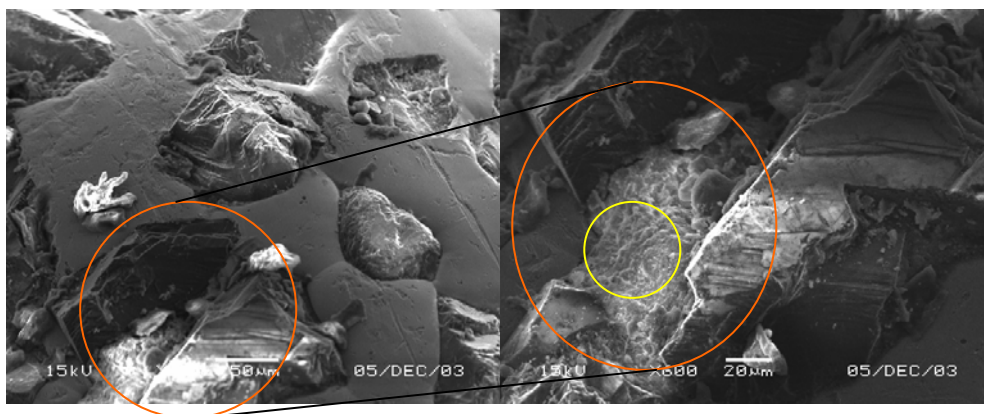


Figura 3.4a. Micrografia da broca de alta rotação “limpa” com álcool.

O resultado do EDS identifica a presença de resto de dente após a limpeza com álcool, onde nós observamos claramente a presença de Ca, P e O, que são componentes da hidroxiapatita.

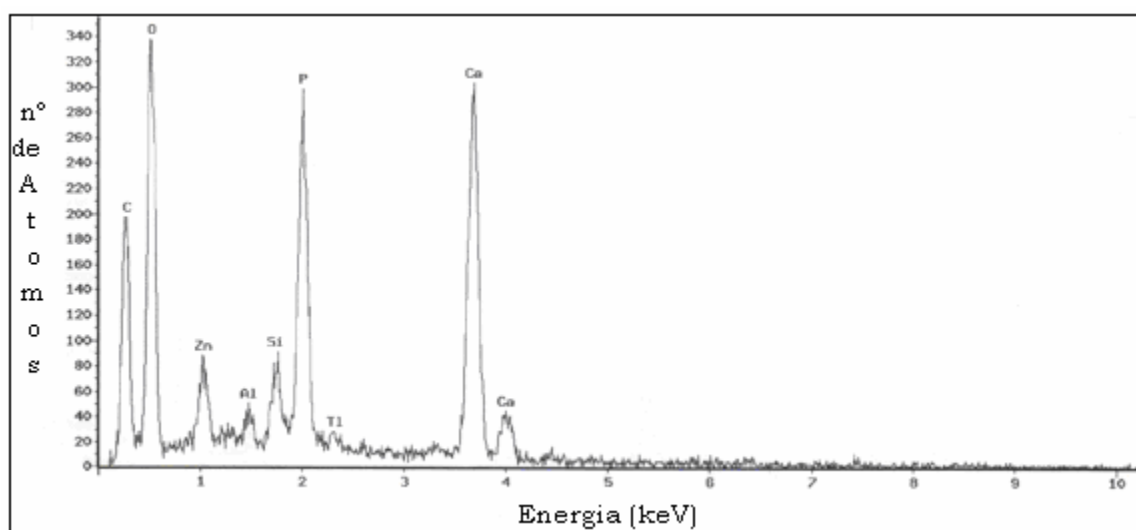


Figura 3.5b. Resultado do EDS da região em destaque da figura acima.

Limpeza com Solução Desencrostante

A Figura abaixo nos mostra a tentativa de remoção de resíduo com solução desencrostante. Esta solução é vendida comercialmente em lojas de materiais odontológicos e é utilizada para remover resíduos. Segundo o fabricante para evitar ataque nos instrumentais e acidentes na manipulação, recomenda-se uma solução com 5ml de solução desencrostante para 1000ml de água destilada.

O resultado obtido não foi satisfatório nesta concentração utilizada, como mostra a figura abaixo.

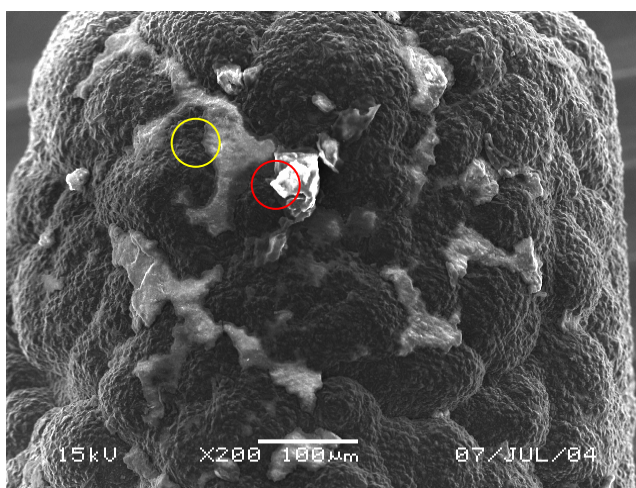


Figura 3.4.a Micrografia da broca de ultra-som “limpa” com solução desencrostante.

As Figuras abaixo nos mostram a permanência de resíduo aderido à broca após a limpeza, confirmado pelo espectro do EDS. Estas brocas realizaram desgaste em resina fotopolimerizável. Os EDS abaixo identificaram com clareza os átomos dos muitos componentes da resina.

