



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO

**ESTUDO *IN VITRO* DO DESGASTE DO ESMALTE DENTAL
PELOS MATERIAIS RESTAURADORES UTILIZANDO
MÉTODO RADIOMÉTRICO**

LENA KATEKAWA ADACHI

Dissertação apresentada como parte
dos requisitos para obtenção do Grau
de Mestre em Ciências na Área de
Tecnologia Nuclear - Aplicações.

Orientadora:
Dra. Mitiko Saiki

**São Paulo
2000**

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES

Autarquia associada à Universidade de São Paulo

**ESTUDO *IN VITRO* DO DESGASTE DO ESMALTE DENTAL PELOS
MATERIAIS RESTAURADORES UTILIZANDO MÉTODO RADIOMÉTRICO**

LENA KATEKAWA ADACHI



**Dissertação apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do grau de
Mestre em Ciências na Área de Tecnologia
Nuclear-Aplicações.**

Orientadora:

Dra. Mitiko Saiki

SÃO PAULO

2000

Aos meus pais, Eissuke e Hide (*in memoriam*)

Aos meus irmãos Beth, Edson, Fernando e Julio Cesar

Ao Makoto

Com todo amor

AGRADECIMENTOS

À Dra. Mitiko Saiki, pela orientação cuidadosa e dedicação na elaboração deste trabalho.

Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), pela realização da pós-graduação.

À FAPESP e ao CNPq, pela concessão da bolsa de estudos.

À Dra. Tomie Nakakuki de Campos, do Departamento de Prótese da Faculdade de Odontologia da USP (FOUSP), pela orientação, incentivo e amizade sempre presentes.

À Dra. Marina Beatriz Agostini Vasconcellos, chefe da Supervisão de Radioquímica do IPEN, pelo apoio e incentivo para a realização deste trabalho, e aos demais integrantes, Dra. Maria José (Tata), Dra. Ana, Dra. Déborah, Dra. Rosemeire, Dra. Vera, pelo apoio e convivência durante a realização deste trabalho.

Ao Dr. Michel Nicolau Youssef, do Departamento de Dentística da FOUSP, pela participação no exame de capacidade, e pelas sugestões para a realização desta pesquisa.

Ao Dr. Matsuyoshi Mori, e aos demais integrantes da Disciplina de Prótese Fixa do Departamento de Prótese da FOUSP, pelo estímulo e amizade.

Ao Departamento de Dentística da Faculdade de Odontologia da USP, pela utilização do laboratório de pesquisas.

Ao Departamento de Metalurgia do IPEN, pelo auxílio e utilização do equipamento para medida de dureza.

Aos Laboratórios de Prótese Dental Sato e Júlio, e à técnica em prótese Maria José da S. Benetti, pelo auxílio na confecção das amostras dos materiais dentários.

À Irene, Regina, Edson Moreira, Ricardo, Fábio, Sheila, Roberto e Marcelo, pela convivência e amizade.

Aos amigos Amilton, Marília e Rubens, pela amizade e auxílio na realização dos créditos e da dissertação.

Ao Makoto, pelo amor, auxílio e estímulo irrestritos.

A todas as pessoas que, direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

ESTUDO *IN VITRO* DO DESGASTE DO ESMALTE DENTAL PELOS MATERIAIS RESTAURADORES UTILIZANDO MÉTODO RADIOMÉTRICO

Lena Katekawa Adachi

RESUMO

Há um crescente interesse no estudo do desgaste dos materiais dentários e do seu efeito abrasivo ao esmalte dental antagonista, devido a existência de materiais restauradores sem nenhuma especificação quanto a sua abrasividade, sendo necessário o estabelecimento de parâmetros de comparação entre eles para auxiliar na sua escolha para aplicação clínica. Neste trabalho, o método radiométrico foi aplicado para o estudo do desgaste provocado ao esmalte dental humano pelos materiais restauradores, a saber: porcelanas (Ceramco II, Noritake e Finesse), materiais resinosos (poli-vidro Artglass e cerômero Targis) e também por um outro esmalte. O esmalte, tornado radioativo por meio de exposição a um feixe de nêutrons do reator nuclear IEA-R1m, do IPEN/CNEN-SP, foi submetido ao desgaste em uma máquina que permite o deslizamento de uma superfície antagonista consistindo de um material restaurador em contato com o esmalte radioativo. O desgaste dental foi avaliado pela medida da atividade das partículas beta emitidas pelo ^{32}P do esmalte radioativo, transferido para a água após a operação de desgaste. Os resultados obtidos mostraram que as porcelanas dentais causam desgastes maiores ao esmalte quando comparados com o desgaste provocado por um outro esmalte ou um material restaurador resinoso. Os materiais resinosos provocaram menor desgaste do esmalte dental que o esmalte. Os valores de microdureza Vickers obtidos para os materiais dentários antagonistas mostraram uma correlação com o seu poder de desgaste provocado ao esmalte. Pelos resultados obtidos concluiu-se que o método radiométrico proposto pode ser usado satisfatoriamente na avaliação do desgaste do esmalte dental pelos materiais restauradores devido principalmente à rapidez e facilidade na análise.

AN *IN VITRO* STUDY OF DENTAL ENAMEL WEAR BY RESTORATIVE MATERIALS USING RADIOMETRIC METHOD

Lena Katekawa Adachi

ABSTRACT

There is an increasing demand and interest to study the dental materials wear as well as about the abrasion effect on antagonistic teeth. Due to the fact that the existent restorative materials have no specifications about their abrasiveness, it is necessary the establishment of degrees of comparison among them to support clinical application. In this work, the radiometric method was applied to study the enamel wear caused by another enamel and by restorative materials (Ceramco II, Noritake and Finesse porcelains, Artglass and Targis). The dental enamel made radioactive by irradiation at the IEA-R1m nuclear research reactor under a thermal neutron flux was submitted to wear in a machine which allows sliding motion of an antagonistic surface in contact with this radioactive enamel. The enamel wear was evaluated by measuring beta activity of ^{32}P transferred to water from this irradiated tooth. Results obtained indicated that dental porcelains cause pronounced enamel wear when compared with that provoked by another enamel or by resin materials. Resin materials caused less enamel wear than another enamel. Vickers microhardness data obtained for antagonistic materials showed a correlation with the wear caused to the enamel. This study allowed to conclude that the radiometric method proposed can be used satisfactorily in the evaluation of enamel wear by restorative materials. This method presents advantages due to quick responses and ease of analyses.

SUMÁRIO

	Página	
1	INTRODUÇÃO	1
2	CARACTERÍSTICAS GERAIS DO ESMALTE E DOS MATERIAIS RESTAURADORES	6
2.1	<i>Características gerais do esmalte dental</i>	6
	<i>Características gerais das porcelanas dentais e materiais resinosos</i>	7
2.2.1	Porcelanas dentais	8
2.2.2	Poli-vidro (Artglass)	12
2.2.3	Cerômero (Targis)	12
2.3	<i>Avaliação do desgaste dental e de materiais dentários</i>	13
2.3.1	Testes <i>in vivo</i>	13
2.3.2	Testes <i>in vitro</i>	14
3	CONSIDERAÇÕES SOBRE OS MÉTODOS UTILIZADOS NESTE TRABALHO	22
3.1	<i>Método radiométrico</i>	22
3.2	<i>Análise por ativação com nêutrons</i>	24
3.3	<i>Medida de dureza superficial</i>	28
4	PARTE EXPERIMENTAL	30
4.1	<i>Materiais utilizados</i>	31
4.2	<i>Preparo dos materiais</i>	32
4.2.1	Preparo dos materiais antagonistas	32
4.2.1.1	Esmalte dental	32
4.2.1.2	Materiais dentários	33
4.2.2	Preparo do esmalte a ser submetido ao desgaste	34
4.2.2.1	Padrão de fósforo	34

	Página
4.2.2.2 Irradiação do esmalte e padrão de fósforo	35
4.2.2.3 Montagem das amostras de esmalte no bloco de resina acrílica	35
4.3 <i>Avaliação do desgaste</i>	36
4.3.1 Procedimento da operação de desgaste	36
4.3.2 Medida da atividade do radioisótopo transferido para a água	37
4.3.3 Cálculos	39
4.4 <i>Ensaio preliminares</i>	41
4.4.1 Identificação dos radioisótopos	41
4.4.2 Preparo dos padrões de térbio, antimônio e bário	42
4.4.3 Análise da homogeneidade dos materiais dentários	43
4.4.4 Determinação da dureza superficial dos materiais	43
4.4.5 Análise da precisão na determinação do desgaste do esmalte	45
4.4.6 Análise da precisão na determinação do desgaste das porcelanas dentárias	45
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO	47
5.1 <i>Ensaio preliminares</i>	47
5.1.1 Identificação dos radioisótopos	47
5.1.2 Homogeneidade dos materiais restauradores	48
5.1.3 Determinações da dureza superficial dos materiais	49
5.1.4 Reprodutibilidade nos resultados de desgaste	53
5.2 <i>Desgaste do esmalte pelos materiais restauradores</i>	56
5.3 <i>Correlação entre a dureza dos materiais antagonistas e o desgaste provocado ao esmalte</i>	66
5.4 <i>Conclusões</i>	70
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	71

1 INTRODUÇÃO

O esmalte dental é o material mais duro do corpo humano, que suporta cargas elevadas de mastigação, protegendo o complexo dentino-pulpar. Apesar da resistência apresentada por este tecido dental, o funcionamento do sistema mastigatório promove o desgaste dental fisiológico, considerado um fenômeno normal. Porém, o desgaste dental é influenciado, entre outros fatores, pela abrasividade da dieta e pelos hábitos como bruxismo. Além disso, o grau de desgaste pode ser alterado pela introdução de restaurações com propriedades diferentes da estrutura dental (MAHALICK et al., 1971; JAGGER & HARRISON, 1995a, 1995b).

Os desgastes de tecidos dentais e materiais dentários podem resultar de condições fisiológicas ou patológicas. De acordo com CRAIG & POWERS (1976), em primeira instância, duas superfícies opostas podem deslizar uma contra a outra durante a mastigação ou o bruxismo causando o desgaste, o qual também pode ser acelerado pela descalcificação parcial do tecido dental. Além disso, um desgaste excessivo pode resultar da ação abrasiva de instrumentos usados no acabamento de restaurações. O uso de dentífrícios ou hábitos de escovação pode acelerar o desgaste dos tecidos dentais ou de materiais dentários durante a remoção da placa bacteriana, assim como a alimentação composta de abrasivos pode contribuir para a ocorrência do fenômeno de desgaste.

Segundo ANUSAVICE (1998), o desgaste é definido como a perda da superfície de um material causada por uma ação mecânica ou pela combinação das ações mecânica e química. O desgaste abrasivo é um processo de remoção de um material que pode ocorrer sempre que uma superfície desliza sobre outra. Pode ser bicorporal, quando as superfícies deslizam uma sobre a outra, ou tricorporal, quando partículas abrasivas estão livres para transladar e girar entre as duas superfícies. O desgaste erosivo é causado por partículas duras impactando uma superfície de substrato, levadas por um jato de ar ou de líquido. Há também a erosão química, que envolve agentes químicos, como ácidos ou álcalis, em vez de partículas duras, para remover o substrato.

Além do desgaste abrasivo, há outros processos de desgaste, como o corrosivo, o adesivo e o por fadiga, descritos por POWELL et al. (1975). O desgaste corrosivo corresponde à remoção dos produtos de corrosão por ação mecânica, observado em materiais susceptíveis à corrosão. O desgaste adesivo ocorre em superfícies que estão em contatos deslizantes, como resultado da fragmentação causada por forças adesivas intensas, onde os fragmentos desgastados podem ser transferidos de uma superfície à outra, ou serem perdidos. O desgaste por fadiga é observado em sistemas onde há elevado estresse de repetição. Uma variação do processo de fadiga é o desgaste por fratura que ocorre no deslizamento entre duas superfícies, e é especialmente elevado em materiais cuja força de resistência à tensão é menor que um terço da sua resistência à compressão, como ocorre em alguns materiais cerâmicos. Na maior parte dos casos, há vários processos de desgaste interagindo de forma complexa, tornando-se impossível separar seus efeitos individuais.

O objetivo da Odontologia restauradora, segundo WILEY (1989), deveria ser a colocação de superfícies oclusais resistentes quanto ao seu desgaste, e que não desgastassem excessivamente as superfícies antagonistas.

Com relação à propriedade de resistência a abrasão dos materiais dentários, convém salientar o trabalho de HARRISON & LEWIS (1975) que demonstram sua apreensão sobre o assunto e consideram esta propriedade como um dos requisitos para a especificação dos produtos para sua comercialização.

Nos dias atuais, verifica-se uma grande preocupação com a estética, e, conseqüentemente, também na Odontologia tem havido um aumento na procura pelos materiais odontológicos com características estéticas. Um dos materiais dentários estéticos mais utilizados em prótese dental é a porcelana.

Segundo MONASKY & TAYLOR (1971), a porcelana dental preenche vários requisitos para uso como material restaurador, tais como biocompatibilidade, propriedades estéticas, durabilidade, possibilidade de adesão e resistência aos fluidos bucais. Uma das desvantagens da porcelana dental, além da relativa fragilidade por ser friável, é o seu poder de provocar desgaste excessivo dos dentes naturais ou materiais restauradores antagonistas, conforme observado clinicamente. O desgaste destes materiais têm sido

muito estudados e há uma conclusão unânime de que o grau de desgaste varia com o acabamento superficial da porcelana.

Essa propriedade das porcelanas de causar desgaste excessivo ao esmalte dental antagonista, inúmeras vezes levou à contra-indicação do seu uso. Entretanto, como todos os materiais dentários, as porcelanas também estão em constante aprimoramento. Alguns tipos de porcelanas tiveram a composição alterada e a temperatura de fusão reduzida, resultando também na alteração de suas propriedades, entre as quais a diminuição da dureza superficial.

Hoje, sabe-se que a qualidade do acabamento superficial das porcelanas nas áreas de contato oclusais é muito importante para diminuir os riscos de agressão aos antagonistas. Para a realização desse polimento superficial, tem sido desenvolvidos recentemente vários sistemas. RIBEIRO (1998) enfatiza a importância do estabelecimento de métodos para serem aplicados após a realização de ajustes nas superfícies de porcelana com "glaze", no sentido de garantir uma superfície polida. Este autor verificou experimentalmente que, após o desgaste superficial de porcelanas por pontas diamantadas seguido de polimento com os sistemas conhecidos comercialmente como SHOFU, 3M SOF-LEX, KG SORENSEN e EXA-CERAPOL, e aplicação de pasta diamantada após cada sistema de polimento, há uma marcante redução das médias de rugosidade superficial, cujos valores se tornaram semelhantes entre todas as porcelanas, e menores que a rugosidade do grupo controle (com "glaze").

Atualmente, tem sido desenvolvidos novos materiais, como os poli-vidros e os cerômeros. Estes possuem características estéticas semelhantes às porcelanas dentais e propriedades desejáveis como a resiliência e a dureza mais próximas do dente natural, e são indicados como uma alternativa ao uso da porcelana dental.

Verifica-se na literatura um crescente interesse no estudo do desgaste e abrasividade dos materiais dentários e do seu efeito no elemento dental antagonista. No entanto, a maioria das pesquisas com porcelanas dentais enfocam problemas relacionados com a sua fratura, estética, resistência e adesividade. No caso dos novos materiais restauradores indiretos, que seriam uma alternativa ao uso da porcelana dental em próteses,

há escassez de pesquisas a respeito de suas propriedades, incluindo a capacidade de provocar o desgaste nos dentes ou restaurações antagonistas.

A avaliação do desgaste dental e dos materiais dentários tem sido feita por meio de testes *in vivo* e *in vitro*. Em geral, estes estudos se referem a testes *in vitro*, provavelmente devido às dificuldades técnicas na quantificação de dados de desgaste obtidos *in vivo*. Os testes *in vitro* para esta avaliação do desgaste do dente ou dos materiais restauradores se baseiam na simulação de desgaste provocada pelo uso de dispositivos mecânicos que imitam os movimentos mastigatórios (HARRISON & LEWIS, 1975; DeLONG & DOUGLAS, 1983). Os principais métodos empregados para avaliação do desgaste do dente ou dos materiais restauradores são o da medida do perfil superficial e o gravimétrico.

No método da medida do perfil superficial, o desgaste é avaliado pela análise das superfícies dos corpos de prova antes e após a aplicação dos testes simuladores de desgaste (HARRISON & LEWIS, 1975; MAHALICK et al., 1971; SUZUKI et al., 1996; JAGGER & HARRISON, 1994; JAGGER & HARRISON, 1995a, 1995b; PALLAV et al., 1988; DeLONG et al., 1989; DeLONG et al., 1992; RATLEDGE et al., 1994).

No método gravimétrico o desgaste é avaliado pela perda de peso do corpo de prova após a aplicação da operação de desgaste (POWELL et al., 1975).

Qualquer dado obtido em testes *in vitro* não pode ser diretamente extrapolado para as condições *in vivo*, pois os experimentos laboratoriais não reproduzem fiel e completamente as condições reais de mastigação. Porém, a avaliação *in vitro* é importante para estabelecer parâmetros de comparação entre os diversos materiais e posteriormente auxiliar na escolha do produto para aplicação clínica.

O objetivo deste trabalho consiste em estudar a possibilidade de utilização do método radiométrico para avaliar o desgaste no esmalte humano ocasionado por materiais restauradores. Por meio do uso deste método, será avaliado o desgaste ocasionado ao esmalte dental humano por um outro esmalte e também pelos materiais restauradores: porcelanas dentais feldspáticas com os nomes comerciais Ceramco e Noritake, porcelana de baixa fusão Finesse, poli-vidro Artglass e cerômero Targis. Uma vez avaliado o

há escassez de pesquisas a respeito de suas propriedades, incluindo a capacidade de provocar o desgaste nos dentes ou restaurações antagonistas.

A avaliação do desgaste dental e dos materiais dentários tem sido feita por meio de testes *in vivo* e *in vitro*. Em geral, estes estudos se referem a testes *in vitro*, provavelmente devido às dificuldades técnicas na quantificação de dados de desgaste obtidos *in vivo*. Os testes *in vitro* para esta avaliação do desgaste do dente ou dos materiais restauradores se baseiam na simulação de desgaste provocada pelo uso de dispositivos mecânicos que imitam os movimentos mastigatórios (HARRISON & LEWIS, 1975; DeLONG & DOUGLAS, 1983). Os principais métodos empregados para avaliação do desgaste do dente ou dos materiais restauradores são o da medida do perfil superficial e o gravimétrico.

No método da medida do perfil superficial, o desgaste é avaliado pela análise das superfícies dos corpos de prova antes e após a aplicação dos testes simuladores de desgaste (HARRISON & LEWIS, 1975; MAHALICK et al., 1971; SUZUKI et al., 1996; JAGGER & HARRISON, 1994; JAGGER & HARRISON, 1995a, 1995b; PALLAV et al., 1988; DeLONG et al., 1989; DeLONG et al., 1992; RATLEDGE et al., 1994).

No método gravimétrico o desgaste é avaliado pela perda de peso do corpo de prova após a aplicação da operação de desgaste (POWELL et al., 1975).

Qualquer dado obtido em testes *in vitro* não pode ser diretamente extrapolado para as condições *in vivo*, pois os experimentos laboratoriais não reproduzem fiel e completamente as condições reais de mastigação. Porém, a avaliação *in vitro* é importante para estabelecer parâmetros de comparação entre os diversos materiais e posteriormente auxiliar na escolha do produto para aplicação clínica.

