

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL

FACULDADE DE ODONTOLOGIA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO

MESTRADO EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA

MATERIAIS DENTÁRIOS

**Influência da Imersão em Desinfetante a Base de Ácido
Peracético sobre as Propriedades de um Compósito
Odontológico de Uso Indireto.**

Gisele Baggio Fracaro

Porto Alegre, julho de 2005

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL

FACULDADE DE ODONTOLOGIA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO

MESTRADO EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA

MATERIAIS DENTÁRIOS

**Influência da Imersão em Desinfetante a Base de Ácido
Peracético sobre as Propriedades de um Compósito
Odontológico de Uso Indireto.**

Gisele Baggio Fracaro

Dissertação apresentada como parte dos requisitos
obrigatórios para obtenção do título de MESTRE
EM ODONTOLOGIA na área de concentração de
Clínica Odontológica – Materiais Dentários.

Prof.a Dra. Susana Maria Werner Samuel

Orientadora

Porto Alegre, julho de 2005

DADOS INTERNACIONAIS DE CATALOGAÇÃO NA PUBLICAÇÃO (CIP)

F797i

Fracaro, Gisele Baggio

Influência da imersão em desinfetante a base de ácido peracético sobre propriedades de um compósito odontológico de uso indireto / Gisele Baggio Fracaro. – 2005.

58 f. : il.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Faculdade de Odontologia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia – Clínica Odontológica (Materiais Dentários), Porto Alegre, 2005.

Orientadora: Prof. Dra. Susana Maria Werner Samuel

1. Ácido peracético 2. Compósito indireto 3. Resistência flexural
4. Sorção 5. Solubilidade I. Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Faculdade de Odontologia. II. Título.

CDU 615.46

Dedico este trabalho

A Deus que sempre se faz presente em minha vida,

Aos meus pais pelo amor, confiança e dedicação,

Aos meus irmãos pelo incentivo e compreensão,

A minha orientadora por todo aprendizado e convívio.

Agradecimentos

A **Deus** por toda esta jornada, por minha família e por todas as pessoas que fazem parte da minha vida,

A **minha família** por todo amor, incentivo e auxílio na realização deste sonho. Mesmo distante e com saudades sempre estiveram presente torcendo, rezando por mim e que hoje, sem dúvida, a vitória é nossa,

A professora **Dra. Susana Maria Werner Samuel** pelo estímulo, atenção e orientação em todas as atividades realizadas no Mestrado, pelo exemplo de profissionalismo, seriedade, competência, dedicação e simplicidade,

Aos professores **João Felipe Mota Pacheco** e **Carmem Beatriz Forte** que em todos os momentos demonstraram imenso carinho, companheirismo e muito me ensinaram,

Aos professores **Dr. Manoel Santana** e **Pantelis Varvaki Rados**, pelo exemplo de dedicação e competência no decorrer do curso de Mestrado da UFRGS,

Aos colegas **Alberth Correa Medina**, **Cintia Machado** e **Cristiane Juchem** pela amizade, companheirismo, aprendizado e por todas as atividades que juntos realizamos,

Às amigas **Ana Elisa Silva**, **Ana Carolina Corso** e **Elisabeth Weber** pelo carinho, incentivo e grande amizade,

Ao meu namorado **Guilherme Collin** pela paciência, compreensão e apoio durante a confecção de minha dissertação,

A todos os **meus colegas** do Mestrado, cada um com suas particularidades, mas sem dúvida, amigos e companheiros de toda esta jornada,

Ao protético **Paulo Nicotti** pelo apoio, atenção e empréstimo do forno BelleGlass HP Curing Unit necessário para realização deste trabalho,

À **Universidade Federal do Rio Grande do Sul** e à **Faculdade de Odontologia** pelo ensino público gratuito e de qualidade.

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a influência da imersão no desinfetante a base de ácido peracético 0,2% (STERILIFE[®], Lifemed Produtos Médicos Comércio Ltda, São Paulo, SP) sobre as propriedades de resistência flexural, sorção e solubilidade do compósito odontológico BelleGlass HP[®] (Kerr, Orange, USA). Para cada ensaio foram confeccionados dez corpos de prova do compósito, utilizando-se as matrizes determinadas pela especificação n^o 4049 da International Organization for Standardization (ISO), sendo cinco submetidos a três imersões no desinfetante durante 10 minutos, intercaladas por 10 minutos em água destilada estéril e os outros cinco serviram como grupo controle. Para o ensaio de resistência flexural, após os corpos de prova ficarem imersos em água a 37° C, por 24 horas, foram levados à Máquina de Ensaio Universal DL 2000 (EMIC, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil). A norma ISO n^o 4049 exige uma resistência flexural mínima de 100 MPa. Para os ensaios de sorção e solubilidade os corpos de prova foram submetidos a ciclos a 37° C em um dessecador por 22 horas e, 2 horas em um segundo dessecador, a 23°C, até a obtenção de uma massa constante (m_1). Após 7 dias em banho de água a 37 °C, procedeu-se à avaliação da massa do corpo de prova hidratado (m_2). Posteriormente as amostras retornaram para o primeiro dessecador e todo o ciclo foi repetido até encontrar-se a terceira massa (m_3) recondicionada. A norma ISO n^o 4049 exige valores menores ou iguais a 40 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ e 7,5 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ para a aprovação, em relação à sorção e solubilidade. Os resultados deste trabalho mostraram que as propriedades de resistência flexural, sorção e solubilidade do compósito BelleGlass HP[®] de todos os corpos de prova dos grupos experimental e controle atenderam às exigências da especificação. Portanto pode se prever

que o procedimento da imersão neste desinfetante não trará prejuízo às restaurações indiretas do compósito considerando as propriedades avaliadas.

Palavras chaves: ácido peracético, compósito indireto, resistência flexural, sorção e solubilidade.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the influence of peracetic acid 0,2% disinfectant (STERILIFE[®], Lifemed Product Doctor Store Company, São Paulo, SP) immersion on the flexural strength, water sorption and solubility of composite BelleGlass HP[®] (Kerr, Orange, USA). For each test, ten specimens from the composite were made using a matrix determined by specification 4049:2000 of the International Organization for Standardization. Five specimens were immersed three times in the disinfectant for 10 minutes followed by rinsing water during 10 minutes, and the other five specimens served as controls. The specimens for the flexural strength were placed in the water bath maintained at 37° C for 24 hours. The specimens were transferred to strength testing apparatus. The flexural strength was evaluated in accordance with specification 4049, of the International Organization for Standardization, that requires a minimum value of 100 MPa for composite indirect (BelleGlass HP[®]). For sorption and solubility the specimens were transferred to one of the desiccators maintained at 37° C. After 22 hours the specimens were removed and stored on second desiccators maintained at 23° C for 2 hours and weighed them. This cycle was repeated until a constant mass, m_1 , was obtained. Next, the specimens were immersed in water at 37° C for seven days. After seven days, the specimens were weighed obtaining a mass, m_2 . The same cycle of m_1 was repeated until a constant mass m_3 was obtained. The water sorption and solubility were evaluated in accordance with specification 4049 of the International Organization for Standardization (ISO) that requires a maximum value of $40\mu\text{g}/\text{mm}^3$ to water sorption and $7,5\mu\text{g}/\text{mm}^3$ to solubility respectively. All specimens of flexural strength, water sorption and solubility, were within the ISO 4049 requirement. It may be concluded that the immersion on

peracetic acid (disinfectant) didn't change the composite indirect restoration considering the evaluated properties of this material.

Key words: peracetic acid, indirect composite, flexural strength, water sorption, solubility.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
2 REVISÃO DA LITERATURA	16
2.1 COMPÓSITOS	16
2.2 PROPRIEDADES	20
2.2.1 Resistência Flexural	20
2.2.2 Sorção e Solubilidade	22
2.3 BIOSSEGURANÇA	23
2.4 ÁCIDO PERACÉTICO	28
3 PROPOSIÇÃO	32
4 MATERIAIS E MÉTODOS	33
4.1 MATERIAIS	33
4.2 MÉTODOS	34
4.2.1 Polimerização	34
4.2.2 Imersão no Desinfetante	35
4.2.3 Resistência Flexural	36
4.2.4 Sorção e Solubilidade	38
5 RESULTADOS	43
5.1 RESISTÊNCIA FLEXURAL	44
5.2 SORÇÃO	45
5.3 SOLUBILIDADE	46
6 DISCUSSÃO	47
7 CONCLUSÃO	52
REFERÊNCIAS	53

ANEXO 1 – Valores de altura, espessura e força para o cálculo da Resistência Flexural. 57

ANEXO 2 - Valores de m_1 , m_2 , m_3 , raio, espessura e volume para o cálculo de Sorção e Solubilidade. 58

1 INTRODUÇÃO

Os compósitos odontológicos restauradores, mais conhecidos como resinas compostas, vêm sendo popularizados no meio odontológico desde 1960. Durante este período, os materiais têm sido tecnologicamente aprimorados proporcionando melhor desempenho, maior facilidade ao uso profissional e produzindo resultados estéticos mais satisfatórios aos pacientes. Inicialmente, os compósitos eram ativados por reação química, sendo substituídos, no início da década de 70, pelos compósitos por ativação física, pela luz visível emitida por aparelhos fotopolimerizadores (ANUSAVICE, 1998).

Mesmo com muitas pesquisas e aprimoramentos o sistema de resinas para restaurações de uso direto apresenta algumas limitações sendo, no entanto, bem indicado em cavidades pequenas ou médias, ou seja, que não envolvam cúspides. Desta forma em situações de grande perda de estrutura, restaurações amplas em dentes posteriores que envolvam cúspides, as restaurações indiretas na forma de incrustações cimentadas na cavidade bucal passam a ser uma alternativa interessante (BARATIERI, et al., 2001).

De acordo com a *International Organization for Standardization* para Materiais Restauradores e Cimentantes a Base de Polímeros nº 4049, de 2000, as resinas compostas de uso indireto são classificadas como Tipo 1, Classe 2, Grupo 2, ou seja, materiais recomendados pelo fabricante para restaurações que envolvam superfícies oclusais e que necessitam de uma fonte externa de energia para polimerização extra-bucal.

