UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

ESTUDO COMPARATIVO DA RADIOPACIDADE DE MATERIAIS
FORRADORES

Hisham Mohamad Hamida

RIBEIRÃO PRETO

2007

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

**ESTUDO COMPARATIVO DA RADIOPACIDADE DE MATERIAIS
FORRADORES**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do Título de Mestre em Odontologia – Área de concentração: Reabilitação Oral

Orientadora: Profa. Dra. Fernanda de Carvalho Panzeri Pires de Souza

Ribeirão Preto

2007

FICHA CATALOGRÁFICA

Hamida, Hisham Mohamad

Estudo comparativo da radiopacidade de materiais forradores. Ribeirão Preto, 2007.

76 p. : il. ; 30cm

Dissertação de Mestrado, apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Reabilitação Oral.

Orientador: Pires-de-Souza, Fernanda de Carvalho Panzeri

1. Capeamento Pulpar, 2. Vidro Bioativo, 3. Hidróxido de Cálcio, 4. Ionômero de Vidro, 5. Radiopacidade.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Hisham Mohamad Hamida

Estudo comparativo da radiopacidade de materiais forradores

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, da Universidade de São Paulo, para a obtenção do Título de Mestre em Odontologia.

Área de concentração: Reabilitação Oral

Aprovado em: _____

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

A Deus, que com sua clemência e misericórdia, tem me guiado em todas as situações;

A meus pais, Mohammed e Anita, pelos ensinamentos que muito contribuíram para minha formação como ser humano, pelo exemplo de vida e pelo incentivo em todos os meus desafios;

À minha esposa Ivian, pelo amor, pelo carinho e pela paciência nos momentos mais adversos;

À Profa. Dra. Fernanda de Carvalho Panzeri Pires de Souza, pelo voto de confiança e pela compreensão, que muito me ajudou ao longo de minha trajetória, não só como aluno, mas como pessoa.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Prof. Dr. Luiz Carlos Pardini, por compartilhar seus conhecimentos com generosidade, o que contribuiu muito para minha formação acadêmica e pessoal.

À Profa. Dra. Luciana Assirati Casemiro, que sempre presente, muito me auxiliou ao longo da minha formação acadêmica;

Ao Prof. Dr. Heitor Panzeri, que muito me ajudou com toda sua experiência, sempre de braços abertos;

AGRADECIMENTOS

A todos os docentes do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da FORP, por todos os conhecimentos que adquiri nessa Faculdade, o que me tornaram um profissional melhor.

Aos Servidores não-docentes do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da FORP, por todo o carinho durante minha estadia em Ribeirão Preto, por todo auxílio e generosidade. Em especial, agradeço ao Sr. Francisco Lourenço Roselino por toda amizade e dedicação

À Servidora Srta. Damaris Stopato da Fonseca por todo auxílio e apoio prestados no decorrer do desenvolvimento da metodologia deste trabalho

Aos meus colegas e amigos da FORP, em especial a Fabiano Aguilar, Fabrício Mundim e Jeovan da Silva, pela convivência amigável e prazerosa em todos esses anos.

Muito obrigado!

RESUMO

Hamida, HM. Estudo comparativo da radiopacidade de materiais forradores. Departamento de Materiais Dentários e Prótese. Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo. Dissertação (Mestrado), Ribeirão Preto, 2007. 76 p.

O sucesso no tratamento odontológico tem sido incansavelmente buscado, seja através da melhoria das técnicas ou dos materiais. Contribuindo com essa realidade, o objetivo deste trabalho foi, por meio de uma metodologia inédita, verificar e comparar a densidade óptica do hidróxido de cálcio, cimento de ionômero de vidro e de um vidro bioativo, correlacionando-as com a densidade óptica de estruturas dentais. Foi desenvolvido e confeccionado um dispositivo padronizador, que simula a situação clínica onde o material é utilizado, composta por orifícios, onde o material era depositado, e por degraus, que representavam as diferentes espessuras dos materiais, além do penetrômetro de alumínio, para que fosse obtida uma curva de padronização. Foram obtidas imagens radiográficas em tempos de exposição de 0,3; 0,4 e 0,5s. Após a leitura dos valores da densidade óptica das imagens radiográficas em fotodensitômetro, os dados obtidos foram submetidos à análise estatística (teste 3-way ANOVA, Bonferroni, nível de significância de 95%) que permitiu verificar que houve diferença na densidade óptica dos materiais, tanto em tempo, quanto em espessuras diferentes, sejam comparados entre si ou com as estruturas dentais. Os maiores valores foram obtidos com o hidróxido de cálcio, no tempo de 0,5s com 2,0mm de espessura, enquanto que o menor valor foi apresentado pelo esmalte com 3,0mm em tempo de 0,3s. Com os resultados obtidos, concluiu-se que todos os materiais apresentaram valores menores que as estruturas dentais, sendo mais radiolúcidos.

Palavras-chave: Capeamento Pulpar, Vidro Bioativo, Hidróxido de Cálcio, Ionômero de Vidro, Radiopacidade.

ABSTRACT

The success of dental treatment has been continuously searched by the improvement of both the techniques and materials. In order to contribute with this reality, the purpose of this study was to verify and compare, by means of an inedited methodology, the optical densities of calcium hydroxide, glass ionomer cement and a bioactive glass, correlating them with the optical density dental tissues. A standardizing device was developed and constructed, which simulates the clinical situation in which the material is used. This device was composed of orifices in which the material was inserted and steps that represented the different thicknesses of the materials, in addition to an aluminum penetrometer to provide a standardization curve. Radiographic images were obtained using exposure times of 0.3, 0.4 and 0.5 s. After reading of the optical density values of the radiographic images in a photodensitometer, the gathered data were submitted to statistical analysis by 3-way ANOVA and Bonferroni correction at 5% significance level. There was statistically significant difference in the optical density of the material regarding both the exposure times and the thicknesses, comparing to each other as well as to the dental tissues. The greatest values were obtained for calcium hydroxide at 0.5-s exposure time and 2.0 mm thickness, whereas the lowest value was obtained for enamel with thickness of 3.0 mm and exposure time of 0.3 s. Based on the obtained results, it may be concluded that all materials presented lower optical density values than the dental structures, being more radiolucent, in addition to the suggestion of adding to the materials' instructions for use information regarding the ideal exposure time and type of x-ray equipment.

Key Words: Pulp Capping, Bioactive Glass, Calcium Hydroxide, Glass Ionomer Cement, Radiopacity.

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

1- INTRODUÇÃO	10
2- REVISÃO DA LITERATURA	18
3 - PROPOSIÇÃO	29
4- MATERIAL E MÉTODOS	31
5- RESULTADOS.....	43
6- DISCUSSÃO	56
7- CONCLUSÃO	62
8- REFERÊNCIAS.....	64
APÊNDICE.....	71

1.INTRODUÇÃO

1. Introdução

Várias terapias têm sido propostas na odontologia para regeneração do periodonto e capeamento pulpar, seja este direto ou indireto. Um dos materiais estudados recentemente com essa finalidade é o vidro bioativo, além dos amplamente utilizados, hidróxido de cálcio e cimento de ionômero de vidro.

A utilização de qualquer material ou procedimento restaurador deve também condicionar o uso de uma proteção dentinopulpar que lhe seja compatível e com a estrutura dentária, a fim de agir como um agente protetor eficiente.

Segundo Mondelli (1998), um material protetor poderá ser considerado ideal se for capaz de:

- Proteger o complexo dentinopulpar de choques térmico e elétrico;
- Ser útil como agente bactericida ou inibir a atividade bacteriana, esterilizando a dentina sadia e a afetada residual nas lesões cariosas profundas;
- Aderir e liberar fluoretos à estrutura dentária;
- Remineralizar parte da dentina descalcificada e/ou afetada remanescente nas lesões de rápida evolução;
- Hipermineralizar a dentina sadia subjacente, após a remoção mecânica da dentina (esclerose dos túbulos dentinários);

- Estimular a formação de dentina terciária nas lesões profundas ou exposições pulpares;
- Ser anódino, biocompatível, manter a vitalidade pulpar e estimular a formação de nova dentina (barreira calcificada) nas proteções diretas;
- Inibir a penetração de íons metálicos das restaurações para a dentina subjacente, prevenindo assim a descoloração do dente;
- Evitar a infiltração de elementos tóxicos ou irritantes constituintes dos materiais restauradores e dos agentes cimentantes para o interior dos canálculos dentinários e polpa;
- Aperfeiçoar o vedamento marginal das restaurações, evitando a infiltração de saliva e microrganismos pela interface parede cavitária/restauração.

Evidentemente, nenhum dos materiais utilizados como protetores disponíveis atualmente apresenta todas as propriedades mencionadas e sua utilização, individualmente ou em conjunto, deve obedecer a uma avaliação criteriosa de suas características e do caso clínico em particular.

Tanto os produtos à base de hidróxido de cálcio, quanto os ionoméricos são atualmente bastante difundidos e grandemente utilizados para proteção do complexo dentinopulpar, graças à sua comprovada propriedade de estimular a formação de dentina esclerosada, reparadora (CVEK, 1978), proteger a polpa contra os estímulos termelétricos (LITTLE *et al.*,

2005) e ação antibacteriana (FREEDMAN *et al.*, 1999; KITASAKO *et al.*, 2000), já os vidros bioativos que têm a característica de produzir tecido mineralizado (NISHIDA *et al.*, 2006), não têm sido amplamente utilizado devido à sua relação custo/benefício.

Várias propriedades favoráveis dos cimentos de ionômero de vidro foram listadas, dentre as quais destacaram liberação de flúor com diminuição da incidência de lesões de cárie secundária, coeficiente de expansão térmica semelhante ao do dente, biocompatibilidade pulpar e redução da microinfiltração (FELTON *et al.* 1991; SALAMA *et al.* 1995 e NAVARRO, PASCOTTO 1998). Mount (1999) ressaltou que a importância dos cimentos ionoméricos está baseada na adesão através da camada de troca iônica, que previne a microinfiltração e isola a lesão ativa de cárie do meio bucal.

A utilização de materiais bioativos para procedimentos de proteção pulpar pode permitir a formação de dentina com redução na inflamação, uma vez que se trata de um material com pH próximo a 9,0. Alguns poucos trabalhos na literatura abordam a utilização de Bioglass® para proteção pulpar o que têm permitido bons resultados com formação de dentina sem camada necrótica intermediária (OGUNTEBI *et al.*, 1993).