O objetivo deste trabalho consiste em estudar a possibilidade de utilização do método radiométrico para avaliar o desgaste no esmalte humano ocasionado por materiais restauradores. Por meio do uso deste método, será avaliado o desgaste ocasionado ao esmalte dental humano por um outro esmalte e também pelos materiais restauradores: porcelanas dentais feldspáticas com os nomes comerciais Ceramco e Noritake, porcelana de baixa fusão Finesse, poli-vidro Artglass e cerômero Targis. Uma vez avaliado o

desgaste provocado por estes materiais, será feita a comparação entre os valores de desgaste obtidos para os diferentes materiais bem como verificar se há uma correlação destes resultados de desgaste e os valores de microdureza superficial de cada um destes materiais utilizados como antagonistas do esmalte.

Em resumo o método radiométrico para avaliação do desgaste dental consiste em medir a atividade de um radionuclídeo transferido para a água quando um material irradiado é submetido à operação de desgaste por um outro material, ambos imersos em água, por meio de contatos de suas superfícies em movimentos deslizantes.

Este método radiométrico (GRABENSTETTER et al., 1958; HEFFERREN, 1976; ZOPPE, 1997) tem sido amplamente utilizado na avaliação da abrasividade de dentifrícios e julgou-se viável a aplicação desta metodologia para o presente trabalho, tendo em vista a rapidez nas análises e a alta sensibilidade do método, permitindo que o desgaste artificial provocado possa ser da mesma ordem do desgaste natural, e não excessivo, como no método de medida de perfil superficial. Além disso, este método não apresenta a inconveniente influência do grau de hidratação do esmalte, que interfere na precisão do método gravimétrico.

Para a aplicação do método, foi necessário o estabelecimento das condições experimentais apropriadas para a determinação do desgaste do esmalte dental por meio de ensaios preliminares, que consistiram na verificação da homogeneidade da composição dos materiais restauradores a serem aplicados no desgaste dental, bem como em experimentos para verificar a reprodutibilidade no resultado de desgaste provocado em um mesmo esmalte. Definiu-se também o tempo adequado para irradiação do esmalte a ser desgastado, uma vez que a irradiação com nêutrons no reator poderia ocasionar alterações em sua dureza.

2 CARACTERÍSTICAS GERAIS DO ESMALTE E DOS MATERIAIS RESTAURADORES

2.1 *Características gerais do esmalte dental*

De acordo com TEN CATE (1985), o esmalte é um tecido de origem ectodérmica que recobre a coroa anatômica do dente, produzido pelo órgão dentário que se origina de uma proliferação localizada do epitélio bucal. Na Figura 1 está representado o corte transversal de um dente, com suas partes constituintes. O esmalte dental consiste de 96% de mineral apoiado por 4% de material orgânico e água. O conteúdo inorgânico do esmalte consiste basicamente de um fosfato de cálcio cristalino, conhecido como hidroxiapatita. Vários íons, tais como estrôncio, magnésio, chumbo e flúor, se presentes durante a formação do esmalte, podem ser incorporados ou adsorvidos pelos cristais de hidroxiapatita.

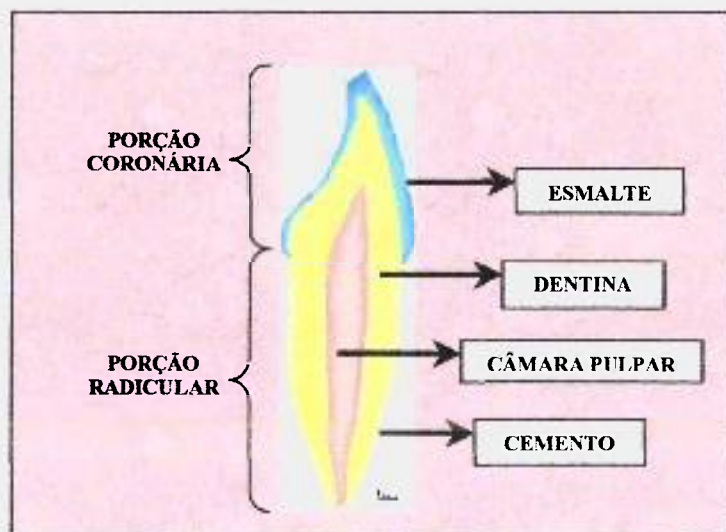


Figura 1 - Representação esquemática de um dente (corte transversal).

Segundo TEN CATE (1985), o processo de formação do esmalte é complexo e compreende três estágios. O primeiro é o formativo que envolve as células diferenciadas

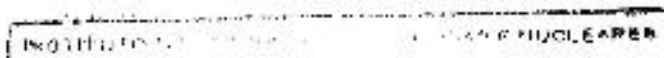
do epitélio dentário interno, secretando matriz orgânica do esmalte. Essa matriz mineraliza-se quase de imediato, de forma que o primeiro esmalte formado é constituído de aproximadamente 65% de água, 20% de matéria orgânica e 15% de material inorgânico. A secreção desse esmalte parcialmente mineralizado continua até a deposição quase total de sua espessura, com pouca modificação na matriz. Os cristais depositados nessa matriz são placas de hidroxiapatita finas e alongadas, com seus comprimentos já definidos. À medida que uma quantidade maior de matriz é secretada, o peso molecular das proteínas do esmalte sofre redução progressiva, provavelmente devido à proteólise extracelular, e os cristais crescem em largura. Dessa maneira, a matriz do esmalte mineraliza-se em cerca de 30% e apresenta consistência mole. A matriz passa, então, para o segundo estágio de maturação num processo que consiste de aumento ainda maior dos cristais minerais e perda de proteína e água, tornando o esmalte altamente mineralizado, mas ainda bastante poroso. O terceiro estágio da amelogenese consiste da adição de mais minerais e perda da porosidade.

O conteúdo mineral do esmalte e a concentração dos componentes mudam da superfície para o interior. A densidade e a concentração de Ca, F e P diminuem da superfície para o interior do esmalte, sendo que os gradientes de aumento ou diminuição das concentrações variam de acordo com o local do dente. Há uma correlação inversa entre o modelo de distribuição de proteínas e o de distribuição de Ca e P (WEATHERELL et al., 1974).

2.2 *Características gerais das porcelanas dentais e materiais resinosos*

Os materiais restauradores a serem estudados neste trabalho foram escolhidos devido à sua grande utilização na Odontologia decorrente das suas características estéticas. Estes materiais são usados basicamente em restaurações protéticas indiretas de preparos unitários parciais ou totais, em preparos para próteses parciais fixas e em próteses sobre implantes.

A seguir, são apresentadas as características gerais dos tipos de materiais dentários selecionados para estudo neste trabalho.



2.2.1 Porcelanas dentais

A porcelana dental é um material dentário restaurador estético para prótese largamente utilizada. Essa popularidade se deve ao fato de não haver ainda outro material protético que consiga mimetizar melhor as cores, texturas e translucidez dentais de forma relativamente duradoura.

A inércia química também é uma importante característica das porcelanas, visto que esta propriedade assegura que a superfície de restaurações odontológicas não libere elementos de potencial nocivo, e reduza o risco da superfície se tornar mais áspera e, conseqüentemente, aumente sua susceptibilidade de adesão bacteriana ao longo do tempo. Um outro importante atributo das cerâmicas dentais é sua propriedade isolante, ou seja, a baixa condutividade térmica, baixa difusividade térmica e baixa condutividade elétrica (ANUSAVICE, 1998).

Segundo JONES (1985) que apresentou uma revisão do uso das porcelanas dentais, a primeira prótese de porcelana foi produzida por Duchateau em 1774 e, em 1838, Wildman conseguiu desenvolver uma porcelana mais translúcida. A introdução do forno elétrico no preparo das porcelanas em 1900 facilitou a sua utilização. O desenvolvimento das primeiras restaurações metalo-cerâmicas e o aumento significativo de sua resistência à fratura têm proporcionado uma crescente demanda do uso desse material restaurador.

As porcelanas dentais são em parte minerais cristalinos de, por exemplo, feldspato, sílica e alumina em matriz vítrea. A fase vítrea é constituída de pós finamente triturados que, quando compactados e fundidos, ou sinterizados em temperaturas elevadas, fundem-se conjuntamente resultando num material translúcido semelhante ao dente. Esta porcelana dentária é o material restaurador estético mais durável disponível e, quando corretamente vitrificada, apresenta baixa aderência de manchas ou placa bacteriana em sua superfície. Seus defeitos primordiais são fragilidade, alto grau de contração durante a fusão e problemas na reprodução exata da cor e textura dos dentes naturais (PHILLIPS, 1984). Segundo este autor, as porcelanas dentais podem ser classificadas de acordo com sua temperatura de fusão em porcelanas de:

- alta fusão, para temperaturas de fusão entre 1288 e 1371°C,
- média fusão, para temperaturas de fusão entre 1093 e 1260°C,
- baixa fusão, para temperaturas de fusão entre 871 e 1066°C.

Segundo FERRACANE (1995), a porcelana de alta fusão possui baixa solubilidade, alta resistência e estabilidade e é utilizada na confecção de dentes artificiais, usados principalmente em próteses totais. A porcelana de média fusão é utilizada em coroas ocas de porcelana e tem propriedades intermediárias entre as de alta e baixa fusão. A porcelana de baixa fusão é usada principalmente em coroas metalocerâmicas. O baixo ponto de fusão é produzido pela adição de óxidos de sódio e potássio à porcelana, o que reduz o número de ligações dentro da rede de silicato e evita o superaquecimento da infraestrutura metálica durante o processo de sinterização da porcelana. As porcelanas possuem alta resistência à compressão, mas são relativamente fracas quando submetidas a forças de tensão. Também possuem baixa resistência ao impacto e fadiga, sendo portanto mais usadas sobre infra-estruturas metálicas.

ROSEMBLUM & SCHULMAN (1987) descreveram os vários tipos de porcelanas utilizados na Odontologia, com suas composições diversas dependendo de sua aplicação. Estes tipos de materiais, conhecidos como porcelanas convencionais, são:

- porcelanas de alta fusão utilizadas para obtenção de dentes de porcelana para uso em prótese total ou removível. Tais porcelanas são compostas de feldspato, argila e quartzo e atualmente são pouco utilizadas.
- porcelana dental feldspática usada nas restaurações protéticas. Trata-se de uma porcelana amplamente usada e, em geral, é aplicada sobre infra-estrutura metálica. Esta porcelana é obtida usando uma mistura de pó de feldspato e matriz vítrea. A porcelana feldspática pode ser indicada também para fabricação de facetas estéticas em coroas metálicas (coroas tipo "veneer") e para confecção de restaurações unitárias indiretas tipo "inlays" ou "onlays".
- porcelana aluminada é aquela composta de misturas similares à porcelana dental feldspática com quantidades maiores de óxido de alumínio, que aumentam sua

resistência à fratura. Este tipo de porcelana é normalmente utilizada como infra-estrutura para coroas totais de porcelana.

Esses três tipos de porcelanas dentais também contém pigmentos e agentes opacificadores para criar cores, tonalidades e translucidez. Após a queima, todos apresentam componentes similares, formados de cristais pequenos (leucita e/ou outros cristais de silicato de alumínio) embebidos em uma matriz amorfa não cristalina.

Além das porcelanas dentais convencionais, novos tipos de sistemas totalmente cerâmicos tem sido desenvolvidos:

- cerâmicas para fundição: são aquelas usadas para fabricação de núcleos, restaurações ou coroas, sendo fornecidas na forma de barras e utilizadas aplicando-se a técnica da cera perdida. Estas cerâmicas possuem coloração esbranquiçada, sendo que as cores são adicionadas externamente pela aplicação de porcelana feldspática na superfície da restauração. Elas são livres de porosidades devido ao seu processo de fabricação e são resistentes e menos abrasivas que as porcelanas convencionais. Porém, como precisam de uma camada de porcelana feldspática para melhorar sua estética, os benefícios da baixa abrasividade não são aproveitados. A marca comercial disponível deste tipo de cerâmica é conhecida pelo nome Dicor.
- cerâmicas usináveis : são as que se apresentam nas formas de lingotes de várias cores e são usadas quando se aplica a técnica de restauração informatizada conhecida como "CAD-CAM" (computer-aided design computer-aided manufacturing). Nesta técnica, a leitura da superfície dental preparada é feita por meio de uma câmera intra-oral e estes dados são enviados a um computador acoplado a um torno, usado para usinar a peça a partir de um lingote de cerâmica. A peça protética usinada pode receber pintura externa para obter as características desejadas. As marcas comerciais disponíveis desta cerâmica são: Cerec Vitablocs, Dicor MGC e Celay.
- cerâmicas sinterizadas sob pressão são também fornecidas na forma de barras e são sinterizados a altas temperaturas e pressionados em um molde criado pela técnica da cera perdida. Este tipo de cerâmica pode ser usado na fabricação de coroas totais ou

como infra-estruturas para as porcelanas feldspáticas convencionais. As marcas comerciais disponíveis desta cerâmica são IPS Empress e Optec OPC.

- cerâmicas infiltradas são formadas de dois componentes, um na forma de pó de óxido de alumínio, que se torna o substrato poroso, e um na forma de vidro, que se infiltra dentro do substrato poroso a altas temperaturas, pela ação capilar. Esta cerâmica infiltrada é então coberta com a porcelana feldspática aluminada. Sua marca comercial disponível é a In-Ceram.

O preparo das porcelanas convencionais é realizado pela mistura do pó da porcelana com água, sendo colocada e esculpida sobre o troquel que representa a réplica do dente preparado, ou sobre a infra-estrutura metálica. O excesso de água é removido por vibração ou por meio de pinceladas repetidas sobre a mistura de porcelana, condensando-a e compactando as partículas de pó. A porcelana é então levada a um forno apropriado, sendo aquecida vagarosamente a uma temperatura inferior à sua temperatura de fusão. Dessa forma, ocorre a remoção total da água e as partículas começam a se unir e a porcelana se contrai. A sinterização refere-se ao processo de fusão das partículas sem haver sua fundição completa. Após o término da aplicação da cerâmica, os pigmentos são adicionados e a porcelana é levada ao forno com temperaturas mais altas para realizar sua fusão final, produzindo uma superfície lisa, vítrea, chamada "glaze" (FERRACANE, 1995).

As porcelanas modernas apresentam pontos de fusão mais baixos, de até 850°C. A preferência por essas cerâmicas é muito influenciada pela instabilidade dos pigmentos a altas temperaturas. O desenvolvimento de sistemas cerâmicos que fundem a temperaturas mais baixas oferecem um método para a melhora do grau de controle da oxidação e interação com a infra-estrutura metálica. Estes tipos de cerâmicas também permitem o uso de uma maior variedade de tipos de metais (JONES, 1988).

2.2.2 Poli-vidro (Artglass)

O material restaurador poli-vidro com o nome comercial Artglass, segundo seu fabricante, consiste de um polímero dental não convencional e encontra-se comercialmente disponível desde 1995. Este material é composto basicamente de metacrilatos multifuncionais, monômeros bi-funcionais, sílica e carga de micropartículas de vidro de bário com dimensões médias de 0,7 μm . Trata-se de um material desenvolvido para uso em restaurações indiretas, sendo fotopolimerizado em um aparelho especial com luz estroboscópica de xenônio.

O aparelho UniXS, recomendado para a polimerização do material Artglass, produz 4,5W de potência luminosa entre 450 e 500 nm. A luz estroboscópica opera na frequência de 20 Hz em cada 10 ms, de forma que o material é iluminado durante 20% do tempo de polimerização. FREIBERG & FERRACANE (1998) compararam a polimerização realizada usando UniXS e um aparelho de polimerização com luz contínua (Triad II) e verificaram que a polimerização realizada pelo primeiro com a luz estroboscópica de xenônio aumenta o grau de conversão, a resistência à fratura, módulo de elasticidade, resistência à flexão e dureza superficial da resina Artglass. Os autores atribuíram que o aprimoramento na qualidade e polimerização mais completa deste material se deve ao tempo fracionado de exposição à luz, aplicada durante o ciclo de polimerização, permitindo o relaxamento das moléculas e redução da contração de polimerização.

2.2.3 Cerômero (Targis)

Targis é o nome comercial do material usado para revestimento estético do sistema Targis-Vectris, sendo, portanto, sempre visível e mantido em contato com dentes adjacentes e antagonistas. Este material é um cerômero, ou seja, um polímero aprimorado com partículas de cerâmica de dimensões entre 0,04 e 1 μm com alto grau de carga. Sua matriz orgânica é constituída por dimetacrilato de uretano, decanodioldimetacrilato e bisfenol A-glicidilmetacrilato. A carga inorgânica compõe-se de vidro de bário silanizado, óxidos mistos silanizados e dióxido de silício altamente disperso. O alto conteúdo de carga

inorgânica promove propriedades estéticas, semelhantes às das cerâmicas, ao mesmo tempo em que a matriz orgânica assegura as facilidades de manipulação das resinas. O Sistema Targis-Vectris permite a confecção de coroas e pontes sem estrutura metálica. Os dois componentes do sistema: material para estruturas Vectris e material para revestimento estético Targis, são, basicamente, de mesma natureza química (SIMONETTI, 1997).

2.3 *Avaliação do desgaste dental e de materiais dentários*

Pesquisando a literatura mundial acerca dos métodos de avaliação do desgaste ou da abrasividade do dente e dos materiais dentários, verifica-se que diferentes parâmetros têm sido aplicados para análise desta propriedade.

Segundo CRAIG & POWERS (1976), o desgaste tem sido estudado baseando-se em: (1) testes clínicos, (2) acompanhamento clínico, (3) por meio de modelos laboratoriais com uso de diversas máquinas de desgaste, (4) pela medida de propriedades relacionadas como dureza ou coeficiente de fricção, (5) exame da quantidade e tipo de falhas superficiais causadas por deslizamentos e (6) medidas de propriedades superficiais como potencial zeta.

2.3.1 *Testes *in vivo**

Em geral, os estudos realizados referem-se a testes *in vitro*. Há poucos trabalhos sobre as medidas de desgaste dental avaliadas por testes *in vivo*.

VRIJHOEF et al. (1985) desenvolveram o método gravimétrico para uso em testes *in vivo*. Neste método foi utilizada uma capa metálica confeccionada sobre a superfície oclusal previamente coberta com uma folha de estanho que fornece o alívio necessário para que os dentes sejam moldados com silicona usando-se as capas metálicas. Pela diferença da massa da silicona antes e após o teste foi avaliado o desgaste.

TEAFORD & TYLENDÁ (1991) desenvolveram um método rápido para estudar o desgaste dental *in vivo*. Foram feitas duas impressões dos dentes com sílica de adição, em intervalo de tempo máximo de 7 dias, obtendo-se modelos de resina epóxi cujas superfícies foram examinadas com o uso do microscópio eletrônico de varredura. Neste método, pelas fotomicrografias das mesmas áreas de esmalte, antes e após o tempo de desgaste, examinadas com aumento de 3 vezes, foram verificados todos os riscos e sulcos causados pelo desgaste. Esses defeitos microscópicos foram convertidos em estimativas de quantidade de tecido dental perdido por unidade de tempo.

DAHL & ØILO (1994) estudaram o desgaste de ouro, cerâmica dental e resina contra antagonistas de porcelana, *in vivo*, por meio de coroas telescópicas colocadas em uma paciente com hábito de bruxismo e verificaram que o ouro e a cerâmica tiveram desgastes semelhantes, enquanto que a resina sofreu um desgaste 2,5 vezes maior. Além disso, foram observadas fraturas na resina e na cerâmica após o teste de desgaste.

2.3.2 Testes *in vitro*

Há a tendência de se correlacionar os valores de dureza superficial dos materiais dentários com sua abrasividade assim como com seu próprio desgaste. Contudo, as medidas de microdureza superficial Vickers, Brinnell ou Knoop não refletem o comportamento dos materiais em condições dinâmicas, como é o caso dos movimentos mastigatórios. Nesse caso, conforme salientado por MAHALICK et al. (1971) os resultados das análises dinâmicas de desgaste fornecem informações mais adequadas para seleção dos materiais restauradores para suas devidas aplicações.