A resina composta empregada na confecção das incrustações não difere grandemente das resinas compostas utilizadas na técnica intra-bucal no que se refere à composição química, sendo, basicamente, composta de matriz orgânica polimerizável e algum tipo de partícula de carga. A incorporação de maior quantidade de partículas inorgânicas com menor tamanho, o emprego de

novas matrizes orgânicas poliméricas em substituição ao tradicional BIS-GMA, o uso de diversos métodos de polimerização complementar e a adição de componentes cerâmicos são algumas melhoras apresentadas pelos compósitos de uso indireto (MIARA,1998; McLAREN et al.,1999).

Os sistemas indiretos, lançando mão de uma polimerização adicional aumentam o grau de conversão do monômero em polímero através de luz, calor ou pressão que incrementam as propriedades físicas e mecânicas do material (McLAREN et al.,1999). A manipulação da restauração extra-oral, sobre modelos de gesso, permite uma polimerização em melhores condições, com controle de luz, temperatura, umidade e tempo de exposição. Além do controle da polimerização, a confecção fora da cavidade bucal permite a obtenção de melhor contorno, contatos proximais, anatomia oclusal e adaptação do ângulo cavosuperficial de forma mais precisa que no método direto (KAKABOURA, et al., 2003).

A técnica de resina indireta ou laboratorial vem sendo muito utilizada em restaurações amplas onde poderiam ser utilizadas restaurações metálicas fundidas, ou porcelanas (SOUZA et al., 2002).

Tendo em vista o grande apelo estético juntamente com a busca por um material que apresente propriedades físicas e mecânicas aceitáveis, a utilização de restaurações indiretas tem sido cada vez mais freqüente. Trata-se de restaurações produzidas em laboratório, manipuladas por diferentes pessoas, encaminhadas ao consultório odontológico para prova no paciente, retornando posteriormente ao laboratório para processos de acabamento para posterior cimentação no paciente. Durante as etapas de manipulação da restauração indireta e dos materiais envolvidos faz-se necessário algum tipo de desinfecção para prevenir a contaminação cruzada. Os materiais de impressão são invariavelmente contaminados com saliva, placa e eventualmente com sangue. Da mesma forma, os modelos de gesso construídos sobre impressões não desinfetadas,

tornam-se contaminados, contaminando conseqüentemente, as peças construídas sobre eles (VERRAN et al., 1996; FONSECA et al., 1998; NASCIMENTO, 1999).

Tortamano, em 1997, menciona que a escolha de um desinfetante químico deve ser realizada a partir de uma análise criteriosa quanto a vários aspectos: atividade na presença de matéria orgânica, espectro microbiano, ação sobre formas vegetativas e esporos, ação residual, toxicidade, compatibilidade com superfícies, tecidos, instrumentais, não provocar corrosão, não desintegrar vestimentas, plásticos e outros materiais além de outros requisitos. Apesar de algumas desvantagens e limitações, os desinfetantes mais utilizados na Odontologia são o glutaraldeído e o hipoclorito de sódio. O glutaraldeído é um desinfetante de alto nível, porém é irritante severo aos tecidos, causa reação alérgica além de ser tóxico. Já o hipoclorito de sódio é um desinfetante de nível intermediário, uma solução instável, irritante à pele e aos olhos, tem efeito branqueador, além do efeito corrosivo sobre estruturas metálicas.

Na busca de um desinfetante ideal, novas substâncias vêm sendo testadas pela comunidade científica médico-odontológica como alternativa aos produtos e técnicas de desinfecção existentes e, o ácido peracético, é um destes. O ácido peracético é uma substância biodegradável, não é inativado por matéria orgânica, apresenta elevado potencial microbicida reduzindo o tempo necessário de contato com os artigos a serem desinfetados, possuindo baixo risco de exposição ocupacional, entre outras vantagens (SHARABAUGH, 1997).

O ácido peracético mostrou-se comprovadamente eficaz na descontaminação de alguns materiais odontológicos, como as resinas acrílicas (CHASSOT, 2001), inócuo sobre as propriedades das resinas acrílicas (HEHN, 2001) e cerâmicas odontológicas (ARRUDA, 2003), todos materiais de uso indireto na Odontologia. Esses materiais são classificados como artigos semi-críticos, por tomarem contato com a mucosa íntegra, requerendo serem submetidos a um processo de desinfecção da mesma forma que ocorre com os compósitos de polimerização extra-

bucal. Resta saber qual o efeito do ácido peracético 0,2% também sobre as propriedades dos compósitos de uso indireto, uma vez que, além de ser eficaz, é necessário que o desinfetante não altere as propriedades do material tornando sua utilização viável de modo que a sua indicação de uso possa ser ampliada no meio odontológico.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 COMPÓSITO

O desenvolvimento dos acrílicos autopolimerizáveis, no final dos anos 40, tornou possível a realização de restaurações diretas de resinas. Na década de 60, Bowen desenvolveu a chamada resina de Bowen ou Bis-GMA combinando a resina epóxica e o metacrilato unindo suas propriedades através da reação química entre o bisfenol A e o glicidilmetacrilato. Bowen procurou extrair da resina epóxica a baixa alteração dimensional e do metacrilato, a rápida velocidade de polimerização. Além de suas experiências reforçando resinas epóxicas com partículas de carga (compósito), propôs também o uso do silano para revestir as partículas de carga para que estas tivessem adesão química à resina (BOWEN, 1963). O compósito ou material composto resulta de um material formado de dois constituintes insolúveis um no outro. A combinação dos materiais produz um produto com propriedades superiores ou intermediárias àquelas dos componentes originais (PHILLIPS, 1993).

Na atualidade os compósitos apresentam vários componentes. Os constituintes principais são a resina da matriz e as partículas de carga inorgânica. O mecanismo de polimerização dos compósitos se dá por uma reação de adição que é iniciada por radicais livres que podem ser gerados por reação química ou de uma energia externa como calor ou luz.

As resinas fotossensíveis foram inicialmente polimerizadas por radiações ultravioletas e a seguir por luz visível. As resinas compostas passaram a apresentar-se em pasta única dentro de uma seringa que continha uma molécula fotoiniciadora e uma amina ativadora. Em virtude dos problemas gerados pelo sistema precursor (radiações ultravioletas) foi desenvolvido um sistema de ativação por lâmpada halógena. Estas só reagem quando expostas à luz com comprimento de

onda adequado, causando excitação do fotoiniciador, que interagindo com amina forma radicais livres. Os materiais iniciados quimicamente têm capacidade de sofrer polimerização em toda a extensão da resina. Já aqueles ativados por luz, polimerizar-se-ão somente na região que receber uma intensidade de luz suficiente resultando em profundidade de polimerização limitada, e conversão do monômero em polímero dependente de vários fatores (PHILLIPS, 1993).

Quanto maior a polimerização da resina, maior a conversão de monômero em polímero, incrementando as propriedades do material. Nas resinas fotativadas a polimerização pode ser aprimorada se ocorrer em condições específicas como: calor, pressão, em ambiente a vácuo ou livre de oxigênio (McLAREN et al.,1999).

Anusavice, em 1998, relata que a introdução do sistema de incrustações polimerizadas fora da cavidade bucal e cimentadas ao dente com material resinoso compatível, representa um passo para suplantar as limitações das resinas compostas tradicionais para os dentes posteriores. Várias abordagens diferentes para construção de restaurações indiretas de resina têm sido propostas e incluem a confecção de ambas as técnicas direta e indireta: cura pela luz, pelo calor, por pressão ou uma combinação desses sistemas de polimerização usando compósitos híbridos e microparticulados. A vantagem desses sistemas é que um grau ligeiramente mais alto de polimerização é obtido, o que melhora as propriedades físicas e a resistência à abrasão. A contração de polimerização não ocorre no dente, assim as tensões induzidas e suas falhas adesivas são reduzidas. Teoricamente isto reduz a microinfiltração potencial. Além do mais, estas resinas são reparáveis na cavidade bucal e não são abrasivas à dentição antagonista como as incrustações cerâmicas.

Baratieri e Chain, em 1998, classificam as restaurações indiretas conforme o envolvimento cavitário em *Inlay*, *Onlay* e *Overlay*. *Inlay* consiste em uma restauração indireta

estritamente intracoronária, *Onlay* em uma restauração extracoronária com envolvimento cuspidé e *Overlay* quando ocorre o recobrimento de todas as cúspides.

Na confecção de restaurações indiretas de resina algumas vantagens são: ausência de umidade, menor distância do feixe de luz, construção de um ponto de contato firme, eliminação da contração de polimerização sobre o dente, melhor polimento e vedamento marginal (MIARA, 1998).

A *International Organization for Standardization* para Materiais Restauradores e Cimentantes a Base de Polímeros nº 4049:2000 classifica os polímeros para restaurações em Tipo 1 para materiais recomendados pelo fabricante em restaurações que envolvam superfícies oclusais e Tipo 2 para todos os outros. Tanto Tipo 1 quanto Tipo 2 subdividem-se em: Classe 1 para materiais autopolimerizáveis, Classe 2 para materiais que exigem uma fonte externa de energia para polimerização e de Classe 3 para materiais que polimerizam tanto pela aplicação de uma energia externa quanto pelo mecanismo de autopolimerização. Na classe 2 os materiais são ainda sub-divididos em Grupo 1 que requerem aplicação de energia intra-oral e Grupo 2, extra-oral (INTERNATIONAL...,2000).

As primeiras resinas para uso indireto que surgiram, chamadas de sistemas indiretos de primeira geração, eram formadas por resinas microparticuladas visando à obtenção de uma restauração com textura de superfície adequada o que dificultaria o acúmulo de placa bacteriana e favoreceria a estética. Porém as resinas microparticuladas por apresentarem baixo módulo de elasticidade sofrem deformação sob tensão com maior facilidade do que as resinas híbridas. Desta forma, uma maior tendência à deformação faz com que, com o passar do tempo, ocorra a ruptura das ligações adesivas que unem as restaurações à estrutura dentária, dando início à infiltração marginal. Além disso, um maior desgaste era observado (SOUZA, 2002).

Diante disto, foram introduzidas no mercado as resinas compostas para restaurações indiretas chamadas de sistemas indiretos de segunda geração. Estas apresentavam modificação no tamanho, na composição, quantidade de partículas e, em alguns sistemas, na matriz orgânica em relação à primeira geração (SOUZA, 2002; KAKABOURA, et al., 2003).