A proteção do complexo dentinopulpar pode ser realizada de forma direta ou indireta, dependendo da condição da polpa, se exposta ou não. A proteção pulpar indireta é realizada quando ainda não ocorreu comunicação direta do órgão pulpar com a cavidade. Está indicada em qualquer situação em que a proximidade com a polpa possa permitir o

ingresso de irritantes provenientes do processo carioso ou do próprio material restaurador. Casos em que a polpa é separada da cavidade por uma fina camada de dentina afetada que, se removida, pode provocar exposição pulpar definem outra categoria de proteção pulpar: o tratamento expectante (Dumsha; Hovland, 1985). Esse tratamento tem a finalidade de promover a recuperação pulpar, a deposição de dentina terciária e a remineralização dessa fina camada de dentina, minimizando os riscos de exposição accidental. Em tais circunstâncias, o remanescente dentinário encontra-se tão delgado que podem existir micro-exposições do tecido pulpar, detectadas clinicamente.

O tratamento expectante está indicado nos casos de lesões cariosas agudas muito profundas, em pacientes jovens, com ausência de dor espontânea e com resposta aos estímulos táteis e térmicos, especialmente ao frio. Tal condição caracteriza uma polpa em estágio potencialmente reversível. Trata-se de uma medida terapêutica preparatória, na qual as propriedades físico-químicas dos materiais ou medicamentos protetores atuam na polpa por difusão, através do remanescente dentinário, e permitem respostas biológicas do complexo dentinopulpar (Mondelli, 1998).

Segundo (Pereira *et al.*, 2005), são objetivos do tratamento expectante:

- Bloquear a penetração de agentes irritantes que podem atingir a polpa através da lesão cariosa;
- Interromper o circuito metabólico proporcionado pelos fluidos bucais às bactérias remanescentes no assoalho da cavidade;

- Inativar tais bactérias pela ação bactericida ou bacteriostática dos materiais;
- Remineralizar parte da dentina amolecida remanescente no assoalho da cavidade;
- Hipерmineralizar a dentina sadia subjacente;
- Estimular a formação de dentina terciária (reacional ou reparadora).

As proteções diretas abrangem uma outra conduta de proteção do complexo dentinopulpar, onde o material protetor é aplicado diretamente sobre a polpa, visando o restabelecimento pulpar e a formação de uma barreira mineralizada. O capeamento pulpar direto está indicado em situações de exposição mecânica e acidental, estando a polpa vital e num estágio de reversibilidade. Essa situação ocorre geralmente durante o preparo cavitário, em consequência da remoção excessiva de estrutura dentinária, ou durante a remoção de cáries profundas.

Diversos fatores estão relacionados com as indicações e índices de sucesso envolvendo a proteção pulpar direta. A ocorrência de insucessos concentra-se nos erros de diagnóstico e planejamento (Pereira *et al.*, 2005). Vários autores têm observado que o capeamento pulpar pode mostrar resultados altamente positivos e previsíveis (Baume; Holz, 1981; Horsted *et al.*, 1985) desde que se utilizem a técnica e o material adequados sob condições clínicas cuidadosamente selecionadas.

Assim como a biocompatibilidade, a radiopacidade (aspecto característico da imagem radiográfica) é outro fator de suma importância para a utilização dos materiais, sejam eles à base de hidróxido de cálcio, ionoméricos ou biovidros, pois eles têm que se apresentar visíveis na imagem radiográfica com contraste (densidade óptica) satisfatório para que o Cirurgião-Dentista possa diferenciá-lo dos tecidos dentais (esmalte e dentina) e das lesões de cárie, além de diferenciar o biovidro do tecido ósseo adjacente, quando utilizado em loja cirúrgica.

Para realização do exame radiográfico, dispomos de várias técnicas tanto intra, quanto extrabuciais. As técnicas extrabuciais como as panorâmicas, eletrorradiografia, ortopantografia, elipsopantomografia, apresentam uma série de vantagens como, por exemplo, menor exposição do paciente aos efeitos deletérios dos raios X, visualização de ambos os maxilares e estruturas adjacentes em um único filme, reprodução de exames standardizados. Apesar das vantagens, elas apresentam uma grande distorção de imagem, quando comparadas a outras técnicas intrabuciais, o que compromete uma interpretação mais precisa (LASCALA & FREITAS, 1986).

Devido a esse fato, as técnicas intrabuciais são as mais utilizadas, pois ainda têm a seu favor a facilidade de execução de poderem ser realizadas no próprio consultório. Podemos citar as do tipo interproximais, também conhecida com a denominação de técnica "bite wing", periapical da bisettriz e a periapical do paralelismo, com o uso do posicionador de

filme, sendo que esta apresentando várias vantagens decorrentes da incidência perpendicular dos raios X ao filme (GUEDES et al, 1992).

Para a padronização e confiabilidade dos testes *in vitro* podem ser utilizados alguns dispositivos, como, por exemplo, o “Penetrômetro” de alumínio, além de uma padronização de distância, posição do cone, e processo de revelação do filme.

A interpretação dos filmes é feita com o auxílio de um fotodensitômetro, onde serão geradas medidas de acordo com a intensidade óptica da imagem para obtenção das médias, e posterior confecção das curvas características.

Os materiais forradores devem, idealmente, ser radiopacos para que o cirurgião-dentista possa observá-los ao realizar uma radiografia, e deste modo, auxiliar no diagnóstico de cáries secundárias ao redor da restauração. Materiais para forramento radiolúcidos podem ocultar o diagnóstico precoce de algumas lesões (Espelid *et al.*, 1991). O grau de radiopacidade necessário para um desempenho clínico ideal pode variar de acordo com a classe do material (Hara *et al.*, 2001b). Apesar disto, se usado como forrador ou base, alguns autores consideram que essa radiopacidade deva ser igual ou maior do que a radiopacidade da dentina para garantir que o material não seria confundido com dentina cariada (Mjor, 1972); entretanto, outros autores consideram que o material restaurador necessita um grau de radiopacidade ligeiramente maior do que aquela do esmalte (El-Mowafy; Benmergui, 1994; Sidhu *et al.*, 1996; Hara *et al.*, 2001a; Hara *et al.*, 2001b; Turgut *et al.*, 2003).

2.REVISÃO DA LITERATURA

2. Revisão da Literatura

A manutenção da vitalidade pulpar frente a procedimentos restauradores há muito tempo tem sido o foco das pesquisas odontológicas, onde vários fatores são observados, entre estes, tipo de proteção e do material a ser utilizado.

2.1 Materiais Protetores

Os cimentos odontológicos são de fundamental importância no tratamento clínico; o hidróxido de cálcio, por sua vez, é um dos mais utilizados na proteção do complexo dentinopulpar. Além dele, o cimento de ionômero de vidro e os vidros bioativos podem ser utilizados.

2.1.1 Hidróxido de Cálcio

Assim como os cimentos têm sido importante para a odontologia, o hidróxido de cálcio tem sido um dos materiais mais utilizado e pesquisado na proteção do complexo dentinopulpar.

Brännström e Vojinovic (1976) observaram a presença ou não de bactérias na interface dente-restauração e concluíram que, mais importante que o material ser protetor, é a sua capacidade de selamento o fato que impediria a penetração de bactérias e conseqüentemente a geração de

processos inflamatórios severos. Mais recentemente, esta informação foi corroborada por Cox *et al.* (1996).

O hidróxido de cálcio passou a ser o foco das atenções, uma vez que passou-se a discutir se a aplicação de uma base de hidróxido de cálcio poderia ser mais prejudicial que benéfica ao tratamento, como descrito por Murray *et al.* (2002), cujos resultados indicaram a menor capacidade de selamento e maior infiltração bacteriana do hidróxido de cálcio.

Cox e Suzuki (1994) descreveram as vantagens e desvantagens de se usar este material, frente aos benefícios provocados pela hibridização. Dentre as vantagens, destacaram a alta alcalinidade, propriedade responsável pela capacidade bactericida, bacteriostática, neutralizadora de ácidos bacterianos e indutora de reparação. Como desvantagens, citaram que o hidróxido de cálcio não é o único estimulador da dentinogênese e formação de ponte dentinária em polpas expostas, além de ser deficiente biomecanicamente e solúvel aos fluidos oral e dentinário, fato que poderia comprometer a resistência da restauração final.

Murray *et al.* (2002) afirma que o pH alcalino e a ação antibacteriana podem ser os fatores responsáveis pela formação de tecido mineralizado, apesar do mecanismo ser desconhecido.

Seguindo a linha de tratamento da polpa exposta, as controvérsias são ainda maiores, uma vez que não mais está se aplicando um material sobre um tecido mineralizado que serve como barreira, e sim sobre meio interno do organismo, com células responsáveis pela inflamação e pela reparação da área afetada.

Verificando a biocompatibilidade desses materiais sobre a polpa exposta *in vivo*, Hebling *et al.* (1999a, 1999b) e Souza Costa *et al.* (2000, 2001) observaram que, a aplicação da base de hidróxido de cálcio tinha um efeito terapêutico, produzindo a reorganização do tecido inflamado com a presença de células semelhantes a odontoblastos e formação de ponte de dentina.

Kitasako *et al.* (2000), afirmam que, apesar da capacidade de vários materiais induzirem a formação de dentina, o hidróxido de cálcio é superior nesta propriedade.

O capeamento da polpa exposta é um procedimento delicado, que deve ser baseado numa seleção criteriosa dos casos, seja para capeamento com hidróxido de cálcio, ou com qualquer outro material capeador (HEYERAAS; SVEEN; MJÖR, 2001; LIEBENBERG, 1999; MJÖR, 2002). Entende-se como seleção do caso, além de fatores como a capacidade de reação do indivíduo, a quantidade de dentina remanescente, fato descrito como crítico nos estudos de Murray *et al.* (2003) e Souza Costa *et al.* (2003), onde quanto menor a espessura dentinária (cerca de até 0,5 mm), maior a reação pulpar. No estudo de biocompatibilidade de materiais, muitos métodos podem ser utilizados.