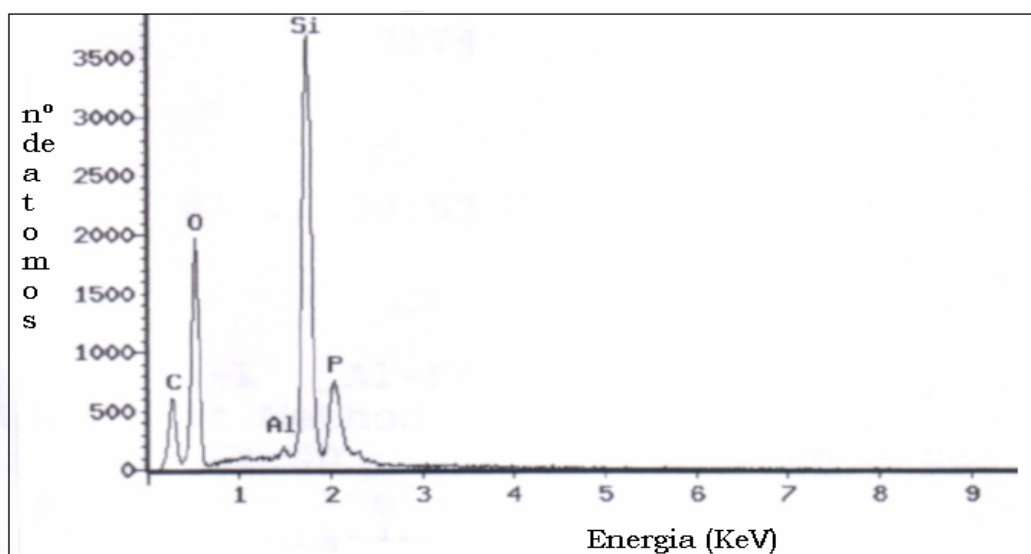


Figura 3.4b. Resultado do EDS da região em amarelo da Figura 3.4a acima.

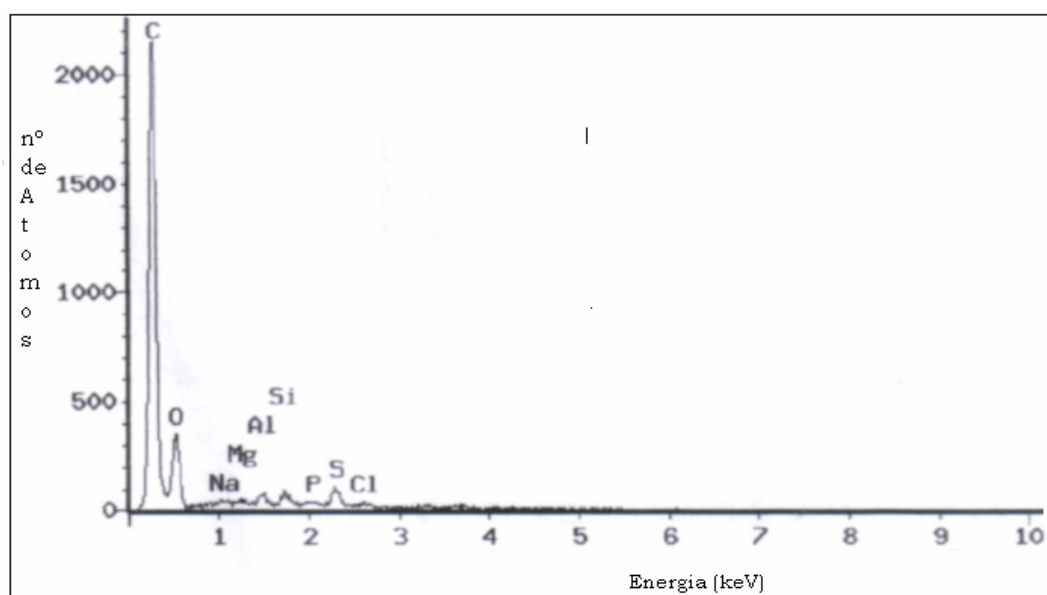


Figura 3.4c. Resultado do EDS da região em vermelho da Figura 3.4 a acima.

Solução eficiente para a limpeza das brocas

Limpeza com Detergente

Das substâncias utilizadas a única que removeu resíduos com eficiência foi o detergente. A figura abaixo mostra uma broca de ultra-som logo após o uso. A presença de resíduo é confirmada no espectro do EDS da Figura 3.5b.

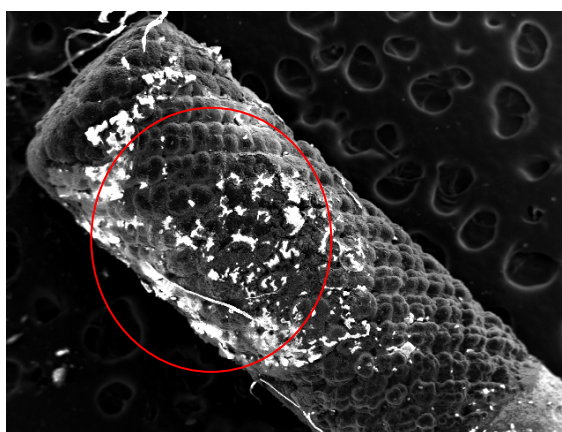


Figura 3.5.a Micrografia da broca de ultra-som logo após o uso.

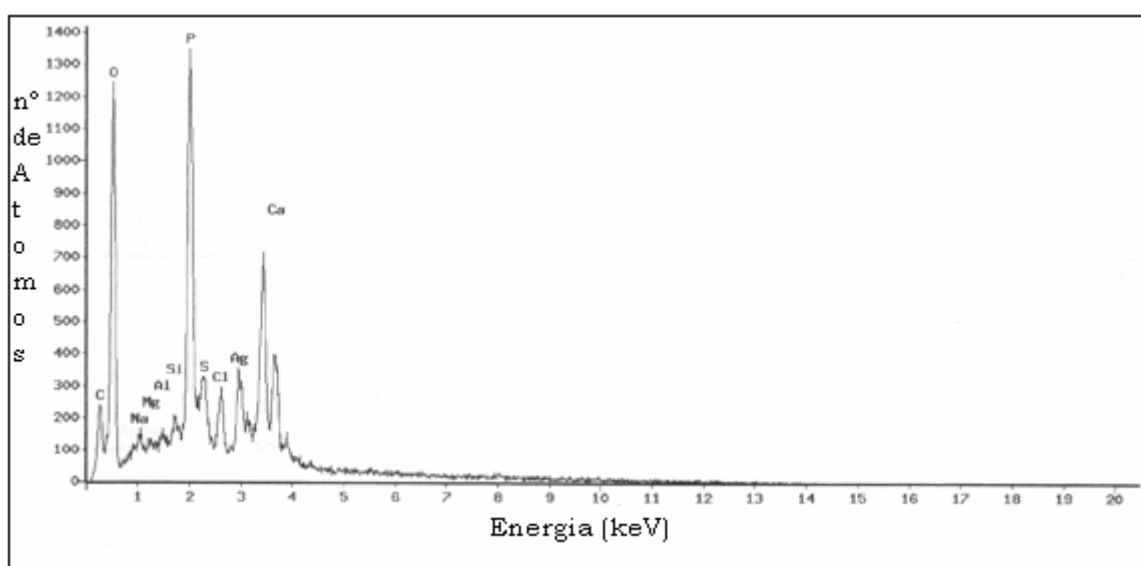


Figura 3.5b Resultado do EDS realizado na região em destaque da Figura 3.5 a.