A grande maioria dos trabalhos encontrados na literatura que estudam o desgaste do dente ou dos materiais restauradores *in vitro*, baseia-se na simulação de desgaste executada por equipamentos constituídos de dispositivos elétricos que imitam alguns dos movimentos mastigatórios, com aplicação de forças controladas. Nesses dispositivos são colocados os corpos de prova a serem testados (HARRISON & LEWIS, 1975; DeLONG & DOUGLAS, 1983).

Um outro parâmetro que tem sido utilizado para estudar o poder de desgaste dos materiais é a medida do perfil superficial do material submetido ao desgaste. Portanto, este método consiste na análise das superfícies dos corpos de prova antes e após a aplicação dos testes simuladores do desgaste (HARRISON & LEWIS, 1975; MAHALICK et al., 1971; SUZUKI et al., 1996; JAGGER & HARRISON, 1994; JAGGER & HARRISON, 1995; PALLAV et al., 1988; DeLONG et al., 1989; DeLONG et al., 1992; RATLEDGE et al., 1994).

No método gravimétrico, o poder de desgaste do material é avaliado pela medida da perda de massa do corpo de prova submetido ao desgaste, pela sua pesagem realizada antes e após a aplicação da operação de desgaste (MAHALICK et al., 1971; POWELL et al., 1975).

Relativamente ao desenvolvimento dos equipamentos para avaliação do desgaste convém mencionar o trabalho de HARRISON & LEWIS (1975), que desenvolveram uma máquina para testes de abrasão ou desgaste de materiais dentários que é operada em condições similares à função mastigatória. No caso, foi considerado que a taxa de mastigação média seria de 60 a 80 golpes por minuto e a velocidade da mandíbula quando os dentes estão quase em contato seria em torno de 5 mm/s. Como os dentes ficam em contato aproximadamente por 15 min/dia e a máquina faz 70 mastigações/min com contatos de 0,2 s, em 1 hora o tempo total de contato é de 14 min, equivalente a 1 dia na boca.

MAHALICK et al. (1971) também desenvolveram uma máquina para testes de desgaste que trabalha de forma a simular o funcionamento do sistema estomatognático. Estes pesquisadores utilizaram um projetor de perfil para determinar a topografia superficial dos corpos de prova e verificar o desgaste provocado em diversas combinações de materiais incluindo ouro, resina acrílica, porcelana e esmalte. No caso, a medida da concavidade indicaria a área desgastada bem como a quantidade de material perdido. Foram também avaliados neste trabalho a perda de peso (método gravimétrico) e volume dos corpos de prova devido ao desgaste. Seus resultados permitiram concluir que a combinação ouro-ouro, acrílico-ouro, esmalte-ouro e porcelana-ouro foram as mais resistentes ao desgaste. As combinações acrílico-acrílico, porcelana-acrílico e esmalte-acrílico mostraram uma taxa de desgaste relativamente alta, e as combinações esmalte-

porcelana, esmalte-esmalte e porcelana-porcelana apresentaram altas taxas de desgaste tanto nas superfícies dos corpos de prova quanto nas de antagonistas.

O método gravimétrico foi também utilizado por POWELL et al. (1975) que desenvolveram um equipamento que simulava os movimentos mastigatórios para realizar o desgaste artificial. Estes autores utilizaram os valores obtidos da perda de volume dos corpos de prova testados, para comparar as taxas de desgaste de amálgama e dois tipos de resinas compostas, uma comercial e outra experimental, causadas pelo esmalte.

FISHER et al. (1983) visando o estudo dos efeitos do desgaste na interface metal-porcelana utilizaram também uma máquina de desgaste com movimento circular que permite o contato deslizante de uma fatia de esmalte dental contra o corpo de prova metalo-cerâmico. Neste caso, antes e após cada operação de desgaste foi feita a medida da profundidade da superfície desgastada usando um comparador eletrônico.

GALLEGOS & NICHOLLS (1988) compararam a resistência ao desgaste de três resinas (Isosit-N, Dentacolor e Visio Gem) contra porcelana, ouro, esmalte humano e resina composta utilizando uma máquina para teste desenvolvida por SMALLEY & NICHOLLS (1986) em que as superfícies dos corpos de prova imersos em água destilada se mantêm em contato deslizante contínuo e nas quais é aplicada uma força constante de $0,3 \text{ kgf/mm}^2$. A medida do desgaste foi feita por meio da medida direta das dimensões do corpo de prova antes e após a aplicação do teste usando micrômetros digitais.

A análise do perfil superficial dos materiais dentários pôde ser feita com auxílio de programas de computação pela análise de imagens que utilizam os resultados das medidas perfilométricas da imagem digital das superfícies antes e após o desgaste para calcular os valores de desgaste relativos (PALLAV et al., 1988; DeLONG et al., 1989; DeLONG et al., 1992; RATLEDGE et al., 1994).

Dentre as bibliografias mais recentes e de interesse sobre o estudo do desgaste dental pelos materiais restauradores merece ser mencionado o trabalho de JACOBI et al. (1991) que efetuaram experimentos *in vitro* para determinar a abrasividade relativa e resistência a abrasão do esmalte dental colocado em antagonismo com uma liga de ouro tipo III e seis tipos de superfícies cerâmicas. Os testes efetuados com os materiais em

contato com água mostraram que a liga de ouro é menos abrasiva ao esmalte dental do que as cerâmicas. A porcelana glazeada foi mais abrasiva que a porcelana polida e a porcelana Dicor somente se apresentou menos abrasiva que as outras porcelanas quando na forma polida e sem aplicação de outras camadas de porcelana. Quando a porcelana Dicor recebeu aplicação de camadas de porcelana de corpo, seu comportamento abrasivo foi próximo ao das porcelanas convencionais.

JAGGER & HARRISON (1994) e JAGGER & HARRISON (1995a, 1995b) avaliaram o desgaste dos corpos de prova esféricos, usando um micrômetro, e dos corpos de prova planos, por meio de um rugosímetro. Seus resultados indicaram que a porcelana produz maiores desgastes que o esmalte, o ouro, resinas compostas ou amálgama, tanto em esmalte quanto em dentina. Os desgastes produzidos no esmalte pelas porcelanas glazeadas e não glazeadas foram similares.

HUDSON et al. (1995) realizaram estudo *in vitro* onde compararam o desgaste do esmalte realizado pelo contato com três diferentes materiais restauradores, a saber: liga de ouro tipo III, cerâmica glazeada (Biobond - Dentsply) e uma resina composta (VLHC – Conquest – Jeneric Pentron) para uso direto e indireto. As simulações de desgaste foram realizadas com os materiais em contato com água e as medidas foram obtidas usando-se rugosímetro e comparador ótico nos esmaltes, antes e após a realização dos desgastes. Os resultados mostraram que a porcelana provocou maior perda de esmalte que o ouro ou a resina e entre estes últimos não foi verificada diferenças quanto ao seu poder de desgaste.

SUZUKI et al. (1996), também usando um rugosímetro, obtiveram traçados dos perfis de desgaste após teste *in vitro* simulando ciclos de desgaste e avaliaram o desgaste provocado ao esmalte em antagonismo com dez resinas compostas e ouro tipo III. Foi verificado que as taxas de desgaste são diferentes entre as diversas resinas compostas, sendo que as resinas contendo silicato de zircônio ou quartzo foram mais abrasivas ao esmalte que as resinas com silicato de bário. O ouro provocou os menores volumes de desgaste do esmalte.

Al-HIYASAT et al. (1997), utilizando um microscópio de reflexão, realizaram estudo *in vitro* do efeito abrasivo de superfícies de porcelanas dentais glazeadas, polidas e não glazeadas no esmalte humano, imersas em água e em uma bebida carbonatada. Estes

autores verificaram que, após 25000 ciclos de desgaste, não havia diferença entre o desgaste do esmalte dental provocado pelas porcelanas glazeadas ou polidas, porém, a porcelana não glazeada provocou desgaste maior ao esmalte. Essa diferença de acabamento superficial das porcelanas não afetou o desgaste das mesmas. A exposição à bebida carbonatada aumentou significativamente o desgaste dos esmaltes dentais provocado pelos três tipos de superfícies de porcelanas.

RAMP et al. (1997) avaliaram o desgaste *in vitro* do esmalte dental em contato com três tipos de materiais restauradores cerâmicos e uma liga de ouro tipo III. As operações de desgaste foram realizadas em água e a aferição do desgaste feita por meio de medidas de perfil superficial. Seus resultados mostraram que o desgaste do esmalte com o ouro tipo III foi semelhante ao realizado pela porcelana fundida Dicor. As porcelanas Vita Mark II e IPS Empress provocaram um desgaste maior ao esmalte em relação à porcelana Dicor ou à liga áurica.

KAIDONIS et al. (1998) estudaram as características de desgaste causado no esmalte dental humano sob condições experimentais controladas e também simulando condições clínicas de bruxismo. Os corpos de prova de esmalte dental foram friccionados entre si e avaliou-se o desgaste por meio da perda de peso dos esmaltes. Estes autores verificaram comportamento semelhante no desgaste dos esmaltes realizados em água (pH=7), ácido acético (pH=3) e em saliva (pH=7), nos quais houve baixo desgaste quando a simulação do bruxismo foi realizada com pesos moderados de até 6,7 kg. Os esmaltes não lubrificados tiveram aumento de desgaste progressivo com o aumento da carga e, no caso do desgaste realizado em meio ácido (pH=1,5), o desgaste foi excessivo com qualquer carga.

Al-HIYASAT et al. (1998) verificaram *in vitro* o desgaste do esmalte humano contra diversos materiais restauradores em contato com água destilada. O desgaste foi avaliado por meio da medida da perda de peso do dente e profundidade do desgaste nos materiais restauradores. Os resultados mostraram que a liga áurica foi menos abrasiva ao esmalte e mais resistente ao desgaste provocado pelo mesmo, do que as porcelanas dentais. Entre as porcelanas dentais, as de baixa fusão, bem como as usinadas em sistema CAD-CAM, mostraram-se menos abrasivas ao esmalte dental que as porcelanas convencionais.

FREIBERG & FERRACANE (1998) estudaram propriedades da resina Artglass e da resina composta Charisma envolvendo sua resistência ao desgaste provocado pelo esmalte, por meio do simulador de desgaste OHSU (CONDON & FERRACANE, 1996). Os padrões de desgaste obtidos nas resinas foram analisados por meio de medidas feitas com um rugosímetro, sendo calculadas as profundidades médias de desgaste. As cúspides de esmalte foram reproduzidas em resina epóxi para terem suas facetas de desgaste medidas num analisador de imagens. Os resultados experimentais levaram à conclusão surpreendente que Artglass é menos resistente ao desgaste provocado pelo esmalte que Charisma, e, além disso, a área da faceta de desgaste provocada no esmalte antagonista foi maior com a resina Artglass.

METZLER et al. (1999) avaliaram *in vitro* o desgaste do esmalte provocado por uma cerâmica convencional e duas cerâmicas de baixa fusão. Utilizou-se uma máquina de desgaste e, por meio das medidas de diâmetro e altura dos esmaltes em intervalos, durante a operação de desgaste, foi determinado o volume de esmalte perdido. Os resultados levaram à conclusão de que as porcelanas de baixa fusão foram menos destrutivas à estrutura dental que a cerâmica convencional.

DERAND & VEREBY (1999) estudaram *in vitro* a resistência ao desgaste de nove porcelanas dentais, incluindo três porcelanas com baixo ponto de fusão, a saber, Finesse, Ducera Gold e Ti-Ceram. A medida do desgaste foi feita pela perda de peso dos materiais após o desgaste, executado em uma máquina de testes, onde as amostras dos materiais realizavam movimentos de rotação dentro de um recipiente que continha uma pasta abrasiva, a qual atuava como antagonista. Duas amostras de esmalte dental foram usadas como controle. Foram também realizadas medidas de dureza superficial das cerâmicas, que revelaram pequenas diferenças entre si, sendo que Finesse e Vita Alpha apresentaram os menores valores. Todas as cerâmicas sofreram desgaste maior que o esmalte dental. Dentre as cerâmicas de baixa fusão, Finesse apresentou menor resistência à abrasão.

AL-HIYASAT et al. (1999) avaliaram o desgaste do esmalte e de três porcelanas dentais: uma convencional, uma de baixa fusão e uma usinável. Foi feita a simulação de desgaste mecanicamente, sendo o desgaste determinado pela perda de peso do dente e pela profundidade do desgaste nos materiais cerâmicos. A porcelana usinável

demonstrou ser menos abrasiva e mais resistente ao desgaste que as de baixa fusão e a convencional. A porcelana de baixa fusão apresentou maior desgaste que a convencional, porém, ambas provocaram desgastes similares no esmalte.

KOCZOROWSKI & WLOCH (1999) avaliaram o desgaste ocasionado aos materiais protéticos metálicos (ouro e Palliag M) e resinosos (Dentacolor, Chromasit e Stellon), esmalte e dentina. Foi desenvolvida uma máquina para simular algumas condições presentes na cavidade bucal durante a mastigação, realizando o desgaste em saliva artificial e também adicionando um agente abrasivo. O desgaste dos materiais dentários foi avaliado pelo cálculo da perda de volume realizado pela perda de peso e o desgaste dos dentes foi avaliado pela perda de volume realizado pelo método de deslocamento. Estes pesquisadores concluíram que os desgastes provocados nos materiais dentários em estudo foram semelhantes tanto com esmalte como com dentina, sendo que a dentina apresentou maior desgaste que o esmalte e os materiais dentários.

AL-WAHADNI & MARTIN (1999) usaram uma máquina desenhada para simular os parâmetros físicos da função mastigatória e investigaram o desgaste ocasionado em placas de resina por discos antagonistas de porcelanas glazeadas, não glazeadas ou polidas. O desgaste produzido nas placas de resina foi medido com um rugosímetro e o cálculo da área de desgaste foi realizado em um computador com um programa de análise de imagens. A porcelana glazeada VMK 68 foi a menos abrasiva comparada com Vitadur N ou Empress, e foi verificado que o polimento com pasta diamantada reduz a abrasividade das cerâmicas não glazeadas.

De acordo com o levantamento bibliográfico realizado verificou-se que o material dentário estudado que apresenta melhores propriedades relativas ao desgaste, tanto de resistência como de ocasionar o desgaste no dente natural é o ouro. A porcelana, apesar de ser um material muito utilizado clinicamente, tem sido reportada como o material mais abrasivo à estrutura dental.

Verifica-se também que, nos últimos anos, trabalhos a respeito do comportamento abrasivo e de resistência ao desgaste de materiais dentários e do esmalte têm sido amplamente divulgados. A existência destas pesquisas reflete o crescente

interesse, na Odontologia, no estudo sobre as propriedades abrasivas destes materiais restauradores.

Dentre estes materiais dentários em estudo, destacam-se as novas porcelanas com seu ponto de fusão ainda mais baixo, denominadas atualmente de porcelanas de baixa fusão. Apesar de não haver uma concordância geral, as porcelanas de baixa fusão parecem apresentar propriedades de desgaste mais próximas às propriedades do esmalte dental do que as apresentadas pelas porcelanas convencionais.

A tendência das pesquisas é a utilização de métodos de simulação do desgaste realizado *in vitro*, pois este teste permite obter resultados em um curto período de tempo, além de fornecer quantidades mensuráveis de desgaste do material.

3 CONSIDERAÇÕES SOBRE OS MÉTODOS UTILIZADOS NESTE TRABALHO

Neste Capítulo serão abordadas as seguintes metodologias de análise:

- método radiométrico: aplicado na avaliação do desgaste dental;
- método de análise por ativação com nêutrons: utilizado na verificação da homogeneidade dos materiais dentários e também na análise da quantidade de P que foi transferido do dente radioativo para a água, após as operações de desgaste;
- método de medida de microdureza Vickers: usado para verificação da correlação entre a dureza superficial dos materiais antagonistas e sua capacidade de provocar o desgaste dental e também na avaliação de alteração da resistência superficial dos materiais com a irradiação.

3.1 *Método radiométrico*

Originalmente, o método radiométrico para a avaliação da abrasividade de dentifícios foi desenvolvido por GRABENSTETTER et al. (1958) que, utilizando dentes radioativos, compararam a capacidade dos dentifícios de remover a estrutura dental. Este método baseia-se na medida da radioatividade da suspensão dos dentifícios utilizado previamente na escovação mecânica dos dentes irradiados com nêutrons de um reator nuclear. Durante a irradiação, uma parte do ^{31}P da hidroxiapatita do dente é convertida a ^{32}P . Dentre os elementos componentes do tecido dental, somente o P forma um radioisótopo com meia-vida suficientemente longa e com atividade suficiente para medidas práticas. A detecção do ^{32}P depende da taxa de contagens das partículas beta de alta energia emitidos durante o seu processo de decaimento.

Posteriormente, esta técnica nuclear foi utilizada por diversos pesquisadores, como BULL et al. (1958) e CORDON (1971), no estudo da abrasividade de dentifícios.

HEFFEREN (1976) realizou estudos propostos pela American Dental Association (ADA) dos E.U.A. para avaliação da abrasividade de dentifrícios, cujas interpretações dos resultados formaram uma base das recomendações para o uso do método radiométrico. Este método é o recomendado pela ADA para o controle de abrasividade de dentifrícios, pois se utiliza da medida direta da perda de massa da substância dental durante o processo de abrasão, sem apresentar inconvenientes como aqueles do método gravimétrico, devido ao problema das diferenças no grau de hidratação da dentina ou do esmalte. Isto é, os tecidos dentais apresentam quantidades diferentes de água que afetam seriamente a medida de perda de peso. Por outro lado, a secagem completa do dente também pode alterar a sua susceptibilidade à abrasão. Dessa forma, o método radiométrico desenvolvido por GRABENSTETTER et al. (1958) mantém as vantagens de permitir a medida da quantidade real de dentina desgastada.

HEFFERREN et al. em 1984 avaliaram os métodos laboratoriais utilizados para a medida da abrasividade à dentina. A comparação entre os procedimentos do método radiométrico, recomendados pela A.D.A. e British Standards Institute (BST), e o método de medida de perfil superficial, usando o equipamento Talysurf, mostrou que a precisão dos resultados obtidos pelos dois procedimentos do método radiométrico são similares entre si e superiores a aquelas determinadas pela medida de perfil. O tempo necessário para a realização dos testes pelo método radiométrico recomendado pela A.D.A. foi significativamente menor que aquele requerido pelo procedimento pela BST e pelo método da medida do perfil superficial.

Na Supervisão de Radioquímica do IPEN, o método radiométrico foi utilizado por ZOPPE (1997) para a avaliação da abrasividade de dentifrícios.

No presente trabalho, o método radiométrico foi utilizado para o estudo do desgaste provocado no esmalte dental por um antagonista, que pode ser um material restaurador ou um outro esmalte.

Este método radiométrico para avaliação do desgaste do esmalte consiste na medida do ^{32}P , transferido para a água quando o esmalte, tornado radioativo por meio da irradiação com nêutrons do reator nuclear, é submetido ao desgaste em uma máquina

apropriada, que permite a realização de contatos deslizantes do corpo de prova de esmalte com um antagonista.

Na irradiação, o ^{31}P da hidroxiapatita do esmalte dental ativa-se por meio de reação (n, γ) formando o ^{32}P , um emissor da radiação beta de energia 1,71 MeV, com meia-vida de 14,3 dias.

3.2 *Análise por ativação com nêutrons*

O método de ativação com nêutrons foi aplicado na análise de materiais dentários para verificar a sua homogeneidade. Este método consiste basicamente na produção de radionuclídeos artificiais a partir de elementos estáveis, por meio da irradiação com um feixe de nêutrons, para análise qualitativa e quantitativa, pela medida das radiações emitidas pelos radionuclídeos formados. A análise por ativação compreende os processos de formação do radionuclídeo e do decaimento deste radionuclídeo formado.