Em 2006, Graham *et al.*, afirmaram que a matriz dentinária poderia ser solubilizada pelo hidróxido de cálcio, e isso explicaria o efeito saudável na dentinogênese, quando ele é clinicamente utilizado.

2.1.2 Cimento de Ionômero de Vidro

O Cimento de Ionômero de Vidro foi apresentado em 1972 (WILSON & KENT, 1972) como sendo “um novo cimento translúcido para odontologia”. O planejamento inicial foi de que seria um material restaurador estético e para uso em dentes anteriores.

Devido às suas propriedades de adesividade e liberação de flúor, o que poderia atuar na prevenção da doença cárie, fez com que sua utilização fosse recomendada para outros procedimentos, como cimentação de peças protéticas, de bandas ortodônticas e de restauração de dentes posteriores.

De acordo com Shen (2005), o cimento de ionômero de vidro é bastante utilizado em restaurações posteriores, apesar de sua resistência ser inferior à outros materiais restauradores como amálgama e resinas compostas. Quando essa comparação é feita com relação a materiais forradores, ele apresenta uma resistência superior ao hidróxido de cálcio (CARVALHO, 1995).

Em 1979, McCabe *et al.* avaliaram a resistência à abrasão, erosão ácida e adesão de dois cimentos de ionômero de vidro (De Trey's ASPA restaurador e De Trey's ChemBond de cimentação), e as compararam com as de um cimento de silicato (Silicap). A resistência à abrasão do ASPA foi similar ao Silicap, portanto considerada adequada para restaurações de lesões cervicais de abrasão e erosão. O ASPA restaurador demonstrou menor solubilidade que o silicato. Os resultados de adesão confirmaram que ambos

cimentos de ionômero de vidro apresentavam adesão ao esmalte e dentina. O ChemBond mostrou possuir adesão ao ouro porém nenhuma adesão à porcelana.

Devido ao grande sucesso do cimento de ionômero de vidro, sua utilização foi amplamente modificada, quando comparada à indicação inicial, da década de 70, passando a ser utilizado como protetores pulpares. Com isso surgiu outra preocupação, a de como seria possível diferenciar o material da estrutura dental, e isso só poderia ser feito caso o material apresentasse uma certa radiopacidade.

Em 1986, Warren, verificou que o aspecto radiográfico do cimento de ionômero de vidro, não apresentava uma homogeneidade, o que dificultaria sua interpretação, podendo induzir a erros de interpretação e diagnóstico.

van Dijken et al (1989), avaliaram a radiopacidade de materiais restauradores utilizados em restaurações de Classe I e II, e encontraram em suas composições, misturas à base de bário, estrôncio, zinco e zircônia, o que, segundo os autores, poderia promover uma maior radiopacidade. Quinze materiais apresentaram radiopacidade maior que o esmalte, cinco com radiopacidade menor que a da dentina e dois materiais valores intermediários de dentina e esmalte.

Prévost *et al.*(1990) compararam vários materiais forradores e restauradores com esmalte e dentina, e concluíram que o cimento de ionômero de vidro apresentou radiopacidade maior que a dentina e menor

que o esmalte, e que poderia credenciá-lo a ser utilizado como material protetor do complexo dentinopulpar.

Williams e Billington (1990) analisaram diferentes tipos de materiais restauradores, incluindo cimento de ionômero de vidro, e concluíram que todos apresentaram radiopacidade suficiente para serem detectados em uma imagem radiográfica, em situação clínica.

Matsumura *et al.*(1993), corroboraram o estudo de Prévost *et al.*(1990) ao avaliarem a radiopacidade de três cimentos: fosfato de zinco, policarboxilato e ionômero de vidro, e compararem com as estruturas dentais, esmalte e dentina. Os maiores valores foram observados para o fosfato de zinco, seguido pelo policarboxilato, inclusive quando comparados ao esmalte. Já o cimento de ionômero de vidro apresentou valores de radiopacidade maiores que o esmalte e dentina, porém menores que o fosfato de zinco e que o policarboxilato.

Em 1996, Skartveit e Halse avaliaram 21 cimentos de ionômero de vidro, e compararam os valores aos do esmalte, dentina, amálgama e alumínio. Muitos apresentaram radiopacidade maior até que o alumínio. Já outros materiais não apresentaram radiopacidade suficiente, o que, segundo os autores, poderia gerar um resultado falso, se confundidos com lesões de cárie.

No mesmo ano, Sidhu *et al.*(1996), também fizeram comparação de alguns cimentos de ionômero de vidro modificados por resina e verificaram que a maioria apresentou radiopacidade maior que a do esmalte.

Shah *et al.*(1997) compararam a radiopacidade do cimento de ionômero de vidro com materiais restauradores, e concluíram que a menor radiopacidade foi obtida com o cimento de ionômero de vidro. Ainda, no mesmo trabalho, os autores sugerem que os cimentos de ionômero de vidro seja reformulados, levando em consideração sua radiopacidade.

Em 2004, Bagatini *et al.*, avaliaram a radiopacidade de três cimentos de ionômero de vidro e compararam com a dentina, utilizando programas de computador. Não foi encontrada nenhuma diferença estatisticamente significativa entre os valores, o que levou os autores a crerem que os cimentos podem ser confundidos com a estrutura dental, interferindo no diagnóstico.

Salzedas *et al.*(2006) compararam a densidade óptica de seis materiais restauradores com as estruturas dentais, esmalte e dentina, por meio de um sistema de radiografia digital. De todos os materiais, quatro apresentaram radiopacidade superior ao esmalte.

2.1.3 Vidro Bioativo

Em 1969, ao introduzir o material bioativo, L. L. HENCH, fez a seguinte definição: "Um material bioativo produz uma resposta biológica específica na interface que resulta na formação de uma ligação entre o tecido e o material". Materiais bioativos são os que, em contato com o tecido vivo na presença de fluidos corpóreos, desenvolvem uma camada de hidroxicarbonatoapatita (HCA) na sua superfície. Esta camada interfacial

imita o tipo de interface que é formada pelos processos naturais de reconstrução dos tecidos e é química e estruturalmente equivalente à fase mineral do osso (HENCH, 1991).

O primeiro material bioativo, que foi desenvolvido por HENCH, foi um tipo especial de vidro que tinha a capacidade de se ligar aos tecidos ósseos e aos tecidos macios através de uma forte ligação química.

Os vidros bioativos apresentam as seguintes características (HENCH, 1991; HENCH, WEST, 1996; HENCH, 1998):

- ligam-se rapidamente aos tecidos, o que diminui o tempo para recuperação de lesões e restabelecimento da saúde dos pacientes;
- são sintéticos, o que elimina o risco de contaminação viral e transmissão de doenças como pode ocorrer com os materiais derivados de osso bovino ou humano;
- produzem um ambiente adverso ao crescimento de bactérias devido ao aumento do pH e da pressão osmótica provocado pela liberação de íons Na^+ e Ca^{2+} no local;
- possuem composições contendo elementos naturalmente presentes no organismo humano;
- possuem possibilidade de rejeição praticamente nula.

A composição do vidro bioativo tradicionalmente conhecido é: 45,0% SiO_2 ; 24,5% Na_2O ; 24,5% CaO ; 6,0% P_2O_5 . Nenhuma destas substâncias apresenta efeitos tóxicos no organismo humano nestas condições de uso e, além disso, serão liberadas em pequenas quantidades no processo de dissolução.

Além do seu uso para enxertos ósseos (REYES 2000), Heys et al (1982) utilizaram o biovidro como resina odontológica. Smith (1982) utilizou como material de implante, Moreau & Mazière (1989) utilizaram como material de reconstrução óssea. O biovidro também foi utilizado como capeamento pulpar (LITKOWSKI e NIEHAUS-ROHDE 1995; STANLEY et al 2001).

Em 1993, Oguntebi et al., utilizaram materiais bioativos com habilidade para ligar-se ao osso para procedimentos de proteção pulpar em mini-suínos e verificaram que permitiu-se a formação de dentina sem uma área necrótica intermediária.

Litkowski e Niehaus-Rohde (1995) compararam a resposta pulpar inflamatória usando hidróxido de cálcio e cerâmica bioativa (45S5 Bioglass®) *in vivo*. Segundo os autores, não foram encontradas bactérias em qualquer uma das amostras. Além disso, foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre os grupos Bioglass® e hidróxido de cálcio, sendo que o Bioglass® foi o material que apresentou os melhores resultados (menor nível de inflamação) em análises de 3 e 30 dias.

Stanley et al (2001) utilizaram uma fórmula modificada do Bioglass® (#A68), que continha partículas menores de biovidro (90 – 250µm) do que a formulação original BFA68 (90 – 350µm), como material de capeamento pulpar e analisaram a possível formação de pontes de dentina em macacos. Como controle foi usado o cimento de hidróxido de cálcio. Os autores não encontraram evidência de mumificação pulpar quando o biovidro foi utilizado. Além disso, verificaram que houve uma maior formação de pontes de dentina apropriadamente posicionadas em dentes tratados com biovidro.

2.1.4 Radiopacidade dos Materiais

Dentre as principais características desejadas em um material podemos citar a radiopacidade, fator que raramente é levado em consideração pelo fabricante de material odontológico. Em razão disso, o sucesso do tratamento pode ser comprometido, já que não há como diferenciar o material da estrutura dental e de alguma lesão, seja ela óssea ou de cárie.

Atualmente, não há normas que determinem o mínimo exigido, ou o padrão de radiopacidade de materiais forradores, seja ele hidróxido de cálcio, cimento de ionômero de vidro ou vidro bioativo. Muitos pesquisadores utilizam como parâmetro de comparação, a norma 4049 da ISO (*International Standard Organization*), que foi formulada para resinas dentais.

Tveit e Espelid (1986) avaliaram a radiopacidade de restaurações Classe II utilizando amálgama e resina. Foram realizadas lesões de cárie em 65 pré-molares e divididos em três grupos, restaurados com amálgama, resina e ambos. A maioria de falsos positivos foi detectada no grupo de resina, assemelhando-se à lesão de cárie.

Em 1991, Espelid *et al.*, observaram a radiopacidade de materiais restauradores comparando com lesões de cárie secundária. Concluíram que para a facilitação do diagnóstico, a radiopacidade do material restaurador deve ter um valor de radiopacidade próximo ao do esmalte.