A Figura abaixo demonstra a eficiência do detergente, aliada ao ultra-som, na limpeza das brocas. A limpeza é confirmada na figura 3.5d, onde o espectro do EDS só identifica a presença de carbono.

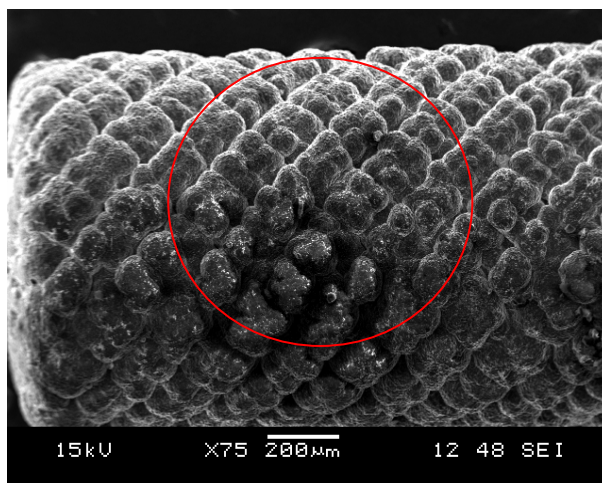


Figura 3.5c Micrografia da broca de ultra-som logo após a limpeza com detergente.

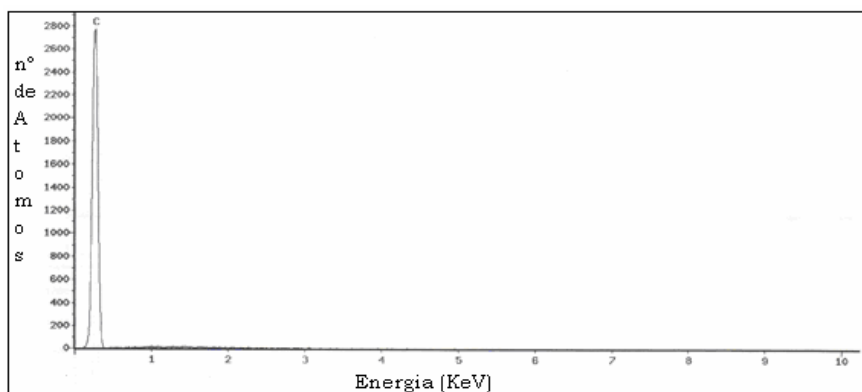


Figura 3.5d Resultado do EDS realizado na região em destaque da Figura 3.5 c.

A Figura 3.6 abaixo demonstra o MEV de uma broca de ultra-som antes do uso e a região onde foi realizado o EDS. A figura 3.7 representa o EDS realizado na região em destaque, mostrando somente a presença de

carbono (C) referente ao diamante da parte ativa e uma pequena quantidade de oxigênio (O_2).

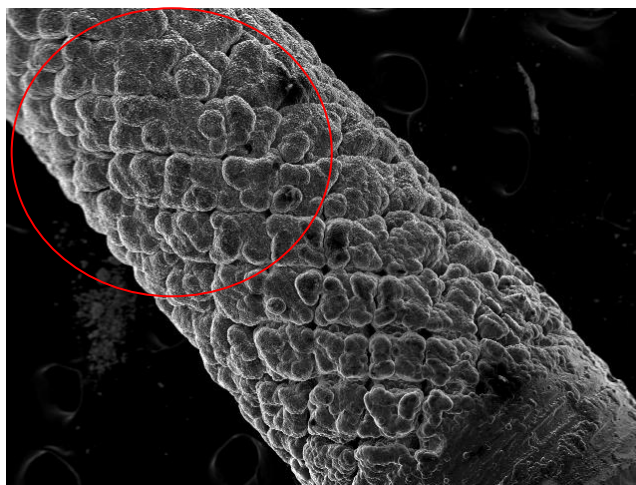


Figura 3.6 Micrografia da broca de ultra-som e região em destaque onde foi realizado o EDS

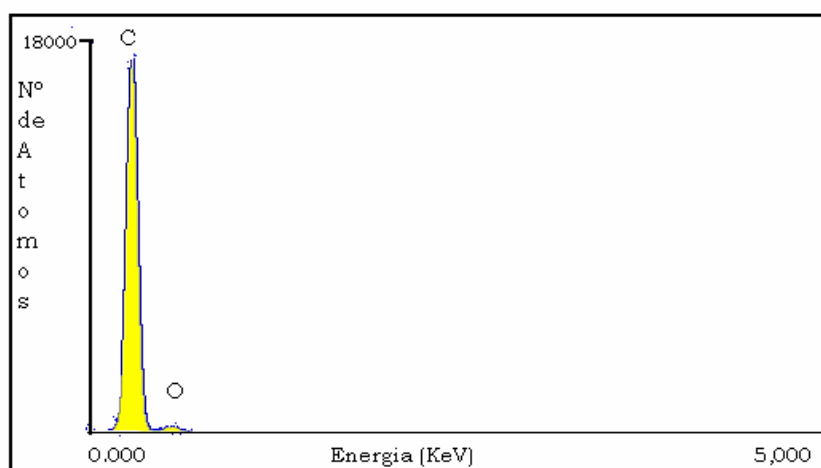


Figura 3.7 Resultados do EDS na região em destaque na figura 1 acima.

As brocas de ultra-som foram desgastadas in vitro utilizando dentes naturais conservados em água destilada, seguindo a metodologia dos desgastes realizados para o aquecimento (refrigeração acima de 25ml por min e carga aplicada de 100g). A Figura 3.8 nos mostra a micrografia da broca ultra-som após o uso, onde a presença de resíduo de dente é confirmada no EDS da Figura 3.9.