Segundo Touati e Aidan, em 1997, as restaurações indiretas de resina composta apresentam um bom desempenho porque são resilientes, absorvendo o impacto da mastigação, acumulando, portanto menos tensão na linha de cimentação, ou seja, na união da restauração ao dente. As desvantagens recaem principalmente sobre o custo, com a inclusão dos honorários protéticos e o maior número de sessões clínicas para conclusão do trabalho.

Uma resina de segunda geração bastante utilizada é o BelleGlass HP[®] (Kerr, Orange USA). Este material é composto por uma matriz resinosa de uretano-dimetacrilato e partículas de silicato de bário com tamanho médio de 0,6 μm (MANDIKOS et al., 2001). Introduzido no mercado desde 1996 pela Belle de Saint Claire como um material restaurador indireto é caracterizado pelo fabricante como um material de apelo estético e alta resistência ao desgaste. O desgaste observado em estudos do material foi de 6,5 μm por mais de cinco anos, quantidade substancialmente menor do que outros sistemas de resina para dentes posteriores (LEINFELDER, 1997).

No sistema BelleGlass HP[®], a resina para dentina apresenta uma carga inorgânica feita geralmente de vidro de bário (78,7% em peso e 65% em volume) viabilizando propriedades mecânicas duráveis como baixo coeficiente de refração. Para a resina de esmalte a carga é de vidro de boro silicato (74% em peso e 65% em volume) melhorando características ópticas de translucidez e opacidade (MIARA, 1998).

O BelleGlass HP[®] é um material indireto construído inicialmente como uma restauração convencional sobre um modelo, polimerizada com aparelho fotopolimerizador e posteriormente posicionada em uma unidade de polimerização adicional que associa a ação do calor e pressão. A termoativação para uma restauração unitária ocorre a 138 °C sob pressão de 29 Ib/pol, durante 10 minutos, em um ambiente de nitrogênio que é um gás inerte que possibilita um maior grau de polimerização da restauração final (MIARA, 1998).

Kakaboura e colaboradores, em 2003, realizaram um estudo in vitro comparando propriedades como: grau de conversão, microdureza superficial, rugosidade superficial, resistência flexural biaxial e tenacidade de dois sistemas de resina de segunda geração BelleGlass HP[®] (Kerr, Orange, USA) e Sinfony[®](3M-ESPE, Seefeld, Germany). O BelleGlass HP[®] apresentou resultados superiores em relação ao grau de conversão, microdureza e rugosidade superficial quando comparados com a Sinfony[®] que obteve valores similares de resistência flexural em relação ao BelleGlass HP[®] e maior tenacidade. Os autores concluíram que materiais com mesma indicação clínica podem apresentar diferentes características e propriedades.

2.2 PROPRIEDADES

2.2.1 Resistência Flexural

De acordo com Phillips, em 1993, resistência à flexão, resistência transversa, resistência transversal ou módulo de ruptura são definidos como sinônimos. Consiste essencialmente em um teste de três pontos onde uma barra é suportada em cada uma de suas extremidades e sobre ela

incide uma carga estática no centro (três pontos). É uma medida coletiva de todos os tipos de tensões agindo simultaneamente.

Quando uma carga é aplicada, o corpo de prova se flexiona. A deformação resultante é representada pela diminuição do comprimento da superfície superior (deformação compressiva) de um corpo de prova em forma de barra e um aumento do comprimento na superfície inferior (deformação de tração). A resistência flexural é calculada através de uma fórmula matemática relacionando a carga máxima antes da fratura, distância entre dois pontos de apoio, largura do corpo de prova e a espessura do corpo de prova, cujo valor é de extrema relevância clínica tendo em vista estar relacionado com a longevidade da restauração (PHILLIPS, 1993).

No ensaio de resistência flexural para polímeros conforme a especificação da ISO nº 4049: 2000 o valor mínimo de resistência aceito para resina composta indireta que envolve superfícies oclusais e polimerização extra-oral, classificada como Tipo 1, classe 2, grupo 2 é de 100 MPa (INTERNATIONAL..., 2000).

Touati e Aidan, em 1997, descrevem que em termos mecânicos, a segunda geração de restaurações indiretas de resina oferece maior resistência flexural (150 MPa) e dureza superficial em relação as restaurações diretas de compósito, devido aos métodos adicionais de polimerização laboratorial e à maior quantidade de carga.

A primeira geração de resina indireta apresentava valores de resistência flexural em torno de 60 a 80 MPa. Com o aprimoramento destes materiais, as resinas indiretas de segunda geração passaram a apresentar valores bem mais elevados. Dentre estes materiais de segunda geração, a resistência flexural do Artglass (Heraeus Kulzer, Wehrheim, Germany) é de 120 MPa, do Targis-vectris (Ivoclar, Auckland, New Zealand) é em torno de 140 a 150 MPa e o BelleGlass HP® (Kerr, Orange, USA) é, em média, de 150 MPa (TOUATI e AIDAN, 1997).

2.2.2 Sorção e Solubilidade

Segundo Thylman e Peyton, em 1946, a propriedade de sorção de água representa a captação de água para o interior do material, assim como aquela retida na superfície, após a amostra ter sido seca.

A absorção de água pelos compósitos deve ser baixa porque quando em excesso, produz um efeito deletério na estabilidade de cor e na resistência ao desgaste. Se o compósito pode absorver água também será capaz de absorver outros fluidos da cavidade oral, o que resultará na sua descoloração e na degradação hidrolítica da interface carga/resina. A absorção de água ocorre principalmente às custas da absorção direta da resina. A carga de vidro não absorve água para dentro do corpo do material, mas pode absorver água na superfície. Então, a quantidade de água absorvida depende do conteúdo de resina do compósito e da qualidade de adesão entre a resina e a carga. O método mais simples de avaliar a sorção de água e a fração solúvel de um polímero é monitorar a mudança de peso de uma amostra quando imersa em água. Para essa finalidade, as amostras devem ser armazenadas em um dessecador até que o peso obtido seja constante (NOORT, 2004).

Quando o material testado é submetido ao ensaio de sorção e solubilidade conforme a especificação n^o. 4049: 2000 da ISO, algumas condições são requeridas. Para o teste de sorção: se quatro ou cinco dos valores obtidos forem menores ou iguais a $40 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ o material está dentro da especificação, se dois ou menos dos valores obtidos forem menores ou iguais a $40 \mu\text{g}/\text{mm}^3$, o material é passível de ter falhas e se três dos valores obtidos forem menores ou iguais a $40 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ repete-se os testes. Já para a análise da solubilidade está determinado que: se quatro ou cinco dos valores obtidos forem menores ou iguais a $7,5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ o material está dentro da

norma, se dois ou menos dos valores obtidos forem menores ou iguais a $7,5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$, o material é passível de ter falhas e se três dos valores obtidos forem menores ou iguais a $7,5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ repete-se os testes (INTERNATIONAL..., 2000).

A solubilidade dos materiais na boca e sorção de fluidos bucais pelo material são critérios importantes a serem considerados pelo clínico, para sua seleção. Para a maioria dos polímeros, a quantidade de sorção é de aproximadamente 30 a $50 \mu\text{g}/\text{mm}^3$. Para as resinas compostas, o valor será mais baixo devido à presença de cargas de vidro. Noort, em 2004 menciona alguns valores referentes à absorção de água de algumas marcas comerciais de compósito para restaurações diretas. Os valores de absorção de água foram P-10 (3M, St. Paul, Minnesota, USA) = $16 \mu\text{g}/\text{mm}^3$, P-30 (3M, St. Paul, Minnesota, USA) = $36,9 \mu\text{g}/\text{mm}^3$, Heliomolar (Vivadent, Schaan, Liechtensein) = $20,6 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ e Estilux (Kulzer, Wehrheim, Germany) = $23,1 \mu\text{g}/\text{mm}^3$. Valores maiores para sorção de água para algumas resinas compostas podem estar associados à presença de porosidades, espaço livre formado devido à remoção da fração solúvel, degradação hidrolítica da interface carga/resina ou dissolução das partículas de vidro (NOORT, 2004).

2.3 BIOSSEGURANÇA

Guandalini e colaboradores, em 1997, relatam a grande preocupação dos profissionais da odontologia em relação ao controle de infecção. As doenças infecto-contagiosas podem ser causadas por agentes bacterianos, fungos, vírus ou outros microrganismos. Estes agentes infecciosos podem ser combatidos pela adoção de medidas de controle de infecção e normas de biossegurança. O não cumprimento destas medidas favorecerá a ocorrência da contaminação cruzada.

A exposição dos profissionais da saúde ao sangue e à saliva de pacientes, durante os procedimentos odontológicos, leva a possibilidade de aquisição de doenças como gripe comum, pneumonia, tuberculose, herpes, hepatite B e C, *Acquired Immune Deficiency Syndrome* (AIDS) entre outras. Muitos dos microrganismos presentes na cavidade bucal são capazes de sobreviver longos períodos de tempo fora de seus habitats naturais e isto representa um risco de contaminação tanto nos procedimentos diretos realizados no paciente como nos procedimentos indiretos como as fases laboratoriais pela manipulação de objetos contaminados. O vírus da hepatite B pode sobreviver por uma semana sobre superfícies, enquanto que o vírus da AIDS é viável por 72 horas, ambos suspensos em plasma seco. Já o *Mycobacterium tuberculosis* representa risco de contaminação por semanas (GOLEGÃ et al., 2000).

Guimarães, em 1992, escreveu sobre algumas medidas de controle de infecção no consultório odontológico ressaltando o uso de equipamentos de proteção individual, métodos de desinfecção e esterilização de materiais e instrumentais. O autor constatou a sobrevivência de microrganismos em bancadas e superfícies o que justifica a necessidade da adoção de medidas de biossegurança.

Golegã e colaboradores, em 2000, mencionam que o uso de equipamentos de proteção individual durante os procedimentos odontológicos reduz significativamente a transmissão de microrganismos como exemplos citam que o sarampo é transmitido por secreções nasofaríngeas pela tosse ou espirro ou através dos aerossóis, a parotidite virótica pode ser adquirida pelo contato direto com gotículas de saliva e o *Mycobacterium tuberculosis* é mais comumente transmitido através de gotículas de saliva espalhadas pela tosse, mostrando assim, o quanto o uso de máscara é importante para prevenir a contaminação do cirurgião dentista e equipe.