3.PROPOSIÇÃO

3. Proposição

A proposta deste trabalho laboratorial foi verificar a radiopacidade dos materiais: Hidróxido de Cálcio, Cimento de Ionômero de Vidro e Vidro bioativo, avaliando comparativamente a densidade óptica dos materiais em diferentes espessuras e correlacionando essas densidades às estruturas dentais (esmalte e dentina).

4. MATERIAL E MÉTODOS

4. Material e Métodos

Para a realização do experimento foram selecionados dois materiais utilizados como capeadores pulpares e um vidro bioativo, conforme Quadro 1, em que foram analisadas a radiopacidade dos componentes do pó desses materiais.

Quadro 1 – Materiais utilizados no estudo

Material	Nome	Fabricante
Hidróxido de Cálcio	Hidróxido de cálcio p.a.	Vetec Química Fina Ltda (Duque de Caxias, RJ, Brasil)
Cimento de Ionômero de Vidro	Magic Glass	Vigodent (Rio de Janeiro, RJ, Brasil)
Vidro Bioativo	PerioGlas	Novabone (Jacksonville, FL, EUA)

Para a comparação da radiopacidade dos materiais às estruturas dentais (esmalte e dentina), após a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo (Processo nº 2005.1.1374.58.0), foram obtidos de 6 dentes hígidos (1º molar) adultos, cortes dentais com espessura crescente de 0,5 a 3,0mm, sendo um corte para cada dente. Essas fatias foram conseguidas pela

secção no sentido méso-distal com disco diamantado (Buehler, Lake Bluff, Illinois, USA) em micrótomo (MTI Corporation, Richmond, CA, USA), de maneira que se obtivesse fatias dentais com esmalte e dentina de forma regular, com as espessuras de 0,5mm; 1,0mm; 1,5mm; 2,0mm; 2,5mm e 3,0mm (Figura 1), sendo acondicionados em saliva artificial e estufa com temperatura de 37,5°C, antes da realização do experimento.

Figura 1 - Cortes dentais (região coronária no sentido mesio - distal)

Para a regularização dos 2 lados desses cortes e como forma de assegurar que esses apresentassem as espessuras preconizadas para o experimento, os cortes dentais foram submetidos a polimento, utilizando lixa d'água (Norton Abrasivos Brasil, São Paulo, SP, Brasil) com granulação 800 em politriz manual. As espessuras foram rigorosamente controladas com o auxílio de um paquímetro digital (Digimess, São Paulo, SP, Brasil).

Construiu-se, para esse fim, um "dispositivo padronizador" que permite a colocação de cada material em espessuras pré-estabelecidas,

simulando sua utilização em atividades clínicas, dependendo da profundidade da cavidade a ser restaurada e a espessura de dentina remanescente.

4.1. Dispositivo padronizador

Todos os fatores geométricos que podem interferir na formação da imagem radiográfica foram padronizados através da criação, desenvolvimento e confecção de uma matriz em acrílico transparente denominada de Dispositivo Padronizador (Fig.2A) medindo 8 cm X 7 cm. Essas medidas correspondem à largura e comprimento de um filme radiográfico oclusal, que foi adaptado na parte inferior desse dispositivo, fixado em canaletas laterais (Figura 2B).

A parte superior do dispositivo é composta por degraus que aumentam a espessura gradativamente a cada 0,5mm até a espessura de 3,0mm. Dessa maneira, o primeiro degrau tem 0,5mm, o segundo 1,0mm, e assim sucessivamente até o último degrau, com espessura de 3,0mm, totalizando 6 degraus. Em cada degrau foram abertos três orifícios circulares de 5 mm de diâmetro, para a colocação do material a ser radiografado, totalizando 18 orifícios.

Fig. 2A - Dispositivo Padronizador para conter os materiais do experimento.

Fig. 2B - Início da adaptação do filme oclusal na parte posterior do dispositivo padronizador.

Para a execução da técnica radiográfica, foi acondicionado nos orifícios do dispositivo padronizador de espessura, conforme Figura 3.

Figura 3 - Dispositivo padronizador, cortes dentais, penetrômetro, material e filme oclusal: Vista superior(A); Vista lateral(B).

4.2. Escala de Alumínio – Penetrômetro

No centro do dispositivo padronizador de espessura foi feita uma abertura compatível para a adaptação da escala de alumínio (penetrômetro), medindo 10 x 32 mm, e escalonado em oito degraus, com espessuras incrementais de 2, 4, 6, 8, 10, 12, 14, 16 mm conforme recomendações de MANSON-HING e BLOXOM (1985).

Este penetrômetro tem a finalidade de simular, pelas nuances de tonalidades produzidas após a exposição e o processamento das radiografias, as densidades das estruturas da cavidade bucal em relação aos tecidos duros e mole, para a análise laboratorial da qualidade da imagem radiográfica e constar a homogeneidade dos procedimentos além de detectar as possíveis variações durante os procedimentos das Técnicas Radiográficas e Processamento MANSON-HING e BLOXOM (1985).

Para a certificação de que o acrílico do dispositivo padronizador de espessura não interferiria na imagem radiográfica dos materiais, foi realizada uma tomada radiográfica inicial, apenas com um filme oclusal (Insight, Kodak, Nova York, EUA) e o penetrômetro.

4.3. Obtenção das Imagens Radiográficas

Antes da realização das tomadas radiográficas, havia a necessidade de padronizar a quantidade de material a ser colocado no orifício do dispositivo padronizador de espessura. Para isso, inicialmente, verificou-se a quantidade necessária de material para completar o orifício sem excesso, verificado visualmente. Pesou-se essa quantidade em balança de precisão digital (Mettler-Toledo GmbH, Greifensee, Switzerland) e, a partir daí, padronizou-se a quantidade para todos os orifícios. Na Tabela 1, pode-se verificar a quantidade utilizada para cada material.

Tabela 1 – Quantidade de material (mg) utilizado para cada altura de orifício preenchido

Material	Altura do orifício (mm)					
	0,5	1,0	1,5	2,0	2,5	3,0
Hidróxido de Cálcio	0,3	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4
Ionômero de vidro	0,3	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4
Vidro Bioativo	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2

4.4. Filme Radiográfico

Foram utilizados filmes radiográficos Oclusal (Insight, Kodak, Nova York, EUA), não vencidos do grupo de sensibilidade "E" (REF 1169143, Lote 4107790).

Estes filmes foram mantidos sob refrigeração conforme recomendação do fabricante, e retirados da mesma com antecedência suficiente para adquirirem a temperatura ambiente antes de sua exposição à radiação.

4.5. Fonte de Radiação.

Foi utilizado um aparelho de Raios X (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP. Brasil) tendo ponto focal de 1 mm², possuindo colimador de chumbo, com uma abertura central de 11 mm de diâmetro com 70 kVp, 10 mA, marcador de tempo automático digital. As tomadas foram realizadas com tempo de exposição de 0,3s; 0,4s e 0,5s.

Houve a necessidade de posicionar o Cilindro localizador perpendicular aos objetos radiografados (Figura 4) de modo que a distância foco-filme fosse 20 cm, simulando a Técnica Radiográfica, permitindo assim, que o feixe de radiação incidisse perpendicularmente nos objeto radiografado e no filme radiográfico oclusal.

Após a realização de cada tomada radiográfica, a matriz era lavada em água corrente e secada com o auxílio de jato de ar, eliminando o risco de resíduos de materiais de uma tomada radiográfica para outra.

Figura 4 - Cilindro localizador posicionado perpendicular ao dispositivo padronizador contendo o material utilizado.

4.6. Identificação dos Grupos Experimentais

Para a diferenciação dos filmes, estes foram identificados com alfabeto de chumbo (Konex, São Paulo, SP, Brasil) correspondente ao material e o tempo de exposição utilizados, conforme Tabela 2.

Tabela 2 – Letras e números indicados com chumbo no filme radiográfico para diferenciação.

Material	Tempo de Exposição (seg.)	Código
Hidróxido de Cálcio	0,3s	H3
	0,4s	H4
	0,5s	H5
Ionômero de Vidro	0,3s	I3
	0,4s	I4
	0,5s	I5
Vidro Bioativo	0,3s	P3
	0,4s	P4
	0,5s	P5
Controle	0,4s	C

4.7. Processamento Radiográfico

Após a realização das tomadas radiográficas, os filmes foram submetidos ao processamento manual de revelação seguindo-se as recomendações do fabricante quanto ao método de processamento tempo/temperatura. A temperatura no momento do processamento foi de 23,5°C, em ambiente totalmente isento de luminosidade e em única colgadura para 14 radiografias. Esse processamento ocorreu da seguinte maneira: revelação durante 3 min. em solução reveladora (Kodak, Nova York, EUA), lavagem intermediária em água corrente por 1 min., fixação por 10 min. em solução fixadora (Kodak, Nova York, EUA), lavagem final em água corrente por 15 min., e secagem em estufa apropriada (Fabricação Eletro-Médica, São Paulo, SP, Brasil) até que se secassem por completo. Após a secagem, cada película foi cuidadosamente montada em cartelas

individuais, e agrupadas conforme a identificação do experimento, para a posterior leitura obtenção da densidade óptica das imagens.

4.8. Leitura das Densidades Ópticas

As leituras dos valores das Densidades Ópticas (DO) foram realizadas com o auxílio de um fotodensitômetro (*GAFCHROMIC*, VICTOREEN, Moedling, Austria) com o feixe de luz colimado para 1 mm de diâmetro.

O leitura do fotodensitômetro varia de 0,00 à 4,36 indicados no visor do aparelho, sendo o zero representado pela passagem total do feixe de luz detectado pelo sensor do aparelho(Figura 5A), e 4,36 o bloqueio de todo o feixe luminoso (Figura 5B).

Figura 5: Calibração do Fotodensitômetro. Passagem total do feixe luminoso (A); bloqueio total do feixe luminoso(B)

Os valores obtidos por meio do fotodensitômetro foram anotados em tabelas, sendo uma para cada filme, e ordenados segundo a grandeza das espessuras dos degraus, conforme preconizado por MANSOON-HING & PATEL, 1977.