Segundo TÖLGYESSY & KYRS (1989), a análise por ativação é amplamente conhecida como um método de alta sensibilidade para detecção e determinação de um grande número de elementos. Este método foi utilizado pela primeira vez em 1936, quando Hevesy e Levi determinaram traços de disprósio por meio da ativação com nêutrons. Esta técnica não foi muito utilizada até os meados dos anos 50, quando os reatores para irradiação com altos fluxos de nêutrons tornaram-se mais disponíveis.

Com o desenvolvimento da tecnologia de reatores nos anos 50, a análise por ativação com nêutrons cresceu rapidamente nos anos 50 e 60. Apesar da técnica não ser muito utilizada como outras técnicas de análise elementar, tais como a espectrometria de absorção rômica e de emissão com fonte de plasma induzido, ela ainda ocupa um lugar importante na química analítica devido a possibilidade de obtenção de resultados exatos e precisos na determinação de um vasto número de elementos traço. Além disso, é uma técnica relativamente livre do problema de interferências ocasionadas pelos efeitos da matriz ou de contaminação laboratorial (EHMANN & VANCE, 1991).

A identificação dos radioisótopos formados, pela meia vida e energia dos raios gama, permite a análise qualitativa dos elementos presentes numa amostra. Quando uma amostra é irradiada e depois medida nas mesmas condições de um padrão, a taxa de contagem do radioisótopo medido é proporcional à massa do elemento que deu origem a este radioisótopo. Assim, a massa do elemento na amostra pode ser calculada pelo método comparativo.

O mecanismo da reação nuclear (n, γ) , na qual um feixe de nêutrons interage com um núcleo alvo, por meio de uma colisão inelástica, origina um núcleo composto de alta energia de excitação. Este núcleo formado é instável e passa rapidamente para uma configuração mais estável. Este processo envolve, geralmente, a emissão de partículas nucleares ou raios gama prontos e o núcleo composto se transforma em um núcleo radioativo, que decai emitindo raios gama e partículas beta, formando um núcleo estável.

O esquema da Figura 2 mostra a seqüência de eventos que ocorre numa reação nuclear do tipo (n, γ) .

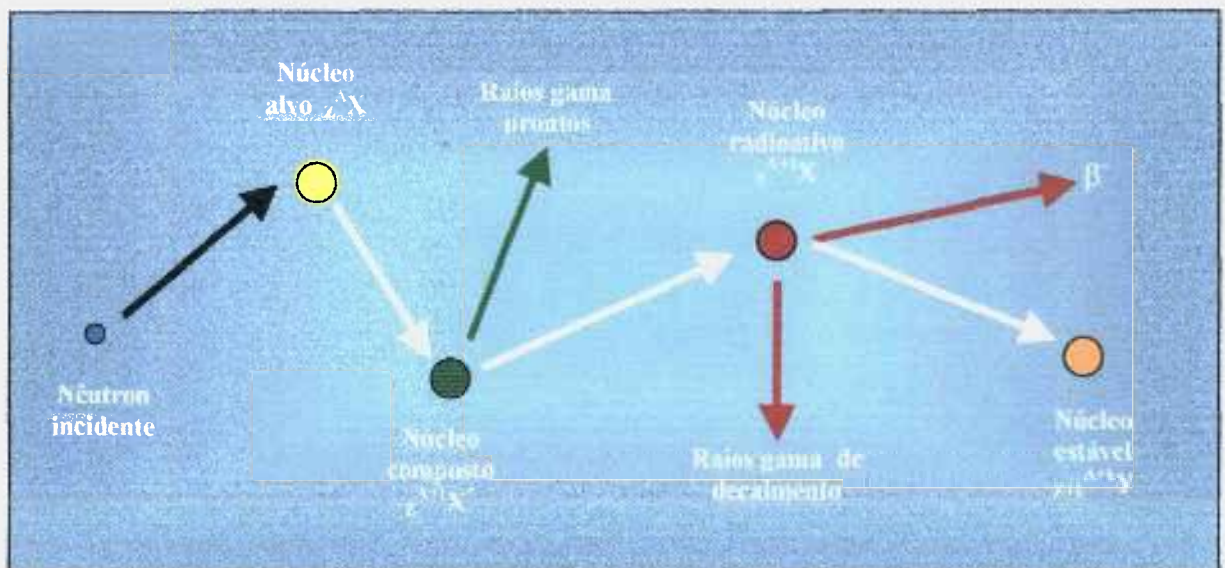
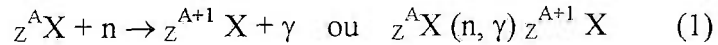


Figura 2 - Esquema da seqüência de eventos para uma reação nuclear do tipo (n, γ) .

A formação do núcleo radioativo é representada pela seguinte reação nuclear:



onde Z é o número atômico, A é o número de massa e X é o elemento químico.

Na maioria dos casos o nuclídeo formado é radioativo e sofre decaimento, emitindo raios gama até atingir uma configuração estável.

A análise por ativação com nêutrons utiliza-se das medidas destes raios gama característicos para identificar o elemento que deu origem a este radioisótopo e para determinar seu teor na amostra.

Segundo DE SOETE et al. (1972) a atividade induzida a um elemento após certo tempo de irradiação é dada por:

$$A = \frac{z \cdot \phi \cdot \sigma \cdot N \cdot m \cdot f \cdot [1 - e^{-0,693 \cdot t_i / t_{1/2}}]}{M} \quad (2)$$

onde: A = atividade em taxa de contagens

z = coeficiente de detecção ou eficiência do detector

ϕ = fluxo de nêutrons, em n. $\text{cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$

σ = secção de choque, em cm^2

N = número de Avogadro

m = massa do elemento

f = abundância isotópica do nuclídeo alvo

M = massa atômica do elemento

t_i = tempo de irradiação

$t_{1/2}$ = tempo de meia-vida do radionuclídeo considerado

De acordo com a relação (2) a possibilidade de se realizar a análise por ativação depende da abundância isotópica, do fluxo de nêutrons, da secção de choque (probabilidade de ocorrência da reação nuclear) e da meia-vida do radionuclídeo formado.

A massa m da relação (2) pode ser obtida desde que todos os seus parâmetros sejam conhecidos. Neste caso, pode-se aplicar o método denominado análise por ativação com nêutrons absoluta. Contudo, a aplicação deste método torna-se restrita porque tais parâmetros nem sempre são disponíveis com exatidão. Por isso, é mais freqüente a utilização da análise por ativação com nêutrons comparativa.

No método comparativo de análise por ativação com nêutrons, a concentração de um elemento é obtida pela comparação das taxas de contagens das amostras e padrões, irradiados simultaneamente nas mesmas condições e contados na mesma geometria. Este método elimina a necessidade de se conhecer os valores dos parâmetros nucleares, a eficiência do detetor e simplifica a equação para cálculo da concentração do elemento na amostra.

Escrevendo a relação (2) para um mesmo elemento da amostra e do padrão, que foram irradiados e medidos na mesma geometria pode-se obter as seguintes relações:

$$A_a = \frac{z \cdot \phi \cdot \sigma \cdot N \cdot m_a \cdot f \cdot [1 - e^{-0,693 \cdot t_i / t_{1/2}}]}{M} \quad (3)$$

$$A_p = \frac{z \cdot \phi \cdot \sigma \cdot N \cdot m_p \cdot f \cdot [1 - e^{-0,693 \cdot t_i / t_{1/2}}]}{M} \quad (4)$$

onde os índices a e p se referem a amostra e padrão, respectivamente.

Dividindo-se a relação (3) por (4), tem-se:

$$A_a / A_p = m_a / m_p \quad (5)$$

Nesta relação (5) A_a e A_p são os valores das taxas de contagens da amostra e do padrão, medidos para um mesmo tempo de decaimento. Sendo na prática, amostra e padrão medidos em diferentes tempos de decaimento, t_{da} e t_{dp} respectivamente, aplica-se a relação da lei de decaimento radioativo para correção de tempo de decaimento.

Pela lei de decaimento radioativo (KELLER, 1988) tem-se:

$$A = A_0 \cdot e^{-\lambda \cdot t_d} \quad (6)$$

onde: A_0 é a taxa de contagem para $t_d = 0$
 λ é a constante de decaimento ($\lambda = 0,693/t_{1/2}$)
 t_d é o tempo de decaimento.

Levando-se em consideração a relação (6), em termos de concentração a equação (5) pode ser escrita como:

$$C_a = \frac{m_p \cdot A_a \cdot e^{0,693(t_{da} - t_{dp})/t_{1/2}}}{M_a \cdot A_p} \quad (7)$$

onde: C_a = concentração do elemento na amostra ($C_a = m_a / M_a$)
 M_a = massa da amostra
 t_{da} = tempo de decaimento da amostra
 t_{dp} = tempo de decaimento do padrão

A relação (7) é utilizada para o cálculo da concentração do elemento pelo método comparativo de análise por ativação com nêutrons.

3.3 *Medida de microdureza superficial*

A dureza superficial é o resultado da interação de propriedades diferentes, a saber: resistência, limite de proporcionalidade, ductibilidade, maleabilidade, resistência à abrasão e ao corte. Pelo fato de numerosos fatores influírem na dureza, é difícil de definir este termo. Não existe, de fato, definição específica. Em Mineralogia, a dureza relativa de uma substância é baseada em sua habilidade de resistir ao risco. Em Metalurgia, o conceito mais aceito é o de “resistência à penetração”. Com este preceito designa-se a maioria dos testes de dureza modernos (PHILLIPS, 1984).

Há vários ensaios utilizados na medida de dureza superficial. Segundo PHILLIPS (1984), com poucas exceções, eles são baseados na habilidade da superfície do

material de resistir à penetração por uma ponta, sob carga especificada. Os testes mais usados na determinação da dureza dos materiais dentários são os de Brinell, Rockwell, Vickers e Knoop. A seleção do teste é determinada pelo material a ser medido.

O teste de Vickers é favorável para a medida da dureza de materiais como ouro de fundições, materiais relativamente frágeis e estrutura dental. Neste teste, a dureza é medida avaliando-se a penetração de um diamante em forma de pirâmide de base quadrada com ângulos entre as faces de 136° no material em teste, quando uma carga é aplicada. O resultado da dureza Vickers é o quociente do valor da carga pela área penetrada.

No presente trabalho, foi utilizado o teste Vickers para a determinação da dureza das superfícies dos materiais restauradores dentários e do esmalte. Tais medidas foram realizadas para examinar se existe uma correlação entre a dureza dos materiais restauradores e o desgaste provocado ao esmalte.

Uma vez que o teste de desgaste foi realizado com material irradiado com nêutrons, a medida da dureza foi também utilizada para verificar se a irradiação com nêutrons provocaria alteração na microdureza superficial do esmalte e dos materiais restauradores.

4 PARTE EXPERIMENTAL

Neste Capítulo são descritos os procedimentos realizados para a avaliação do desgaste do esmalte dental pelos materiais restauradores. A Figura 3 mostra o fluxograma das etapas principais para o teste do desgaste do esmalte.

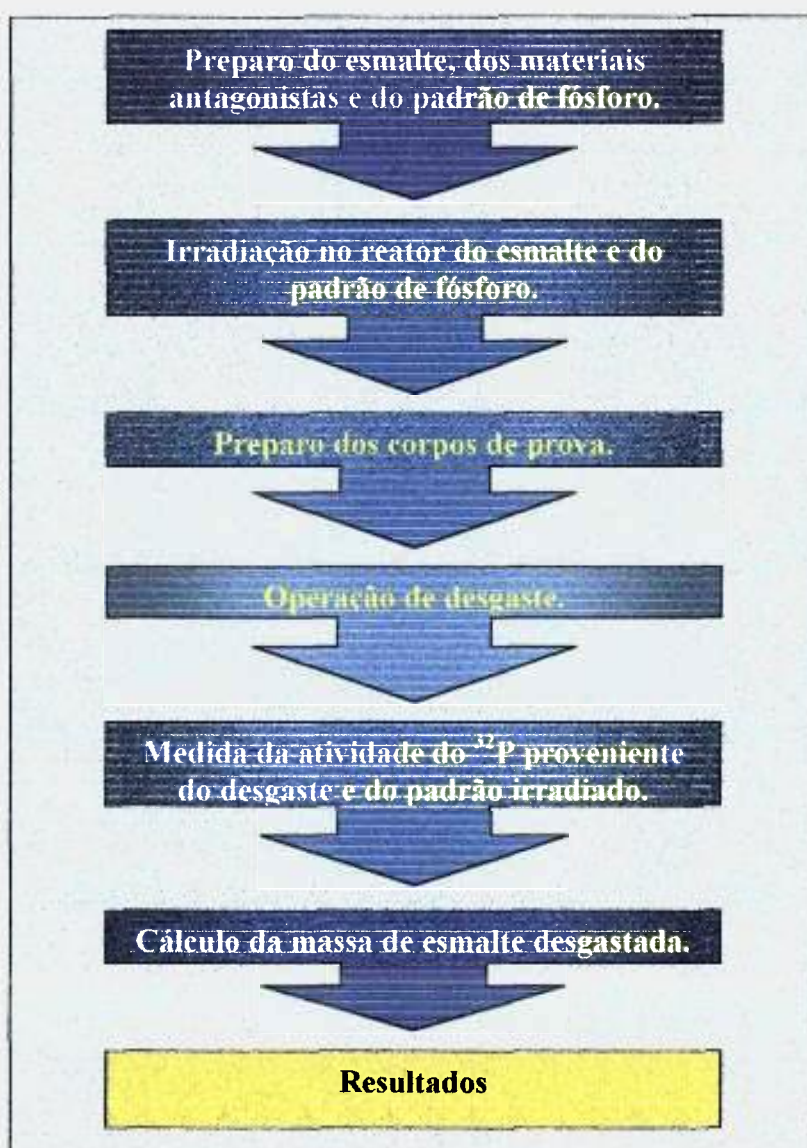


Figura 3 - Seqüência das operações para avaliação do desgaste dental pelo método radiométrico.

4.1 *Materiais utilizados*

Foram selecionados os seguintes materiais: esmalte dental humano, porcelanas dentais: Finesse, Ceramco e Noritake e materiais resinosos poli-vidro Artglass e cerômero Targis. As características dos materiais restauradores estão descritas na Tabela 1. Estes materiais, aplicados em restaurações protéticas, foram escolhidos porque são amplamente utilizados na Odontologia atual, devido às suas características estéticas.

Para verificação da resistência do esmalte ao desgaste provocado pelos materiais dentários, foram utilizados dentes incisivos inferiores de seres humanos adultos, extraídos por motivos periodontais e doados voluntariamente por pacientes de cirurgiões dentistas. Após a extração, estes dentes foram mantidos em água destilada para impedir sua desidratação. Devido ao uso de tecidos dentais de humanos, o presente trabalho foi submetido e aprovado pela Comissão de Ética do IPEN.

Tabela 1 . Materiais restauradores utilizados para estudo no presente trabalho.

Nome Comercial	Tipo	Fabricante	Lote
Artglass	Poli-vidro	Heraeus Kulzer	108
Targis	Cerômero	Ivoclar AG	A14320
Ceramco II	Porcelana dental	Dentsply	PC261151
Noritake	Porcelana dental	Noritake Kizai Co.	50907
Finesse	Porcelana dental	Ceramco Inc.	PC413125

4.2 Preparo dos materiais

Os materiais dentários e o esmalte dental foram preparados de duas formas, para serem avaliados no seu desgaste e para atuarem como antagonistas na simulação deste desgaste.

4.2.1 Preparo dos materiais antagonistas

4.2.1.1 Esmalte dental

Os dentes foram seccionados transversalmente na junção amelo-cementária, sendo a porção radicular desprezada. As partes coronárias dos dentes foram incluídas em resina acrílica autopolimerizável, com auxílio de uma matriz metálica cilíndrica, previamente isolada internamente com vaselina e colocada sobre uma placa de vidro. A face vestibular plana de cada incisivo foi presa com cera utilidade na placa de vidro, de forma que o dente ficasse aproximadamente na parte central da matriz. A resina acrílica ativada quimicamente foi manipulada, misturando-se o pó (polímero) e o líquido (monômero) e foi colocada sobre o dente, dentro da matriz metálica. Após a polimerização da resina, a placa de vidro e a matriz foram removidas obtendo-se, dessa maneira, o dente implantado no centro do cilindro de resina acrílica.

Após a inclusão, cada disco de resina com esmalte dental foi levado à politriz para desgaste, polimento e obtenção de uma face plana de esmalte. As amostras lixadas com lixas d'água de carbetto de silício 240, 400 e 600 foram polidas com pastas de diamante próprias para esmalte dental ou porcelana dental, veiculadas em disco de feltro. Após o polimento, os dentes que tiveram a dentina exposta foram descartados.

Cada disco de resina com o dente polido foi levado à máquina de corte Labcut 1010 (EXTEC). Essa máquina possui um disco diamantado, um reservatório com água para refrigeração, um braço com dispositivo para prensão do corpo de prova e colocação

do peso para corte, controle de velocidade de corte e controle de espessura do corte, com uma precisão de $\pm 0,01$ mm.

Foram feitos cortes em cada dente, obtendo-se fragmentos de esmalte com as suas superfícies quadradas padronizadas de dimensões 4 mm x 4 mm. Cada amostra de esmalte dental assim preparada foi inserida novamente no centro de um tubo de cloreto de polivinila (PVC) com resina acrílica ativada quimicamente e posteriormente foi torneada para se obter o esmalte no formato cilíndrico com 3,8 mm de diâmetro e 1,5 mm de altura.

4.2.1.2 Materiais dentários

Os materiais dentários foram preparados conforme instruções dos fabricantes e a homogeneidade do material foi previamente verificada neste trabalho pelo método de análise por ativação com nêutrons. Estes resultados sobre o estudo da homogeneidade do material dentário são apresentados no item 5.1.2 deste trabalho. Cada um dos materiais dentários com suas superfícies polidas, medindo 6 mm de comprimento por 4 mm de diâmetro, foram diretamente inseridos no centro de tubos de PVC (20 mm de comprimento por 20 mm de diâmetro) com auxílio de uma matriz metálica e incluídos com resina acrílica autopolimerizável. Para a identificação dos diferentes materiais dentários, em cada um deles foram usadas resinas de colorações diferentes. Os materiais inseridos nos tubos de PVC foram retificados em um torno, a fim de se padronizar o diâmetro de 3,8 mm e a altura de 1,5 mm.

Na Figura 4 está apresentada a fotografia de três materiais antagonistas inseridos nos tubos de PVC, ao lado da matriz metálica utilizada para inclusão dos materiais nos tubos.



Figura 4 - Fotografia dos materiais antagonistas inseridos em tubos de PVC e torneados, juntamente com a matriz metálica. Escala 1:1.

4.2.2 Preparo do esmalte a ser submetido ao desgaste

Foram obtidas amostras de esmalte dental com superfícies retangulares da mesma forma descrita no item 4.2.1, com dimensões de 4 mm x 7 mm. Estas amostras de esmalte nas formas retangulares foram armazenadas em água destilada até o momento da sua irradiação, para evitar a desidratação.

4.2.2.1 Padrão de fósforo

O padrão de fósforo foi irradiado no reator nuclear IEA-R1m, juntamente com as amostras de esmalte dental a serem submetidas ao desgaste, para posterior cálculo da massa de esmalte perdida nas operações de desgaste. Foi utilizado como padrão de P uma massa de 30,07 mg do sal di-hidrogeno fosfato de amônio $\text{NH}_4\text{H}_2\text{PO}_4$ (Puratronic/Jonhson Matthey) com a pureza 99,999% de P pesados diretamente em invólucro plástico de dimensões de 8 mm x 10 mm.

4.2.2.2 Irradiação do esmalte e padrão de fósforo

As amostras de esmalte dental foram tornadas radioativas por meio da sua irradiação no reator nuclear IEA-R1m do IPEN/CNEN/SP. Para isso, inicialmente, as amostras foram acondicionadas em cápsulas de polietileno.