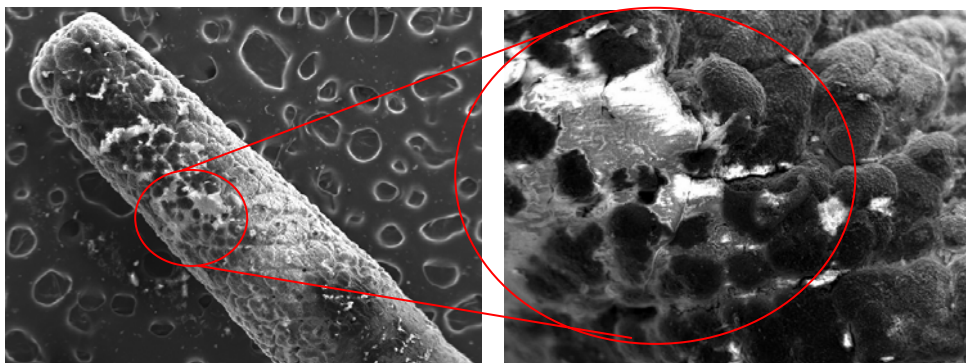


Figura 3.8 Micrografia da broca de ultra-som após o uso e região em destaque onde foi realizado o EDS.

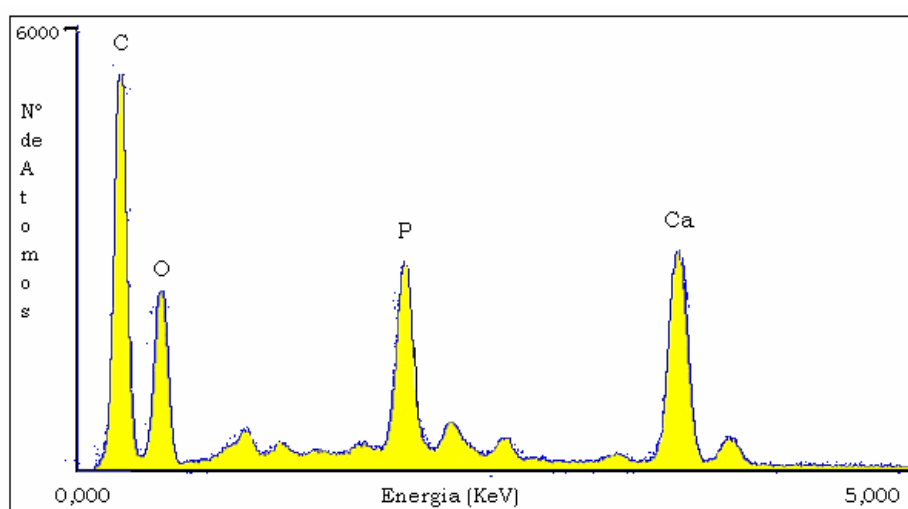


Figura 3.9 Resultado do EDS da região em destaque da Figura 3.8.

A Figura 3.9 mostra o resultado do EDS, identificando claramente a presença dos elementos cálcio (Ca), fósforo (P) e oxigênio (O_2), componentes da Hidroxiapatita, estrutura principal formadora do dente.

Confirmando que o detergente é sem sombra de dúvida o mais eficiente dentre as soluções utilizadas para remover resíduos, como mostra a micrografia da Figura 3.10, confirmado pelo EDS representado pela Figura 3.11.

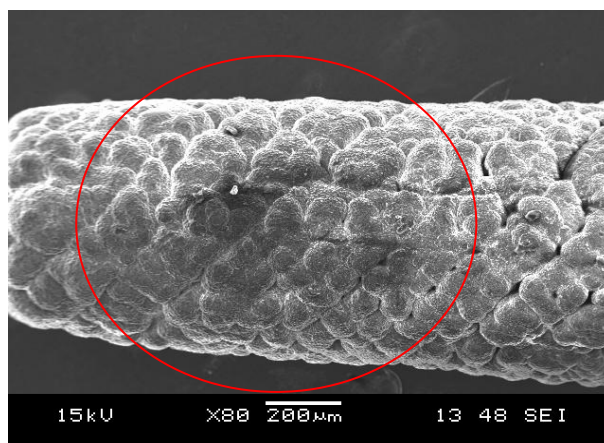


Figura 3.10 Micrografia da broca de ultra-som após a limpeza com detergente.

O EDS realizado na região em destaque da Figura 3.10, representado na Figura 3.11, não identificou a presença dos resíduos de dente, mostrada nas Figuras 3.8 e 3.9, identificando somente pequena quantidade de resíduos do detergente que possui na sua composição cloreto de sódio e outros sais. Mostrando sua eficiência em remover resíduos.

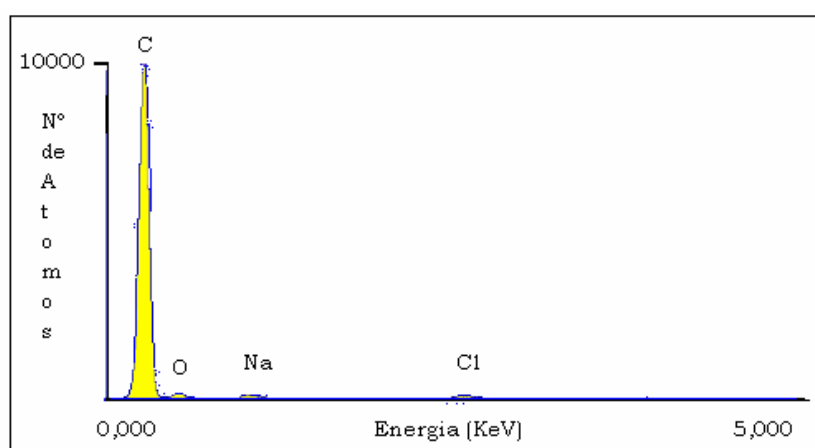


Figura 3.11 Resultado do EDS da região em destaque da Figura 5.

3.5 CONCLUSÕES

Os resíduos de dente, identificados na microanálise das brocas, são veículos de contaminação, podendo dificultar a esterilização das brocas. Nos testes realizados, tanto as brocas desgastadas *in vitro*, quanto *in vivo* agregaram resíduos.