Inicialmente foram realizadas as leituras referentes a cada degrau do Penetrômetro em cada tempo de exposição estudado, sendo realizadas cinco leituras por degrau. Após, realizou-se as leituras das DO de cada material e dos dentes. Foram lidos cinco pontos de cada amostra de material, cinco pontos de esmalte e cinco pontos de dentina, totalizando 25 pontos por espessura.

5. RESULTADOS

5. Resultados

Várias estruturas e materiais foram estudados. Dessa forma, para tornar a apresentação mais didática, a descrição dos resultados será na forma de tópicos.

5.1. Análise da densidade óptica do penetrômetro

A partir dos valores de densidade óptica, encontrados nas imagens radiográficas do penetrômetro (Tabela 1 do Apêndice), em cada tempo de exposição, foi obtido o Gráfico 1.

Gráfico 1 – Densidade óptica do penetrômetro em função do tempo de exposição.

No gráfico 1 observa-se que o ponto que representa a espessura de 2mm do penetrômetro no tempo de 0,5s, foi o ponto mais radiolúcido, em relação aos demais. Já o ponto de 2,0mm em tempo de 0,4s, quando

comparado ao ponto de 2,0mm em 0,3s, mostrou uma DO maior, ou seja, foi mais radiolúcido.

Na região que representa as espessuras 10,0 a 16,0mm, nos tempos de 0,4 e 0,5s, nota-se uma similaridade dos valores das DO.

5.2. Análise das densidades ópticas das diferentes espessuras dos materiais

A partir dos valores médios de densidade óptica, obtidos pelas leituras ocorridas nas imagens radiográficas dos materiais estudados (Tabela 2 do Apêndice), em cada tempo de exposição, foram obtidos os Gráficos 2 a 4.

Gráfico 2 – Densidade óptica do hidróxido de cálcio em função do tempo de exposição.

Avaliando as curvas obtidas, verifica-se que há um comportamento muito homogêneo na formação das imagens radiográficas, verificada pelas

inclinações semelhantes das curvas. Para o tempo de 0,4s, as imagens obtidas apresentam DO muito semelhante, independente da espessura radiografada. Além disso, é interessante notar que nos tempos de 0,3 e 0,5s, apesar de no primeiro tempo a imagem apresentar aspecto mais radiopaco e no segundo mais radiolúcido, houve um aumento gradativo da DO até a espessura de 2,0mm. Porém, verifica-se um declínio a partir daí, para as espessuras de 2,5 e 3,0mm.

Gráfico 3 – Densidade óptica do cimento de ionômero de vidro em função do tempo de exposição.

Para todos os tempos de exposição a que o Cimento de Ionômero de Vidro foi submetido, a espessura de 0,5mm foi a que apresentou os maiores valores de DO, que foi diminuindo gradativamente até a espessura de 3,0mm. O tempo de 0,3s foi o que apresentou os menores valores, com aspecto mais radiopaco do que os demais e as maiores DO foram

observadas no tempo de 0,5s, obtendo-se imagens mais radiolúcidas em relação às demais.

Gráfico 4 – Densidade óptica do vidro bioativo em função do tempo de exposição.

O tempo de 0,3s foi o que apresentou os menores valores de DO, sendo, porém, muito homogêneos, independente da espessura analisada. Os maiores valores de DO foram observados no tempo de 0,5s. Porém as curvas de 0,4 e 0,5s mostram-se muito semelhantes, com um pequeno declive na espessura de 3,0mm.

5.3. Comparação das densidades ópticas dos materiais às estruturas dentais (esmalte e dentina)

Gráfico 5 – Materiais diferentes comparados às estruturas dentais em tempo de 0,3s.

Tabela 3 - Comparação entre materiais em um mesmo tempo de exposição

t=0,3s	0,5	1,0	1,5	2,0	2,5	3,0
H	1,299 (0,008) ^{a,A}	1,329 (0,007) ^{b,A}	1,339 (0,013) ^{b,c, A}	1,355 (0,017) ^{c, A}	1,298 (0,012) ^{a, A}	1,245 (0,016) ^{d, A}
I	1,107 (0,017) ^{a,b,B}	1,126 (0,013) ^{a,B}	1,085 (0,01) ^{b, B}	1,083 (0,017) ^{b, B}	1,007 (0,020) ^{c, B}	0,94 (0,01) ^{d,B}
P	1,167 (0,012) ^{a,b,c,C}	1,187 (0,027) ^{a,C}	1,189 (0,01) ^{a,b, C}	1,179 (0,01) ^{a,b,c, C}	1,159 (0,01) ^{c, C}	1,085 (0,01) ^{d,C}
E	1,25 (0,006) ^D	1,154 (0,005) ^D	1,062 (0,01) ^D	0,974 (0,005) ^D	0,944 (0,005) ^D	0,838 (0,007) ^D
D	1,294 (0,005) ^A	1,204 (0,001) ^E	1,124 (0,005) ^E	1,056 (0,001) ^E	1,038 (0,004) ^E	0,974 (0,005) ^E

Letras diferentes, minúsculas nas linhas e maiúsculas nas colunas indicam diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

Gráfico 6– Materiais diferentes comparados às estruturas dentais em tempo de 0,4s.

Tabela 4 - Comparação entre materiais em um mesmo tempo de exposição

	0,5	1,0	1,5	2,0	2,5	3,0
t=0,4s	1,866	1,843	1,837	1,838	1,773	1,728
H	(0,010) ^{a, A}	(0,010) ^{b, A}	(0,019) ^{b, A}	(0,013) ^{b, A}	(0,010) ^{c, A}	(0,025) ^{d, A}
I	1,663	1,599	1,537	1,507	1,402	1,357
	(0,012) ^{a, B}	(0,024) ^{b, B}	(0,016) ^{c, B}	(0,010) ^{c, B}	(0,077) ^{d, B}	(0,018) ^{e, B}
P	1,766	1,77	1,725	1,714	1,617	1,504
	(0,015) ^{a, C}	(0,018) ^{a, C}	(0,021) ^{b, C}	(0,022) ^{b, C}	(0,036) ^{c, C}	(0,033) ^{d, C}
E	1,62	1,52	1,35	1,22	1,22	1,14
	(0,005) ^D	(0,004) ^D	(0,008) ^D	(0,007) ^D	(0,005) ^D	(0,005) ^D
D	1,70	1,60	1,48	1,46	1,36	1,28
	(0,008) ^E	(0,007) ^B	(0,005) ^E	(0,004) ^E	(0,005) ^D	(0,005) ^E

Letras diferentes, minúsculas nas linhas e maiúsculas nas colunas indicam diferença estatisticamente significante ($p < 0,05$).

Gráfico 7 – Materiais diferentes comparados às estruturas dentais em tempo de 0,5s.

Tabela 5 - Comparação entre materiais em um mesmo tempo de exposição

t=0,5s	0,5	1,0	1,5	2,0	2,5	3,0
H	1,969 (0,013) ^{a, A}	2,01 (0,015) ^{b, A}	2,085 (0,14) ^{c, A}	2,069 (0,015) ^{c, A}	1,989 (0,028) ^{d, A}	1,857 (0,016) ^{e, A}
I	1,999 (0,014) ^{a, A}	1,915 (0,014) ^{b, B}	1,823 (0,037) ^{c, B}	1,771 (0,031) ^{d, B}	1,655 (0,041) ^{e, B}	1,563 (0,026) ^{f, B}
P	1,923 (0,020) ^{ab, B}	1,905 (0,020) ^{b, B}	1,931 (0,019) ^{a, C}	1,917 (0,019) ^{ab, C}	1,833 (0,035) ^{c, C}	1,712 (0,043) ^{d, C}
E	1,62 (0,005) ^C	1,52 (0,008) ^C	1,42 (0,008) ^D	1,30 (0,014) ^D	1,30 (0,008) ^D	1,17 (0,005) ^D
D	1,83 (0,005) ^D	1,63 (0,005) ^D	1,51 (0,005) ^E	1,48 (0,005) ^E	1,39 (0,008) ^E	1,29 (0,005) ^E

Letras diferentes, minúsculas nas linhas e maiúsculas nas colunas indicam diferença estatisticamente significante ($p < 0,05$).

A partir dos valores de DO obtidos para os materiais e para as estruturas dentais, nos tempos de exposição a que foram submetidos,

construiu-se os gráficos 5 a 7. Por esses gráficos, é possível comparar o comportamento dos materiais entre si e em relação às estruturas dentais, em cada espessura estudada.

Dessa forma, para 0,3 e 0,4s, entre os materiais, verifica-se que, independente da espessura, o material que apresentou a maior DO foi o Hidróxido de Cálcio, seguido do Vidro Bioativo. O material mais radiopaco, ou seja, com menor DO, foi o Cimento de Ionômero de Vidro. A partir de 1,5mm observa-se uma diferença mais evidente entre os materiais.

Com 0,5s de tempo de exposição, o mesmo ocorreu a partir de 1,5mm de espessura. Com 0,5mm de espessura, o material mais radiolúcido foi o Cimento de Ionômero de Vidro, seguido do Hidróxido de Cálcio e Vidro Bioativo. Com 1,0mm a ordem se alterou na sequência decrescente de DO: Hidróxido de Cálcio> Cimento de Ionômero de Vidro>Vidro Bioativo.

Em relação às estruturas dentais, verifica-se que sempre a dentina apresenta maior DO que o esmalte, ou seja, a imagem do esmalte se apresenta mais radiopaca que a dentina. Comparando-se os valores de DO dos materiais às estruturas dentais, obtidas com 0,3s de tempo de exposição, verifica-se que o Hidróxido de Cálcio sempre apresentou maiores valores de DO em relação a elas. Porém, os demais materiais somente apresentaram esse comportamento a partir da espessura de 1,5mm. Com 0,4 e 0,5s, essa situação não se repete, de forma que os materiais apresentaram DO sempre acima das DO das estruturas dentárias.

A análise estatística dos valores médios de DO foi feita segundo o teste 3-way ANOVA, Bonferroni, nível de significância de 95% (Tabelas 3 a 5)

Comparando o fator material, com 0,3s de exposição (Tabela 3), é possível verificar que o vidro bioativo apresenta valores de DO sem diferença estatisticamente significativa até a espessura de 2,0mm, indicando, visualmente, imagens muito semelhantes entre si. Na espessura de 3,0mm, o valor de DO média apresenta diferença estatisticamente significativa em relação às demais. O Cimento de Ionômero de Vidro apresenta comportamento muito semelhante, uma vez que, entre as espessuras de 0,5 e 2,0mm, somente para 1,0mm, os valores de DO são estatisticamente diferentes das espessuras maiores.