O padrão de fósforo contido no invólucro de plástico foi envolto em folha de alumínio e foi colocado o mais próximo das amostras de esmalte na cápsula de polietileno. O conjunto constituído de padrão de P e amostra de esmalte foram acondicionados em um dispositivo de alumínio, denominado de coelho, para irradiação no reator por período de 30 min e fluxo de nêutrons térmicos de aproximadamente $10^{12} \text{ n.cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$.

Após a irradiação, o padrão de fósforo foi dissolvido e diluído com água destilada obtendo-se uma solução com a concentração de P de 323,886 $\mu\text{g/mL}$. Foram pipetados 50 μL desta solução sobre um papel de filtro Whatman n.º 40 para as medidas da atividade do ^{32}P .

4.2.2.3 Montagem das amostras de esmalte no bloco de resina acrílica

Após cerca de uma semana de decaimento o fragmento de esmalte irradiado foi montado no centro de um bloco de acrílico utilizando-se uma matriz de alumínio fresada. Essa matriz consiste de duas placas de alumínio sobrepostas, sendo uma utilizada como fundo e outra, com recorte no tamanho e forma da futuro bloco de acrílico. Aplicou-se graxa de silicone entre as placas antes da montagem. As duas placas foram unidas com parafusos laterais. Colocou-se com pinça a amostra irradiada no centro da matriz de alumínio, com a superfície plana voltada para o fundo, e com o maior comprimento perpendicular ao maior comprimento da placa. O fragmento foi fixado na matriz com a graxa de silicone aplicada previamente. A seguir, 20 mL de resina acrílica ativada quimicamente foi vertida sobre a matriz. Aguardou-se a completa polimerização da resina para se remover o bloco da matriz e recortar as rebarbas.

4.3 Avaliação do desgaste

Previamente, foram realizados os ensaios preliminares para o estabelecimento das condições apropriadas para o estudo do desgaste. A descrição destes ensaios está no item 4.4.

No método radiométrico, o desgaste do esmalte irradiado é provocado pelo movimento do seu antagonista que desliza sobre a superfície do esmalte. A porção do dente desgastado passa para a água.

4.3.1 Procedimento da operação de desgaste

Foi utilizada uma máquina que consiste de uma haste em cuja extremidade é adaptado o fragmento de esmalte ou material dentário que desliza sobre o corpo de prova em teste, fixo no interior de uma cuba de acrílico. Sobre o corpo de prova em teste é aplicado um peso correspondente a 285 g, o qual desliza com o funcionamento de um motor elétrico com rotação de 120 rpm, permitindo uma taxa de 120 ciclos (sendo que um ciclo corresponde a um movimento de ida e volta) por minuto. A área do esmalte irradiado exposta ao desgaste foi de forma retangular, de 3,8 mm x 4 mm (área de 15,2 mm²). Integrado ao conjunto, há um dispositivo de contagem mecânica, que é ativado a cada movimento completo, de maneira a indicar o número de ciclos aplicados. Esta máquina foi projetada e confeccionada na Oficina Mecânica do IPEN. Na Figura 5 está a fotografia da máquina utilizada no estudo do desgaste.

A placa de acrílico com o material irradiado é colocada dentro da cuba de acrílico da máquina de desgaste contendo 10 ml de água destilada. A haste móvel da máquina de desgaste com o fragmento de material dentário inserido na resina acrílica do tubo de PVC é instalada na máquina. A operação de desgaste é feita por um período, de modo a completar 2500 ciclos em cada operação. Cada amostra irradiada foi utilizada para seis operações de desgaste.

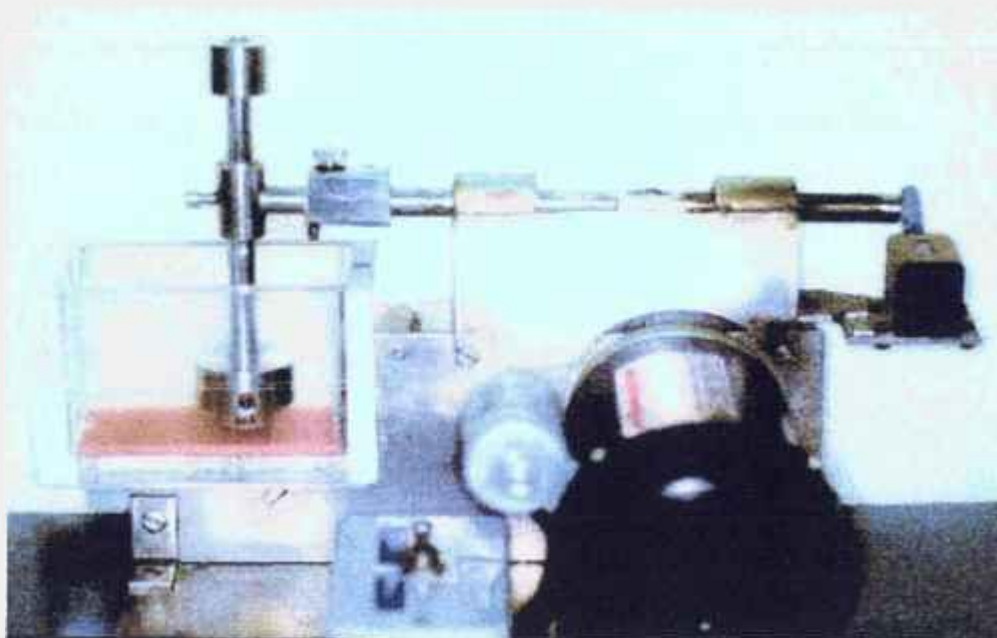


Figura 5 – Fotografia da máquina utilizada na avaliação de desgaste.
Escala 1:4.

4.3.2 Medida da atividade do radioisótopo transferido para a água

Após cada operação de desgaste, a água contida na cuba foi recolhida para a medida da radioatividade. A cuba, a placa e o corpo de prova antagonista foram lavados com água desionizada e secos com papel absorvente.

Para a medida do ^{32}P resultante do desgaste do esmalte, toda a água da cuba de acrílico foi transferida para uma prancheta por meio de transferências consecutivas e completa secagem de toda a água. A secagem das amostras foi feita numa estufa com ventilação forçada a 35°C , por um período de aproximadamente 8 horas.

As partículas beta de 1,71 MeV do ^{32}P com meia vida de 14,3 dias destas amostras foram medidas usando um detetor Geiger-Müller e o tempo de medida de cada amostra foi de 10 minutos. Cada amostra foi medida por três vezes consecutivas e como resultado foi utilizado o valor médio das medidas, descontando-se a radiação de fundo (background).

Nas Figuras 6 e 7 são apresentadas as fotografias do detetor Geiger-Müller utilizado para as medidas das partículas beta do ^{32}P .

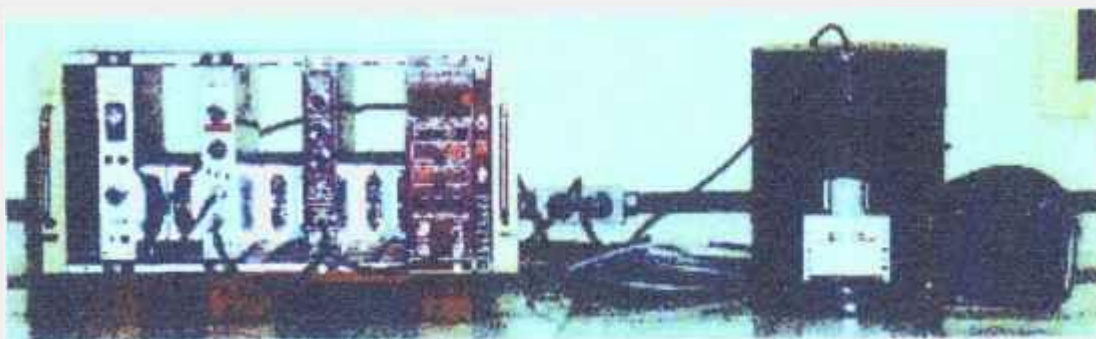


Figura 6 – Fotografia do equipamento com detetor Geiger-Müller utilizado para medida da partícula beta do ^{32}P . Escala 1: 9.



Figura 7 – Fotografia de detetor Geiger-Müller com a amostra . Escala 1:5.

4.3.3 Cálculos

A massa de esmalte desgastada foi calculada conhecendo-se o teor de P no esmalte e a quantidade de P desgastado. A medida da taxa de contagens do ^{32}P , que passa para água, permite obter a massa de P desgastada por meio da comparação da atividade do padrão de P irradiado junto com o esmalte, ou seja, pelo método comparativo de ativação com nêutrons.

Com os dados da atividade do ^{32}P transferido para a água após o desgaste do esmalte dental por um outro esmalte ou pelos materiais restauradores, e tendo o valor da taxa de contagem do padrão de P, foi obtida a massa de P que passou para a água e, posteriormente, foi calculada a massa de esmalte desgastado. Para o cálculo da massa de esmalte desgastado utilizou-se o valor do teor de P no esmalte apresentado por SÖREMARK & SAMSAHL (1961). Estes pesquisadores determinaram os constituintes inorgânicos do esmalte dental pelo método de análise por ativação com nêutrons, tendo obtido um valor médio de 18% para o fósforo, cujos resultados estão dentro da faixa apresentada por BRUDEVOLD & SÖREMARK (1967) que apresentaram como concentração de fósforo no esmalte dental humano o valor entre 16,1 e 18%.

Para uma melhor compreensão das diversas etapas envolvidas no método radiométrico para a verificação do desgaste do esmalte pelos materiais dentários, está apresentado na Figura 8 o esquema do processo.

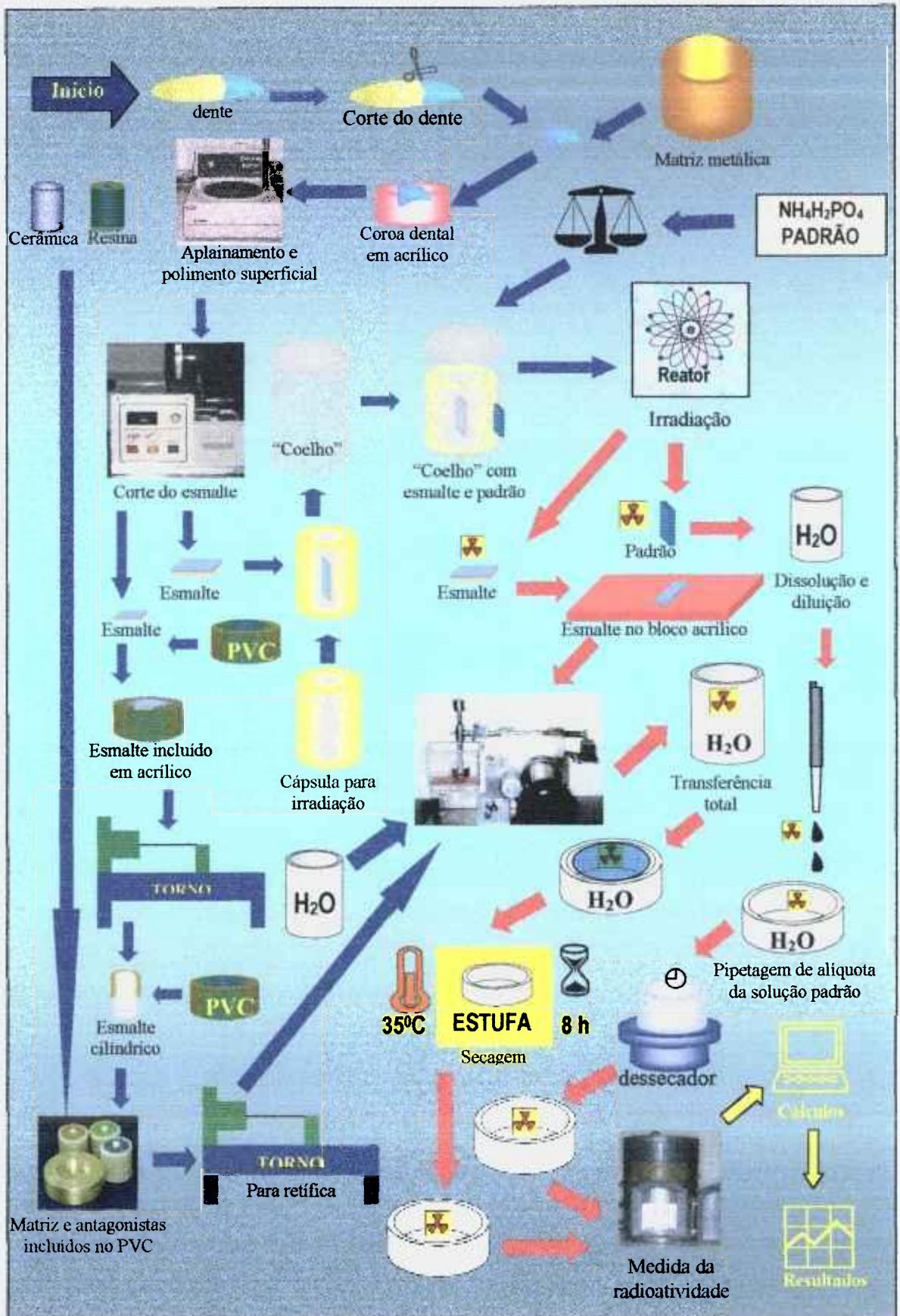


Figura 8 – Representação esquemática da parte experimental da avaliação do desgaste do esmalte pelo método radiométrico.

4.4 *Ensaio preliminares*

4.4.1 Identificação dos radioisótopos

A análise qualitativa dos elementos presentes nos materiais dentários foi realizada previamente para a escolha de um radionuclídeo apropriado para o uso na verificação da homogeneidade destes materiais. A homogeneidade dos materiais usados como antagonistas é importante para que os resultados de desgaste sejam reprodutíveis. A escolha destes radionuclídeos foi feita baseando-se nas suas meias vidas e taxas de contagens (atividade) no espectro dos raios gama do material submetido a irradiação com nêutrons do reator nuclear.

Para isso, um cilindro de cada um dos materiais (porcelanas dentais Noritake, Ceramco, Finesse e poli-vidro Artglass) foram previamente triturados e pesados (aproximadamente 30 mg) em invólucros de polietileno devidamente identificados e lacrados com ferro de solda a quente. Cada uma das amostras dos invólucros de plástico foi envolta em folha de alumínio devidamente identificada e foi colocada em um dispositivo de alumínio apropriado (coelho) para irradiação no reator. As amostras foram irradiadas por um período de 5 horas, sob um fluxo de nêutrons térmicos de $10^{12} \text{ n.cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$ do reator IEA-R1m. Após o decaimento dos radionuclídeos de meias vidas curtas, isto é, após aproximadamente uma semana, estas amostras foram abertas e fixadas em pranchetas metálicas usando fita adesiva, para a medida da atividade induzida.

Esta medida das atividades dos raios gama emitidos pelas amostras foi feita em um espectrômetro de raios gama que consiste de um detetor de Ge hiperpuro acoplado a um cartão TRUMP da EG & G Ortec, a um microcomputador e sistema eletrônico associado. A resolução (FWHM) do sistema utilizado foi de 0,91 keV para o fotopico de 121,97 keV de ^{57}Co e de 1,84 keV para o fotopico de 1332,49 keV do ^{60}Co . Os espectros gama foram obtidos pelo programa de computação MAESTRO II da EG & G Ortec. Tais espectros foram gravados em disquetes. O processamento dos espectros foi feito utilizando-se o programa VISPECT2, desenvolvido na Supervisão de Radioquímica pelo perito Dennis Piccot de Saclay, França. Este programa nos fornece as energias dos raios gama e os valores das taxas de contagens com seus respectivos desvios padrões. A

identificação dos radioisótopos formados foi feita pela energia e meia vida, consultando os dados nucleares compilados pela International Atomic Energy Agency (1990).

4.4.2 Preparo dos padrões de térbio, antimônio e bário

Foram preparados padrões dos elementos Tb, Sb e Ba separadamente para análise destes elementos nos materiais restauradores no estudo da sua homogeneidade bem como na avaliação do seu desgaste pelos antagonistas. A escolha destes elementos na análise dos materiais restauradores foi baseada nos resultados obtidos pela identificação dos radioisótopos formados na sua irradiação. O procedimento de análise qualitativa para identificação dos radioisótopos formados está descrito no item 4.4.1. No caso, foram escolhidos os elementos cujos radioisótopos correspondentes formados apresentavam meias vidas longas e altas taxas de contagens. Para os materiais Ceramco e Finesse foi analisado o elemento Tb, para Noritake o elemento Sb e para Artglass e Targis o elemento Ba.

As soluções padrões de Sb e Ba foram adquiridas prontas da Spex Chemical. A solução padrão de Tb foi obtida por meio da dissolução com ácido nítrico, a quente, do Tb_4O_7 (Johnson Mathey Chemical Limited), espectroscopicamente puro, previamente calcinado a $800^\circ C$ por 2 horas.

Foram pipetados $50 \mu L$ de cada uma das soluções padrões, em tiras de $1,2 \text{ cm} \times 1,5 \text{ cm}$ de papel de filtro Whatman n^o. 40, com pipetador automático, previamente calibrado.

Estas tiras de papel de filtro, contendo as soluções pipetadas, foram colocadas em dessecadores para secagem e, posteriormente, foram dobradas e acondicionadas em invólucros plásticos.

4.4.3 Análise da homogeneidade dos materiais dentários

A homogeneidade dos materiais dentários foi avaliada pela análise dos elementos dos radionuclídeos escolhidos, cujos resultados foram obtidos em réplicas de quatro determinações. Cerca de 30 mg de cada material cerâmico, pulverizado e pesado em invólucros de polietileno, foram embalados em folha de alumínio com os padrões dos elementos também embalados com folha de alumínio e irradiados por 1 hora sob fluxo de nêutrons térmicos de $10^{12} \text{n. cm}^2. \text{s}^{-1}$. Após o decaimento dos radionuclídeos de meias vidas curtas, isto é, após aproximadamente uma semana, foram realizadas as medidas das atividades gama das amostras e dos padrões, usando um detetor de Ge hiperpuro, como descrito no item 4.4.1 para a análise qualitativa.

4.4.4 Determinação da dureza superficial dos materiais

A dureza superficial dos materiais foi determinada para verificação de sua alteração de acordo com o tempo de irradiação, e para posterior estudo de correlação da dureza dos materiais usados como antagonistas e seu poder de desgaste sobre o esmalte.

Para esta determinação de dureza, cada amostra de esmalte ou do material restaurador foi incluída em blocos de resina acrílica autopolimerizável. Estas amostras foram tratadas usando lixa d'água de carbetto de silício de granulometrias 200, 400 e 600 para obtenção de superfícies planas. A seguir, estas amostras lixadas foram polidas numa politriz. Entre as diversas etapas do polimento, as amostras foram lavadas usando detergente e água, enxaguando-se em álcool e posteriormente foram secas com ar quente. Um microscópio de reflexão com aumento de 200X foi utilizado para verificar o grau de polimento. Esse procedimento foi realizado diversas vezes até que o polimento estivesse satisfatório.

Foi utilizado o equipamento procedente da Otto Wolpert-Werke, Alemanha, modelo M-testor, n°.522 para medida de microdureza Vickers (Figura 9). O procedimento

para uso deste equipamento consiste basicamente em pressionar uma pequena peça de diamante de forma piramidal e base quadrada com peso determinado (no caso, de 100 a 200 g) sobre a superfície polida do corpo de prova. O equipamento é acoplado a um microscópio de reflexão que permite a medida das diagonais das impressões obtidas na superfície do corpo de prova pela peça de diamante. A peça de diamante pode ser pressionada em vários pontos da superfície do material em teste e em cada ponto são feitas medidas das duas diagonais da impressão. O tamanho médio de impressão é obtido pela média destas duas medidas. Tendo o valor médio da impressão, o valor da dureza é obtido consultando a tabela de Vickers. Foram feitas dez medidas de dureza em cada amostra.



Figura 9 – Fotografia do aparelho M-testor no. 522, utilizado para medida de microdureza Vickers. Escala 1:10.