Pinheiro e colaboradores, em 2002, aplicaram um questionário para 440 pacientes contendo cinco perguntas referentes às reações dos pacientes frente à indumentária utilizada pelo

cirurgião-dentista. Questionaram os pacientes em relação à sua impressão quanto ao uso de equipamentos de proteção individual pelo profissional. A maioria respondeu que era para proteção do paciente, poucos responderam que aumentaria o medo e uma minoria afirmou ser uma atitude para proteção do profissional. A preferência por profissionais devidamente paramentados foi mencionada por 93% dos pacientes. Os autores concluíram que grande parte dos entrevistados está consciente e preocupa-se com a funcionalidade da indumentária utilizada pelo cirurgião-dentista na prevenção de doenças infecto-contagiosas.

Como não é possível detectar todos os pacientes portadores de doenças infecciosas, deve-se considerar todo paciente como potencialmente infectado tomando as devidas precauções. Esporos, vírus, microrganismos bacterianos, fungos, responsáveis por doenças infecciosas, muitas vezes estão presentes em impressões, materiais de registro e peças protéticas, e quando estes não são devidamente desinfetados passam ser a principal via de transmissão de doenças ao técnico de laboratório (FONSECA et al., 1998).

Um trabalho realizado por Powell, em 1990, mostrou que 67 % dos materiais (impressões, registros de cera, coroas, próteses) recebidos nos laboratórios de próteses de diversos consultórios, de quatro diferentes regiões dos Estados Unidos, apresentaram microrganismos com patogenicidade variada.

Nas clínicas odontológicas e nos laboratórios de prótese, a equipe de trabalho manuseia materiais que foram contaminados pelo contato direto com tecidos orais de pacientes. Impressões e peças protéticas quando não devidamente desinfetadas passam a ser a principal via de transmissão de doenças infecto-contagiosas ao técnico de laboratório, cirurgião-dentista e paciente (LEUNG e SCHONFELD, 1983; VERRAN et al., 1996).

Em dezembro de 2000, a Secretaria da Saúde do Estado do Rio Grande do Sul, através da Portaria N° 40/2000 aprovou a norma de Biossegurança em estabelecimentos Odontológicos e

Laboratórios de Prótese no Rio Grande do Sul. Esta norma prevê que os laboratórios devam possuir uma área de recepção, onde será realizada a desinfecção das moldagens, modelos e peças protéticas (RIO GRANDE DO SUL, 2000).

Tortamano, em 1997, afirma que práticas eficazes de controle de infecção incluem técnicas completas de lavagem de mãos com anti-sépticos apropriados, o uso de luvas descartáveis e outras barreiras apropriadas (avental, máscara, proteção para os olhos) em qualquer visita do paciente que envolva a exposição à saliva, sangue ou muco. O uso dos desinfetantes pode fazer parte de um protocolo sanitário geral, que inclui a boa higiene do consultório e desinfecção de rotina, do campo cirúrgico. A descontaminação dos instrumentos odontológicos deve iniciar com a limpeza vigorosa, seguida por esterilização em autoclave, calor seco, processo químico ou por gás. As superfícies devem ser tratadas com um desinfetante apropriado. A equipe do laboratório odontológico também deve ser protegida dos aparelhos protéticos contaminados por sangue ou saliva. Isto pode ser realizado rotineiramente pela desinfecção das impressões e próteses, antes que sejam enviados para o laboratório. Segundo o autor, também convém separar próteses novas e antigas e realizar procedimentos rotineiros de desinfecção no laboratório.

Segundo Mazzola e colaboradores, em 2003, os agentes antimicrobianos são classificados de acordo com o nível de descontaminação em: antissépticos, desinfetantes, sanitizantes e esterilizantes. Antisséptico é um agente químico que inibe ou elimina o crescimento microbiano não sendo tóxico quando utilizado nos tecidos, para lavagem de mãos e em feridas. Os desinfetantes são agentes químicos ou físicos que destroem ou inativam irreversivelmente muitos ou todos os microrganismos patogênicos, mas não, necessariamente, esporos e vírus. Um desinfetante sob certas circunstâncias pode ser esterilizante, bem como um antisséptico pode ter função de desinfetante. Sanitarizante é o agente químico que reduz, mas não elimina os

microrganismos de um material ou superfície inanimada. Já os esterilizantes são agentes utilizados para desinfecção de alto nível, eliminam todas as formas de vida microbiana. Dependendo da efetividade microbiana esperada existem três diferentes níveis de desinfecção que são: de alto nível (capazes de eliminar bactérias, fungos e vírus, podendo ser esterilizante), de nível intermediário (eliminando o *Mycobacterium tuberculosis* e a maioria dos resistentes tipos de vírus excluindo esporos) e de baixo nível (sendo menos efetivo, reduzindo parcialmente os microrganismos e ineficaz contra *Mycobacterium tuberculosis* e esporos).

Um desinfetante químico ideal deveria preencher certos requisitos como ter alta atividade biocida, efetividade na presença de matéria orgânica, ação rápida, fácil uso, ser econômico, biodegradável, não tóxico e não corrosivo, entre outros. No entanto, nenhum dos produtos disponíveis no mercado preenche todos estes critérios (GUANDALINI et al., 1997; PIRES, 1998).

Pires, em 1998, descreveu que os agentes químicos mais utilizados para desinfecção são soluções de hipoclorito de sódio (1%) e glutaraldeído (2%). Estes produtos são caracterizados por apresentar alto poder germicida. Porém, o risco ocupacional é muito importante, pois os acidentes devido à manipulação inadequada ou a hipersensibilidade do usuário podem causar intoxicação, despigmentação da pele, dermatites de contato e problemas respiratórios.

Rutala e Weber, em 1999, realizaram uma revisão sobre esterilizantes químicos usados em desinfecção de alto nível objetivando facilitar a escolha do agente de desinfecção para que o profissional possa fazer um efetivo controle de infecção. Alguns desinfetantes de alto nível podem até ser esterilizantes dependendo do tempo de exposição, como o glutaraldeído, peróxido de hidrogênio e o ácido peracético. Segundo os autores, o glutaraldeído possui uma atividade antimicrobiana de amplo espectro, entretanto os vapores desta substância são irritantes para os

olhos, nariz, garganta e, em determinadas concentrações podem causar dermatite alérgica de contato, asma e rinite.

2.4 ÁCIDO PERACÉTICO

O ácido peracético foi introduzido no mercado internacional em 1995 como um agente desinfetante ou esterilizante e de uso principal nas indústrias de alimento e de tratamento das águas. Apresenta-se como uma solução que, além do ácido peracético, é composta por peróxido de hidrogênio e ácido acético. Na decomposição, esta solução deixa como subprodutos, água, ácido acético e oxigênio. Tem rápida atividade contra bactérias vegetativas, esporos bacterianos, fungos e vírus. Bactérias vegetativas, incluindo micobactérias, são destruídas em 5 minutos e os esporos dos *Bacillus subtilis* são destruídos em menos de 10 minutos (CLEANING...,1998)

Reconhecido como um potente agente microbicida, o ácido peracético já é utilizado na área hospitalar para esterilização de hemodializadores e desinfecção de alto nível. Segundo a Proposta de Classificação dos Esterilizantes e Líquidos Químicos e Desinfetantes, publicada no Federal Register, pelo Food and Drug Administration, o ácido peracético é declarado como um agente não-tóxico, não-alergênico, irritante leve sendo indicado para esterilização e desinfecção de alto nível (AMERICAN..., 1996).

Segundo Sharbaugh, em 1997, o ácido peracético, diferente da maioria dos desinfetantes comuns, não é inativado pela matéria orgânica. Não é prejudicial aos equipamentos, não deixa resíduos e possui ação sobre o amplo espectro bacteriano.

British..., em 1997, apresenta o ácido peracético como um desinfetante altamente efetivo, de fácil manipulação e reconhecidamente menos irritante que o glutaraldeído.

Conscientes da necessidade de desinfecção de alto nível e dos riscos ocupacionais dos cuidadores de saúde a certos desinfetantes alguns hospitais em British Columbia (Vancouver, Canada) buscam alternativas em relação ao glutaraldeído. Um dos produtos recentemente utilizados na área hospitalar consiste numa mistura de peróxido de hidrogênio e ácido peracético tendo como uma das vantagens não causar reações alérgicas (RIDEOUT et al., 2005).

Após invadir o microrganismo, o ácido peracético age pela reação de oxidação das ligações S-S (pontes de sulfeto) com a membrana celular, com o conteúdo citoplasmático e com o material genético, oxidando enzimas essenciais para as reações bioquímicas de sobrevivência e reprodução de microrganismos (ASSOCIAÇÃO...,1999).

Uma apresentação comercial do ácido peracético (0,2%) é o Sterilife® (Lifemed Produtos Médicos Comércio Ltda.) que está presente no mercado brasileiro, desde 1998. O Sterilife® é produzido pela Peróxidos do Brasil Ltda, uma companhia coligada ao grupo Solvay, líder mundial na produção de peroxidados. A Peróxidos do Brasil é certificada pelo sistema de qualidade ISO 9002 e BSI - *British Standards Institution*. O ácido peracético é utilizado para descontaminação de isolantes plásticos e equipamentos médicos, inclusive na desinfecção de aparelhos usados em hemodiálise. Como esterilizante químico, pronto para o uso, possui formulação inibidora de corrosão desenvolvida especialmente para compatibilizar seu efeito ácido. Indicado para desinfecção de alto nível e esterilização de artigos críticos e semi-críticos, apresenta vantagens como baixa temperatura para esterilização, alta eficácia, rápida atuação, grande penetração, capacidade de monitoramento e não é tóxico (KODA e NORCIA, 1999).

Conforme o Instituto..., em 1998, o ácido peracético é fungicida, esporicida, bactericida e viricida além de não causar sensibilidade cutânea. Segundo o laudo técnico nº 52250 – 98006116

a composição do ácido peracético, sob a forma comercial Sterilife® da indústria Lifemed Produtos Médicos Comércio Ltda (São Paulo, SP) é a seguinte:

Ácido peracético	princípio ativo	0,25g
Peróxido de hidrogênio	coadjuvante	3,50g
Ácido acético	coadjuvante	1,70g
Água	veículo	94,05g
Ácido (1-hidroxietileno)-1,1 – disfosfônico	estabilizante	0,50g
Benzotriazol	anticorrosivo	0,08g
Molibdato de sódio	anticorrosivo	0,05g
Fosfato dissódico	anticorrosivo	1,12g

Segundo o Laboratório de Análises Microbiológica de Produtos (LAMP), do Instituto de Microbiologia Professor Paulo Góes da Universidade Federal do Rio de Janeiro o STERILIFE® quando utilizado conforme as recomendações do fabricante (10 minutos) apresentou eficaz atividade micobactericida para *Mycobacterium segmatis* e *Mycobacterium bovis*, cepamoreau. (UNIVERSIDADE...,1999).

A apresentação individual do STERILIFE® (Lifemed Produtos Médicos Comércio Ltda., São Paulo, SP) é de uma embalagem de 5 litros com uma unidade de sachê, presa a sua alça, que é o inibidor de corrosão. O ácido peracético é um peroxidado, reconhecido internacionalmente como um potente agente microbiocida, que apresenta rápida ação sobre as diferentes formas de vida de microrganismos, mesmo em baixas concentrações de 0,001% a 0,2%. Livre de aldeídos, o

STERILIFE® não oferece riscos ocupacionais por evaporação para o sistema respiratório e para a mucosa ocular (STERILIFE..., 2005).

Chassot, em 2001, mostrou que o STERILIFE® foi eficaz na desinfecção de resinas acrílicas quando submetidas à imersão por 5 minutos. Hehn, em 2001, utilizando o mesmo processo de desinfecção, verificou que as propriedades de sorção, solubilidade e microdureza de resinas acrílicas não sofreram alterações. Arruda, em 2003, mostrou que a imersão de blocos de cerâmicas do sistema Procera Allceram, no ácido peracético, não interferiu significativamente nas propriedades de resistência flexural e rugosidade deste material.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a influência da imersão no desinfetante a base de ácido peracético (0,2%) sobre as propriedades de:

- ✓ Resistência flexural;
- ✓ Sorção e
- ✓ Solubilidade em água

do compósito para restaurações indiretas BelleGlass HP[®] (Kerr, Orange, USA).

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Trata-se de um estudo experimental “in vitro”, controlado, para avaliar as propriedades de resistência flexural, sorção e solubilidade em água de um compósito indireto, cuja variável é a imersão num desinfetante, tendo como parâmetro de comparação os requisitos da especificação nº 4049, de 2000 da *International Organization for Standardization* para Materiais Restauradores e Cimentantes a Base de Polímeros. A resina composta de uso indireto utilizada é classificada segundo a ISO 4049: 2000 como Tipo 1, Classe 2, Grupo 2, por ser um material recomendado pelo fabricante para restaurações que envolvam superfícies oclusais e que necessitam de uma fonte externa de energia para polimerização extra-bucal (INTERNATIONAL...,2000).

Os corpos de prova foram confeccionados no Laboratório Paulo Nicotti, situado na rua Carazinho, nº 245, sala 201, na cidade de Porto Alegre (RS). Os ensaios foram realizados no Departamento de Odontologia Conservadora da Faculdade de Odontologia da UFRGS.

4.1 MATERIAIS

Os materiais utilizados e os respectivos fabricantes estão apresentados no quadro 1.

Quadro 1- Materiais e Fabricantes

Materiais	Fabricantes
Resina composta indireta	BeleGlass HP [®] , Kerr, Orange, USA
Ácido peracético 0,2%	STERILIFE [®] , Lifemed Produtos Médicos Comércio Ltda, São Paulo SP.

As figuras 1 e 2 ilustram a apresentação comercial do compósito e do desinfetante, respectivamente.



Figura 1- Compósito BelleGlass HP®(Kerr)



Figura 2 – Desinfetante Sterilife® (Lifemed
Produtos Médicos Comércio Ltda)

4.2 MÉTODOS

4.2.1 Polimerização

Os corpos de prova foram confeccionados com o compósito BelleGlass HP®, na cor Opaceous Dentin A₂, nas matrizes específicas para cada ensaio. A polimerização inicial foi realizada com um fotopolimerizador (Demetron LC, Kerr, Orange, USA), com intensidade de 600 mW/cm² previamente aferida por radiômetro Demetron (Demetron Research Corporation, Danbury, USA), por 20 segundos, para cada incidência de luz (figura 3). Completada a polimerização inicial, os corpos de prova foram submetidos à polimerização adicional no forno BelleGlass HP Curing Unit (Belle de Saint Claire Products Line, Kerr, Orange, USA), previamente aquecido, durante 20 minutos em um processo que associa calor e ambiente pressurizado de Nitrogênio (figura 4).



Figura 3 – Aparelho Fotopolimerizador (Demetron LC, Kerr, Orange, USA)



Figura 4 – BelleGlass HP Curing Unit (Belle de Saint Claire Product Line, Kerr, Orange, USA).

4.2.2 Imersão no desinfetante

As propriedades de resistência flexural, sorção e solubilidade em água do compósito BelleGlass HP[®] foram avaliadas após o processo de imersão no desinfetante a base de ácido peracético 0,2% da marca Sterilife[®]. O período total de imersão em ácido peracético foi de 30 minutos que consistiu de três imersões de 10 minutos, intercaladas por 10 minutos em água destilada estéril com a finalidade de simular o desafio máximo ao qual uma restauração de resina indireta poderia ser submetida, considerando todas as idas e vindas do laboratório. De acordo com o fabricante, 10 minutos de imersão é o tempo necessário e suficiente para promover a desinfecção. O número da amostra, as dimensões dos corpos de prova e os demais parâmetros para realização dos ensaios de resistência flexural, sorção e solubilidade seguiram as determinações da especificação da ISO 4049: 2000 (INTERNATIONAL..., 2000).

4.2.3 Resistência Flexural

Para mensuração de resistência flexural utilizou-se uma máquina de ensaio universal DL 2000 (EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brasil) do Departamento de Odontologia Conservadora, da Faculdade de Odontologia da UFRGS, calibrada com força de 50 N e velocidade de 0,75 mm/min. Os corpos de prova foram confeccionados conforme o item 4.2.1, seguindo a orientação do fabricante, numa matriz metálica bipartida para produzir palitos em forma tetragonais com dimensões de 25 ± 2 mm de comprimento, $2 \pm 0,1$ mm de largura, $2 \pm 0,1$ mm de altura (figura 5).

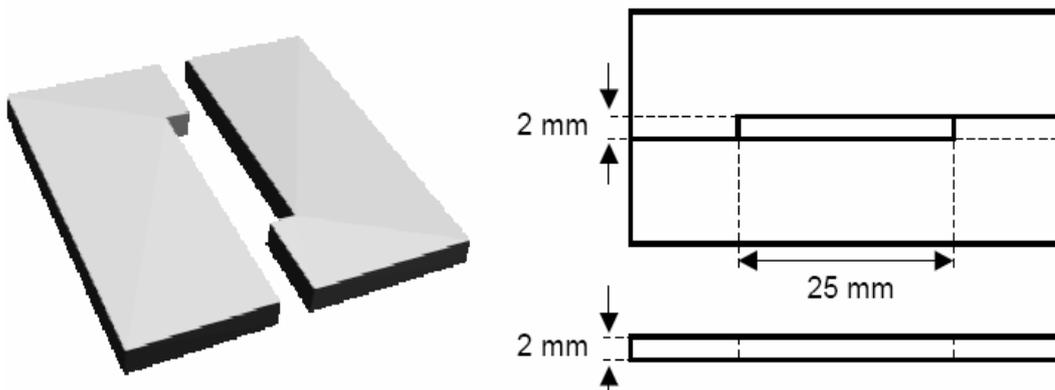


Figura 5 - Matriz metálica utilizada para confecção dos corpos de prova de resistência flexural.

A matriz previamente estabilizada por uma moldura de resina acrílica foi colocada sobre uma tira de poliéster que ficava sobre uma lâmina de vidro. A inserção do material foi feita cuidadosamente com uma espátula para resina nº 6 (Thompson, CO, USA) sendo que após o preenchimento da matriz com o compósito, outra tira de poliéster foi colocada sobre o material, e sobre essa tira, uma lâmina de vidro foi pressionada, e retirada após promover o escoamento do compósito colocado em excesso. Realizou-se a polimerização inicial dividindo-se

imaginariamente a matriz a partir do centro em duas metades, sendo realizadas duas ativações de 20 segundos para cada metade, de modo que a ponteira do aparelho fotopolimerizador pudesse cobrir todo o comprimento da matriz. Virou-se a matriz de modo a expor o fundo do corpo de prova e repetiu-se o mesmo processo de polimerização na superfície de fundo do mesmo de acordo com o descrito no item 4.2.1. Posteriormente os corpos de prova foram mantidos por 15 segundos, em água, a 37° C, antes da remoção dos excessos e acabamento da superfície de cada corpo de prova, realizado com lixa d'água de granulação número 320 (Norton, Guarulhos, Brasil). Foram confeccionados cinco corpos de prova para o grupo controle e cinco para o grupo experimental, sendo o grupo experimental imerso em ácido peracético e lavado em água destilada estéril, conforme descrito no item 4.2.2. Os corpos de prova ficaram mantidos por mais 24 horas em banho de água, a 37° C, até a realização dos ensaios. Para a mensuração das dimensões de cada corpo de prova, foi utilizado um micrômetro Tesamaster (Tesa, Suíça), com resolução de 0,01 mm. Posteriormente cada corpo de prova foi levado à máquina de ensaio DL 2000 (figura 6) na qual realizou-se a leitura do valor da carga aplicada no momento da fratura do corpo de prova. A resistência flexural do compósito foi calculada através da fórmula (1):

$$\sigma = \frac{3 \times F \times L}{2 \times b \times h^2} \quad (1)$$

Onde:

F: é a carga aplicada no momento da fratura em newtons.

L: é a distância, em milímetros, entre os pilares de sustentação, com precisão $\pm 0,01$ mm.

b: é a largura do corpo de prova, em milímetros, medida imediatamente antes da realização do ensaio.

h: é a altura do corpo de prova, em milímetros, medida imediatamente antes da realização do ensaio.

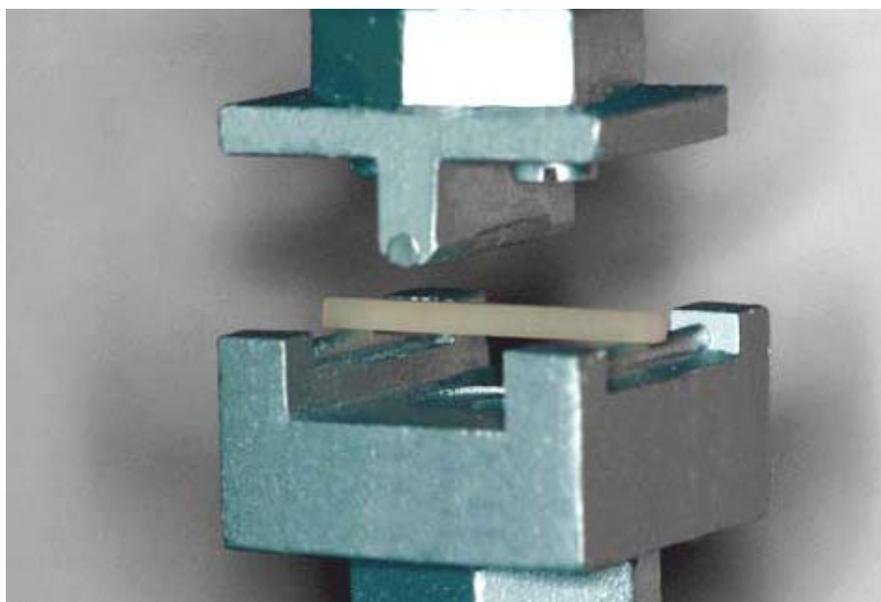


Figura 6 – Corpo de prova posicionado na matriz para realização do ensaio de resistência flexural adaptado à Máquina de Ensaio Universal DL 2000 (EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brasil).

Os resultados foram analisados e comparados com os requisitos determinados pela ISO 4049: 2000. De acordo com a especificação, se quatro ou cinco dos valores obtidos forem maiores ou iguais a 100 MPa, o material estará dentro da especificação, se dois ou menos dos valores obtidos forem maiores ou iguais a 100 MPa, o material é passível de ter falhas e se três dos valores obtidos forem maiores ou iguais a 100 MPa, deve-se repetir o ensaio.

4.2.4 - Sorção e Solubilidade

O ensaio de sorção e solubilidade também foi executado de acordo com a ISO nº 4049: 2000. Os corpos de prova foram confeccionados, sob a forma de um disco com 15 mm de

diâmetro por 1 mm de espessura numa matriz de aço, seguindo as orientações do fabricante. A matriz foi colocada sobre uma tira de poliéster que ficava sobre uma lâmina de vidro. Realizou-se o preenchimento da matriz e colocou-se outra folha de poliéster e lâmina de vidro na parte superior para que o excesso de material escoasse. A lâmina de vidro foi removida e conforme item 4.2.1, cada espécime foi polimerizado através da lâmina de poliéster na parte superior por nove incidências da luz sendo uma no centro e oito ao redor do corpo de prova de modo que a ponteira do aparelho fotopolimerizador pudesse cobrir toda a circunferência da matriz. Virando-se o corpo de prova repetiu-se o procedimento para polimerizar a porção de fundo do mesmo.

A seguir, os corpos de prova foram retirados da matriz para a polimerização complementar conforme as recomendações do fabricante e item 4.2.1. Posteriormente, executou-se o acabamento e polimento dos bordos, conforme descrito para o ensaio de resistência flexural.

Foram confeccionados cinco corpos de prova para o grupo controle e cinco para o grupo experimental, sendo o grupo experimental imerso em ácido peracético e lavado em água destilada estéril, conforme descrito no item 4.2.2. As amostras foram mantidas a 37°C, em um dessecador contendo sílica gel previamente seca, por 5 horas, a 130 °C, trocada a cada seqüência de pesagem (figura 8). Após 22 horas, as amostras foram transferidas para um segundo dessecador, a 23 °C, por 2 horas e posteriormente, pesadas na balança analítica Sartorius (Goettingen, Alemanha) com resolução de 0,00001g, constituindo um ciclo de pesagem a cada 24 horas.



Figura 8 – Corpos de prova no dessecador contendo sílica gel seca.

Todo o ciclo foi repetido até a obtenção de uma massa constante (m_1), ou seja, quando a massa de cada amostra não diferiu mais do que 0,0001 g a cada ciclo de 24 horas. Aproximadamente de duas a três semanas foram necessárias para obtenção da massa constante. Após, realizou-se duas mensurações do diâmetro através de duas linhas que se cruzavam no centro de cada corpo de prova, formando um ângulo reto para calcular o diâmetro médio de cada amostra. A espessura do espécime foi mensurada no centro do corpo de prova e em quatro pontos equidistantes na circunferência. Para aferição destas dimensões utilizou-se um paquímetro digital (Vonder, Curitiba, PR, Brasil) com resolução de 0,01 mm. O volume de cada corpo de prova cilíndrico foi obtido pela multiplicação da área da circunferência do corpo de prova por sua espessura.

Posteriormente, os corpos de prova foram mantidos em banho de água, a 37° C, por 7 dias, sendo 10 ml o volume mínimo de água para cada corpo de prova. Passados 7 dias, as

amostras foram lavadas em água, secas ao ar, por 15 segundos e pesadas 1 minuto após terem sido removidas da água, para a obtenção da segunda massa (m_2), ou seja, a massa do corpo de prova hidratado. Após, as amostras retornaram para o primeiro dessecador, e todo o ciclo recondicionador de massa foi repetido em busca da terceira medida de massa constante (m_3). As equações para cálculo de sorção (3) e solubilidade (4) estão apresentadas a seguir:

$$W_{sp} = \frac{m_2 - m_3}{V} \quad (3)$$

Onde:

m_2 = massa do corpo de prova após imersão durante sete dias em água (μg);

m_3 = massa recondicionada do corpo de prova (μg);

V =volume do corpo de prova (mm^3)

$$W_{sl} = \frac{m_1 - m_3}{V} \quad (4)$$

Onde:

m_1 = massa do corpo de prova antes da sua imersão em água (μg);

m_3 = massa recondicionada do corpo de prova (μg);

V = volume do corpo de prova (mm^3)

Os valores de sorção e solubilidade foram determinados em microgramas por milímetro cúbico. Para análise dos resultados de sorção aplicou-se a seguinte condição determinada pela norma: se quatro ou cinco dos valores obtidos forem menores ou iguais a $40 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ o material está dentro da especificação, se dois ou menos dos valores obtidos forem menores ou iguais a

40 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$, o material é passível de ter falhas e se três dos valores forem menores ou iguais a 40 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$, repete-se os testes. Da mesma forma, para análise da solubilidade,: se quatro ou cinco dos valores obtidos forem menores ou iguais a 7,5 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ o material está dentro da norma, se dois ou menos dos valores obtidos for menores ou iguais a 7,5 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$, o material é passível de ter falhas e se três dos valores forem menores ou iguais a 7,5 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$, os testes deveriam ser repetidos.

5 RESULTADOS

Os resultados de cada ensaio comparados com os valores mínimos exigidos pela especificação nº 4049, de 2000 da *International Organization for Standardization* para Materiais Restauradores e Cimentantes a Base de Polímeros do Tipo 1, classe 2, grupo 2, ou seja, materiais indicados para superfícies oclusais, que requerem uma fonte externa de polimerização extra-bucal que é o caso do compósito BelleGlass HP® (Kerr, Orange, USA) serão apresentados a seguir.

5.1 RESISTÊNCIA FLEXURAL

Os resultados para resistência flexural estão apresentados na tabela 1 com os valores do grupo experimental, do grupo controle e a resistência flexural mínima exigida pela norma ISO nº 4049.

Tabela 1 – Valores de resistência flexural (MPa) do grupo controle, grupo experimental (imerso no desinfetante) e exigência da ISO n^o 4049.

<i>Grupos</i>	<i>Corpos de Prova</i>	<i>Valor Resistência (MPa)</i>	<i>ISO n^o 4049 mín 100 MPa</i>
Controle	1	153,53	a*
	2	156,19	a
	3	154,90	a
	4	176,75	a
	5	151,81	a
Experimental	1	151,62	a
	2	163,59	a
	3	153,86	a
	4	168,31	a
	5	161,36	a

*a – aprovado pela ISO n^o 4049.

Os valores apresentados na tabela 1 mostraram que 100% dos corpos de prova, tanto do grupo controle como do grupo experimental, atenderam às exigências da especificação n^o 4049 da ISO em relação à Resistência Flexural.

5.2 SORÇÃO

Os valores de sorção para o grupo controle e para o grupo experimental (imerso no desinfetante), comparados com os valores máximos permitidos pela ISO nº 4049 estão apresentados em microgramas por milímetro cúbico na tabela 2.

Tabela 2 – Valores de sorção ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$) dos grupos controle, experimental e valores exigidos pela norma ISO nº 4049.

<i>Grupos</i>	<i>Corpos de Prova</i>	<i>Sorção ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$)</i>	<i>Sorção ISO nº 4049 máx. $40\mu\text{g}/\text{mm}^3$</i>
Controle	1	11,5	a*
	2	11,2	a
	3	11,7	a
	4	11,9	a
	5	11,3	a
Experimental	1	10,3	a
	2	11	a
	3	12,3	a
	4	10,4	a
	5	10,7	a

*a – aprovado pela ISO nº 4049.

Verificou-se que 100% dos corpos de prova foram aprovados de acordo com as exigências da especificação, uma vez que todos foram inferiores ao máximo permitido pela ISO nº 4049 que é $40\mu\text{g}/\text{mm}^3$.

5.3 SOLUBILIDADE EM ÁGUA

Os valores de solubilidade em microgramas por milímetro cúbico para o grupo controle e para o grupo experimental (imerso no desinfetante) estão apresentados na tabela 3 comparados com os valores máximos permitidos pela especificação ISO nº 4049.

Tabela 3 – Valores de solubilidade ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$) dos grupos controle, experimental e valores exigidos pela norma ISO nº 4049.

<i>Grupos</i>	<i>Corpos de Prova</i>	<i>Solubilidade ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$)</i>	<i>Solubilidade ISO máx. $7,5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$</i>
Controle	1	0	a*
	2	0	a
	3	0,5	a
	4	0,2	a
	5	0,1	a
Experimental	1	0,08	a
	2	0,1	a
	3	0,1	a
	4	0,1	a
	5	0,6	a

* a – aprovado pela ISO nº 4049.

Verificou-se que 100% dos corpos de prova foram aprovados de acordo com as exigências da especificação, uma vez que todos mostraram solubilidade inferior ao máximo permitido pela ISO nº 4049 que é $7,5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$.

6 DISCUSSÃO

Com os avanços da tecnologia e o aprimoramento das técnicas adesivas as opções de tratamento odontológico se ampliaram tendo como princípios a máxima preservação da estrutura dental e a recuperação funcional e estética.

As exigências estéticas dos pacientes inclusive em dentes posteriores, aliadas à necessidade de um material que apresente propriedades mecânicas superiores às resinas diretas tornaram as restaurações do tipo *Inlay*, *Onlay*, *Overlay* ou, até mesmo, coroas totais de resina indireta, uma das opções de escolha de tratamento. As restaurações de resina composta para uso indireto evoluíram de forma a aprimorar suas propriedades mecânicas e estéticas e minimizar a contração de polimerização (LEINDFELDER, 1997; TOUATI e AIDAN, 1997; McLAREN et al., 1999) culminando no surgimento de um sistema de segunda geração formado por compósitos de partículas micro híbridas que apresenta estética, satisfatória lisura de superfície e propriedades mecânicas melhoradas (TOUATI e AIDAN, 1997; McLAREN et al., 1999). Várias marcas comerciais de segunda geração surgiram e o BelleGlass HP[®] (Kerr, Orange, USA) é uma delas que apresenta propriedades mecânicas melhoradas quando comparadas a outros sistemas de compósito indireto (LEINDFELDER, 1997; TOUATI e AIDAN, 1999; KAKABOURA et al., 2003; MANDIKOS et al., 2001), motivo pelo qual optou-se por trabalhar com este material.

Estas restaurações, por serem indiretas requerem procedimentos em laboratório, sobre um modelo de gesso. Leung e Schonfeld (1983) já comprovaram a contaminação de modelos de gesso e concluíram que são fontes de contaminação cruzada. Quando modelos de gesso são vazados sobre impressões não desinfetadas, podem tornar-se contaminados e por sua vez contaminar aparatos protéticos construídos sobre eles (VERRAN et al., 1996; FONSECA et al., 1998; NASCIMENTO, 1999).

Tortamano em 1998, já mencionava a importância da realização de desinfecção de alto nível dos aparelhos protéticos, procedimento obrigatório nos consultórios odontológicos e laboratórios de prótese. Também, segundo a Secretaria de Saúde do Estado do Rio Grande do Sul (RIO GRANDE DO SUL, 2000) todos os aparelhos protéticos e outros dispositivos odontológicos devem ser desinfetados antes de serem enviados ao laboratório e quando retornam ao consultório. No entanto, não se observa uma preocupação quanto à desinfecção de restaurações protéticas bem como de núcleos, placas mio-relaxantes, aparelhos ortodônticos removíveis, dentre outros, que por serem considerados como artigos semi-críticos, exigem desinfecção de alto nível. Além da comprovada necessidade de desinfecção, Pinheiro e colaboradores, em 2002, também mostraram o quanto os pacientes são capazes de valorizar os profissionais que adotam medidas preventivas de infecção cruzada.

Embora a necessidade de desinfecção de restaurações protéticas esteja plenamente justificada e venha sendo apontada como uma necessidade por vários pesquisadores, não foram encontradas referências que fizessem alusão à desinfecção de restaurações indiretas que foi o foco deste trabalho.

Sabendo-se da necessidade de desinfetar estas restaurações indiretas e considerando as vantagens do ácido peracético, já descobertas e valorizadas pela medicina, é que se optou por este desinfetante. Além disso, as grandes limitações e desvantagens dos desinfetantes disponíveis para uso na odontologia como glutaraldeído e hipoclorito de sódio (PIRES,1998; RUTALA e WEBER, 1999, RIDEOUT, 2005) também foram levadas em consideração para esta escolha .

O ácido peracético é eficaz microbicida comprovado pelo Instituto de Tecnologia do Paraná (INSTITUTO...,1998), pela Universidade Federal do Rio de Janeiro (UNIVERSIDADE...,1999) e também comprovada por Chassot (CHASSOT, 2001), na desinfecção de resinas acrílicas. Além disto, atua em baixa concentração, é ativo mesmo na

presença de matéria orgânica, além de ser biodegradável (AMERICAN....1996; SHARBAUGH, 1997).

É consenso que um processo de desinfecção deve ser prático, acessível e rápido. Para o ácido peracético um tempo de imersão de 10 minutos, segundo o fabricante, é suficiente e eficaz para desinfecção de alto nível (KODA e NORCIA, 1999; STERILIFE...., 2005). Como as restaurações indiretas de resina precisam eventualmente retornar ao laboratório para alguns ajustes, simulou-se um protocolo de três imersões de 10 minutos, totalizando 30 minutos de desinfecção computando uma desinfecção antes da prova, uma antes de ser encaminhada ao laboratório e outra antes da cimentação. Acredita-se que este período de imersão de 30 minutos deva ser o desafio máximo pelo qual a resina indireta teria de passar até a cimentação em boca, uma vez que o mais comum é que a restauração já esteja apropriada para cimentação na primeira vinda do laboratório. Optou-se neste trabalho por um desafio maior para poder extrapolar e englobar as mais variadas situações clínicas.

Tendo em vista as principais vantagens do ácido peracético (eficácia e biocompatibilidade) e a necessidade de desinfetar restaurações indiretas, acredita-se justificar a proposta deste trabalho de avaliar a influência da imersão em ácido peracético sobre a resistência flexural, sorção e solubilidade do compósito BelleGlass HP[®]. Isto porque, um processo de desinfecção, além de eficaz não deve alterar as propriedades do material, do contrário, seria inviável.

Para um compósito receber a certificação ISO e poder ser comercializado, deve ser aprovado em uma série de ensaios que avaliam as suas propriedades. Sendo assim, utilizou-se como parâmetros para a realização dos ensaios deste trabalho, os requisitos da especificação da ISO n^o 4049: 2000 no sentido de verificar se após a desinfecção o material ainda continuaria atendendo às suas exigências. Além disso, tal escolha foi baseada no fato de se tratar de uma

norma reconhecida internacionalmente e por garantir uma reprodução normalizada permitindo comparar os resultados obtidos neste trabalho com outros que venham a ser realizados.

Conforme a especificação nº 4049: 2000, se quatro de cada cinco corpos de prova tiverem valores de resistência flexural de no mínimo 100 MPa, o material está aprovado. Neste trabalho 100% dos corpos de prova obtiveram valores superiores às exigências da norma, mostrando, portanto, que o processo de imersão no desinfetante a base de ácido peracético não interferiu nos valores de resistência flexural que permaneceram dentro do exigido pela especificação.

Em relação à sorção e solubilidade, segundo a especificação, se quatro de cada cinco corpos de prova tiverem valores menores ou iguais a $40 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ e $7,5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$, respectivamente, estes estão aprovados. Em relação a estas propriedades também 100% dos corpos atenderam as exigências da norma.

Como a norma define os requisitos necessários para a aprovação de cada corpo de prova não houve necessidade de realizar análise estatística, apenas compará-los com a norma. O fato de que os resultados deste trabalho foram comparados com a norma poderia levar ao questionamento da necessidade do grupo controle. A opção por incluir tal grupo baseou-se no fato de que os resultados obtidos com o controle confirmariam o atendimento prévio do material à norma, uma vez que já se sabe que o BelleGlass HP[®] é comercializado internacionalmente por possuir excelentes propriedades. Essa confirmação traria a segurança de que a metodologia do ensaio estaria sendo corretamente empregada, aumentando a confiança de que os valores obtidos não eram resultantes de outros vieses não controlados e foi o que aconteceu, uma vez que 100% dos corpos de prova dos grupos controle de todos os ensaios corresponderam ao esperado, ou seja, dentro dos padrões da norma.

Na literatura consultada (TOUATI e AIDAN, 1997; MIARA, 1998; McLAREN et al.,1999; KAKABOURA et al., 2003) os valores de resistência flexural para o compósito BelleGlass HP[®] foram similares aos valores mencionados neste trabalho, ou seja 150 MPa, porém, de qualquer maneira só poderiam ser comparados ao grupo controle, pois nenhum dos trabalhos encontrados submeteu restaurações de compósito a um processo de imersão em uma substância desinfetante para permitir a comparação. Em relação à sorção e solubilidade, a literatura consultada apresentou apenas valores para compósito para uso direto (NOORT, 2004) dificultando a comparação.

Considerando que a composição básica das várias resinas indiretas comercializadas, é muito semelhante pode-se inferir que seria possível extrapolar os resultados encontrados neste trabalho para outras marcas de compósito de uso indireto (MIARA,1998; McLAREN et al.,1999).

Não foram encontrados trabalhos similares na literatura para comparar com os achados deste trabalho. Tal fato, por um lado, dificulta a discussão destes resultados, porém, por outro, agrega-lhe valor pelo ineditismo. No que se refere às propriedades de resistência flexural, sorção e solubilidade, os resultados deste trabalho mostraram a viabilidade do uso deste desinfetante ~~também~~ sobre as resinas compostas de uso indireto, permitindo ampliar a indicação de uso do ácido peracético no meio odontológico. Sugere-se, no entanto que mais trabalhos sejam realizados para confirmar estes achados e avaliar outras propriedades, antes que se possa recomendar tal procedimento como rotina na prática odontológica.

7 CONCLUSÃO

Os resultados deste trabalho mostraram que as propriedades de resistência flexural, sorção e solubilidade do compósito avaliado em todos os corpos de prova, grupo experimental e controle, atenderam às exigências da especificação nº 4049 da ISO de 2000, após a imersão no desinfetante a base de ácido peracético. Portanto pode se prever que o procedimento da imersão neste desinfetante não trará prejuízo às restaurações indiretas do compósito considerando as propriedades avaliadas.

REFERÊNCIAS

AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Food and Drug Administration. General hospital and personal use devices: proposed classification of liquid chemical sterilizants and general purpose disinfectants. **Federal Register**, Rockville, 1998; v. 63, no 215, p. 59917- 59921.

ANUSAVICE, K. J.(Ed.). **Phillips materiais dentários**. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. 412p.

ARRUDA, F. Z. **Influência do ácido peracético sobre a resistência flexural e rugosidade das cerâmicas do sistema Procera Allceram**. 2003. 83f. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2003.

ASSOCIAÇÃO PAULISTA DOS ESTUDOS E CONTROLES DE INFECÇÃO HOSPITALAR. Limpeza, desinfecção de artigos hospitalares. São Paulo, 1999.

BARATIERI, L. N; CHAIN, M. C. **Restaurações estéticas com resina composta em dentes posteriores**. São Paulo: Artes Médicas, 1998, 176p.

BARATIERI, L. N. et al. Restaurações indiretas de resina composta. In_____. **Odontologia restauradora: fundamentos e possibilidades**. São Paulo: Santos, 2001. Cap.13, p. 525-544.

BOWEN, R. L. Properties of silica reinforced polymer for dental restoration. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 66, no 57, 1963.

BRITISH SOCIETY OF GASTROENTEROLOGY. **Cleaning and disinfection equipment for gastrointestinal endoscopy**: BSG working party report 1997.

Disponível em: <<http://www.Bsg.org.uk/guidelines/equipment.html>> Acesso em: 06 maio 2005.

CHASSOT, A L.C. **Avaliação da eficácia do ácido peracético como desinfetante de resinas acrílicas**. 2001. 83f. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2001.

CLEANING and disinfection of equipment for gastrointestinal. Report of Working Party of British Society of Gastroenterology Endoscopy Committee. **GUT**, London, v. 42, no 4, p.585-93, Apr. 1998.

FONSECA, R.G. et al. Estudo da influência de desinfetantes na estabilidade dimensional de materiais de moldagem: uma revisão da literatura. **Rev. Fac. Odontol.**, Lins, v. 11, n. 1, p. 14-19, 1998.

GOLEGÃ, A. A. C. et al. **Controle de infecções e a prática odontológica em tempos de aids: manual de condutas**. Brasília: Ministério da Saúde, 2000. 118 p.

GUANDALINI S. L., MELO N. S. F. O, SANTOS E. C. P. **Biossegurança em odontologia**. Curitiba: Odontex; 1997. 150 p.

GUIMARÃES Jr., J. Controle de infecção cruzada no consultório odontológico. **Rev. Assoc. Paul. Cirurg. Dent.**, São Paulo, v. 46, n. 2, p. 711-716, mar/abr. 1992.

HEHN, L. **Avaliação da sorção, solubidade e microdureza de resinas acrílicas após desinfecção com ácido peracético**. 2001. 102f. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2001.

INSTITUTO DE TECNOLOGIA DO PARANÁ. Núcleo de Qualidade em Saúde e Ambiente. Laboratório de Microbiologia. **Laudo técnico nº 52.260 – 98006116**. Curitiba, 1998. 2 f.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **Specification 4049**: Dentistry – Polymer-based filling, restorative and luting materials. 3rd ed. Genova, 2000. 34 p.

KAKABOURA, A. et al. Characterization of two laboratory-processed resin composites. **Dent. Mater.**, Washington, v. 19, no 5, p. 393-98, July 2003.

KODA, E.; NORCIA, C.P. **STERILIFE**® : manual do usuário.[São Paulo]: Lifemed, 1999. 21 p.

LEINFELDER, K. F. New developments in resin restorative systems. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 128, no 5, p. 573-81, May 1997.

LEUNG, R.L.; SCHONFELD, S.E. Gypsum casts as a potencial source of microbial cross-contamination. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 49, no 2, p. 210-211, Feb. 1983.

MANDIKOS, M. N. et al. A comparison of the wear resistance and hardness of indirect composite resins. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 85, no 4, p. 386-95, April 2001.

MAZZOLA, P. G.; PENNA, T. C. V.; MARTINS, A M. S. Determination of decimal reduction time (D value) of chemical agents used in hospital for disinfection purposes. **BMC Infections Diseases**, v. 3, no 24, 2003. Disponível em: <<http://www.biomedcentral.com/1471-2334/3/24>>: Acesso 11 maio 2005.

McLAREN; E. A., RIFKIN; R., DEVAUD; V. Considerations in the use of polymer and fiber based indirect restorative materials. **Pratic Periodont. Aesthet Dent**, New Jersey, v. 11, no 4, p. 423- 432, 1999.

MIARA, P. Aesthetic guidelines for second generation indirect *inlay* and *onlay* composite restorations. **Pratic Periodont. Aesthet Dent**, New Jersey, v. 10, no 4, p. 423- 431, 1998.

NASCIMENTO, W. F. et al. Desinfecção de moldes: como, quando e por quê. **Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.**, Lins, v. 53, n. 1, p. 21-24, jan/fev., 1999.

NOORT, R. V. **Introdução aos materiais dentários**. 2.ed. Porto Alegre: Artmed, 2004. 344p.

PHILLIPS, R. W. **Skinner materiais dentários**. 9.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993. 334p.

PINHEIRO; J. T.; AGUIAR, C. M.; SANTOS, V. F. Estudo do comportamento do paciente frente à indumentária do cirurgião-dentista. **Rev. Bras. Odontol.**, Rio de Janeiro, v. 59, n. 1, jan/fev., 2002.

PIRES C. **Manual de biossegurança**: para estabelecimentos odontológicos. Porto Alegre: Secretária Municipal de Saúde, 1998. 52 p.

POWELL, G.L. et al. The presence and identification of organisms transmitted to dental laboratories. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 64, no 2, p. 235-237, Aug. 1990.

RIDEOUT K. et al. Considering risks to healthcare workers from glutaraldehyde alternatives in high-level disinfection. **J. Hosp. Infect.**, London, v. 59, no 1, p. 4-11, Jan 2005.

RIO GRANDE DO SUL. Secretária da Saúde. Portaria 040/2000 de 26 de dezembro de 2000. Aprova a norma técnica de biossegurança em estabelecimentos odontológicos e laboratórios de prótese no Rio Grande do Sul. **Diário Oficial [do] Estado do Rio Grande do Sul**, Porto Alegre, n. 247, p. 26 -29, dez. 2000.

RUTALA W.A; WEBER D. J. Disinfection of endoscopes: review of new chemical sterilizants used for high-level disinfection. **Infect. Control. Hosp. Epidemiol.**, Thorofare, NJ , v. 20, no 1, p. 69-76, Jan.1999.

SHARBAUGH, R.J. Descontamination: principais of disinfection. In: REICHERT, M.; YOUNG, J. H. **Sterilization technology for the health care facility**. 2nd ed. Gaithersburg, MD: Aspen Publishers, 1997. Cap. 3, p. 21-28.

SOUZA, M. H. S. Resinas compostas de inserção indireta. In: DOTTO, C. A; ANTONIAZZI, J. H. **Opinion Makers**: estética e cosmética. São Paulo, VM Comunicações, p. 76-89, 2002.

STERILIFE, LIFEMED: perfil do produto, indicações e modo de uso; Disponível em:<<http://www.sterilife.com.br>>:Acesso em 2 junho 2005.

TYLMAN, S. D.; PEYTON, F.A. **Acrylics and other synthetic resins used in Dentistry**. Philadelphia: Lippincott, 1946. 480 p.

TORTAMANO N. Antissépticos e desinfetantes. In_____ **Guia terapêutico odontológico**. São Paulo: Santos, 1997, cap. 12, p. 139-158.

TOUATI B.; AIDAN N. Second generation laboratory composite resins for indirect restorations. **J. Esthet. Dent.**, Philadelphia, v. 9, no 3, p. 108-118, 1997.

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO. Instituto de Microbiologia Professor Paulo Góes. Laboratório de Análises Microbiológica de Produtos. **Teste de atividade micobactericida (método confirmatório)**: pedido nº101/00. Rio de Janeiro, 1999. 1 f. Nome do produto: Sterilife®.

_____. **Teste de atividade micobactericida (método presentivo)**: pedido nº101/00. Rio de Janeiro, 1999. 1f. Nome do produto: Sterilife®.

VERRAN J., KOSSAR S., MCCORD J. F. Microbiological study of selected risk areas in dental technology laboratories. **J. Dent**, Kindlington, v. 24, no 1, p. 77-80, 1996.

ANEXOS 1

Valores de altura, espessura e força para o cálculo da Resistência Flexural.

<i>Grupos</i>	<i>Corpos de prova</i>	<i>Altura (mm)</i>	<i>Espessura (mm)</i>	<i>Força (N)</i>
Controle	1	2,08	2,04	45,17
	2	1,97	1,99	40,21
	3	2,04	2,07	44,48
	4	2,01	2,04	48,56
	5	1,99	1,97	39,48
Experimental	1	2,09	2,06	45,48
	2	1,97	2,08	44,02
	3	2,01	2,08	43,10
	4	2,02	2,06	47,16
	5	2,01	2,04	44,33

ANEXO 2

Valores de m_1 , m_2 , m_3 , raio, espessura e volume para o cálculo Sorção e Solubilidade.

Grupos	Corpos de prova	m_1 g	m_2 g	m_3 g	Raio mm	Espessura mm	Volume mm ³
Controle	1	0,51042	0,51329	0,51042	7,47	1,41	247,50
	2	0,46969	0,47239	0,46969	7,45	1,37	240,07
	3	0,50619	0,50896	0,50606	7,48	1,40	247,56
	4	0,46380	0,46647	0,46377	7,47	1,28	225,71
	5	0,45285	0,45539	0,45281	7,46	1,29	226,56
Experimental	1	0,45522	0,45768	0,45520	7,42	1,38	239,98
	2	0,49380	0,49648	0,49377	7,49	1,38	244,26
	3	0,50151	0,50396	0,50147	7,49	1,14	202,37
	4	0,48078	0,48328	0,48074	7,47	1,38	243,72
	5	0,47337	0,47586	0,47320	7,51	1,39	247,94