O comportamento do Hidróxido de Cálcio indica que as imagens formadas são muito semelhantes de maneira que, analisando os valores segundo as espessuras, podemos encontrar que na espessura de 0,5mm os valores são diferentes estatisticamente dos demais, mas semelhante a 2,5mm. Na espessura de 1,0 e 1,5mm os valores de DO não apresentam diferença estatisticamente significativa, o mesmo ocorrendo entre 1,5 e 2,0mm. Na espessura de 3,0mm, o valor médio da DO é estatisticamente diferente dos demais.

Com 0,4s de tempo de exposição (Tabela 4), verifica-se que as diferenças estatisticamente significantes das médias, para cada material, se encontram nas extremidades mais finas (0,5mm) e mais espessas (2,5 e 3,0mm), com exceção para o Vidro Bioativo, que foi estatisticamente semelhante em 0,5 e 1,0mm. Dessa maneira, percebe-se que nas espessuras intermediárias (1,0, 1,5 e 2,0mm), as imagens formadas apresentam DO médias muito semelhantes, sem diferença estatisticamente significativa.

No tempo de exposição de 0,5s (Tabela 5), a DO média do Hidróxido de Cálcio em 0,5mm é menor que as demais espessuras até 2,5mm. Esse valor é diferente estatisticamente dos demais, o mesmo ocorrendo com a espessura de 1,0mm. As espessuras de 1,5mm e 2,0mm não apresentam médias estatisticamente significantes entre si, diferindo das demais médias. As maiores espessuras apresentam diferença estatisticamente significativa das demais. Já o Cimento de Ionômero de Vidro apresenta diferenças estatisticamente significantes entre todas as espessuras. O Vidro Bioativo, até 2,0mm apresenta médias estatisticamente semelhantes, ocorrendo diferença estatisticamente significativa somente quando comparadas as médias de 1,0 e 1,5mm. A partir de 2,5mm, as médias apresentam diferença estatisticamente significativa em relação a todas as demais espessuras.

Comparando o fator espessura, entre os materiais e estruturas dentais, verifica-se que, para 0,3s de exposição (Tabela 3), somente o Hidróxido de Cálcio apresenta valores estatisticamente semelhantes à dentina na espessura de 0,5mm. Em todas as outras espessuras e nas demais situações, os valores são estatisticamente significantes ($p < 0,05$).

Com 0,4s de tempo de exposição (Tabela 4) verificou-se que somente o Cimento de Ionômero de Vidro apresentou valores estatisticamente semelhantes à dentina na espessura de 1,0mm. Além disso, esmalte e dentina apresentam DO semelhantes, sem diferença estatisticamente significantes, na espessura de 2,5mm. As demais médias apresentam diferença estatisticamente significativa entre si.

No tempo de exposição de 0,5s (Tabela 5) verificou-se que o Hidróxido De Cálcio apresentou valores de DO média semelhantes ao Cimento de Ionômero de Vidro na espessura de 0,5mm. Este último material apresentou médias de DO sem diferença estatisticamente significativa quando comparado ao Vidro Bioativo na espessura de 1,0mm. As demais médias são diferentes estatisticamente.

Na figuras (6 a 8) podem ser vistas as radiografias obtidas nos diferentes tempos de exposição do hidróxido de cálcio. Todas as imagens obtidas podem ser vistas nas Figuras 1 a 7 do Apêndice.

Figura 6 - Hidróxido de Cálcio em tempo de exposição de 0,3s

Figura 7 - Hidróxido de Cálcio em tempo de exposição de 0,4s

Figura 8 - Hidróxido de Cálcio em tempo de exposição de 0,5s

6.DISSCUSSÃO

6. Discussão

A odontologia visa a promoção e manutenção da saúde bucal. Entretanto, em função das intercorrências que podem advir, tais como a doença periodontal e a lesão de cárie, há a necessidade da intervenção do profissional cirurgião-dentista. Para a reconstituição do tecido dental perdido, tem sido preconizada a utilização de materiais que sejam estéticos e funcionais.

Um correto diagnóstico da lesão de cárie e controle de qualidade da utilização do material capeador, forrador e restaurador, pode ser obtido por meio da imagenologia odontológica (ESPELID *et al.*, 1991; PEREIRA *et al.*, 2005).

Portanto, um dos métodos auxiliar para o diagnóstico das patologias no complexo dentomaxilofacial, é a imagem radiográfica, mediante a interpretação (laudo radiográfico) e baseando-se nas informações quanto às tonalidades das nuances (variação iniciando-se na cor branca, até a cor preta, com tons intermediários de cinza entre as duas extremidades), sendo que a imagem radiográfica da estrutura de esmalte apresenta-se com a tonalidade branca, radiopaca, e a dentina, com uma nuance tendendo ao cinza claro, radiolúcido (LASCALA, FREITAS, 1986; GUEDES *et al.*, 1992; FREITAS *et al.*, 2004).

Se durante o laudo radiográfico for detectada, na região de esmalte, uma pequena área radiolúcida, suspeita-se de lesão de cárie, e o

profissional deve fazer o diagnóstico diferencial para o correto tratamento, pois essa mesma imagem pode ser a de um material restaurador que não possui, em suas propriedades, a radiopacidade que a diferencie das estruturas dentais e da lesão de cárie (EL-MOWAFY; BENMERGUI, 1994; SIDHU *et al.*, 1996; HARA *et al.*, 2001a; TURGUT *et al.*, 2003).

Tendo em vista a importância da radiopacidade dos materiais e para que estes não sejam confundidos com as demais estruturas, este trabalho comparou materiais forradores e capeadores, e os correlacionou com as estruturas dentais.

Um dos fatores físicos que interfere na formação da imagem, e na interpretação do laudo radiográfico é o tempo de exposição, que conseqüentemente altera a DO das estruturas radiografadas (FREITAS, 2004).

Informações como tempo de exposição e potencia do aparelho de raios x, deveriam constar na bula do material, fornecida pelo fabricante, porém nos materiais utilizados nesse experimento não constam.

Tendo em vista esta necessidade, realizou-se previamente à execução desse experimento, um trabalho experimental, onde foi selecionado o aparelho utilizado nesse trabalho de pesquisa, nesse caso, como citado anteriormente, optou-se pelo de 70kVp(MATERIAL E MÉTODOS), conforme a metodologia executada. O tempo selecionado foi o de 0,3; 0,4 e 0,5s, por serem os que melhor expressaram o conjunto de tonalidades das

estruturas dentomaxilofacial, com o auxílio de um penetrômetro (MANSON-HING e BLOXOM, 1985), e os que mais se aproximaram da realidade clínica.

Foi tomado todo cuidado para o controle das tomadas radiográficas, e isso pode ser observado no gráfico 1, em que para cada tempo de exposição, foi obtida uma curva. A curva de 0,3s demonstra que nesse tempo os valores de DO foram os menores, indicando que a imagem apresentava-se mais radiopaca (clara). Observou-se também uma proximidade nos valores das DO, o que dificulta a interpretação da imagem. Devido ao fato dessas proximidades de valores, o que comprometeria o diagnóstico diferencial do material, não é recomendada a utilização do tempo de 0,3s. Houve uma grande semelhança entre as curvas de 0,4 e 0,5 segundos, principalmente nas maiores espessuras do penetrômetro (10, 12, 14 e 16 mm). Nas espessuras menores, a curva de 0,5s apresentou valores de DO maiores, apresentando um aspecto mais radiolúcido (escuro). É importante notar uma tendência de sobreposição das curvas de 0,4 e 0,5s, indicando que há uma padronização do método de obtenção das imagens radiográficas. Outro aspecto interessante a destacar é que na medida em que há o aumento do tempo de exposição, há uma maior diferenciação da imagem dos degraus do penetrômetro, facilitando a interpretação das imagens radiográficas.

Para a manutenção dos fatores formadores da imagem radiográfica (incidência dos raios x, distância foco-filme, posição do filme, posição do

objeto e disposição do material, penetrômetro e fatias dentais) houve a necessidade da elaboração e criação de um dispositivo padronizador, que aproximasse a realidade clínica com o experimento e que não interferisse no resultado. Devido a essa necessidade o dispositivo foi confeccionado em acrílico, e possuía degraus com espessuras que simulassem a altura em que são realizados o capeamento, forramento e a base nas cavidades dentais.

Em relação aos materiais utilizados (Tabela 2) foram selecionados, levando-se em consideração sua ampla utilização na odontologia, sendo o Hidróxido de Cálcio para capeamento pulpar, o Cimento de Ionômero de Vidro e o Vidro Bioativo para forramento, esse menos utilizado (atualmente em função de seu custo financeiro).

Em todos os experimentos, observou-se que, para todos os materiais, o tempo de 0,3s foi o que apresentou os menores valores de DO, ou seja, imagem radiográfica com aspecto mais radiopaco (Tabela 3, Gráfico 1). Isso se deve ao fato de que este menor tempo de exposição (0,3s) para a incidência de raios x, interferiu na qualidade da imagem radiográfica, comprometendo a interpretação da imagem e a confecção do laudo, causando o insucesso do tratamento clínico. Portanto, os valores obtidos sinalizam para a utilização dos tempos de 0,4 e 0,5s.

Pode-se observar nos gráficos 5 e 6, que as curvas dos materiais têm um comportamento gráfico semelhante, nos tempos de 0,4 e 0,5s, sendo este último o que apresenta os maiores valores de DO, devido ao fato do

tempo de exposição ser maior, permitindo uma maior interação dos raios x, e resultando em uma melhor definição das nuances na imagem radiográfica.

Em alguns pontos, observa-se a semelhança de valores de DO de materiais com as estruturas dentais (gráficos 5 a 7), o que pode provocar o erro de interpretação da imagem. Essa semelhança é corroborada por Shah *et al.*(1997) e Bagatini(2004), onde encontraram dificuldade de diferenciação entre material e estrutura dental.