A alteração na dureza do esmalte provocada pela irradiação foi avaliada pela medida de microdureza antes e depois da irradiação. Uma vez feitas as medidas prévias à irradiação, as amostras foram removidas da resina acrílica e irradiadas por 1 hora ou por 30 minutos sob fluxo de nêutrons de $10^{12} \text{ n.cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$. Após o decaimento da maior parte da atividade dos radionuclídeos formados, os fragmentos de esmalte foram inseridos novamente em resina acrílica autopolimerizável para a medida da microdureza Vickers.

Este tempo de decaimento variou de 1 a 8 meses, dependendo do material. Para os materiais restauradores o tempo de irradiação no reator foi de 3 horas, tendo sido então efetuados os mesmos procedimentos realizados para os fragmentos de esmalte. Para o caso dos materiais dentários, o tempo de decaimento necessário para as medidas da dureza foi de 8 meses. Este tempo foi necessário para a diminuição das atividades das amostras, evitando a exposição do analista a altas doses de radiação durante a realização das medidas de dureza.

4.4.5 Análise da precisão na determinação do desgaste do esmalte

A reprodutibilidade nos resultados do desgaste foi analisada realizando 10 operações de desgaste num mesmo corpo de prova e utilizando o mesmo antagonista. Para analisar a reprodutibilidade nos resultados do desgaste do esmalte dental bem como dos materiais restauradores foi utilizado como antagonista o material Ceramco. O número de ciclos utilizados neste teste de desgaste foi 1500 e 3000.

4.4.6 Análise da precisão na determinação do desgaste das porcelanas dentárias

No caso das porcelanas dentárias, foi realizado o estudo da reprodutibilidade nos resultados de desgaste, para verificar a possibilidade da determinação do desgaste destes materiais.

As porcelanas dentárias Ceramco II e Noritake foram preparadas conforme instruções dos fabricantes, de forma a se obter materiais com superfícies retangulares com dimensões de 4mm x 7mm. Estes materiais tiveram suas superfícies polidas para serem submetidas ao desgaste, e, juntamente com os padrões dos seus elementos, foram irradiadas no reator nuclear IEA-R1m do IPEN/CNEN/SP, sob fluxo de nêutrons de $10^{12} \text{ n.cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$, por um período de 3 horas.



Após cerca de uma semana de decaimento a porcelana dentária irradiada foi montada no centro de um bloco de acrílico, e o desgaste foi realizado utilizando-se um antagonista de porcelana Ceramco II. A medida das atividades dos raios gama emitidos pela porção de porcelana desgastada foi feita com um detetor de Ge hiperpuro.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 *Ensaaios preliminares*

5.1.1 Identificação dos radioisótopos

A identificação dos radioisótopos formados nos materiais dentários irradiados foi feita pela energia dos raios gama emitidos e meia vida. Os radioisótopos identificados nos materiais para os correspondentes tempos de decaimento estão indicados na Tabela 2.

Tabela 2. Radioisótopos identificados nos materiais dentários.

Material	Tempo de decaimento	Radioisótopos identificados
Ceramco II	15 dias	^{152}Eu , $^{194\text{m}}\text{Ir}$, ^{147}Nd , ^{160}Tb , ^{65}Zn
Noritake	15 dias	^{181}Hf , ^{122}Sb , ^{124}Sb , ^{46}Sc
Finesse	15 dias	^{141}Ce , ^{160}Tb , ^{65}Zn
Artglass	10 dias	$^{198}\text{Au}(?)$, ^{131}Ba , ^{60}Co , ^{140}La , ^{182}Ta
Targis	10 dias	^{131}Ba , ^{122}Sb , ^{175}Yb

Dentre estes radioisótopos, baseando-se nas taxas de contagem e meia-vidas, foram selecionados os radionuclídeos da Tabela 3 para uso na verificação da homogeneidade do material e na medida do desgaste dos respectivos materiais. Na Tabela 3 são apresentados também a meia vida e as energias dos raios gama dos radioisótopos.

Tabela 3. Radioisótopos selecionados para uso no estudo do desgaste.

Amostra	Isótopo	Meia-vida	Energia dos raios gama(keV)
Noritake	^{124}Sb	60,2 dias	602,73 / 1690,98
Ceramco II e Finesse	^{160}Tb	72,3 dias	298,58 / 879,38
Artglass e Targis	^{131}Ba	11,8 dias	496,26 / 123,77

5.1.2 Homogeneidade dos materiais restauradores

Nas Tabelas 4 e 5 estão os resultados das análises dos elementos, cujos radioisótopos correspondentes foram escolhidos para o estudo de desgaste, os quais foram obtidos para o teste da homogeneidade dos materiais restauradores. Estes resultados indicam uma boa precisão conforme pode ser verificado pelos desvios padrões relativos que variaram de 1,5 a 2,9%. Tais resultados indicam que os materiais analisados apresentam-se homogêneos, pois revelam concentrações dos elementos selecionados bastante próximas em cada uma das alíquotas das amostras tomadas para as análises. A homogeneidade dos materiais antagonistas é importante para se obter resultados precisos de desgaste do esmalte.

Tabela 4. Resultados das análises de materiais cerâmicos

Experimento	Finesse % Tb	Ceramco % Tb	Noritake % Sb
1	2,067±0,006 ^a	0,440±0,002	0,668±0,003
2	1,950±0,008	0,425±0,002	0,668±0,003
3	2,037±0,006	0,433±0,002	0,700±0,006
4	1,963±0,006	0,437±0,002	0,673±0,003
Médias	2,004±0,057 ^b (2,8%) ^c	0,434±0,006(1,5%)	0,677±0,015(2,2%)

(a) Incerteza calculada considerando erros nas contagens de amostra e padrão.

(b) média aritmética e desvio padrão individual

(c) desvio padrão relativo

Tabela 5. Resultados das análises de materiais resinosos (poli-vidro e cerômero)

Experimento	Artglass % Ba	Targis % Ba
1	10,0±0,4	8,5±0,4
2	9,9±0,4	8,7±0,4
3	10,5±0,6	8,9±0,5
4	10,4±0,6	9,1±0,5
Médias	10,2±0,3(2,9%)	8,8±0,2(2,7%)

5.1.3 Determinações da dureza superficial dos materiais

Os resultados das medidas de microdureza Vickers do esmalte e dos materiais restauradores foram obtidos para verificar se há alteração na dureza superficial destes materiais com a irradiação com nêutrons do reator. Nas Tabelas 6 e 7 estão os resultados da dureza do esmalte para 1 h e 30 min de irradiação, e na Tabela 8 são apresentados os resultados obtidos para os materiais restauradores. Nas Tabelas 9, 10 e 11 são apresentados os parâmetros obtidos na aplicação do teste t (VIEIRA, 1981) aos dados das Tabelas 6, 7 e 8, respectivamente, para avaliar a alteração da dureza do esmalte e dos materiais restauradores com a irradiação.

Tabela 6. Medidas de microdureza Vickers das amostras de esmalte antes e após irradiação com nêutrons por 1 hora no reator. Fluxo de nêutrons térmicos = 10^{12} n.cm⁻².s⁻¹.

Amostras	Microdureza Vickers	
	Antes	Após
Esmalte 1	377±34(*)	296±16
Esmalte 2	392±33	293±16
Esmalte 3	413±41	282±21
Esmalte 4	379±20	275±16
Esmalte 5	380±31	245±18

(*) média e desvio padrão de dez medidas realizadas para cada amostra.

Tabela 7. Medidas de microdureza Vickers do esmalte antes e após irradiação por 30 min. no reator. Fluxo de nêutrons térmicos = $10^{12} \text{n.cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$.

Amostras	Microdureza Vickers	
	Antes	Após
Esmalte 6	300±18(*)	281±38
Esmalte 7	311±20	313±26
Esmalte 8	343±14	329±27

(*)média e desvio padrão de dez medidas realizadas para cada amostra.

Tabela 8. Medidas de microdureza Vickers dos materiais restauradores antes e após irradiação por 3 h no reator. Fluxo de nêutrons térmicos = $10^{12} \text{n.cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$.

Amostras	Microdureza Vickers	
	Antes	Após
Noritake	663 ± 50(*)	564±50
Ceramco	759 ± 49	646±34
Finesse	717 ± 63	548±18
Artglass	69 ± 2	55±4
Targis	75 ± 1	65±2

(*)média e desvio padrão de dez medidas realizadas para cada amostra.

Tabela 9. Parâmetros obtidos na aplicação do teste t aos resultados da Tabela 6.

Amostras	Média	Variância	Observações	Graus de liberdade	t	t crítico*	
Esmalte 1	Antes	376,5	1130,278	10	13	6,892987	2,160368
	Após	295,7	243,7889	10			
Esmalte 2	Antes	391,7	1111,344	10	13	8,423043	2,160368
	Após	293,2	256,1778	10			
Esmalte 3	Antes	412,8	1643,067	10	14	9,051662	2,144789
	Após	282,1	441,8778	10			
Esmalte 4	Antes	378,8	385,7333	10	18	12,98374	2,100924
	Após	275,4	248,4889	10			
Esmalte 5	Antes	380,2	930,8444	10	18	11,99055	2,100924
	Após	245,3	334,9	10			

* Nível de significância = 5%.

Tabela 10. Parâmetros obtidos na aplicação do teste t aos resultados da Tabela 7.

Amostras	Média	Variância	Observações	Graus de liberdade	t	t crítico*	
Esmalte 7	Antes	299,8	333,0667	10	13	1,408785	2,160368
	Após	281	1447,778	10			
Esmalte 8	Antes	310,7	382,0111	10	18	-0,25016	2,100924
	Após	313,3	698,2333	10			
Esmalte 9	Antes	343,3	185,5667	10	13	1,498307	2,160368
	Após	329	725,3333	10			

* Nível de significância = 5%.

Tabela 11. Parâmetros obtidos na aplicação do teste t aos resultados da Tabela 8.

Amostras		Média	Variância	Observações	Graus de liberdade	t	t crítico*
Ceramco II	Antes	759,2	2444,844	10	18	5,940305	2,100924
	Após	646,3	1167,344	10			
Finesse	Antes	716,9	3932,322	10	10	8,185688	2,228139
	Após	548,3	310,0111	10			
Noritake	Antes	662,9	2524,1	10	18	4,4065755	2,1009237
	Após	564	2513,1111	10			
Artglass	Antes	68,65	2,2938889	10	18	9,1081034	2,1009237
	Após	55,39	18,901	10			
Targis	Antes	75,22	1,4484444	10	18	14,744863	2,1009237
	Após	65,19	3,1787778	10			

* Nível de significância = 5%.

Os valores de t obtidos nos indicam que, ao nível de significância de 5%, há alteração na microdureza Vickers do esmalte quando submetido à irradiação no reator por 1 hora (Tabela 9) e nos materiais dentários irradiados por 3 horas (Tabela 11), como pode ser verificado pelos valores de t calculados que se apresentaram maiores que os valores de t tabelados. No caso do esmalte irradiado por 30 minutos (Tabela 10), o teste t ao nível de significância de 5% mostrou que não há alteração na sua dureza superficial, pois os valores calculados de t são menores que os valores de t crítico tabelados. Por esta razão, adotou-se neste trabalho o tempo de irradiação de 30 minutos para as amostras de esmalte dental.

Para o estudo do desgaste dos materiais restauradores é necessário estabelecer uma nova condição de irradiação no reator, de maneira que não ocorra a alteração na sua dureza, pois esta mudança de dureza superficial afeta os resultados de desgaste.

Na Tabela 12 são apresentadas as medidas de microdureza Vickers do esmalte e dos materiais restauradores, não submetidos à irradiação com nêutrons, para uma comparação entre esses resultados obtidos para diferentes materiais.

Tabela 12. Medidas de microdureza Vickers do esmalte e de materiais restauradores, não submetidos à irradiação.

Amostras	Dureza Vickers
Esmalte	388 ± 34 (**)
Noritake	663 ± 50(*)
Ceramco	759 ± 49(*)
Finesse	717 ± 63(*)
Artglass	69 ± 2(*)
Targis	75 ± 1(*)

(**)média e desvio padrão de 50 medidas realizadas em 5 amostras.

(*)desvio padrão obtido da média de dez medidas realizadas para cada amostra.

O resultado de dureza do esmalte obtido neste trabalho está bastante próximo do valor apresentado por McCABE (1990) que obteve para o esmalte o valor de 350 assim como do valor reportado por MAUPOMÉ et al.(1999) que encontraram o valor de 344 para a dureza Vickers do esmalte. No caso das porcelanas dentais, não foram encontrados na literatura valores específicos para as porcelanas utilizadas neste trabalho. POWERS (1981) relata valores de dureza Vickers variando de 430 para porcelanas feldspáticas até 1200 para porcelanas aluminadas, enquanto McCABE (1990) mostra o valor de 450 para as porcelanas dentais. Os valores de dureza dos materiais restauradores resinosos Artglass e Targis não foram encontrados na literatura, sendo esta determinação uma contribuição deste trabalho ao estudo das propriedades destes materiais.

5.1.4 Reprodutibilidade nos resultados de desgaste

Na Tabela 13 estão os resultados obtidos nos ensaios preliminares do estudo da reprodutibilidade do desgaste no esmalte pelo antagonista de porcelana Ceramco, escolhida aleatoriamente. Os valores das taxas de contagens (contagens/10min.) correspondem a atividade do ^{32}P transferida do dente para a água após a operação de desgaste. Os dados da Tabela 13 foram também colocados nos gráficos da Figura 10 para melhor visualização.

Tabela 13. Desgaste do esmalte dental nas sucessivas operações de desgaste.

Seqüência da operação de desgaste	Desgaste do esmalte dental no. 1 (taxas de contagens do ^{32}P na água) (1)	Desgaste do esmalte dental no. 2 (taxas de contagens do ^{32}P na água) (2)	Desgaste do esmalte dental no. 3 (taxas de contagens do ^{32}P na água) (2)
1	126,4	243,4	315,07
2	121,7	375,4	231,4
3	148,7	340,0	316,4
4	151,5	429,0	234,4
5	152,0	364,0	311,07
6	145,4	469,0	23,07
7	217,1	258,0	416,4
8	196,4	271,7	490,4
9	-----(*)	646,0	511,4
10	-----	555,4	701,4

(1) 1500 ciclos em cada operação (2) 3000 ciclos em cada operação (*) indica que o resultado não foi obtido

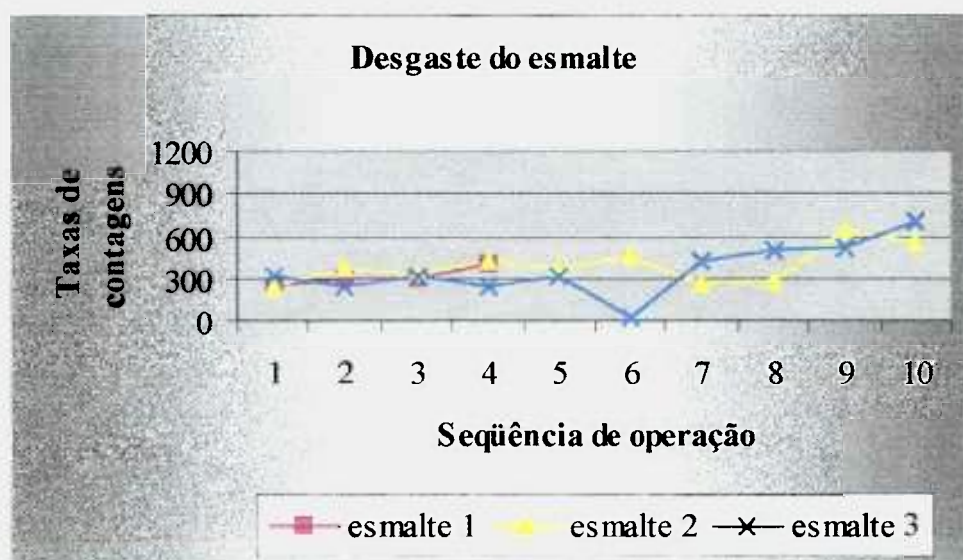


Figura 10 - Desgaste do esmalte dental em função da seqüência de operação de desgaste.

Os resultados da Tabela 13 e Figura 10 indicam que os resultados de desgaste foram de maneira geral reprodutíveis, com desvios padrões relativos inferiores a 19,0%, até aproximadamente a quinta operação de desgaste, ou seja, até aplicação total de 15000 ciclos. A partir da sexta operação de desgaste há uma tendência de aumento de desgaste

com a seqüência de operações de maneira que, no presente trabalho, utilizou-se cada esmalte até completar 15000 ciclos de operação de desgaste.

Na Tabela 14 estão os resultados obtidos no estudo da reprodutibilidade do desgaste das porcelanas dentais pelo antagonista da porcelana Ceramco. Em cada operação de desgaste foram aplicados 3000 ciclos. Os valores das taxas de contagens (cps) correspondem a atividade do ^{160}Tb ou do ^{122}Sb transferidos das porcelanas dentais para a água. Os dados da Tabela 14 foram também colocados nos gráficos da Fig. 11 para melhor visualização.

Tabela 14. Desgaste das porcelanas dentais nas sucessivas operações de desgaste.

Seqüência da operação de desgaste	Desgaste da porcelana dental Ceramco 1 (cps do ^{160}Tb na água)	Desgaste da porcelana dental Ceramco 2 (cps do ^{160}Tb na água)	Desgaste da porcelana dental Noritake (cps do ^{122}Sb na água)	Desgaste da porcelana dental Finesse (cps do ^{160}Tb na água)
1	0,167	0,434	2762	3,080
2	0,102	0,103	3221	2,309
3	0,159	0,079	1484	5,794
4	0,133	0,007	2062	-----(*)
5	0,006	0,032	2222	1,041
6	0,097	0,241	0,319	0,260
7	0,088	0,236	0,013	1,771
8	0,106	0,286	0,015	0,344

(*) Não foi detectada atividade do ^{160}Tb na água obtida nesta operação.

No caso do desgaste das porcelanas dentais por outra porcelana, tanto Ceramco quanto Noritake não apresentaram uma boa reprodutibilidade nos valores de desgaste conforme se verifica nos resultados apresentados na Tabela 14. Verificou-se que após o experimento os corpos de prova de porcelanas radioativas apresentavam pequenas trincas em suas extremidades. A não reprodutibilidade nos resultados do desgaste do material cerâmico pode ser atribuída a:

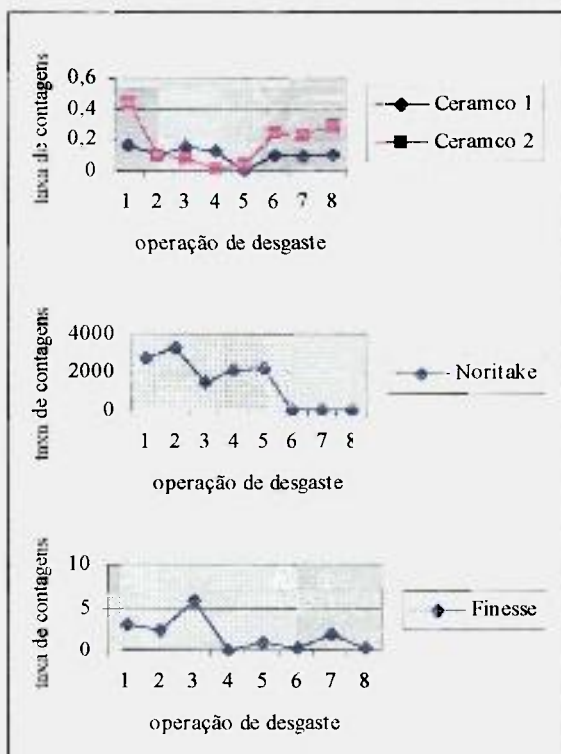


Figura 11 - Desgaste das porcelanas em função da seqüência de operações de desgaste.

a) modificação estrutural da porcelana após a irradiação;
 b) formação de um degrau na junção entre material cerâmico e resina acrílica no corpo de prova devido a um desgaste maior na resina que no material cerâmico. A formação deste degrau poderia ocasionar formação de trincas no material cerâmico pelo antagonista ou mesmo a quebra de suas extremidades com a formação de lascas que passam para a água.