As técnicas convencionais de limpeza não são eficazes para a completa remoção dos resíduos das brocas.

Para que ocorra limpeza eficaz, é necessário a utilização da lavadora ultra-sônica e a solução de água e detergente. Separadamente estes não removem os resíduos com eficiência.

As brocas de ultra-som devido sua menor rugosidade tem seus resíduos mais facilmente removidos.

CAPÍTULO 4

DIFUSIVIDADE TÉRMICA

4.1 INTRODUÇÃO

Os materiais utilizados em odontologia devem ser compatíveis com os tecidos humanos, tanto do ponto de vista mecânico, quanto térmico. Do ponto de vista térmico é importante que o tempo de resposta às trocas de calor seja o mesmo dos tecidos. Uma restauração, por exemplo, cuja resposta térmica seja muito diferente em relação ao dente, pode induzir ao usuário reações adversas. A resina acrílica utilizada em base de próteses total (dentaduras), por possuir baixa difusividade térmica, diminui a sensibilidade ao calor no palato, conseqüentemente, podendo ocorrer queimaduras em regiões da laringe e esôfago.

A propriedade que afere a resposta térmica é a difusividade. Ela dá uma medida da velocidade de alteração da temperatura com o calor cedido ao material. Pode-se mostrar que ela está ligada não somente a condutividade térmica, como poderia parecer num primeiro momento, mas também à densidade do material e o seu calor específico.

Existem vários métodos para determinar a difusividade térmica. Que de fato se reduzem à condutividade térmica, uma vez que o conhecimento da capacidade calorífica juntamente com a densidade permite calcular a difusividade. Medidas cuidadosas de condutividade térmica são difíceis de

realizar. São longas, pois o material deve atingir um regime estacionário e ainda exigem condições experimentais relativamente rigorosas de isolamento e de contatos térmicos.

Nós usamos um método desenvolvido por HSU (1957). Ele é bastante simples e rápido. Originalmente usado para metais o método foi adaptado para medidas de materiais odontológicos. São preparados dois cilindros de um material padrão, cuja difusividade é conhecida, juntamente com dois discos do material a ser medido. Basicamente o método consiste na preparação de duplas cilindro-disco que são termalizadas em temperaturas distintas. Os conjuntos são colocados em contato térmico abruptamente. A temperatura é monitorada entre a interface do cilindro-disco (fig.4.1). Em princípio, um ajuste teórico da curva experimental permitiria obter a difusividade do material de interesse.

Para que o ajuste teórico tenha validade, é necessário que se assuma que o contato térmico entre as duas partes seja perfeito. Os resultados do ajuste são bastante sensíveis a este parâmetro.

Nós usamos o método para fazer uma análise comparativa entre os materiais de interesse odontológico, uma vez que não foi possível fazer um ajuste satisfatório usando materiais conhecidos.

O próprio artigo original não é esclarecido e nem mostra um exemplo claro de que o método de fato permite obter difusividade térmica desta forma.

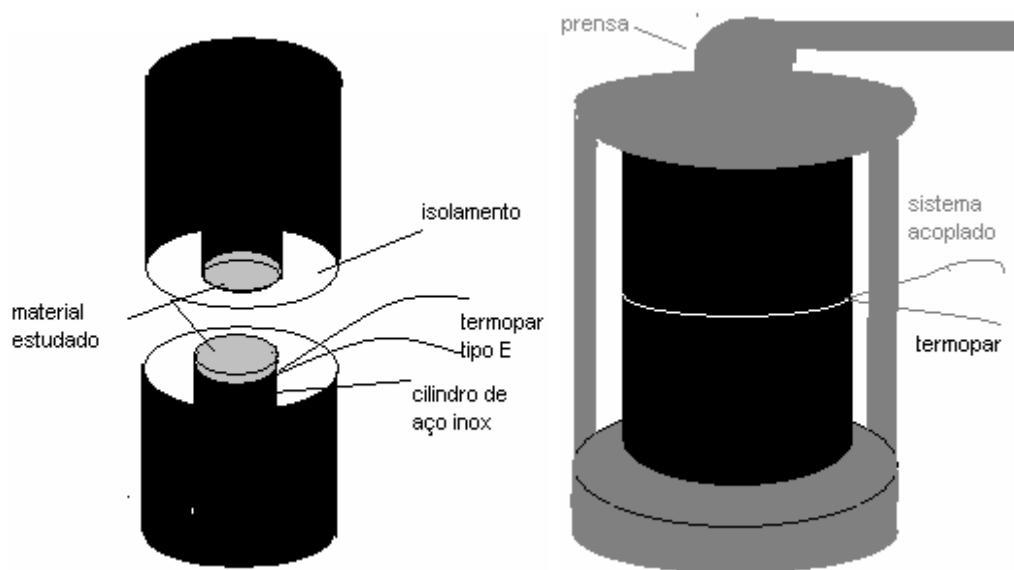
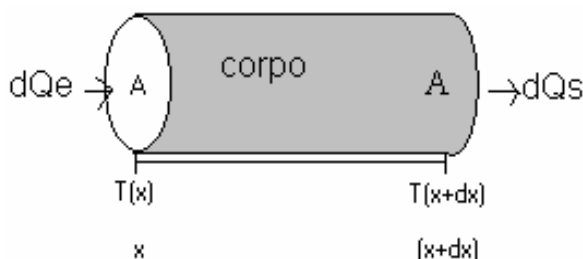


Figura 4.1 Esquema experimental para as medidas de difusividade.

4.2 Dedução de coeficiente de difusividade térmica

Na figura abaixo deduzimos, de forma não rigorosa, o coeficiente de difusividade térmica para um material cilíndrico de área transversal A . A temperatura do material varia espacial e temporalmente na direção longitudinal devido à diferença entre a entrada de calor dQ_e e a saída dQ_s . Supomos que a temperatura na direção radial é uniforme numa dada posição X .



A figura mostra um pedaço de uma amostra num dado tempo t a temperatura na posição x e $T(x)$.

$dQ_e \rightarrow$ Calor que entra em x

$dQ_s \rightarrow$ Calor que sai em $x + dx$

Sabe-se da experiência (Lei de Fourier) que o calor que é transmitido através de um corpo durante um intervalo de tempo Δt , depende da sua condutividade térmica K , sua área transversal A e de como varia a temperatura longitudinalmente,

Assim:
$$\begin{aligned} \Delta Q_e &= K.A.\Delta t[-gradT(x)] \\ \Delta Q_s &= K.A.\Delta t[-gradT(x + dx)], \text{ onde } gradT(x) \approx \frac{\Delta T}{\Delta x} \end{aligned}$$

O sinal negativo aparece porque o calor se propaga na direção da temperatura decrescente.

A quantidade de calor Q observada pelo corpo em uma dada posição x é dada pela diferença de $\Delta Q_e - \Delta Q_s$

$$\Delta Q_e - \Delta Q_s = K.A.\Delta t[gradT(x + dx) - gradT(x)] = m.c_p.\Delta T$$

Onde m é a massa da porção do corpo entre x e $x + dx$ e c_p o calor específico à pressão constante. Sabemos que $m = \rho.Adx$, onde ρ é a densidade do corpo.

Assim,

$$K.A.\Delta t[\text{grad}T(x+dx) - \text{grad}T(x)] = \rho.A.dx.c_p.\Delta T$$

Desta forma, a variação da temperatura com o tempo na posição x é dado por:

$$\frac{\Delta T}{\Delta t} = \frac{K}{\rho c_p} \frac{[\text{grad}T(x+dx) - \text{grad}T(x)]}{\Delta x}$$

fazendo $a = \frac{K}{\rho c_p} \Rightarrow$ coeficiente de difusividade

$$\frac{\partial T}{\partial t} = a \frac{\partial^2 T}{\partial x^2}$$

ou seja, a taxa de variação temporal do material, depende e é diretamente proporcional a (a) difusividade térmica, que depende de uma combinação de grandezas fundamentais: a condutividade térmica, o calor específico e a densidade do material.

4.3 PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS

Amostra

Como material de referência foram fabricados dois cilindros de aço inox, de 2,3cm de diâmetro e 7,5cm de comprimento, com uma das faces com um sulco para colocação do termopar Figura 4.2.



Figura 4.2 Cilindros de aço inox para o corpo de prova.

Para melhorar o contato térmico, colocamos pasta de cobre nas faces em contato térmico e aplicamos uma pressão de 10 atm.

Comparamos a difusividade térmica dos dentes, com três materiais amplamente utilizados em odontologia, resina fotopolimerizável XRV, amálgama e resina acrílica autopolimerizável. A resina XRV e amálgama são utilizados em restaurações e a resina acrílica em prótese total.

As amostras eram produzidas em dimensões idênticas e fixadas em uma matriz de plástico conforme figura abaixo.



Figura 4.3 Amostra de 23mm de diâmetro e 2mm de espessura.

Após a fixação das amostras aos cilindros, estes eram colocados em temperaturas diferentes durante 24h garantindo o equilíbrio térmico nas respectivas temperaturas. Atingido o equilíbrio, estas duas peças eram postas em contato térmico abruptamente e sobre eles aplicados uma pressão constante de 10 atm.



Figura 4.4 Foto esquemática do sistema acoplado sem o isolamento.

Após contato térmico, numa das interfaces, a temperatura era monitorada e registrada em um PC. A termometria e o programa de aquisição foram construídos para esta experiência.

Segundo o artigo de HSU (1957), para que se possa obter o valor da difusividade térmica do material, são assumidas algumas condições idealizadas.

- I) Não há troca de calor na direção radial.
- II) O contato térmico entre as partes é perfeito.
- III) O material de referência é semi-infinito, de forma que a extremidade oposta ao contato não observa variação de temperatura.

Usando os procedimentos sugeridos no artigo não foi possível obter um valor satisfatório para um material teste de difusividade conhecida. O valor obtido era extremamente sensível às temperaturas iniciais da amostra. Admitindo que nosso erro em relação à temperatura seja em torno de um

grau Celsius, nossas simulações teóricas mostram que isso é suficiente para obter valores discrepantes. Aliás, o autor no referido artigo não aplica seu método a um material conhecido.

Nosso cuidado em relação à condição I foi envolver o conjunto num isolante térmico, o isopor. Em relação à condição III tomamos cuidado de realizar medidas no tempo curto o suficiente para que a face oposta ao contato não observasse variação da temperatura. Em relação à condição II podemos certamente afirmar que ela não é muito satisfeita, porém com o uso da graxa de cobre e da elevada pressão acreditamos que as condições são as mais próximas possíveis exigidas pelo método.

Fizemos à verificação se a nossa montagem experimental preenche as condições impostas pelo método.

Usamos como amostra discos de latão. Os termômetros foram depositos de forma a verificar as condições I, II, e III. O posicionamento dos termômetros é ilustrado na figura abaixo nas posições 1, 2 e 3 respectivamente.

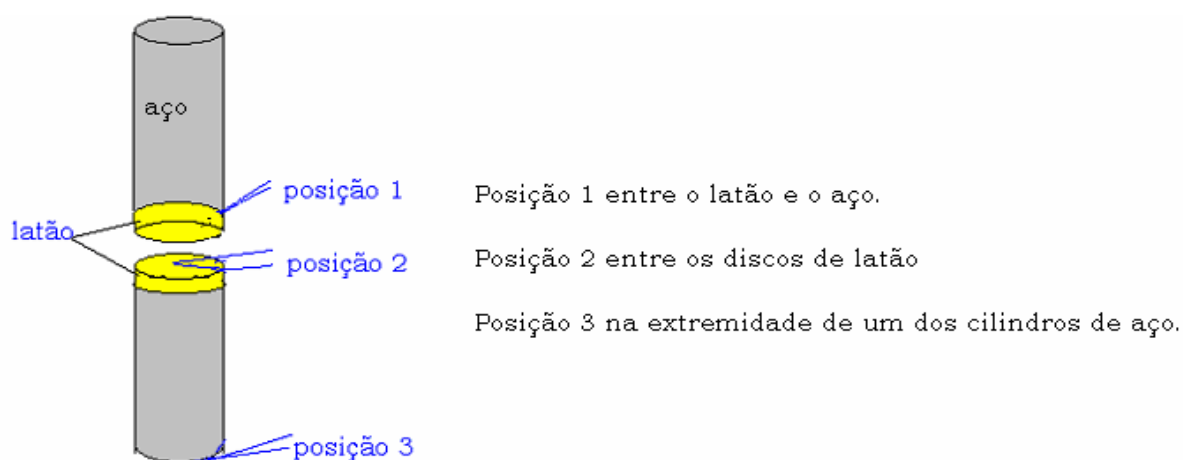


Figura 4.5 Esquema das posições dos termopares para experiência de verificação das condições experimentais.

Vemos que o termômetro na posição 3 recebe calor e “sente” o contato com o outro cilindro mais de 1 minuto depois. Para experiências mais curtas que um minuto podemos considerar que temos um sistema semi-infinito.

Vemos que o termômetro na posição 2 atinge a média das temperaturas dos cilindros rapidamente. Indicando que o contato térmico é bom.

O termopar na posição 1, após longo tempo tende à temperatura da posição central 2, indicando não haver perdas consideráveis na direção radial. Isto porque esperamos, para um sistema isolado, que a temperatura final de equilíbrio seja exatamente a média entre as temperaturas iniciais dos cilindros.

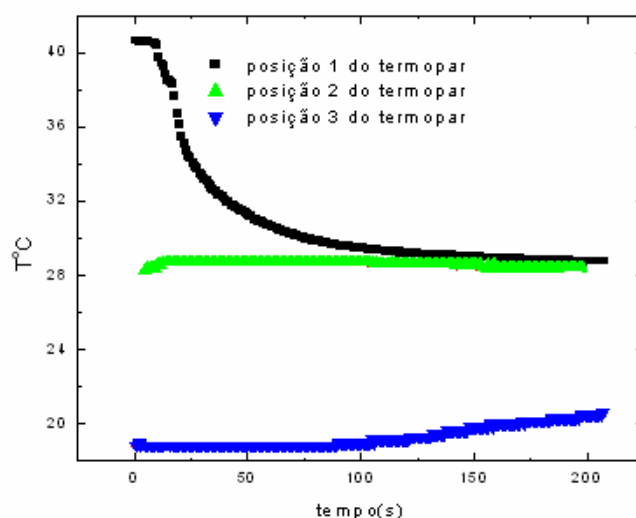


Figura 4.6 Resultado obtido da leitura dos termopares nas posições demonstrada na Figura 4.5.

Supondo que as condições I, II e III sejam rigorosamente obedecidas, esperamos que a curva $T \times t$ do termômetro na posição obedeça a seguinte equação:

$$T' = \frac{T_0 M + \theta N}{M + N}$$

$T_0 = \text{temperatura média entre os cilindros}$
 $\theta = \text{temperatura inicial do cilindro em}$
 $\text{que a temperatura é registrada}$

M e N são funções relativamente complexas (HSU, 1957) da difusividade térmica do latão e do aço e do tempo t. O ajuste de T' deveria nos permitir a difusividade térmica do latão. O valor de α para o latão obtido desta forma não estava de acordo com o resultado esperado.

É possível que o insucesso se deva a um ou mais fatores abaixo relacionados:

- a) A sensibilidade do método ao conhecimento exato das temperaturas iniciais. Simulações mostraram que um erro de menos de 0,5°C era suficiente para alterar significativamente os resultados.
- b) Os dados que dispúnhamos para a amostra usada como padrão, o aço, poderiam não corresponder àqueles do exemplar utilizado.
- c) Um contato térmico não suficientemente próximo do ideal.

A solução de tal problema demandaria um tempo razoável e estaria fora do objetivo inicial da tese. Assim, utilizamos tal sistema para fazer uma medida comparativa da difusividade térmica de diversos materiais odontológicos.

4.4 RESULTADOS EXPERIMENTAIS

Através deste método é possível realizar medidas rápidas de difusividade térmica, onde é possível, de imediato comparar a difusividade térmica entre diferentes materiais. No nosso caso, comparar a difusividade térmica de diversos materiais de uso odontológico.

A Figura 4.7 abaixo demonstra os resultados da comparação da difusividade térmica de diversos materiais, medindo a temperatura na posição 1 da Figura 4.5 em função do tempo. Os discos de latão foram substituídos pela amostra de interesse.

A variação da temperatura com o tempo sob as mesmas condições iniciais, para todos os materiais, é mostrada na figura abaixo.

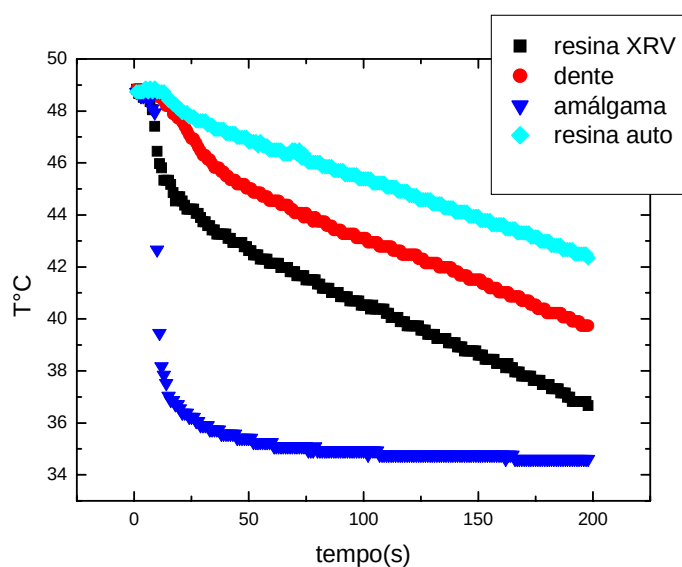


Figura 4.7 Representação dos resultados da variação da temperatura versus tempo dos materiais odontológicos comparados com o dente.

Dentre as substâncias utilizadas vemos que o amálgama é o que apresenta maior difusividade térmica. O resultado nos permite concluir, como é conhecido de fato, que o amálgama não pode ser aplicado diretamente ao dente. Entre o amálgama e o dente tem que ser aplicado um isolante térmico, que pode ser o hidróxido de cálcio (dical), cimento de ionômero de vidro.

Vimos também que a resina fotopolimerizável apresenta uma difusividade térmica mais próxima do dente. O que mostra que as restaurações mais profundas deixariam os dentes um pouco mais sensíveis às variações de temperatura.

O estudo da difusividade térmica em materiais odontológicos é de extrema importância para o sistema biológico. Como sabemos o esmalte e a dentina são péssimos condutores de calor, protegendo a polpa de variações abruptas de temperatura, então, neste sentido, os materiais restauradores têm que possuir propriedade semelhante, para que as reações sejam próximas das naturais. Através deste método relativamente simples, comparado com os outros métodos, podemos comparar de imediato a difusividade térmica de novos materiais, dando ao profissional maior segurança para a utilização do material restaurador para proteção do órgão pulpar.

Um problema de interesse seria a procura de materiais para as bases de próteses. Os materiais mais utilizados em bases de próteses são as resinas acrílicas, que não são bons condutores de calor, dificultando na

percepção da temperatura dos alimentos. É de grande interesse a procura de materiais com propriedades semelhantes as das resinas acrílicas, mas com melhor difusividade térmica. Um método, de medida comparativa de difusividade simples como este, poderia ser um auxiliar neste teste.

4.5 CONCLUSÕES

Sabemos a importância desta propriedade térmica nos materiais restauradores devido à transferência de calor para a polpa, necessitando de isolamento ou não, dependendo da difusividade térmica do material em estudo. O método utilizado é simples e de fácil aquisição. É possível por este método, de imediato comparar a difusividade térmica dos materiais a serem estudados, não necessitando realizar testes complicados para determinar estas propriedades.

As nossas perspectivas futuras serão de analisar as curvas obtidas experimentalmente e obter um valor quantitativo da difusividade térmica.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANUSAVICE, Kenneth J. Phillips Materiais Dentários. Guanabara Koogan. Rio de Janeiro. 10º ed., 1998.

BEATRICE, L.C.S. Estudo in vitro do desgaste sofrido pelas pontas diamantadas, através da microscopia eletrônica de varredura e rugosidade produzida por eles nos dentes humanos extraídos. Tese Universidade de São Paulo para doutorado. São Paulo (SP), 86 pág. 1994-F.

BHASKAR S.N., LILLY Gilbert E. Intrapulpal Temperature During Cavity Preparation. J. Dent. Res., 44(4): 644-647, July-august, 1965.

CARTER, J. M. Thermal properties of dental restoratives. Microfilmed Paper No. 564. [Delivered at] the annual meeting of the International Association for Dental Research, Dental Materials Group, Las Vegas, Nevada, March 23-26, 1972.

CIVJAN, S., BARONE, J. J., REINKE, P. E., and SELTING, W. J. Thermal properties of nonmetallic restorative materials. J. Dent. Res., 51(4): 1030-1037, 1972.

CRAIG, ROBERT G; POWERS, John M. Materias Dentários Restauradores. Santos. São Paulo. 1ºed. 2004.

ERIKSSON A, ALBREKTSSON T, GRANE B & MC QUEEN D. Thermal injury to bone. Int J Oral Surg 1982, 11. 115-121.

FORSS, H., SEPPA, L., AND LAPPALAINEN, R. In vitro abrasion resistance and hardness of glass-ionomer cements. Dent. Mater.7: 36-39, 1991.

HARTLEY, J.L.; HUDSON, D.C; SWEENEY, W.T.; DICSON, G. Methods for evaluation of rotating diamond abrasive dental instruments. J. Amer. Dent. Ass., 54(5):637-644, May 1957.

HSU, S. T. Theory of a new apparatus for determining the thermal conductivities of metals. *The Review of Scientific Instruments*. 28 (5): 333-336, May 1957.

HUDSON, D.C., HARTLEY, J.L., MOORE, B.S., SWEENEY, W.T. Factors influencing the cutting characteristics of rotating dental instruments. *J. Amer. Dent. Ass*, 50(4):377-82, Apr. 1955.

LAGELAND, K.; LAGELAND, L.K. Pulp reactions to crown preparation, temporary crown fixation, and permanent cementation. *J Prosthet Dent*, v. 16, p. 129-142, 1965.

LES INSTRUMENTS Diamantes. *Cah. Prothese*, 4(16): 177-80, oct. 1976.

MOROI, H.H., Okimoto, K., Moroi, R., and Terada, Y. Numeric approach to the biomechanical analysis of thermal effects in coated implants. *Int. J. Prosthodont*. 6:564-572, 1993.

NYBORG, H.; BRANNSTROM, M. Pulp reaction to heat. *J Prosthet Dent*, v. 19, p. 605-617, 1968.

PEYTON, F. A., and Simeral, W. G. The specific heat of tooth structure. *University of Michigan School of Dentistry, Alumni Bull*, p.33, 1954.

PEYTON, F.A.; HENRY, E.E.; ARBOR, A. The effect of highspeed burs diamonds instruments and air abrasive in cutting tooth tissue. *J Amer.dent. Ass*; 49(4): 426-35, Oct. 1954.

SCHUCHARD, A.; WATKINS C. Temperature response to increased rotational speeds. *J. Pros. Den.*, 11(2): 313-17, march-April, 1961.

STANLEY HR Jr, SWERDLOW H. Reaction of the human pulp to cavity preparation: results produced by eight different

operative grinding technics. J Am Dent Assoc 1959, 58: 49-59.

VON FRAUNHFER, SIEGEL SC, FELDMAN S. Handpiece Coolant Flow Rates and Dental Cutting. Operative Dentistry, vol. 25, 544-548, 2000.

WALSH, J.P. Critical review of cutting instruments in cavity preparation. Int.dent. J., 4(1): 36-43, sept. 1953.

WILLEMS, G., LAMBRECHTS, P., BRAEM, M., CELIS, J.P., and VANHERLE, G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. Dent. Mater. 8:310-319, 1992.

WILLIAN M. LOCKARD, et al. A Retrospective Study Of Pulpal Response In Vital Adult Teeth Prepared For Complete Coverage Restorations At Ultrahigh Speed Using Only Air Coolant. The journal of Prosthetic Dentistry, vol.88, n.5, 473-478, nov 2002.

ZACH,LEO; COHEN, GERSON.Pulp response to externally applied heat. American Association of endodontists.vol.19, n.4, pag.515-530, April 1965.