Além da diferenciação dos materiais com relação às estruturas dentais, é importante salientar, que quando comparados entre si, essa diferença de nuance também deve existir, para que um material capeador possa ser diferenciado entre um material forrador e um restaurador. Devido ao fato de não haver uma normatização quanto à radiopacidade de materiais forradores, essa distinção torna-se mais complicada.

Com relação à espessura dos materiais, os valores das DO tendem a ser inversamente proporcionais, pois à medida que a espessura aumenta, obtém-se menores valores de DO (gráficos 2 a 4), pelo fato de que, quanto maior a espessura, ou quanto maior o número atômico do material (COOK, 1981; FREITAS, 2004) menor será a quantidade de raios x que precipitará no filme radiográfico, traduzindo esse resultado em uma imagem radiopaca. Quando há uma interação maior entre os raios x e o filme radiográfico, a imagem obtida, será de aspecto radiolúcido.

7.CONCLUSÃO

7. Conclusão

Esse trabalho de pesquisa pôde demonstrar que:

1 – Quando comparados os materiais Hidróxido de Cálcio, Cimento de Ionômero de Vidro e Vidro Bioativo na mesma espessura, apresentaram DO diferentes;

2 – Em espessuras diferentes, os materiais Hidróxido de Cálcio, Cimento de Ionômero de Vidro e Vidro Bioativo apresentaram DO estatisticamente diferentes;

3 – Em relação à densidade óptica do esmalte, os materiais Hidróxido de Cálcio, Cimento de Ionômero de Vidro e Vidro Bioativo apresentaram imagens de aspecto radiolúcido em todas as espessuras;

4 – Quando os materiais Hidróxido de Cálcio, Cimento de Ionômero de Vidro e Vidro Bioativo foram comparados à dentina, esta se mostrou com um aspecto radiográfico mais radiopaco que os materiais;

5 – Analisando somente as estruturas dentais, o esmalte se mostrou mais radiopaco que a dentina.

Para que ocorra uma melhora no diagnóstico e indicação do material, este trabalho salienta a importância da inserção de informações na bula dos materiais pelos fabricantes, tais como o tempo de exposição e a potência do aparelho de raios x, para auxiliar o cirurgião-dentista no diagnóstico diferencial (laudo radiográfico).

8.REFERÊNCIAS

8. Referências

BAGATINI, L., HEHN, L., FONTANELLA, V. Evaluation of three glass ionomer cements' optical density associated to dental structure. R. Fac. Odonto., v. 46, n.2, Dec, p. 6-10, 2004

BAUME, L. J.; HOLZ, J. Long term clinical assessment of direct pulp capping. Int Dent J, v.31, n.4, Dec, p.251-260. 1981.

BRÄNNSTRÖM, M., VOJINOVIC, O. Response of The dental pulp to invasion of bacteria around three filling materials. J Dent Child.,v. 43, n.2, p.15-21, 1976.

CARVALHO, R. M., DEL'HOYO, R. B., SUGA, R. S. Strength of base materials. Am J Dent. v. 8, n.3, Jun, 128-30, 1995.

COOK, W. D. An investigation of the radiopacity of composite restorative materials. Aust Dent J., v. 26, n.2, Apr, p.105-12, 1981.

COX, C. F., SUBAY, R. K., SUZUKI, S., *et al*. Biocompatibility of various dental materials: pulp healing with a surface seal. Int J Periodontics Restorative Dent, v.18, n.3, Jun, p.240-251, 1996.

COX, C. F.; SUZUKI, S. Re-evaluating pulp protection: calcium hydroxide liners vs. cohesive hybridization. J Am Dent Assoc, v.125, n.7, Jul, p.823-831. 1994.

CVEK, M. A clinical report on partial pulpotomy and capping with calcium hydroxide in permanent incisors with complicated crown fractures. J Endodont 4:232-237. 1978

DUMSHA, T.; HOVLAND, E. Considerations and treatment of direct and indirect pulp-capping. Dent Clin North Am, v.29, n.2, Apr, p.251-259. 1985.

EL-MOWAFY, O. M.; BENMERGUI, C. Radiopacity of resin-based inlay luting cements. Oper Dent, v.19, n.1, Jan-Feb, p.11-15. 1994.

ESPELID, I.; TVEIT, A. B.; ERICKSON, R. L., *et al*. Radiopacity of restorations and detection of secondary caries. Dent Mater, v.7, n.2, Apr, p.114-117. 1991.

FELTON, D. A. et al. Pulpal response to chemically cured and experimental light-cured glass ionomer cavity liners. *J Prosthet Dent*, v. 65, n. 5, p. 704-712, May 1991.

FREEDMAN, G.; PAMEIJER, C. H.; COX, C. F., *et al.* Bases and liners: to use or not to use, a paradigm shift. *Dent Today*, v.18, n.2, Feb, p.52-59. 1999

FREITAS, A., ROSA, J. E., FARIA e SOUZA, I. Radiologia Odontológica. 6a ed. São Paulo: Artes Médicas; 2004

GRAHAM, L.; COOPER, P. R.; CASSIDY, N., *et al.* The effect of calcium hydroxide on solubilisation of bio-active dentine matrix components. *Biomaterials*, v.27, n.14, May, p.2865-2873. 2006

GUEDES, A.M.L.; POLONIA, S.; PEREIRA DE SÁ, P.R. Princípios geométricos da formação da imagem radiográfica aplicados ao estudo comparativo das técnicas da bisetora e paralelismo. Cone longo e curto. *Periodontia*, v. 1, n. 1, p. 48-51, abr./set. 1992.

HARA, A. T.; SERRA, M. C.; HAITER-NETO, F., *et al.* Radiopacity of esthetic restorative materials compared with human tooth structure. *Am J Dent*, v.14, n.6, Dec, p.383-386. 2001a

HARA, A. T.; SERRA, M. C.; RODRIGUES JUNIOR, A. L. Radiopacity of glass-ionomer/composite resin hybrid materials. *Braz Dent J*, v.12, n.2, p.85-89. 2001b

HEBLING, J.; GIRO, E. M.; COSTA, C. A. Biocompatibility of an adhesive system applied to exposed human dental pulp. *J Endod*, v.25, n.10, Oct, p.676-682. 1999a.

HEBLING, J.; GIRO, E. M.; COSTA, C. A. Human pulp response after an adhesive system application in deep cavities. *J Dent*, v. 27, p.557-64, 1999b.

HENCH, L. L. Bioceramis: from concept to clinic. *J Am Ceramic Soc*, v. 74, n. 7, p. 1487-1510, 1991.

HENCH, L. L. Biomaterials: a forecast for the future. *Biomaterials*, v. 19, p. 1419-1423, 1998.

HENCH, L. L.; WEST, J. K. Biological applications of bioactive glasses. *Life Chemistry Reports*, v. 13, p. 187-241, 1996.

HEYERAAS, K.J.; SVEEN, O.B.; MJÖR, I.A. Pulp-dentin biology in restorative dentistry. Part 3: Pulpal inflammation and its sequelae. *Quintessence Int*; v. 32, n.8, p.611-25, 2001.

HEYS, R. J.; HEYS, D. R.; COX, C. F.; AVERY, J. K. Experimental observations on the biocompatibility of composite resin. In: *Biocompatibility of dental materials*, v. 3, p.131-150, Florida, CRC Press Inc, 1982.

HORSTED, P.; SANDERGAARD, B.; THYLSTRUP, A., *et al.* A retrospective study of direct pulp capping with calcium hydroxide compounds. *Endod Dent Traumatol*, v.1, n.1, Feb, p.29-34. 1985.

ISO-Standards ISO 4049 Polymer-based filling, restorative and luting materials Technical Committee 106 – Dentistry Geneve: International Organization for Standardization, p. 1-27, 2000.

KITASAKO, Y.; SHIBATA, S.; PEREIRA, P. N., *et al.* Short-term dentin bridging of mechanically-exposed pulps capped with adhesive resin systems. *Oper Dent*, v.25, n.3, May-Jun, p.155-162. 2000.

LASCALA, C.A.; FREITAS, A. Estudo comparativo entre as técnicas radiográficas periapical (do paralelismo) e elipsopantomográfica como coadjuvantes na interpretação das lesões periodontais. *Enc. Bras. Odont.*, v. 4, n. 4, p. 609-12, 1986.

LIEBENBERG, W.H. Intentional pulp capping: a clinical perspective of the adhesive experience. *J Adhes Dent*, v. 1, n.4, p.345-63, 1999.

LITKOWSKI, L.J; NIEHAUS-ROHDE, C. – Comparison of pulpal inflammatory response using calcium hydroxide versus particulate bioglass in human teeth. In: WILSON, J.; HENCH, L.L.; GREENSPAN, D. – *Bioceramics*. Volume 8. Florida: Elsevier Science, 1ª ed. 1995

LITTLE, P. A.; WOOD, D. J.; BUBB, N. L., *et al.* Thermal conductivity through various restorative lining materials. *J Dent*, v.33, n.7, Aug, p.585-591. 2005.

MANSON-HING, L. R., BLOXOM, R. M. A stepwedge quality assurance test for machine and processor in dental radiography. *J Am Dent Assoc.*, v. 110, n.6, Jun, p.910-3, 1985.

MANSON-HING, L. R., PATEL, J. R. Densitometric evaluation of quick x-ray developing solutions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*, v. 43, n.3, Mar, p.467-72, 1977.

MATSUMURA, H., SUEYOSHI, M., TANAKA, T., ATSUTA, M. Radiopacity of dental cements. *Am J Dent.*, v. 6, n.1, Feb, p.43-5, 1993.

McCABE, J.F.; JONES, P.A.; WILSON, H.J. Some properties of glass ionomer cement. *Brit. dent. J.*, v.146, n.9, May, p.279-81, 1979.

MJÖR, I. A. Human coronal dentine: structure and reactions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, v.33, n.5, May, p.810-823. 1972.

MJÖR, I.A. Pulp-dentin biology in restorative dentistry. Part 7: The exposed pulp. *Quintessence Int*, v. 33, n.2, p.113-35, 2002.

MONDELLI, J. – Proteção do Complexo Dentinopulpar. São Paulo: Artes Médicas, 1998 316p

MOREAU, C; MAZIÈRE, D. Os biomateriais. *Contacto*. Ano 2, n. 7, p. 6-12, Maio/junho, 1989.