Portanto, este estudo da reprodutibilidade do desgaste indicou que estas condições experimentais não podem ser aplicadas para o caso da avaliação do desgaste dos materiais restauradores.

5.2 Desgaste do esmalte pelos materiais restauradores

Na Tabela 15 são apresentadas as taxas de contagens obtidas nos experimentos do estudo do desgaste do esmalte dental pelos antagonistas constituídos de esmalte dental e cada um dos materiais restauradores. Os valores das taxas de contagens (contagens por 10 minutos) correspondem a atividade do ^{32}P transferido do esmalte dental para a água, após cada operação de desgaste.

Tabela 15. Atividade do ^{32}P transferido para a água após o desgaste do esmalte dental por um outro esmalte e materiais restauradores. Resultados em taxas de contagens/10 min.

Experimento (esmaltes irradiados)	Antagonistas(material não irradiado)					
	Esmalte dental	Ceramco	Finesse	Noritake	Artglass	Targis
1	453±16(*)	3365±52	1243±85	3857±106	67±3	166±8
2	877±23	390±10	950±52	1780±32	79±16	90±28
3	88±9	6074±12	5482±59	6574±102	71±12	500±13
4	56±37	837±55	563±42	1021±14	67±15	12±6
5	249±34	289±4	742±20	251±30	45±18	49±8
6	580±23	1269±11	1778±97	3674±78	114±17	161±20
7	662±57	2721±546	1753±47	2322±10	390±55	532±61
8	1501±100	1114±47	1510±30	1989±12	404±38	615±8

(*) média e desvio padrão de 3 medidas realizadas para cada amostra.

Na Tabela 16 estão os resultados individuais da massa de esmalte desgastada por área de contato, que foi de $15,2 \text{ mm}^2$ e calculadas conforme descrito no item 4.3.3. Estes resultados são também apresentados no gráfico da Figura 12 para melhor visualização.

Tabela 16. Massa de esmalte dental transferida para a água após cada operação de desgaste (em $\mu\text{g}/\text{mm}^2$).

Experimento (esmaltes irradiados)	Antagonistas (material não irradiado)					
	Esmalte $\mu\text{g}/\text{mm}^2$	Ceramco $\mu\text{g}/\text{mm}^2$	Finesse $\mu\text{g}/\text{mm}^2$	Noritake $\mu\text{g}/\text{mm}^2$	Artglass $\mu\text{g}/\text{mm}^2$	Targis $\mu\text{g}/\text{mm}^2$
1	1,11	8,22	3,04	9,43	0,16	0,40
2	2,15	0,95	2,32	4,35	0,19	0,22
3	0,09	6,47	5,83	6,99	0,07	0,53
4	0,06	0,89	0,60	1,08	0,07	0,01
5	0,32	0,38	0,96	0,33	0,06	0,06
6	1,14	2,50	3,51	7,25	0,22	0,32
7	0,83	3,40	2,19	2,90	0,49	0,66
8	1,87	1,39	1,88	2,48	0,50	0,77
Médias	0,94	3,02	2,54	4,35	0,22	0,37



Figura 12 - Desgaste provocado pelos diversos antagonistas ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$).

Os resultados individuais de desgaste apresentados na Tabela 16 indicam variação entre diferentes amostras de esmalte, devido provavelmente à variabilidade estrutural e da composição entre amostras de esmalte humano. Esta flutuação pode ser considerada normal devido à natureza biológica do esmalte, que possui um mecanismo de formação e maturação muito particular. A amelogênese e a maturação do esmalte dependem da interação de fatores diversos como a genética, a nutrição e a interação de drogas. A mineralização do esmalte é também influenciada pelos mesmos fatores, além da idade, composição da saliva e certas patologias como a cárie.

Segundo TEN CATE (1985), além das displasias genéticas, muitas outras condições, como doenças febris, tratamentos com antibióticos tipo tetraciclina ou exposição ao íon flúor em excesso, produzem defeitos na estrutura do esmalte. Tais defeitos acontecem porque o ameloblasto é uma célula particularmente sensível a modificações no seu ambiente, e, mesmo modificações fisiológicas secundárias, afetam o ameloblasto e provocam alterações na estrutura do esmalte, as quais somente são detectadas histologicamente. O autor também observa que, com a idade, o tecido é progressivamente gasto em regiões de atrição mastigatória e sofre outras alterações de cor, permeabilidade e natureza da camada superficial.

O gráfico em escala logarítmica da Figura 12 com todos os resultados de desgaste obtidos neste trabalho, mostra que, apesar das diferenças individuais, existe uma tendência de proporcionalidade entre os desgastes causados nas diversas amostras de esmalte pelos diferentes antagonistas.

De acordo com os resultados obtidos na Tabela 16, pode-se verificar que todas as porcelanas apresentaram de um modo geral um comportamento mais abrasivo ao esmalte dental do que o próprio esmalte ou os materiais restauradores resinosos (Artglass e Targis). Os materiais resinosos por sua vez causaram um desgaste muito pequeno ao esmalte conforme pode ser observado.

Estes resultados estão de acordo com os encontrados por HUDSON et al. (1995) e JAGGER & HARRISON (1995) que reportaram que a porcelana provoca maior perda de esmalte que a resina. Nestes trabalhos citados, a perda de esmalte foi verificada pela alteração do volume de esmalte, após a simulação do desgaste, medidas com projetor

de perfil e micrômetro, no primeiro caso, ou com comparador ótico e rugosímetro, no segundo.

Os resultados de desgaste obtidos da Tabela 16 foram submetidos ao tratamento estatístico para verificar se há diferenças entre os desgastes provocados aos esmaltes pelos diversos grupos de materiais dentários. Na Tabela 17 são apresentadas as médias dos valores de desgaste com as respectivas variâncias obtidos nos experimentos com diversos antagonistas, utilizadas na realização dos testes estatísticos.

Tabela 17. Desgaste do esmalte causado pelos materiais antagonistas (Resultados em μg de esmalte/ mm^2 de superfície desgastada).

Grupo	n	Soma	Média	Variância
Esmalte	8	7,56	0,945	0,609571
Ceramco	8	24,19	3,02375	8,248084
Finesse	8	20,33	2,54125	2,697355
Noritake	8	34,82	4,3525	10,52736
Artglass	8	1,76	0,22	0,032343
Targis	8	2,97	0,37125	0,07447

n= número de determinações

Na Tabela 18 são apresentados os parâmetros obtidos utilizados na realização de análise de variância para análise da diferença entre o desgaste médio do esmalte provocado pelos diferentes materiais antagonistas. Este teste foi realizado ao nível de significância de 5%.

Tabela 18. Parâmetros obtidos na análise de variância.

Fonte da variação	Soma de quadrados	Graus de liberdade	Quadrado médio	F	F crítico
Entre grupos	110,0783	5	22,01567	5,95308	2,437694
Dentro dos grupos	155,3243	42	3,698198		
Total	265,4026	47			

A Tabela 18 mostra que as médias dos grupos de diferentes antagonistas não são iguais, ao nível de significância de 5%, uma vez que F calculado é maior que o F crítico tabelado.

Na Tabela 19 são apresentadas as diferenças entre os valores médios de desgaste do esmalte provocado pelos diferentes materiais antagonistas. Estes dados são utilizados para realização do teste de Tukey (VIEIRA, 1981), para comparação do desgaste entre os diferentes grupos de antagonistas.

Tabela 19. Dados para o teste de Tukey. Comparação entre grupos.

Materiais usados como antagonistas	Diferença entre médias
Esmalte x Ceramco II	2,07875
Esmalte x Finesse	1,59625
Esmalte x Noritake	3,4075*
Esmalte x Artglass	0,725
Esmalte x Targis	0,57375
Ceramco II x Finesse	0,4825
Ceramco II x Noritake	1,32875
Ceramco II x Artglass	2,80375
Ceramco II x Targis	2,6525
Finesse x Noritake	1,81125
Finesse x Artglass	2,32125
Finesse x Targis	2,17
Noritake x Artglass	4,1325*
Noritake x Targis	3,98125*
Artglass x Targis	0,15125

*significante ao nível de 5% (diferença mínima significante=2,87).

O teste estatístico de Tukey ao nível de significância de 5% também mostra, conforme a Tabela 19, onde os resultados foram obtidos pela comparação entre as médias de desgaste com a diferença mínima significante calculada, que o desgaste do esmalte

provocado pela porcelana feldspática Noritake foi significativamente maior que o provocado pelos materiais protéticos resinosos Artglass e Targis. O teste também permite avaliar diferença entre o desgaste provocado pelo esmalte e pela porcelana Noritake, sendo o desgaste causado pela porcelana dental significativamente maior que o desgaste obtido pelo dente natural. Não houve diferença estatisticamente significativa entre o desgaste do esmalte provocado pelas diferentes porcelanas dentais, apesar da porcelana de baixa fusão Finesse ter causado um desgaste menor que as porcelanas feldspáticas Ceramco II ou Noritake.

Estes resultados corroboram aqueles encontrados por METZLER et al. (1999), AL-HIYASAT et al. (1998) e HACKER et al. (1996), que também obtiveram a menor abrasividade das porcelanas dentais de baixa fusão em relação às das porcelanas convencionais feldspáticas.

Por outro lado, AL-HIYASAT et al. (1999) que realizaram uma simulação de desgaste com a adição de partículas de alimentos, verificaram que as porcelanas de baixa fusão e as convencionais apresentaram resultados semelhantes.

De acordo com DERAND & VEREBY (1999), o fabricante informa que a porcelana de baixa fusão Finesse contém menor quantidade de cristais quando comparada com as porcelanas convencionais. Essa diferença na composição resulta em menor dureza superficial do material, e este fato pode ter contribuído para a diminuição da capacidade de desgaste.

Para avaliação do desgaste dentário ou dos materiais restauradores, os métodos mais utilizados, citados na literatura mundial, são o método gravimétrico e o método pela medida do perfil superficial. Contudo, estes métodos apresentam alguns inconvenientes, tais como: interferência do grau de hidratação no peso do corpo de prova e necessidade de um desgaste excessivo devido à falta de sensibilidade da técnica para detectar pequenas alterações dos parâmetros para as medidas.

Neste aspecto, o método radiométrico para a verificação do desgaste do esmalte não apresenta os problemas do método gravimétrico, devido a sua alta

sensibilidade, de modo que o desgaste artificial provocado durante o teste pode ser da mesma ordem do desgaste natural.

Dessa forma, no presente trabalho foi possível quantificar os desgastes provocados pelos cinco materiais restauradores, bem como o provocado por um esmalte, utilizando uma única amostra de esmalte irradiado. Este procedimento permitiu uma melhor avaliação comparativa do efeito abrasivo dos materiais dentários, visto que os dentes possuem considerável variabilidade estrutural e de composição entre si, e o uso de amostras de esmalte diferentes para cada tipo de material restaurador antagonista poderia levar a resultados não reprodutíveis.

Os resultados indicam que as porcelanas convencionais Noritake e Ceramco II são as mais abrasivas ao esmalte dental. A implicação clínica desses resultados, em primeira instância, é o maior poder destrutivo a antagonistas representados por esmalte quando do uso deste tipo de porcelana dental em áreas oclusais de restaurações protéticas, sobretudo em indivíduos portadores de distúrbios como o bruxismo. Nestes casos, torna-se relevante a utilização de protetores oclusais e reavaliações periódicas, uma vez que a porcelana ainda é o material estético de eleição, devido à sua qualidade estética permanente.

O teste estatístico de análise multivariada foi aplicado para classificação qualitativa dos diferentes materiais estudados quanto ao seu poder de desgaste ao esmalte dental.

Neste teste, a análise de agrupamento (Cluster) permite o cálculo das distâncias entre os materiais estudados dentro do espaço multiplano constituído por eixos de todas as medidas realizadas e os objetos podem ser agrupados conforme a proximidade entre eles (PEREIRA, 1999).

Na Tabela 20 são apresentadas as distâncias euclidianas entre os desgastes provocados pelos diferentes antagonistas estudados. A Tabela 21 mostra o esquema de aglomeração, que também está representado no dendrograma da Figura 13 para melhor visualização.

Tabela 20. Matriz de coeficientes de dissimilaridades euclidianas ao quadrado.

Variável	Esmalte	Ceramco II	Finesse	Noritake	Artglass
Ceramco II	101,9225				
Finesse	44,8727	32,2510			
Noritake	164,8842	37,3549	61,8009		
Artglass	7,6120	121,6067	62,7183	211,5058	
Targis	6,3655	110,3714	54,3768	197,6431	0,3855

Tabela 21. Esquema de aglomeração.

Estágios	Cluster 1	Cluster 2	Coefficiente
1	5	6	0,385500
2	1	5	6,988750
3	2	3	32,250999
4	2	4	49,577900
5	1	2	118,877945

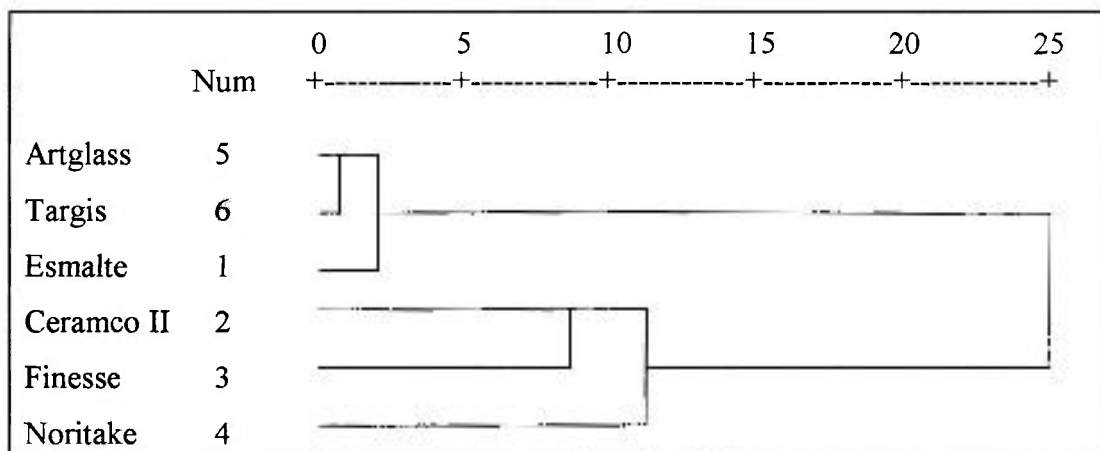


Figura 13. Dendrograma representativo do esquema de aglomeração.

Na análise de agrupamento (Cluster) verifica-se que os antagonistas foram divididos em dois grupos básicos conforme a similaridade de seu comportamento. As resinas e o esmalte apresentaram um comportamento de abrasividade ao esmalte

semelhante, enquanto que as porcelanas se destacaram pelo maior poder de desgaste obtido formando um grupo distinto.

A maior proximidade foi verificada entre os materiais resinosos e o esmalte, sendo que as porcelanas formaram o segundo grupo num estágio posterior, com distâncias maiores entre si. Tal distanciamento pode explicar a observação clínica que mostra as porcelanas dentais como materiais bastante abrasivos ao esmalte, e que, portanto, devem ter sua indicação e execução realizadas com muito critério.

No caso dos materiais resinosos, estes apresentam poder de desgaste ao esmalte bastante reduzido, e menor do que o apresentado pelo próprio esmalte. A baixa dureza superficial e baixo poder de desgaste ao esmalte apresentados por estes materiais também não são características clinicamente desejáveis, pois o material restaurador tende a se desgastar com taxas diferenciadas em relação aos outros elementos dentais que participam da função mastigatória, possibilitando o surgimento de algum desequilíbrio oclusal, após algum tempo de uso do material.

As porcelanas de baixa fusão parecem ter comportamento mais próximo ao esmalte, quando o desgaste provocado por elas é comparado ao desgaste provocado pelo esmalte ou pelas porcelanas convencionais, como mostrou a distância euclidiana entre os desgastes do esmalte provocadas por esmalte e pela porcelana Finesse, e as distâncias entre as outras porcelanas e o esmalte, apresentadas na Tabela 20. Esta observação mostrou que, no aspecto da abrasividade do material em relação ao esmalte, as porcelanas de baixa fusão mostraram superioridade em relação às convencionais, nestas condições laboratoriais. Indicou também, que a dureza superficial e o poder de desgaste das porcelanas podem ser alteradas, como é o caso das porcelanas de baixa fusão, de forma a diminuir este efeito indesejável da alta abrasividade apresentada pelo material.

O desenvolvimento dos novos materiais protéticos pode produzir restaurações com propriedades mais adequadas ao uso clínico, e estudos *in vivo* são também importantes para confirmar o comportamento destes materiais em condições reais de uso, avaliando a sua correlação entre os resultados dos estudos *in vitro* existentes.

Na Tabela 22 estão resumidas as massas médias de esmalte dental transferida para a água após cada operação de desgaste. Esses resultados foram também colocados nos gráficos da Figura 14 para melhor visualização.

Tabela 22. Massa média de esmalte dental desgastada. Resultados em μg .

Antagonistas	Dente	Ceramco	Finesse	Noritake	Artglass	Targis
Médias	14,39	45,98	38,65	66,15	3,38	5,66

5.3 *Correlação entre a dureza dos materiais antagonistas e o desgaste provocado ao esmalte*

Na Figura 14 estão representados os resultados das Tabelas 22 e 14, que se referem, respectivamente, às massas médias de esmalte desgastadas e aos valores de dureza Vickers dos materiais antagonistas.

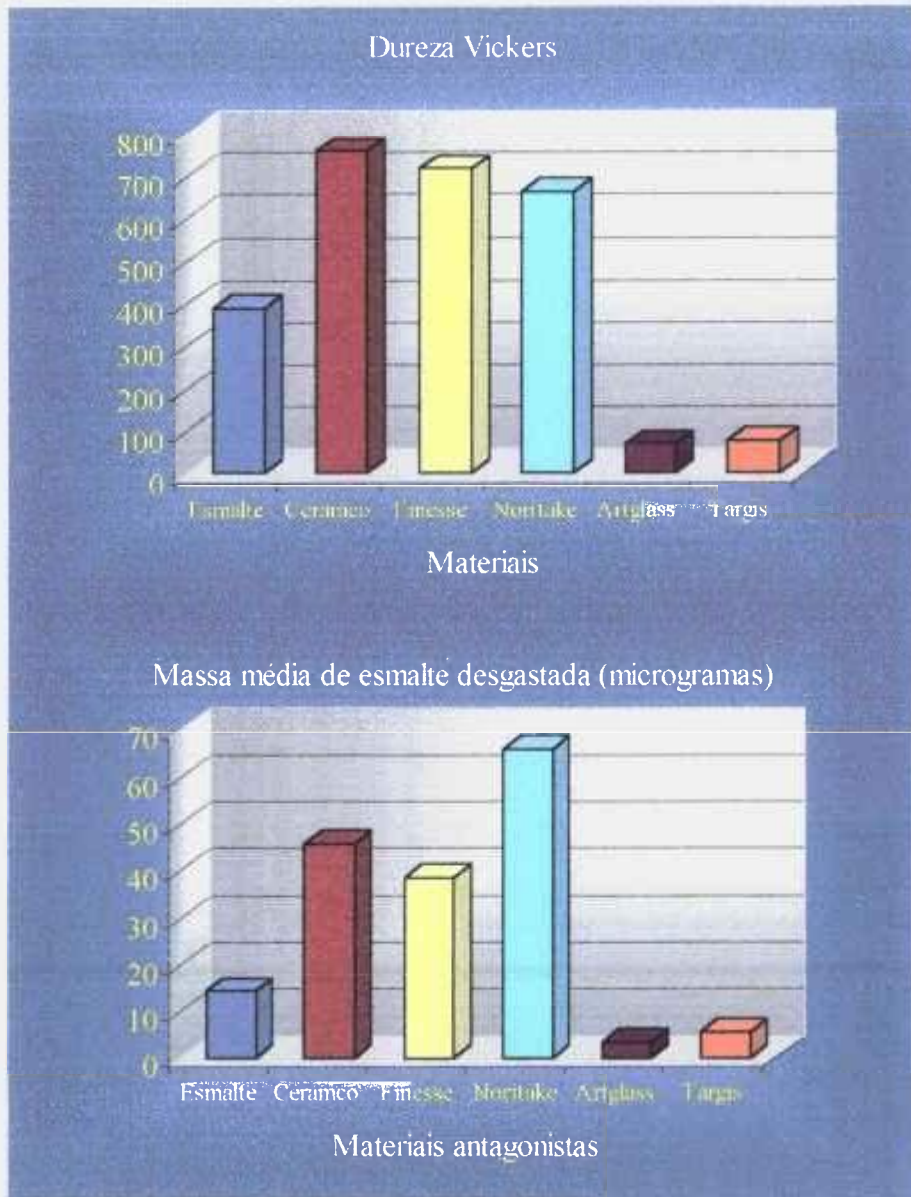


Figura 14. Dureza Vickers dos materiais antagonistas e massa média de esmalte dental transferida para a água.