MOUNT, G. J. Glass ionomers: a review of their current status. *Oper Dent*, v. 24, n. 2, p. 115-124, Mar./Apr. 1999.

MURRAY, P. E.; HAFEZ, A. A.; WINDSOR, L. J., *et al.* Comparison of pulp responses following restoration of exposed and non-exposed cavities. *J Dent*, v.30, n.5-6, Jul-Aug, p.213-222. 2002.

MURRAY, P.E., SMITH, A.J., WINDSOR, L.J., MJÖR, I.A. Remaining dentin thickness and human pulp responses. *Int Endodont J*, v. 36, n.1, p.33-43, 2003.

NAVARRO, M. F., PASCOTTO, R. C. Cimentos de ionômero de vidro. São Paulo : Artes Médicas, 1998.

NISHIDA, T., YAMADA, Y., MURAI, M., *et al.* Effects of bioactive glass on bone augmentation within a titanium cap in rabbit parietal bone. *J Periodontol*, v.77, n.6, Jun, p.983-9, 2006

OGUNTEBI, B.; CLARK, A.; WILSON, J. – Pulp capping with Bioglass and autologous demineralized dentin in miniature swine. *J Dent Res*, v.72, n.2, p. 484-489, Feb 1993

PEREIRA, J. C.; FURUSE, A. Y.; BENETTI, A. R., *et al.* Proteção do complexo dentinopulpar. In: Busato, A. L. S. Dentística - Filosofia, Conceitos e Prática Clínica. São Paulo: Artes Médicas, 2005. p.147-201

PREVOST, A. P., FOREST, D., TANGUAY, R., DeGRANDMONT, P. Radiopacity of glass ionomer dental materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*, v. 70, n.2, Aug, p.231-5, 1990.

REYES, L. C. V. *Aplicação de um vidro bioativo em tíbias de coelho*. 2000. 76 f. Dissertação (Mestrado) Escola de Engenharia de São Carlos/ Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/ Instituto de Química de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos. 2000.

SALAMA, F. S. et al. Microleakage and marginal gap formation of glass ionomer resin restorations. *J Clin Pediatr Dent*, v. 20, n. 1, p. 31-36, 1995

SALZEDAS, L. M. P., LOUZADA, M. J. Q., OLIVEIRA FILHO, A. B. Radiopacity of restorative materials using digital images. *J Appl Oral Sci.*,v. 14, n.2, p.147-52, 2006.

SHAH, P. M., SIDHU, S. K., CHONG, B. S., FORD, T. R. Radiopacity of resin-modified glass ionomer liners and bases. *J Prosthet Dent.*, v. 77, n.3, Mar, p.239-42, 1997

SHEN, C. Cimentos Odontológicos. In: Anusavice, K. J. Phillips Materiais Dentários. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005. p.419-468

SIDHU, S. K.; SHAH, P. M.; CHONG, B. S., *et al.* Radiopacity of resin-modified glass-ionomer restorative cements. Quintessence Int, v.27, n.9, Sep, p.639-643. 1996.

SKARTVEIT, L., HALSE, A. Radiopacity of glass ionomer materials. *J Oral Rehabil.*, v. 23, n.1, Jan, p.1-4, 1996.

SMITH, D. C. Composition and characteristics of dental cements. *Biocompatibility of dental materials*. V.2, p. 143-199, Florida, CRC Press Inc., 1982

SOUZA COSTA, C. A., GIRO, E. M. A., NASCIMENTO, A. B. L., TEIXEIRA, H. M., HEBLING, J. Short-term evaluation of the pulpo-dentin complex to a resin-modified glass-ionomer and a bonding agent applied in deep cavities. *Dent Mater*, v. 19, n.8, p.739-46, 2003.

SOUZA COSTA, C. A., HEBLING, J., HANKS, C. T. Current status of pulp capping with dentin adhesive systems: a review. *Dent Mater*; v.16, n.3, p.188-97. 2000.

SOUZA COSTA, C. A., NASCIMENTO, A. B. L., TEIXEIRA, H. M., FONTANA, U. F. Response of human pulps capped with a self-etching adhesive system. *Dent Mater*, v. 17, n.3, p.230-40, 2001.

STANLEY, H.R.; CLARK, A.E.; PAMEIJER, C.H.; LOUW, N.P. – Pulp capping with a modified Bioglass formula (#A68-Modified) *Am J Dent*, v.14, n.4, Aug, p.227-32, 2001.

TURGUT, M. D.; ATTAR, N.; ONEN, A. Radiopacity of direct esthetic restorative materials. *Oper Dent*, v.28, n.5, Sep-Oct, p.508-514. 2003.

TVEIT, A. B., ESPELID, I. Radiographic diagnosis of caries and marginal defects in connection with radiopaque composite fillings. *Dent Mater.*, v. 2, n.4, Aug, p.159-62, 1986.

van DIJKEN, J.W., WING, K.R., RUYTER, I.E. An evaluation of the radiopacity of composite restorative materials used in Class I and Class II cavities. *Acta Odontol Scand.*, v. 47, n.6, Dec, p.401-7, 1989.

WARREN, J.A. Jr. Glass ionomer: its emerging role as an intermediary dental base. *Fla Dent J.*, v. 57, n.2, Summer, p. 21, 23-4, 1986.

WILLIAMS, J.A., BILLINGTON, R. W. The radiopacity of glass ionomer dental materials. *J Oral Rehabil.*, v. 17, n.3, May, p.245-8, 1990.

WILSON, A. D., KENT, B. E. A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Br Dent J.*, v. 132, n.4, Feb, p.133-5, 1972.

APÊNDICE

Apêndice

Tabela 1 – Valores médios da densidade óptica do penetrômetro

Tempo de exposição	Penetrômetro							
	2mm	4mm	6mm	8mm	10mm	12mm	14mm	16mm
0,5s	1,77	1,37	1,14	0,97	0,84	0,75	0,70	0,67
0,4s	1,58	1,25	1,06	0,92	0,82	0,75	0,71	0,69
0,3s	1,16	0,93	0,84	0,75	0,71	0,68	0,63	0,60

Tabela 2A – Valores médios da densidade óptica do hidróxido de cálcio com tempo de exposição de 0,3s.

	0,5mm	1,0mm	1,5mm	2,0mm	2,5mm	3,0mm
H 3	1,30	1,33	1,34	1,35	1,30	1,25
Esmalte	1,25	1,15	1,06	0,94	0,94	0,84
Dentina	1,29	1,20	1,12	1,06	1,04	0,97

Tabela 2B – Valores médios da densidade óptica do hidróxido de cálcio com tempo de exposição de 0,4s.

	0,5mm	1,0mm	1,5mm	2,0mm	2,5mm	3,0mm
H 4	1,87	1,84	1,84	1,84	1,77	1,73
Esmalte	1,62	1,52	1,35	1,22	1,22	1,14
Dentina	1,70	1,60	1,48	1,46	1,36	1,28

Tabela 2C – Valores médios da densidade óptica do hidróxido de cálcio com tempo de exposição de 0,5s.

	0,5mm	1,0mm	1,5mm	2,0mm	2,5mm	3,0mm
H 5	1,97	2,01	2,08	2,07	1,99	1,86
Esmalte	1,62	1,52	1,42	1,30	1,30	1,17
Dentina	1,83	1,63	1,51	1,48	1,39	1,29

Tabela 2D – Valores médios da densidade óptica do cimento de ionômero de vidro com tempo de exposição de 0,5s.

	0,5mm	1,0mm	1,5mm	2,0mm	2,5mm	3,0mm
I 5	2,00	1,91	1,82	1,77	1,65	1,56
Esmalte	1,62	1,52	1,42	1,30	1,30	1,17
Dentina	1,83	1,63	1,51	1,48	1,39	1,29

Tabela 2E – Valores médios da densidade óptica do cimento de ionômero de vidro com tempo de exposição de 0,4s.

	0,5mm	1,0mm	1,5mm	2,0mm	2,5mm	3,0mm
I 4	1,66	1,60	1,54	1,51	1,40	1,36
Esmalte	1,62	1,52	1,35	1,22	1,22	1,14
Dentina	1,70	1,60	1,48	1,46	1,36	1,28

Tabela 2F – Valores médios da densidade óptica do cimento de ionômero de vidro com tempo de exposição de 0,3s.

	0,5mm	1,0mm	1,5mm	2,0mm	2,5mm	3,0mm
I 3	1,11	1,13	1,08	1,08	1,01	0,94
Esmalte	1,25	1,15	1,06	0,94	0,94	0,84
Dentina	1,29	1,20	1,12	1,06	1,04	0,97

Tabela 2G – Valores médios da densidade óptica do vidro bioativo com tempo de exposição de 0,3s.

	0,5mm	1,0mm	1,5mm	2,0mm	2,5mm	3,0mm
P 3	1,17	1,19	1,19	1,18	1,16	1,08
Esmalte	1,25	1,15	1,06	0,94	0,94	0,84
Dentina	1,29	1,20	1,12	1,06	1,04	0,97

Tabela 2H – Valores médios da densidade óptica do vidro bioativo com tempo de exposição de 0,4s.

	0,5mm	1,0mm	1,5mm	2,0mm	2,5mm	3,0mm
P 4	1,77	1,77	1,72	1,71	1,62	1,50
Esmalte	1,62	1,52	1,35	1,22	1,22	1,14
Dentina	1,70	1,60	1,48	1,46	1,36	1,28

Tabela 2I – Valores médios da densidade óptica do vidro bioativo com tempo de exposição de 0,5s.

	0,5mm	1,0mm	1,5mm	2,0mm	2,5mm	3,0mm
P 5	1,92	1,90	1,93	1,92	1,83	1,71
Esmalte	1,62	1,52	1,42	1,30	1,30	1,17
Dentina	1,83	1,63	1,51	1,48	1,39	1,29

Figura 1 – Cimento de ionômero de vidro em tempo de exposição de 0,3s

Figura 2 – Cimento de ionômero de vidro em tempo de exposição de 0,4s

Figura 3 – Cimento de ionômero de vidro em tempo de exposição de 0,5s

Figura 4 – Vidro bioativo em tempo de exposição de 0,3s.

Figura 5 – Vidro bioativo em tempo de exposição de 0,4s.

Figura 6 – Vidro bioativo em tempo de exposição de 0,5s.

Figura 7 – Controle