Os gráficos desta Figura 14 mostram um comportamento similar entre os resultados de desgaste do esmalte e de dureza dos materiais antagonistas. Apenas no caso das porcelanas dentais, verificou-se que o aumento da dureza não corresponde ao aumento no desgaste provocado ao esmalte pelo material dentário, visto que a porcelana Noritake provocou o maior desgaste de esmalte e possui o menor valor de dureza entre as porcelanas utilizadas.

Este resultado pode indicar que, materiais cerâmicos com durezas reduzidas podem ter seus cristais removidos mais facilmente durante o polimento superficial, resultando em peças protéticas com superfícies mais irregulares, e que podem ter efeito abrasivo ao esmalte antagonista durante a função do sistema estomatognático. A porcelana Finesse, apesar de apresentar menor dureza que a Ceramco II, contém menor quantidade de cristais (DERAND & VEREBY, 1999), e provocou desgaste de esmalte menos acentuado que o ocasionado pelas outras porcelanas.

Além da sua dureza superficial, a quantidade e o tipo de cristais presentes nas porcelanas dentais podem influir no desgaste provocado ao elemento dental antagonista.

Na Figura 15 estão os resultados da microdureza em função do desgaste obtidos a partir dos dados das Tabelas 14 e 22. Os resultados indicam uma correlação positiva entre o poder de desgaste ao esmalte e a dureza superficial dos antagonistas usados, conforme indica o coeficiente de correlação de Pearson ($r = 0,90$).

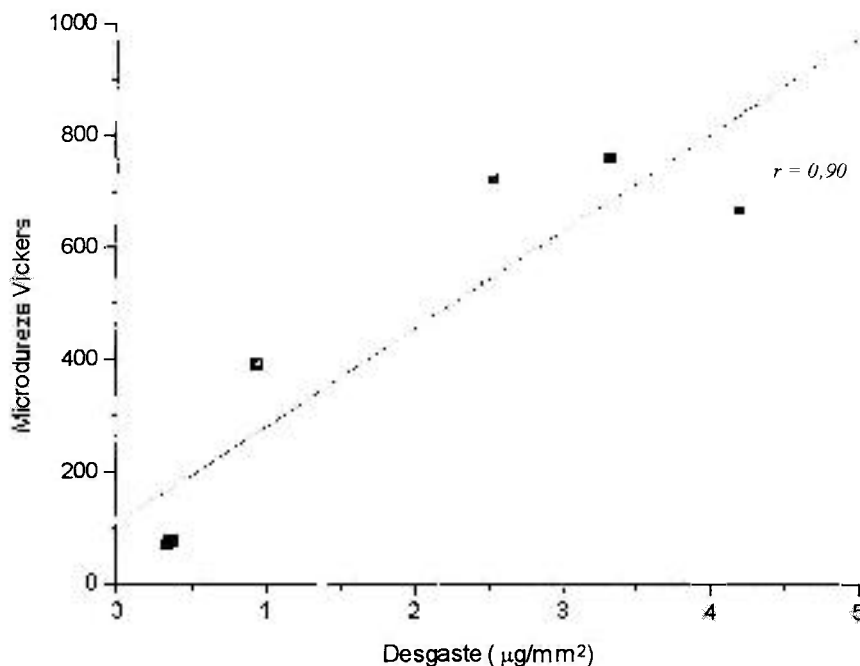


Figura 15. Correlação entre o desgaste provocado ao esmalte e a microdureza Vickers dos materiais antagonistas.

Relativamente ao estudo da correlação da dureza do material e seu poder de provocar o desgaste, tem-se o trabalho de SEGHI et al. (1991), que utilizaram cinco materiais cerâmicos para abrasionar o esmalte e encontraram uma baixa correlação da dureza superficial das porcelanas com os resultados do teste de desgaste do esmalte, sugerindo a existência de um processo de desgaste mais complexo envolvendo estes materiais. Salientam ainda que as diferenças microestruturais entre os materiais cerâmicos têm um importante papel no processo de desgaste.

Por outro lado, SATOU et al. (1992), estudando o desgaste *in vitro* de resinas compostas causado pelo esmalte, encontraram uma correlação negativa entre os valores de dureza destas resinas e sua taxa de desgaste.

Neste trabalho, quando são considerados os resultados de dureza superficial e desgaste provocado ao esmalte, obtidos somente para os antagonistas constituídos de porcelanas dentais, o coeficiente de correlação de Pearson calculado é bastante baixo ($r = -0,76$). Este dado é consonante com as observações de SEGHI et al. (1991), comprovando que o mecanismo de desgaste das porcelanas envolve outros fatores além da dureza destes materiais, e mostrando a importância de estudos aprofundados relacionados a este tema.

5.4 *Conclusões*

Baseando-se nos resultados obtidos neste trabalho, pode-se obter as conclusões, a saber:

O método radiométrico mostrou ser bastante adequado para a avaliação do desgaste do esmalte humano ocasionado por materiais restauradores e pelo próprio esmalte, oferecendo em geral, relativa rapidez e facilidade na obtenção dos resultados.

Há diferenças significativas entre os desgastes do esmalte dental provocados pelos distintos materiais restauradores utilizados como antagonistas.

A porcelana feldspática Noritake analisada mostrou-se significativamente mais abrasiva ao esmalte dental que os materiais resinosos Artglass e Targis. Também esta porcelana provocou desgaste maior ao esmalte que um outro esmalte dental.

Foi observada uma correlação positiva entre o desgaste provocado ao esmalte dental e a dureza superficial dos materiais usados como antagonistas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. AL-HIYASAT, A. S.; SAUNDERS, W. P.; SHARKEY, S. W.; SMITH, G. M.; GILMOUR, W. H. The abrasive effect of glazed, unglazed, and polished porcelain on the wear of human enamel, and the influence of carbonated soft drinks on the rate of wear. *Int. J. Prosth.*, v.10, n.3, p.269-282, may./jun. 1997.
2. AL-HIYASAT, A. S.; SAUNDERS, W. P.; SHARKEY, S. W.; SMITH, G. M.; GILMOUR, W. H. Investigation of human enamel wear against four dental ceramics and gold. *J. Dent.*, v.26, n.5-6, p.487-495, jul./aug. 1998.
3. AL-HIYASAT, A. S.; SAUNDERS, W. P.; SMITH, G. M. Three-body wear associated with three ceramics and enamel. *J. Prosth. Dent.*, v.82, n.4, p.476-481, oct. 1999.
4. AL-WAHADNI, A. M.; MARTIN, D. M. An *in vitro* investigation into the wear effects of glazed, unglazed and refinished dental porcelain on an opposing material. *J. Oral Rehab.*, v.26, n.6, p.538-546, jun. 1999.
5. ANUSAVICE, K. J. *Phillips – Materiais dentários*. 10a. Ed. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan S. A., 1998.
6. BRUDEVOLD, F.; SÖREMARK, R. Chemistry of the mineral phase of enamel. In: MILES, A.E. W. *Structural and chemical organization of teeth – vol. II*. Bruges: St. Catherine Press Ltd., p.247-277, 1967.
7. BULL, W. H.; CALLENDER, R. M.; PUGH, B. R.; WOOD, G. D. The abrasion and cleaning properties of dentifrices. *Br. Dent. J.*, v.125, n.8, p.331-337, oct. 1968.
8. CRAIG, R. G.; POWERS, J. M. Wear of dental tissues and materials. *Int. Dent. J.*, v.26, n.2, p.121-133, jun. 1976.

9. CONDON, J. R.; FERRACANE, J. L. Evaluation of composite wear with a new multi-mode oral wear simulator. *Dent. Mater.*, v.12, p.218-226, 1996.
10. CORDON, M. Method for measuring the abrasion of dentin by dentifrices. *J. Dent. Res.*, v.50, n.2, p.491-497, mar-apr. 1971.
11. DAHL, B. L.; ØILO, G. In vivo wear ranking of some restorative materials. *Quintessence Int.*, v.25, n.8, p.561-565, aug. 1994.
12. DE SOETE, D.; GIJELS, R.; HOSTE, J. *Neutron activation analysis*; Wiley – Interscience, London, 1972.
13. DeLONG, R.; DOUGLAS, W. H. Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. *J. Dent. Res.*, v.62, n.1, p.32-36, jan. 1983.
14. DeLONG, R.; PINTADO, M. R.; DOUGLAS, W. H. The wear of enamel opposing shaded ceramic restorative materials: An in vitro study. *J. Prosth. Dent.*, v.68, n.1, p.42-48, jul. 1992.
15. DeLONG, R.; SASIK, C.; PINTADO, M. R.; DOUGLAS, W. H. The wear of enamel when opposed by ceramic systems. *Dent. Mater.*, v.5, n.4, p.266-271, jul. 1989.
16. DERAND, P.; VEREBY, P. Wear of low-fusing dental porcelains. *J. Prosth. Dent.*, v.81, n.4, p.460-463, apr. 1999.
17. EHMANN, W. D.; VANCE, D. E. *Radiochemistry and nuclear methods of analysis*. New York: John Wiley & Sons, Inc., 1991.

18. FERRACANE, J. L. *Materials in dentistry – principles and applications*. Philadelphia: J. B. Lippincott Company, 1995.
19. FREIBERG, R. S.; FERRACANE, J. L. Evaluation of cure, properties and wear resistance of Artglass dental composite. *Am. J. Prosth.*, v.11, n.5, p.214-218, oct. 1998.
20. FISHER, R. M.; MOORE, B. K.; SWARTZ, M. L.; DYKEMA, R. W. The effects of enamel wear on the metal-porcelain interface. *J. Prosthet. Dent.*, v.50, n.5, p.627-631, nov. 1983.
21. GALLEGOS, L. I.; NICHOLLS, J. I. In vitro two-body wear of three veneering resins. *J. Prosthet. Dent.*, v.60, n.2, p.172-178, aug. 1988.
22. GRABENSTETTER, R. J.; BROGE, R. W.; JACKSON, F. L.; RADIKE, A. W. The measurement of the abrasion of human teeth by dentifrice abrasives: a test utilizing radioactive teeth. *J. Dent. Res.*, v.37, p.1060-1068, nov-dec. 1958.
23. HACKER, C. H.; WAGNER, W. C.; RAZZOOG, M. E. An in vitro investigation of the wear of enamel on porcelain and gold in saliva. *J. Prosth. Dent.*, v.75, n.1, p.14-17, jan. 1996.
24. HARRISON, A.; LEWIS, T. T. The development of an abrasion testing machine for dental materials. *J. Biomed. Mater. Res.*, v.9, n.3, p.341-353, 1975.
25. HEFFERREN, J. J. A laboratory method for assessment of dentifrice abrasivity. *J. Dent. Res.*, v.55, n.4, p.563-573, jul-aug. 1976.
26. HEFFERREN, J. J.; KINGMAN, A.; STOOKEY, G. K.; LEHNHOFF, R.; MULLER, T. An international collaborative study of laboratory methods for assessing abrasivity to dentin. *J. Dent. Res.*, v.63, n.9, p.1176-1179, sep. 1984.

27. HUDSON, J. D.; GOLDSTEIN, G. R.; GEORGESCU, M. Enamel wear caused by three different restorative materials. *J. Prosthet. Dent.*, v.74, n.6, p.647-654, dec. 1995.
28. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY *Practical aspects of operating a neutron activation analysis laboratory*, IAEA-TECDOC-564, 1990.
29. JACOBI, R.; SHILLINGBURG Jr., H. T.; DUCANSON, M. G. A comparison of the abrasiveness of six ceramic surfaces and gold. *J. Prosthet. Dent.*, v.66, n.3, p.303-309, 1991.
30. JAGGER, D. C.; HARRISON, A. An in vitro investigation into the wear effects of unglazed, glazed, and polished porcelain on human enamel. *J. Prosthet. Dent.*, v.72, n.3, p.320-323, sep. 1994.
31. JAGGER, D. C.; HARRISON, A. An in vitro investigation into the wear effects of selected restorative materials on enamel. *J. Oral Rehab.*, v.22, p.275-281, 1995a.
32. JAGGER, D. C.; HARRISON, A. An in vitro investigation into the wear effects of selected restorative materials on dentine. *J. Oral Rehab.*, v.22, p.349-354, 1995b.
33. JONES, D.W. Development of dental ceramics – an historical perspective. *Dent. Clin. North. Am.*, v.29, p.621-43, 1985.
34. JONES, D. W. Low-fusing porcelains. In: PRESTON, J. D. *Perspectives in dental ceramics – proceedings of the fourth international symposium on ceramics (Chicago, Sep. 20-22, 1985)*. Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc., p. 29-46, 1988.

35. KAIDONIS, J. A.; RICHARDS, L. C.; TOWNSEND, G. C.; TANSLEY, G. D. Wear of human enamel: A quantitative *in vitro* assessment. *J. Dent. Res.*, v.77, n.12, p.1983-1990, dec. 1998.
36. KELLER, C. *Radiochemistry*. Chichester: Ellis Horwood Limited, 1988.
37. KOCZOROWSKI, R.; WLOCH, S. Evaluation of wear of selected prosthetic materials in contact with enamel and dentin. *J. Prosthet. Dent.*, v.81, n.4, p.453-459, apr. 1999.
38. MAHALICK, J. A.; KNAP, F. J.; WEITER, E. J. Occlusal wear in prosthodontics. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.82, n.1, p.154-155, jan. 1971.
39. MAUPOMÉ, G.; AGUILAR-AVILA, M.; MEDRANO-UGALDE, H.; BORGES-YANES, A. In vitro quantitative microhardness assessment of enamel with early salivary pellicles after exposure to an eroding cola drink. *Caries Res.*, v.33, n.2, p.140-147, 1999.
40. McCABE, J. F. *Applied dental materials*. 7a. ed. Oxford: Blackwell Scientific Publications, 1990.
41. METZLER, K. T.; WOODY, R. D.; MILLER III, A. W.; MILLER, B. H. In vitro investigation of the wear of human enamel by dental porcelain. *J. Prosthet. Dent.*, v.81, n.3, p.356-364, mar. 1999.
42. MONASKY, G. E.; TAYLOR, D. F. Studies on the wear of porcelain, enamel, and gold. *J. Prosthet. Dent.*, v.25, n.3, p.299-306, mar. 1971.
43. PALLAV, P.; DAVIDSON, C. L.; de GEE, A. J. Wear rates of composites, an amalgam, and enamel under stress-bearing conditions. *J. Prosthet. Dent.*, v.59, n.4, p.426-429, apr. 1988.

44. PEREIRA, J. C. R. *Análise de dados qualitativos – estratégias metodológicas para as ciências da saúde, humanas e sociais*. São Paulo: EDUSP, 1999.
45. PHILLIPS, R. W. *Materiais dentários de Skinner*. 8a.ed., Rio de Janeiro: Interamericana, 1984.
46. POWELL, J. M.; PHILLIPS, R. W.; NORMAN, R. D. In vitro wear response of composite resin, amalgam, and enamel. *J. Dent. Res.*, v.54, n.6, p.1183-1195, nov. 1975.
47. POWERS, J. M. Tabelas de propriedades físicas e mecânicas. In: O'BRIEN, W. J.; RYGE, G. *Materiais dentários*. Rio de Janeiro: Ed. Interamericana Ltda., 1981.
48. RAMP, M. H.; SUZUKI, S.; COX, C. F.; LACEFIELD, W. R.; KOTH, D. L. Evaluation of wear: Enamel opposing three ceramic material and a gold alloy. *J. Prosthet. Dent.*, v.77, n.5, p.523-530, may. 1997.
49. RATLEDGE, D. K.; SMITH, B. G. N.; WILSON, R. F. The effect of restorative materials on the wear of human enamel. *J. Prosth. Dent.*, v.72, n.2, p.194-203, aug. 1994.
50. RIBEIRO, F. C. *Contribuição ao estudo da rugosidade da superfície de porcelanas dentárias frente ao uso de diferentes sistemas para polimento, em função de diferentes parâmetros*. São Paulo: 1998. Tese (Doutoramento) – Universidade de São Paulo.
51. ROSEMBLUM, M.A.; SCHULMAN, A. A review of all-ceramic restorations. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.128, p.297-307, mar. 1987.

52. SATOU, N.; KHAN, A. M.; SATOU, K.; SATOU, J.; SHINTANI, H.; WAKASA, K.; YAMAKI, M. *In-vitro* and *in-vivo* wear profile of composite resins. *J. Oral Rehab.*, v.19, p.31-37, jan. 1992.
53. SIMONETTI, E. L. Aspectos estruturais e estéticos – Targis-Vectris. **Guia de Compras Dental Gaúcho**, ano 4, n.3, jul/set. 1997.
54. SMALLEY, W.; NICHOLLS, J. I. In vitro two-body wear of polymeric veneering materials. *J. Prosth. Dent.*, v.56, p.175-181, 1986.
55. SÖREMARK, R.; SAMSAHL, K. Gamma-ray spectrometric analysis of elements in normal human enamel. *Arch. Oral Biol.*, v.6, p.275-283, 1961.
56. SUZUKI, S.; SUZUKI, S.; COX, C. F. Evaluating the antagonistic wear of restorative materials when placed against human enamel. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.127, n.1, p.74-80, jan. 1996.
57. TEAFORD, M. F.; TYLEND, C. A. A new approach to the study of tooth wear. *J. Dent. Res.*, v.70, n.3, p.204-207, mar. 1991.
58. TEN CATE, A. R. *Oral histology: development, structure and function*. 2nd. ed. St. Louis: C. V. Mosby, 1985.
59. TÖLGYESSY, J.; KYRS, M. *Radioanalytical chemistry II*. Chichester: Ellis Horwood Limited, 1989.
60. VIEIRA, S. *Introdução à bioestatística*. 2a. ed. Rio de Janeiro: Ed. Campus Ltda., 1981.
61. VRIJHOEF, M. M. A.; LETZEL, H.; HENDRIKS, F. H. J. A method to determine the loss of substance of dental restorations. *J. Oral Rehabil.*, v.12, n.1, p.9-16, 1985.

62. WEATHERELL, J. A.; ROBINSON, C.; HALLSWORTH, A. S. Variations in the chemical composition of human enamel. *J. Dent. Res. Suppl.*, v.53, n.2, p.180-192, 1974.
63. WILEY, M. G. Effects of porcelain on occluding surfaces of restoured teeth. *J. Prosthet. Dent.*, v.61, n.2, p.133-137, feb. 1989.
64. ZOPPE, C. C. C. *Estudo do método radiométrico para avaliação da abrasividade de dentifícios*. São Paulo: 1997. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares.