

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
MESTRADO EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA
MATERIAIS DENTÁRIOS

AVALIAÇÃO DA SORPÇÃO, SOLUBILIDADE E
MICRODUREZA DE RESINAS ACRÍLICAS APÓS
DESINFECÇÃO COM ÁCIDO PERACÉTICO

LISIANE HEHN

PORTO ALEGRE, AGOSTO DE 2001.

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
MESTRADO EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA
MATERIAIS DENTÁRIOS

AVALIAÇÃO DA SORPÇÃO, SOLUBILIDADE E
MICRODUREZA DE RESINAS ACRÍLICAS APÓS
DESINFECÇÃO COM ÁCIDO PERACÉTICO

LISIANE HEHN

Dissertação apresentada como parte dos requisitos obrigatórios para obtenção
do título de MESTRE EM ODONTOLOGIA, na área de concentração de
clínica odontológica - materiais dentários.

PROFA. DRA. SUSANA MARIA WERNER SAMUEL

ORIENTADORA

PORTO ALEGRE, AGOSTO DE 2001.

DEDICATÓRIA

Este trabalho é dedicado:

Aos meus pais, pela dedicação e apoio em todos esses anos de minha vida.

A minha irmã, pelo carinho, incentivo e dedicação, dispensados em todos os momentos da minha vida.

A professora Salete Maria Pretto, pelo exemplo de vida.

A professora Susana Maria Werner Samuel, por sua dedicação.

AGRADECIMENTOS

A professora Dra. Susana Maria Werner Samuel, que apesar de todos os problemas de saúde do Felipe, jamais deixou de auxiliar e estimular para que o trabalho fosse realizado. Gostaria muito de agradecer a Deus, por ter me permitido conviver e ser orientada por alguém possuindo seriedade, profissionalismo e competência.

A professora Carmem, pessoa de astral ímpar, que em todos os momentos demonstrou imenso carinho e companheirismo.

A amiga e professora Salete Maria Pretto, pessoa a quem tenho que agradecer por ter chegado onde cheguei.

Ao amigo e professor Paulo C. Petry, que sempre esteve disponível para me ajudar. Realmente sozinhos, sem amigos, não chegamos a lugar algum.

Aos professores Dr. Manoel Santana e Pantelis V. Rados, pelo exemplo de dedicação e competência para gerenciar o nosso curso de Mestrado da UFRGS.

Ao professor Onofre Francisco de Quadros, pelo carinho, atenção e incentivo.

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, pela oportunidade de realizar este trabalho.

A enfermeira Valentina Gomes da Silva, por sua contribuição para realização deste objetivo.

A colega Cátia Selistre, fica difícil expressar em palavras a sua amizade, coleguismo, companheirismo, dedicação e disponibilidade. Tenho muito para te agradecer.

Ao colega Ulisses Campregher pela sua incansável dedicação, disponibilidade, educação e amizade. Sua ajuda foi imprescindível.

A colega e amiga Miriam Câmara Brew. Dizem que encontramos pessoas especiais no decorrer das nossas vidas e, sem dúvida, eu encontrei. Tu és uma verdadeira amiga.

A minha amiga e colega Maria Arlete Nascimento que, mesmo à distância, mandava mensagens de otimismo. Sem dúvida tu és aquela de quem não precisamos falar, basta olhar.

As minhas colegas Carla Pittoni, Clarissa Faturi, Lisiane Barros que, sem dúvida, foram mais do que amigas, foram maravilhosas companheiras nesta jornada de trabalho.

Aos meus colegas da Patologia, Tati, Cris, Clélia e Fábio, cada um com suas particularidades mas, sem dúvida, vocês foram como irmãos neste tempo de convivência. Ainda no grupo “dos confirmados”, o Fernando, o Antônio e o Alexandre.

A Adriana Aguiar e a Rosemeri Siqueira Pedroso pela amizade, bom astral, disponibilidade, companheirismo dispensados à minha pessoa nestes dois anos de curso de Mestrado.

A Isabel Laoxen, pela doce e preciosa colaboração.

Ao farmacêutico Luciano Azzolin representante da Contatti Comércio e Representações Ltda, pelo fornecimento do ácido peracético e pelo apoio técnico.

A minha grande amiga, Débora Schneider, a quem sem dúvida tenho que agradecer cem mil vezes, só ela sabe porque, quantos dias e quantas noites passou me ajudando e me dando força para continuar.

A minha amiga Tânia Zacanni, quanto apoio tu me destes. É maravilhoso saber que temos pessoas queridas assim ao nosso lado.

A minha querida amiga Kika (da ABO), pela sua amizade, disponibilidade e dedicação nesta fase da minha vida.

A querida amiga Viviane Azeredo, que carinhosamente se disponibilizou a fazer a revisão de português deste trabalho.

A querida amiga Sheila, você não imagina o quanto eu tenho a lhe agradecer. Aquela palavra amiga na hora certa, foi muito importante, obrigado Sheila!

As meus colegas e amigos do Sener Saúde, ao Diretor Danilo, a Eliza, e em especial a Jane e a Helena. Sem o companheirismo, amizade e ajuda de vocês teria sido impossível.

Ao casal de amigos e pacientes Dione e César Vasconcellos, vocês são um exemplo de dedicação, amizade, companheirismo e seriedade. Nem com todas as palavras do mundo eu poderia e conseguiria definir como vocês são maravilhosos.

A grande Nulce, que de paciente virou amiga e depois “Santinha”. Obrigado por todas as dicas de Estatística.

A Sra. Heloísa Futuro Pfitscer, bibliotecária da Faculdade de Odontologia da UFRGS, pela sua presteza, carinho e disponibilidade na orientação das referências bibliográficas deste trabalho.

A todos os meus amigos e colegas de trabalho da Clínica Pró-Saúde dos Calçados Azaléia, agradeço pelo carinho e amizade de todos vocês.

A todos os meus familiares, pelo apoio que me deram.

A minha querida tia Erika, pelo amor e carinho que sempre me dedicou.

AS MINHAS QUERIDAS SOBRINHAS. Pensaram que eu ia esquecer?. Jamais. Dadi, Tine e Paloma, obrigado por vocês existirem e pela força que me deram.

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a influência da desinfecção com ácido peracético a 0,2% (STERILIFE[®], Lifemed Produtos Médicos Comércio Ltda, São Paulo,SP) sobre as propriedades de sorção, solubilidade e microdureza Knoop das resinas acrílicas termopolimerizadas (RATA) e resinas acrílicas quimicamente ativadas (RAQA). Os ensaios de sorção, solubilidade e microdureza Knoop foram realizados utilizando resina acrílica termopolimerizável e quimicamente ativada da marca CLÁSSICO (Art. Odontológicos Clássico Ltda, São Paulo, SP). A especificação nº 1567 da International Organization for Standardization (ISO) foi utilizada para a realização dos ensaios de sorção e solubilidade. Foram confeccionados 20 corpos de prova de resina acrílica termopolimerizável e 20 corpos de prova de resina acrílica quimicamente ativada, divididos aleatoriamente em dois grupos de 10 corpos de prova para cada material. O primeiro grupo foi denominado grupo controle e o segundo foi submetido à desinfecção com ácido peracético por 10 minutos. Os corpos de prova cilíndricos com dimensões de 50mm de diâmetro e 0,5mm de espessura, foram mantidos em um dessecador com sílica gel, a 37°C, até a obtenção da massa constante (M1), obtida através de pesagens consecutivas em uma balança de precisão com resolução de 0,0001g. A seguir os corpos de prova foram

imersos em água destilada a 37°C, durante 7 dias e posteriormente pesadas, para obtenção da massa M2. Após, os corpos de prova retornaram ao dissecador com sílica gel, a 37°C, até a obtenção da massa recondicionada (M3). A diferença entre M2 e M3 em relação ao volume do corpo de prova resultou na sorpção do mesmo e, a solubilidade foi calculada subtraindo M3 de M1 e dividindo pelo volume do corpo de prova. Para o ensaio de microdureza foram confeccionados 10 corpos de prova de cada resina. A mensuração da microdureza Knoop, utilizando o NU Research Microscope (VEB Carl Zeiss JENA- *Germany*), foi obtida antes e após a desinfecção de cada corpo de prova. Os resultados mostraram que a desinfecção com ácido peracético, tanto para as resinas acrílicas termopolimerizadas como para as quimicamente ativadas, não alterou significativamente as propriedades de sorpção e solubilidade, uma vez que continuaram atendendo às exigências da especificação nº 1567 da ISO, após o tratamento. Em relação a microdureza Knoop, os resultados mostraram que não houve diferença estatística significativa entre a microdureza anterior e posterior à desinfecção, tanto a resina de termopolimerização ($p=0,992$), como para a resina quimicamente ativada ($p=0,999$). Portanto, o processo de desinfecção de resinas acrílicas com ácido peracético, pode ser viável considerando as propriedades analisadas.

LISTA DE ABREVIATURAS

ADA	<i>American Dental Association</i>
C.P.	Corpos de prova
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>
BSI	<i>British Standards Institution</i>
CDC	<i>Center for Disease Control</i>
APIC	<i>Association of Professionals in Infection Control</i>
FDA	<i>Food and Drug Administration</i>
OES	<i>Occupational Exposure Standard</i>
INCQS	Instituto Nacional de Controle de Qualidade em Saúde
SIDA	Síndrome de Imunodeficiência Adquirida
KHN	Knoop Hardness Number (número de dureza Knoop)
MMA	Metacrilato de Metila
PMMA	Polimetilmetacrilato de Metila
UEDMA	Uretano de Metacrilato
EGDMA	Etilenoglicoldemetacrilato
S-S	Pontes de Sulfeto
SH	Sulfeto e Hidrogênio

r.p.m	Rotações por minuto
µg/mm³	Microgramas por milímetro cúbico
µm	Micrometro
kg	Quilograma
g	Gramma
s	Segundo
h	Hora
°C	Graus Celsius
min	Minuto
RATA	Resina Acrílica Termopolimerizada
RAQA	Resina Acrílica Quimicamente Ativada
TECPAR	Instituto de Tecnologia do Paraná
LAMP	Laboratório de Análises Microbiológica de Produtos

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – Corpo de prova de resina acrílica	64
FIGURA 2 – Matriz de aço inoxidável, incluída num muflo metálico	65
FIGURA 3 – Ácido peracético, marca STERILIFE®(Lifemed Produtos Médicos Comércio Ltda., São Paulo, S.P.)	67
FIGURA 4 – Dissecador contendo sílica gel azul desidratada (Labsynth Produtos para Laboratórios Ltda., Diadema, S.P.)	69
FIGURA 5 – Paquímetro metálico com resolução de 0,001mm.....	70
FIGURA 6 – Micrômetro Tesamaster (TESA, <i>Swiss</i>), com resolução de 0,001mm.....	71
FIGURA 7 – Corpo de prova de resina acrílica montado para o ensaio de microdureza Knoop	75

LISTA DE QUADROS

QUADRO 1 –Valores de sorção e solubilidade, em $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ dos corpos de prova, de resina acrílica termopolimerizada, do grupo controle (sem desinfecção).....	77
QUADRO 2 –Valores de sorção e solubilidade, em $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ dos corpos de prova, de resina acrílica termopolimerizada, submetidos à desinfecção com ácido peracético a 0,2%	78
QUADRO 3 –Valores de sorção e solubilidade, em $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ dos corpos de prova, de resina acrílica quimicamente ativada, do grupo controle (sem desinfecção)	79
QUADRO 4 –Valores de sorção e solubilidade, em $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ dos corpos de prova, de resina acrílica quimicamente ativada, submetidos à desinfecção com ácido peracético à 0,2%	80
QUADRO 5 –Valores de microdureza Knoop (KHN) média dos corpos de prova de resina acrílica termopolimerizada antes e após a desinfecção.....	82
QUADRO 6 –Valores de microdureza Knoop (KHN) média dos corpos de prova de resina acrílica quimicamente ativada antes e após a desinfecção..	83

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	16
2 REVISÃO DA LITERATURA	23
2.1 Resinas acrílicas de uso odontológico	23
2.1.1 Aplicações na odontologia	23
2.1.2 Requisitos básicos	26
2.1.3 Tipos e composições básicas	27
2.1.4 Polimerização	28
2.1.4.1 Fotoativação	28
2.1.4.2 Polimerização através de energia de microondas	29
2.1.4.3 Polimerização química	29
2.1.4.4 Polimerização térmica	31
2.1.5 Acabamento e polimento	34
2.1.6 Propriedades	35
2.1.6.1 Sorção e solubilidade	35
2.1.6.2 Microdureza Knopp	40
2.1.6.3 Deflexão, resistência, adaptação	42
2.2 Biossegurança	43
2.3 Ácido peracético	50
3 PROPOSIÇÃO	62
4 MATERIAIS E MÉTODOS	63
4.1 Confeção dos corpos de prova para os ensaios de sorção e solubilidade	63
4.2 Desinfecção dos corpos de provas	67
4.3 Ensaio de sorção	68
4.4 Ensaio de solubilidade	73
4.5 Confeção dos corpos de prova para o ensaio de microdureza Knoop	74
4.6 Ensaio de microdureza Knoop	75

5 RESULTADOS	77
5.1 Sorpção e solubilidade	77
5.1.1 Corpos de prova de resina acrílica termopolimerizável sem desinfecção.....	77
5.1.2 Corpos de prova de resina acrílica termopolimerizável após desinfecção.....	78
5.1.3 Corpos de prova de resina acrílica quimicamente ativada sem desinfecção...	79
5.1.4 Corpos de prova resina acrílica quimicamente ativada com desinfecção	80
5.2 Microdureza Knoop	81
5.2.1 Corpos de prova de resina acrílica termopolimerizável.....	81
5.2.2 Corpos de prova de resina acrílica quimicamente ativada	82
6 DISCUSSÃO	84
6.1 Sorpção e solubilidade	84
6.2 Microdureza Knoop	86
7 CONCLUSÕES	91
8 SUMMARY	92
9 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	94
ANEXO	103

1 INTRODUÇÃO

Os profissionais da área da saúde estão cada vez mais preocupados com a biossegurança, visando a sua proteção e a de seus pacientes. A justificativa para esta preocupação tem fundamento uma vez que o contato com o sangue, saliva e outras secreções corporais representam um risco de contaminação tanto para os pacientes como para os cirurgiões-dentistas, técnicos em higiene dental, auxiliares de consultório odontológico e técnico em prótese dentária (*CENTERS FOR DISEASE CONTROL AND PREVENTION, 1993*).

Todos os pacientes devem ser tratados como potencialmente contaminados ou infectados e os estabelecimentos de assistência odontológica são locais onde o controle de doenças infecciosas ou transmissíveis deve ser exercido em regime permanente e sob responsabilidade do cirurgião-dentista, segundo a Portaria nº 040/2000 (RIO GRANDE DO SUL, 2000).

O cirurgião-dentista e sua equipe estão expostos a uma grande variedade de agentes infecciosos. O uso de procedimentos efetivos de controle de infecção e as precauções - padrões no consultório odontológico e laboratórios relacionados,

previnem a infecção cruzada, extensiva aos cirurgiões- dentistas, equipe e pacientes. (GOLEGÃ *et al.*, 2000).

Na prática odontológica dispõe-se de uma gama bastante ampla de materiais odontológicos tanto para uso clínico como laboratorial. Dentre eles as resinas acrílicas, que apresentam a propriedade de sorção, ou seja, absorção e adsorção de líquidos (PHILLIPS, 1993). Esse fenômeno possibilita que a resina, uma vez exposta ao meio bucal, que é um meio contaminado, seja capaz de incorporar a sua estrutura a saliva e/ou sangue e os microrganismos, os quais infectam a resina e a tornam um veículo para a contaminação cruzada. A resina acrílica é, resumidamente, o resultado da reação entre o polimetacrilato de metila (pó) e o metacrilato de metila (líquido). De acordo com PHILLIPS (1993), o polimetacrilato de metila mostra uma tendência de incorporar a água por um processo de absorção. Sua estrutura não cristalina possui uma alta energia interna, que promove uma maior difusão molecular para o interior da resina, possibilitando o carreamento de microrganismos no referido processo. Além do mais, o grupo polar carboxílico pode formar pontes de hidrogênio com a água, mesmo que numa extensão limitada. Assim, a polaridade das resinas relaciona-se com os grupamentos carboxílicos, o que faz com que eles incorporem água num volume em torno de $1,7 \text{ mg/cm}^2$ (PHILLIPS, 1993). Assim sendo, a resina utilizada na confecção de diferentes aparatos odontológicos, uma vez exposta a um meio contaminado como a cavidade bucal, sofre o fenômeno de sorção e,conseqüentemente, contaminação.

Devido ao grande risco de contaminação cruzada nos consultórios odontológicos, hoje faz-se necessária a rotina de desinfecção nesses estabelecimentos da área da saúde. Um desinfetante ideal seria aquele que eliminasse todos os microrganismos presentes, prevenindo, assim, a contaminação de técnicos e profissionais ligados à área da saúde odontológica. Ele deve ser de ação rápida, solúvel em água e em líquidos orgânicos, atóxico, de uso fácil e econômico (PIRES, 1998).

Os microrganismos presentes na cavidade bucal podem sobreviver por longos períodos de tempo longe de seus habitats naturais, representando um risco de contaminação tanto no atendimento aos pacientes em procedimentos diretos, quanto durante as fases laboratoriais através da manipulação de materiais contaminados (KEYF *et al.*, 1995). De acordo com GUIMARÃES JR. (1992) e (GOLEGÃ *et al.*, 2000), o vírus da hepatite B poderia sobreviver por uma semana sobre superfícies, enquanto que o vírus da Síndrome da Imunodeficiência Adquirida (SIDA) seria viável por 72 horas, ambos suspensos em plasma seco, e o *Micobacterium tuberculosis* representaria risco de contaminação por semanas.

KEYF *et al.* (1995) demonstraram que materiais de impressão e próteses podem se contaminar com a microflora oral, potencializando o risco de contaminação cruzada. Com o aumento da expectativa de vida, pacientes idosos, debilitados ou imunocomprometidos, pacientes transplantados ou submetidos a

quimioterapia, ou pacientes doentes de SIDA (Síndrome da Imunodeficiência Adquirida) e portadores de prótese são potencialmente pacientes de alto risco de contaminação no que se refere a de transmissão de doenças.

Pacientes imunodeprimidos podem apresentar infecções causadas por microrganismos de baixa virulência, através do contato direto com a saliva e/ou sangue, segundo a portaria CVS-11, do Centro de Vigilância Sanitária de São Paulo (SÃO PAULO, 1995).

Tanto placas-base quanto próteses finais são invariavelmente expostas à contaminação na boca dos pacientes e todos esses dispositivos podem transportar agentes infecciosos para o laboratório, onde técnicos, auxiliares e até outros pacientes ficariam vulneráveis a infecções, segundo a portaria CVS-11, do Centro de Vigilância Sanitária de São Paulo (SÃO PAULO, 1995).

Resinas acrílicas são materiais termoplásticos sensíveis que dificultam ou mesmo impossibilitam o processo de esterilização, pois seriam destruídos ou distorcidos por processos de esterilização com calor, segundo a portaria CVS-11, do Centro de Vigilância Sanitária de São Paulo (SÃO PAULO, 1995).

No entanto, a manutenção de normas de biossegurança é fundamental para prevenir a transmissão de bactérias, vírus e fungos dentro da prática odontológica (CONNOR, 1991; SÃO PAULO, 1995).

Sendo assim, é recomendado pelo *Centers for Disease Control and Prevention* (*CENTERS FOR DISEASE CONTROL AND PREVENTION*, 1993) que materiais de laboratório que tenham sido usados em boca (impressões, registro de mordida, próteses fixas e removíveis, aparelhos ortodônticos, etc.) sejam desinfetados antes da manipulação laboratorial, bem como após concluídos os procedimentos de laboratório, previamente à colocação na boca do paciente. Da mesma forma, McNEILL, COULTER e HUSSEY (1992) recomendam que todas as próteses sejam desinfetadas antes de saírem do laboratório.

Atualmente, os produtos mais utilizados para desinfecção são as soluções a base de hipoclorito de sódio a 1% e glutaraldeído a 2%, que são caracterizados por apresentar alto poder germicida. No entanto, apresentam elevado grau de toxicidade e requerem cuidados especiais no seu manuseio, por reagir com proteínas, não podendo entrar em contato com tecidos vivos, como pele e mucosas (FRASER, 1987; PIRES, 1998).

Deste modo, estudos complementares são necessários no sentido de determinar substâncias que não sejam tóxicas, que não agridam o meio ambiente e

representem baixo risco ocupacional para utilização como desinfetantes no meio odontológico.

Tendo em vista que os desinfetantes mais utilizados (glutaraldeído, hipoclorito) apresentam inconvenientes, principalmente na desinfecção de aparelhos que permaneçam em contato com a mucosa bucal, a busca por uma alternativa é de extrema contribuição à classe odontológica (RUTALA e WEBER, 1999).

Um material alternativo poderia ser o ácido peracético pois segundo laudos do INSTITUTO DE TECNOLOGIA DO PARANÁ (TECPAR), é fungicida, esporicida, bactericida e viricida, e não sensibilizante em reações cutâneas.

CHASSOT (2001), comprovou que o material é esterilizante da resina acrílica, após imersão por cinco minutos. Além disso, de acordo com o fabricante, Lifemed Produtos Médicos Comércio Ltda., São Paulo, SP (Certificado ISO 9002, NBR7500), o STERILIFE[®] (ácido peracético) é uma substância biodegradável que não forma compostos tóxicos, pois decompõe-se em ácido acético, água e oxigênio. Resta saber quais os efeitos sobre as propriedades dos materiais.

Pelos motivos expostos, a proposta deste trabalho é analisar o efeito do ácido peracético sobre a sorção, solubilidade e microdureza Knoop da resina acrílica termopolimerizada e quimicamente ativada, a fim de fornecer subsídios à classe

odontológica no sentido de poder indicar tal material como uma nova alternativa na desinfecção desses materiais.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Resinas acrílicas de uso odontológico

2.1.1 Aplicações na odontologia

Há mais de meio século, a resina acrílica do tipo polimetacrilato de metila (PMMA) tem sido utilizada universalmente na Odontologia. (THYLMAN e PEYTON, 1946; PEYTON, 1975; ANUSAVICE 2000). De acordo com PEYTON (1975), esse material pode ser utilizado para a confecção de bases de dentaduras, dentes artificiais, facetas, materiais restauradores diretos, coroas, pontes, reparos, reembasamentos, aparelhos ortodônticos e ortopédicos, férulas oclusais, condicionadores de tecidos, cimentos e selantes de fôssulas e fissura, etc. A resina acrílica também é utilizada na prótese bucomaxilofacial para confeccionar artefatos que substituam perdas ósseas ou tecidos moles da face, reconstituição ocular, do pavilhão auricular e para obturadores palatinos, segundo (GRAZIANI, 1956). Observando que o envelhecimento populacional é um fenômeno universal, característico tanto dos países desenvolvidos como, de modo crescente, do Terceiro Mundo (KALACHE, VERAS e RAMOS, 1987) e a incidência de edentulismo ser bastante acentuada (PADILHA e SOUZA, 1997), a imagem odontológica do idoso

tem sido tradicionalmente associada, mesmo nos dias de hoje, à do indivíduo edentado total e portador de prótese total, comprovado pelo constante uso de resinas acrílicas (BARNES e WALLS, 1994).

WOELFEL (1971) comentou algumas vantagens da resina acrílica termicamente ativada, tais como estética, facilidade no processamento, reparo, reembasamento, estabilidade dimensional, boa tolerância pelos tecidos de suporte, não ser corrosiva, possuir resistência adequada quando submetida a situações de impacto e ser acessível economicamente. As desvantagens citadas pelo autor incluem, entre outras, a impossibilidade de ser esterilizada.

MAINIERI (1994) comentou a utilização de resina acrílica auto-polimerizável para a confecção de moldeiras individuais, como auxiliar nas moldagens para prótese fixa. Também, ressaltou o uso da resina acrílica auto-polimerizável em reembasamentos de moldeiras individuais.

ANUSAVICE (2000) relatou que as resinas são freqüentemente usadas em procedimentos de moldagem. Diferentemente das moldeiras de estoque, as resinas para moldeiras individuais são fabricadas para adaptar-se a uma arcada específica. Como resultado, as moldeiras de resinas para moldagem são chamadas de moldeiras individuais confeccionadas na maioria das vezes, com resina acrílica quimicamente ativada.

Segundo ANUSAVICE (2000), mais de 60% dos dentes artificiais vendidos nos Estados Unidos da América são feitos de resina acrílica ou de vinilacrílico. A maioria dos dentes em resina é baseada na química dos polimetilmetacrilatos. As resinas à base de polimetilmetacrilato utilizadas na fabricação de dentes para prótese são similares às usadas na construção das placas-base para dentaduras.

De acordo com ANUSAVICE (2000), uma vez que o contorno dos tecidos moles se altera durante o uso de dentaduras, é freqüentemente necessário alterar-se a superfície intra-bucal das próteses para assegurar uma adaptação e função adequadas. Algumas vezes utiliza-se desgaste seletivo e, em outras ocasiões, a superfície dos tecidos deve ser substituída por reembasamento ou realinhamento da dentadura existente. O material selecionado é manipulado de acordo com as instruções do fabricante, colocado no molde, comprimido, aguardando-se sua polimerização. A dentadura é, em seguida, recuperada, acabada e polida.

Segundo MEZZOMO (1997), a resina termopolimerizável também pode ser utilizada para confecção de coroas totais, para dentes anteriores, em função da técnica ser facilitada pelo uso de faceta estética pré-fabricada, na cor e forma selecionadas. Coroas unitárias posteriores e pontes fixas de pequena extensão, também podem beneficiar-se dessa técnica e material. Também sugere a utilização da resina acrílica quimicamente ativada ou autopolimerizável para a confecção de coroas provisórias.

Segundo TURANO e TURANO (1998), próteses totais, em alguns casos, podem necessitar reembasamentos diretos ou indiretos. No reembasamento direto, o cirurgião- dentista utiliza a resina acrílica quimicamente ativada. No reembasamento indireto, o profissional utiliza a resina termopolimerizável. No caso de reparos em próteses totais, utiliza-se resina acrílica quimicamente ativada.

2.1.2 Requisitos básicos

Para a sua utilização na cavidade bucal e áreas afins, a resina acrílica necessita preencher alguns requisitos básicos, como ser insípida, inodora, não tóxica e não irritante aos tecidos bucais, insolúvel e impermeável à saliva ou qualquer outro fluido corpóreo. O material deve ter um comportamento estável, em termos dimensionais, no interior da cavidade bucal, sob todas as condições às quais está sujeito. A mistura, inserção e manipulação do material devem ser facilitadas, e o produto final tem que permitir um bom polimento e possível reparo em caso de fratura, de acordo com ANUSAVICE (2000).

2.1.3 Tipos e composições básicas

De acordo com a especificação nº 1567 da *International Organization for Standardization* (ISO), existem cinco tipos de resinas acrílicas: Tipo 1 (polímeros termopolimerizáveis), Tipo 2 (polímeros autopolimerizáveis), Tipo 3 (polímeros termoplásticos), Tipo 4 (materiais fotoativados) e Tipo 5 (materiais polimerizados através de microondas).

O material, geralmente, é fornecido ao profissional como um sistema de pó (polímero) e líquido (monômero), tendo como componente químico principal o polimetil metacrilato (PMMA), um composto resinoso sintético. O monômero compõe-se basicamente de metilmetacrilato ou metacrilato de metila e hidroquinona (0,006%), sendo a hidroquinona um inibidor de polimerização que garante a estabilidade durante a armazenagem. O líquido, quando misturado ao pó, tem a função de dissolver parcialmente o polímero e promover uma massa plástica a ser moldada. Trata-se de um líquido claro e transparente à temperatura ambiente, com temperatura de ebulição de 100,8°C, calor de polimerização de 12,9 Kcal/mol e densidade de 0,945 g/ml, a 20°C. O pó é composto de microesferas pré-polimerizadas de PMMA, que se dissolvem no monômero. Contém também peróxido de benzoíla, que é o iniciador da reação de polimerização. A relação correta entre o pó e o líquido é importante para a obtenção de propriedades ideais na estrutura final a ser confeccionada com este material. A proporção indicada, normalmente, é 3:1 em

volume, ou seja, três partes de pó para uma parte de líquido. Um agente de ligação cruzada pode também ser adicionado ao líquido. A substância mais comumente utilizada para esse fim é o etilenoglicoldimetacrilato (EGDMA), na concentração de 1 a 2% em volume. Essa substância é química e estruturalmente similar ao metacrilato de metila, podendo ser incorporada no crescimento da cadeia polimérica. Um polímero formado a partir de interconexões permite que se forme uma estrutura reticular, promovendo um aumento da resistência à deformação. Realizado o procedimento de proporção, mistura e inclusão, o artefato a ser confeccionado com resina acrílica deverá passar por um procedimento de polimerização, desencadeado por um ativador, que pode ser luz, energia de microondas, ativação química ou ativação térmica (ANUSAVICE, 2000).

2.1.4 Polimerização

2.1.4.1 Fotoativação

As resinas acrílicas fotoativadas têm sua reação de polimerização ativada pela luz visível, tendo como iniciador químico a canforoquinona, de acordo com ANUSAVICE (2000).

2.1.4.2 Polimerização através de energia de microondas

A resina polimerizada através da energia de microondas foi desenvolvida pelos japoneses na década de 80, com a grande vantagem do processamento desse material ser realizado num curto período de tempo. Nesse processo, a energia de ondas é transformada em energia térmica. As microondas promovem uma vibração das moléculas, produzindo fricção e resultando no aquecimento da resina, segundo ILBAY, GÚVENER e ALKUMRU (1994).

As principais vantagens da polimerização através da energia de microondas são a velocidade com a qual o processo é executado, redução no tempo de polimerização e o fato de ser um método mais “limpo” de processamento, tendo como requisito inicial o processamento num muflo especial, não-metálico, segundo SANDERS, LEVIN e REITZ (1987) e DE CLERK (1987).

2.1.4.3 Polimerização química

Segundo LAMB, ELLIS e PRIESTLEY (1983), a resina acrílica autopolimerizável ou de polimerização química possui como ativador uma substância química, sendo normalmente utilizada uma amina terciária (dimetil-para-toluidina), adicionada ao monômero. Após a mistura do pó ao líquido, a amina terciária

decompõe o peróxido de benzoíla presente no pó. Como consequência, são produzidos radicais livres que reagem com as moléculas de monômero disponíveis, iniciando o crescimento da cadeia polimérica. O grau de polimerização alcançado por esse material não é completo, restando uma certa quantidade de monômero livre, em torno de 3% a 5%. Essa substância pode causar irritação nos tecidos em contato com a peça acrílica, comprometendo a sua biocompatibilidade. Além disso, age como um plastificador, reduzindo a resistência transversa da peça confeccionada. Num estudo sobre a liberação de monômero residual em água, VALLITTU, MIETTIENEN e ALAKUIJALA (1995) afirmaram que a quantidade de monômero liberada pela resina quimicamente ativada é maior do que a liberada pela resina termicamente ativada, pelo fato de a primeira ter uma maior quantidade inicial de metacrilato de metila na mistura, além da presença de porosidades na sua estrutura, o que facilita a difusão dessa substância.

As resinas quimicamente ativadas não necessitam de energia térmica e portanto podem ser polimerizadas à temperatura ambiente. As resinas quimicamente ativadas com frequência são denominadas resinas de polimerização a frio, autopolimerizáveis ou resinas de autocura (ANUSAVICE, 2000).

Na maioria das vezes, a ativação química é feita através da adição de uma amina terciária, como a dimetil - para - toluidina, ao líquido da resina, isto é, ao monômero. Quando os componentes do pó e do líquido são misturados, a amina

terciária causa a decomposição do peróxido de benzoíla. Conseqüentemente, os radicais livres são produzidos e a polimerização é iniciada. A polimerização progride de forma similar para o sistema das resinas termopolimerizadas.

Segundo ANUSAVICE (2000), a diferença fundamental entre as resinas termoativadas e quimicamente ativadas é o método pelo qual o peróxido de benzoíla é dividido para permitir os radicais livres. Todos os outros fatores do processo permanecem os mesmos, por exemplo, o ativador e o retardador.

Geralmente, o grau de polimerização alcançado pelas quimicamente ativadas não se completa como nas termoativadas. Isso indica que há uma grande quantidade de monômero que não reagiu na resina confeccionada via ativação química. O monômero residual pode ser um irritante em potencial para os tecidos, comprometendo a biocompatibilidade das bases de dentadura e podendo agir como um plastificador, o qual resulta em uma redução da resistência transversa da dentadura de resina (ANUSAVICE, 2000).

2.1.4.4 Polimerização térmica

Segundo ANUSAVICE (2000), as resinas termicamente ativadas têm o calor como ativador do peróxido de benzoíla. Quando a temperatura da massa ultrapassa

60°C, essa molécula decompõe-se, formando radicais livres e desencadeando a reação de polimerização. Após o seu processamento, o material apresenta 0,2 a 0,5% de monômero residual. O processo de aquecimento empregado para realizar a polimerização é chamado ciclo de polimerização ou cura. Um desses ciclos consiste em processar a resina acrílica em uma temperatura constante do banho de água a 74°C durante 8 horas ou mais, sem que a água entre em ebulição. O ciclo rápido consiste em colocar o material submerso em água, elevar a temperatura a 74°C e permanecer por 90 minutos, para que ocorra a polimerização das porções mais espessas. A seguir, a temperatura da água é elevada a 100°C, em ebulição, durante 60 minutos, para a polimerização das áreas mais finas. Após o processo de polimerização, o resfriamento deve ser feito durante 30 minutos na água em que foi feita a polimerização e completado à temperatura ambiente.

YEUNG, CHOW e CLARK (1995) afirmaram que um resfriamento lento do mufla após o ciclo de polimerização da resina é recomendado para reduzir a tensão interna a um valor mínimo, para que se produza uma base de dentadura precisa.

MARQUEZINI e BOMBONATTI (1986/1987) realizaram um experimento onde foi observado o comportamento de quatro marcas comerciais de resinas acrílicas termicamente ativadas, processadas por seis ciclos de polimerização diferentes, levando-se em consideração a adaptação palatina de bases de dentaduras imediatamente após sua separação do modelo. Dentre os ciclos de polimerização

propostos, estavam os ciclos denominados clássicos: o primeiro consistia em elevar a temperatura durante 30 minutos até 65°C, permanecendo por 60 minutos; elevar-se novamente a temperatura até 100°C, permanecendo por mais 60 minutos. O segundo ciclo consistia em elevar a temperatura a 70°C e permanecer durante 9 horas. Os resultados obtidos permitiram concluir que, entre outros aspectos, esses ciclos apresentaram melhores resultados quando comparados aos demais ciclos propostos, pois a utilização de temperaturas mais baixas durante a polimerização ocasionaria menores distorções nas peças confeccionadas com resina acrílica, evitando a ebulição do monômero.

UNDERWADE e SIDHAYE (1989) comentaram que a resina acrílica requer um processamento inicial a uma temperatura mais baixa por um tempo suficientemente longo, a fim de evitar a ebulição do monômero, concordando com XIA, SHI e HE (1996). O primeiro trabalho refere como sendo um ciclo rápido aquele no qual a temperatura é elevada durante 30 minutos, a 65-70°C, permanecendo por 2 horas. Após esse período, a temperatura da água é elevada durante 30 minutos a 100°C, permanecendo por mais 1 hora. A principal vantagem dessa técnica é a redução no tempo de processamento.

2.1.5 Acabamento e polimento

ANUSAVICE (2000) comentou que os artefatos confeccionados com resina acrílica requerem um acabamento e polimento antes da sua inserção na cavidade bucal, para que possam trazer benefícios como saúde e função. A redução da rugosidade da superfície faz com que seja reduzido o acúmulo de restos alimentares e bactérias.

TAYLOR, MARYAN e VERRAN (1998) afirmaram que um substrato rugoso tem influência significativa na retenção bacteriana. As superfícies rugosas promovem nichos nos quais os microrganismos são protegidos das forças mastigatórias e dos procedimentos de higiene bucal, fazendo-se importante, assim, o polimento adequado da superfície.

VERRAN e MARYAN (1997) realizaram um experimento com o objetivo de comparar a retenção de microrganismos em uma superfície de resina acrílica após um procedimento de lavagem, além de determinar o efeito da rugosidade superficial na infecção e higiene das próteses. Os autores puderam concluir, entre outros aspectos, que as superfícies o mais polidas possíveis foram as mais desejáveis em termos de limpeza e redução de infecção bacteriana.

RADFORD *et al.* (1998) realizaram uma avaliação da adesão de *Candida albicans* em materiais para base de dentadura, verificando que a adesão desse patógeno foi menor em superfícies lisas do que em superfícies rugosas. Os resultados indicaram que as peças confeccionadas devem ser acabadas de maneira a serem obtidas superfícies lisas, reduzindo a aderência e colonização desse patógeno oportunista, comumente associado ao uso de dentaduras.

2.1.6 Propriedades

2.1.6.1 Sorção e solubilidade

Segundo THYLMAN e PEYTON (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. Adsorção é um termo restrito a uma ação na superfície, como a ação da água sobre uma superfície de vidro, enquanto que absorção inclui não somente a ação na superfície, mas também o processo de embebição, como a ação de uma esponja. Os dois fenômenos estão freqüentemente relacionados, e o termo sorção é proposto para incluir cada tipo ou ambos os tipos de ação. Como não é possível saber quando a retenção de água pelas resinas acrílicas está limitada somente a sua superfície, ao seu interior, ou a ambos, como também a uma possível interação química, o termo sorção é o mais adequado.

A especificação nº 1567 da ISO (1999) determina que a sorção de água, verificada através do aumento na massa do polímero, não poderá ultrapassar $32\mu\text{g}/\text{mm}^3$, após a imersão em água durante 7 dias, a $37 \pm 1^\circ\text{C}$, quando submetida ao ensaio de sorção descrito pela mesma norma. A solubilidade verificada através da perda de massa do polímero não deve ser maior do que $1,6\mu\text{g}/\text{mm}^3$ para resinas acrílicas termo ativadas (Tipo I) e não deve ser maior do que $8,0\mu\text{g}/\text{mm}^3$ para resinas quimicamente ativadas (Tipo II), quando submetida ao ensaio de solubilidade descrito na referida norma.

A absorção ocorre através de um processo de difusão. BRADEN (1964) afirmou que a absorção de água pela resina acrílica é um fenômeno de considerável importância, uma vez que se observa mudanças na dimensão da peça.

Segundo HARGREAVES (1978), o conhecimento do comportamento dos materiais não-metálicos para bases de dentaduras devem incluir informações sobre a absorção de água. Esses critérios irão determinar as propriedades mecânicas do material quando esse for aplicado, bem como sua estabilidade dimensional, afetando também sua higiene. Os materiais para bases de dentadura e os condicionadores de tecidos, têm mostrado algumas correlações entre uma grande quantidade de absorção de água e falhas clínicas.

MIETTINEN, VALLITU e DOCENT (1997) realizaram um estudo onde foram verificadas a sorção de água e a solubilidade de resinas acrílicas autopolimerizáveis e termopolimerizáveis, reforçadas com fibras, de acordo com a Especificação nº 1567 da ISO. Os autores comentaram que o polimetilmetacrilato absorve água vagarosamente por um longo período de tempo, devido às propriedades polares das moléculas de resina acrílica. Essa água pode atuar como um plastificador, reduzindo a resistência do material. A solubilidade pode ser atribuída aos componentes solúveis da mistura que são os iniciadores, os plastificantes e o monômero não incorporado à reação. A maior quantidade de monômero residual é liberada nos primeiros dias após a imersão em água, sendo de difícil detecção através do teste de solubilidade. Os autores concordaram que as resinas quimicamente ativadas têm sua solubilidade diferenciada das termicamente ativadas por conterem quantidade maior de monômero residual.

KALIPÇILAR, KARAAGAÇLIOĞLU e HASANREISOĞLU (1991) comentou que pode haver solubilização de alguns componentes da resina acrílica, tais como o peróxido de benzoíla, hidroquinona, pigmentos ou o monômero residual, podendo promover reações alérgicas e tóxicas em pacientes portadores de artefatos confeccionados com esse material. ARIMA, MURATA e HAMADA (1996) complementaram que a alta solubilidade é uma característica não desejável na resina acrílica.

ARIMA, MURATA e HAMADA (1996) reportaram que a mudança gradual nas propriedades físicas e mecânicas dos materiais para base de dentaduras é indesejável, embora os critérios de avaliação dessas propriedades sejam estabelecidos através de algumas normas ou especificações. Os autores citaram que a água interage com as cadeias do polímero, produzindo alguns efeitos como plastificação da estrutura, com o rompimento das ligações entre as cadeias, constatando que a sorção de água é um dos problemas que afetam a sua durabilidade.

ANUSAVICE (2000) comentou que a água absorvida pelo PMMA exerce um efeito significativo nas propriedades dimensionais e mecânicas desse material. Apesar da absorção de água ser facilitada pela polaridade das moléculas, o mecanismo primário de ingresso é a difusão, ou seja, migração de uma substância através de um espaço, ou dentro de uma segunda substância. Assim, as moléculas de água penetram na massa do PMMA, permanecendo entre as cadeias do polímero, causando uma separação das mesmas. Desse modo, existe uma ligeira expansão da massa polimerizada. Ainda, a água interfere no entrelaçamento da cadeia polimérica, agindo como um plastificador. A polaridade existente na resina acrílica está relacionada ao grupamento carboxílico, fazendo com que ele absorva água. A água tende a separar as cadeias poliméricas, causando um amolecimento geral e uma perda de resistência. Embora a quantidade de água possa parecer inconseqüente, ela exerce um efeito significativo na dimensão da peça polimerizada. O autor estimou que para cada 1%

em peso de incremento produzido pela absorção de água, a resina acrílica expande 0,23% linearmente. Essa expansão linear é equivalente à contração térmica resultante do processo de polimerização, fazendo com que um processo praticamente anule o outro.

CUCCI *et al* (1998) verificaram a sorção de água e solubilidade de duas resinas acrílicas autopolimerizáveis e uma termopolimerizável, conforme a especificação nº 1567 da ISO. Os autores afirmaram que a água absorvida pelo material atua como um plastificante, interferindo nas propriedades de dureza, deflexão transversa, limite de fadiga e estabilidade dimensional. A diminuta solubilidade dos materiais para base de dentadura ocorre devido à liberação de substâncias solúveis da mistura, além de certa quantidade de monômero não incorporado à mistura, o que pode causar reações teciduais. Os autores concluíram que não houve diferença no valor da solubilidade dos materiais e que a mesma estava de acordo com a norma estipulada.

ARIMA, MURATA e HAMADA (1996) afirmaram que agentes de ligação cruzada têm sido adicionados aos líquidos de resinas para bases de dentaduras a fim de aumentar a resistência à fratura, dureza superficial e rigidez, e que muitos estudos têm sido realizados para verificar a influência da adição dessas substâncias nas propriedades das resinas acrílicas. Em seu estudo, os autores analisaram a influência de seis agentes de ligações cruzadas nas propriedades de sorção de água e

solubilidade de uma resina acrílica, verificando que a adição desses agentes diminuiu a solubilidade do material.

BUYUKYILMAZ e RUYTER (1994) realizaram um experimento onde foi verificada a influência da imersão em água durante 1440 horas, exposição à luz e imersão em café sobre as propriedades de sorção e solubilidade. Os resultados mostraram que os materiais apresentaram valores aceitáveis de solubilidade e sorção de água, de acordo com a ISO nº 1567, com exceção da resina acrílica fotoativada, que teve sua sorção de água com um valor além daquele estipulado pela norma, justificado pela composição principal do monômero ser uretanodimetacrilato (UEDMA), substância mais hidrofílica que os demais utilizados.

2.1.6.2 Microdureza Knopp

Segundo ANUSAVICE (2000), o termo *dureza* é de difícil definição. Em mineralogia, a dureza relativa de uma substância é baseada na sua capacidade de resistir ao arranhamento. Em metalurgia e na maioria das outras áreas, o conceito de dureza mais aceito, geralmente, é o de “resistência à edentação”. É nesse preceito que a maioria dos testes modernos de *dureza* estão projetados. A edentação produzida na superfície de um material, a partir de uma carga aplicada, ou ponta

afiada, ou uma partícula abrasiva, resulta da interação de numerosas propriedades. Dentre as propriedades que estão relacionadas com a dureza de um material estão a resistência, o limite de proporcionalidade e a ductibilidade.

Segundo PEYTON e CRAIG (1974), o ensaio de dureza Knoop é baseado na aplicação de uma carga a uma ponta de diamante, expressando na superfície do material uma figura geométrica em forma de losango. Esse ensaio apresenta as vantagens de permitir que se meça a dureza de diferentes materiais, apenas trocando-se as cargas aplicadas, além de verificar a dureza em diferentes regiões de uma mesma superfície, visto que as penetrações são extremamente delicadas.

SWEENEY (1942) afirmou que a dureza em vários materiais como ligas metálicas, cimentos, estrutura dentária e resinas utilizam como medida de aferição a dureza Knoop.

São considerados testes de microdureza aqueles onde a carga aplicada pode variar de 1g a 1Kg, de acordo com VAN MEERBEEK *et al* (1997). Para que o valor de dureza seja calculado, faz-se necessário que a área a ser examinada seja opticamente determinada. Os cálculos são baseados na deformação permanente induzida na superfície remanescente após a aplicação da carga.

2.1.6.3 Deflexão, resistência, adaptação

POLYZOIS, ZISSIS e YANNIKAKIS (1995) realizaram um estudo em resinas acrílicas para base de dentaduras. O estudo consistia em observar o efeito da desinfecção, através da imersão em glutaraldeído durante 12 horas, e da aplicação de energia de microondas sobre algumas propriedades das resinas. A propriedade de estabilidade dimensional foi verificada através de mensurações realizadas num relógio comparador digital com uma precisão de 0,01mm, antes e após o procedimento de desinfecção. Os resultados obtidos mostraram que não houve mudança na dimensão linear quando os corpos de prova foram armazenados em água durante 24 horas. Após a desinfecção, houve uma pequena expansão linear, considerada clinicamente não significativa, uma vez que essa compensaria a contração de polimerização.

BUYUKYILMAZ e RUYTER (1994) realizaram um experimento onde foi verificada a influência da imersão em água, exposição à luz e imersão em café sobre as propriedades de estabilidade de cor e caracterização química de resinas acrílicas fotoativadas e quimicamente ativadas. A conclusão do estudo foi que as resinas acrílicas estudadas não apresentaram mudanças significativas na cor após a imersão em água no referido limite de tempo.

2.2 Biossegurança

A saúde bucal, parte integrante e inseparável da saúde geral do indivíduo, está diretamente relacionada às condições de alimentação, moradia, trabalho, renda, meio ambiente, transporte, lazer, liberdade de acesso aos serviços de saúde e informação (GOLEGÃ *et al*, 2000).

É importante que o profissional da saúde saiba a diferença entre os termos descontaminação, desinfecção, antissepsia e esterilização, muitas vezes utilizados erroneamente como sinônimos. A descontaminação é qualquer processo físico ou químico que serve para reduzir o número de microrganismos em qualquer objeto inanimado, de tal modo que o objeto torna-se adequado para subsequente manuseio. Assim, a utilização de sabão e água promove descontaminação. A desinfecção é o processo de eliminação dos microrganismos patogênicos (exceto os esporulados) em objetos inanimados. A antissepsia é a remoção de patogênicos através do uso de substâncias microbicidas ou microbiostáticas da pele ou das mucosas. Por fim, a esterilização é o processo de destruição de todas as formas de vida microbiana, inclusive os esporulados, mediante aplicação de agentes físicos e/ou químicos (SHARBAUGH, 1997; PIRES, 1998).

Assim como outros eventos, a infecção pelo vírus da imunodeficiência humana (HIV) e a síndrome da imunodeficiência adquirida, doença mais conhecida

pela sigla SIDA, vieram a reforçar a necessidade da atualização constante do cirurgião-dentista e sua equipe na prevenção e manutenção da saúde bucal dos portadores dessa patologia (GOLEGÃ *et al*, 2000).

A Biossegurança é de vital importância na prevenção do controle de infecções (SCHUTT, 1989). O Centro de Vigilância Sanitária de São Paulo, através da portaria CVS - 11 (SÃO PAULO, 1995), determina que é de responsabilidade do cirurgião-dentista a orientação da equipe de saúde bucal na manutenção do controle de infecções na prática odontológica, sendo que os respectivos estabelecimentos são locais onde o controle de doenças transmissíveis deve ser reconhecido em caráter permanente, ressaltando que a não observância das normas de biossegurança está diretamente relacionado ao risco de contrair infecções em ambientes odontológicos.

As normas de biossegurança devem ser seguidas a rigor, para que o cirurgião-dentista possa atuar com segurança no que se refere ao controle de infecções e à sua própria segurança. As normas de biossegurança objetivam a esterilização do instrumental, a utilização de barreiras mecânicas e a correta manipulação de materiais contaminados (*CENTERS FOR DISEASE AND CONTROL AND PREVENTION*, 1993).

A Odontologia contemporânea depara-se com o aumento global da incidência de doenças infecciosas das mais variadas etiologias, estabelecendo a

necessidade de discutir e adotar mecanismos de proteção, tanto para o profissional e sua equipe quanto para o seu paciente. Essas medidas são denominadas de Medidas de Precaução Padrão. As medidas de precaução padrão são um conjunto de medidas de controle de infecção a serem adotadas universalmente, como forma eficaz de redução do risco ocupacional e de transmissão de agentes infecciosos nos serviços de saúde. Essas precauções foram criadas para reduzir o risco de transmissão de patógenos através do sangue e fluidos corporais. São indicadas para todos os pacientes, em todas as situações de tratamento, independente do diagnóstico. De acordo com o Manual de Condutas do Ministério da Saúde, os materiais de impressão e próteses devem ser desinfetados (GOLEGÃ *et al*, 2000).

LEUNG e SCHONFELD (1983), estudando recentes focos de contaminação entre os profissionais, pacientes, técnicos e servidores da área de saúde odontológica, salientaram e priorizaram a necessidade de um rigor maior no controle de infecções.

McNEILL, COULTER e HUSSEY (1992) recomendam a lavagem prévia dos dispositivos a serem desinfetados, já que esse procedimento remove a matéria orgânica, que compromete a atividade de alguns desinfetantes, além de reduzir a quantidade de microorganismos por ação mecânica.

BARBACHAN *et al.* (1995), em um ensaio clínico sobre estomatite protética, avaliaram o efeito da desinfecção noturna das próteses dos pacientes com

hipoclorito de sódio a 1% em relação a substituição das próteses, como forma de tratamento. Os resultados obtidos mostraram melhora das lesões em ambos os casos.

Segundo PIRES (1998), o controle de infecções nos consultórios odontológicos tem sido um dos grandes desafios para profissionais que atuam na área odontológica, pesquisadores e imunologistas. Historicamente, os profissionais que atuam em Odontologia não têm se preocupado com as infecções em seus consultórios. Quando interrogados sobre o assunto, dizem que seus métodos são eficientes, dando-lhes segurança assim como a seus pacientes. Esse é o grande problema, pois, comprovadamente, os microrganismos têm driblado as medidas de segurança, colocando em risco profissionais e pacientes.

A falta de cuidados em relação à biossegurança propicia a intensificação do ciclo de infecções cruzadas. Todas as pesquisas e documentos desenvolvidos sobre o assunto são de extrema importância, pois todo o cuidado é pouco ao se tratar da cavidade bucal, já que ela abriga inúmeros tipos de microrganismos na sua flora. Quanto menor a atenção com as Normas de Biossegurança no consultório odontológico, maior a possibilidade de se contrair doenças infecto-contagiosas. Para prevenir a exposição de pacientes a possíveis doenças, os órgãos de saúde no mundo inteiro vêm aprimorando e fiscalizando as normas de assepsia nos estabelecimentos odontológicos. No Brasil, a fiscalização de estabelecimentos odontológicos é de competência dos Centros de Vigilância Sanitária - C.V.S., órgãos ligados às

Secretarias Estaduais de Saúde ou às Secretarias Municipais de Saúde, como ocorre nos municípios de Porto Alegre, Santa Rosa e outros, no Estado do Rio Grande do Sul (SÃO PAULO, 1995).

PIRES (1998) afirma que o uso de agentes químicos desinfetantes é importantíssimo. A escolha de um agente químico desinfetante e antisséptico tem se tornado difícil para muitos profissionais, muitas vezes por desconhecimento das propriedades ideais. Os desinfetantes químicos devem preencher os seguintes requisitos: alta atividade biocida, ação rápida, efetividade na presença de restos orgânicos, baixa toxicidade, efeito residual mínimo, solubilidade em água e em líquidos orgânicos, não serem corrosivos, não mancharem superfícies, serem de fácil manipulação, inodoros, de odor agradável e econômicos. Essas são as características ideais. No entanto, os produtos disponíveis no mercado não preenchem todos os requisitos.

O agente químico para desinfecção no consultório deve ser registrado pelo Ministério da Saúde como desinfetante hospitalar. Deve ser efetivo contra o bacilo da tuberculose, sua atividade virucida deve incluir vírus hidrofílicos - o herpes simples I e II, Influenza e HIV e vírus lipofílicos - Rotavírus e Polivírus. Essas especificações devem constar no rótulo do produto. Para a ação adequada dos desinfetantes, esses devem ser utilizados de forma correta, observando-se sempre as concentrações e diluições recomendadas, bem como o tempo de exposição. É necessária a validação

dos processos e produtos conforme testes disponíveis no mercado ou de acordo com os indicadores químicos desenvolvidos pela indústria farmacêutica e profissionais da área. O risco ocupacional é de extrema importância, 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, GERGEN e WEBER (1998) em seus estudos apresentam as características de um esterilizante ideal de baixa temperatura:

1. Alta eficácia - deve ser virucida, bactericida, tuberculocida, fungicida e esporicida;
2. Rápida atividade - capaz de esterilizar rapidamente;
3. Forte penetrabilidade - capaz de penetrar em dispositivos de embalagens médicas e no interior de dispositivos com luz (ocos);
4. Compatibilidade com o material - não produzir mudanças perceptíveis tanto na aparência quanto na função dos materiais após ciclos repetidos;
5. Atóxico - não deve apresentar risco de vida tanto para o operador quanto para o paciente, e nenhum dano ao meio ambiente;
6. Resistência ao material orgânico - capaz de tolerar mudanças orgânicas razoáveis sem perda da eficácia;

7. Capacidade de monitorização - deve ser de monitorização fácil e preciso em monitores físicos, químicos ou biológicos;
8. Baixo custo - deve ser de custo razoável para operações de rotina.

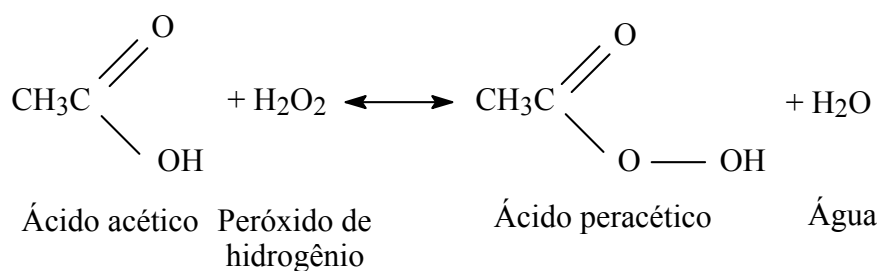
GUANDALINI, MELO e SANTOS (1997), relataram que uma das medidas atuais de controle de infecção em laboratórios e procedimentos clínicos no consultório é a desinfecção de moldagens, modelos e próteses. No caso das próteses, essas devem ser desinfetadas antes de serem enviadas ao laboratório de prótese e quando retornadas ao protesista para prova. As próteses em prova devem ser desinfetadas antes e após a prova na boca do paciente. Segundo GUANDALINI, MELO e SANTOS (1997), as próteses de acrílico devem ser desinfetadas com hipoclorito a 1%, por imersão, durante 10 minutos. Outras próteses (bases de dentaduras, dentes artificiais, facetas, coroas, próteses parciais) devem ser desinfetadas com glutaraldeído a 2% ou fenol sintético por imersão, durante 10 minutos.

O estudo de OSÓRIO *et al.* (no prelo) avaliou a eficácia das soluções de glutaraldeído (2%) e hipoclorito de sódio (2%) na desinfecção da resina acrílica quimicamente ativada, após 15 minutos de imersão. A ausência de turvação do meio de cultura e a análise microscópica das lâminas comprovaram a eficácia antimicrobiana do método proposto para essa resina acrílica.

2.3 Ácido peracético

O ácido peracético foi introduzido no mercado internacional em 1955 como um agente desinfetante ou esterilizante e principalmente utilizado nas indústrias de alimentos e de tratamentos das águas e esgoto. Foi utilizado para descontaminação de isolantes plásticos e equipamentos médicos. Seus constituintes principais são: peróxido de hidrogênio e ácido acético, e como um concentrado é corrosivo e irritante. Ele atua pela liberação do oxigênio livre e dos radicais hidroxilas, decompondo-se em oxigênio, água e ácido acético (CLEANING and disinfection..., 1998).

Apresentação química do ácido peracético.



Segundo KODA e NORCIA (1999), o ácido peracético é produzido pela Peróxidos do Brasil Ltda., uma companhia coligada ao grupo Solvay, líder mundial na produção de peroxidados. Presente no Brasil desde 1970, com duas fábricas

(Curitiba e Santo André), a Peróxidos do Brasil Ltda é certificada pelo sistema de qualidade ISO 9002 e BSI-*British Standards Institution*.

SHARBAUGH (1997) concluíram em seu trabalho que o ácido peracético é um análogo ao peróxido de hidrogênio, sendo muito rápido e com atividade de amplo espectro contra bactérias, fungos, vírus e esporos bacterianos. Em contraste à maioria dos líquidos desinfetantes, o ácido peracético não é inativado pela matéria orgânica. Em associação com peróxido de hidrogênio, o ácido peracético pode ser usado na desinfecção de aparelhos utilizados em hemodiálise. O ácido peracético não é prejudicial aos equipamentos, não deixa resíduos e possui amplo espectro bacteriano. O mecanismo de ação do ácido peracético envolve a desnaturação de proteínas, a interrupção da parede celular, a oxidação de proteínas microbianas, enzimas e outros metabólicos.

YOUNG (1997) estudou a segurança e os riscos associados aos seres humanos em relação ao ácido peracético. Ele constatou que, a uma concentração de 35%, o ácido peracético apresenta resultados similares a ácidos fortes. Quando diluído em água (ácido peracético a 0,2%), apresenta um pH quase neutro, não sendo tóxico para a pele nem por inalação. Contudo, relatou que essa diluição o ácido pode provocar irritação nos olhos, por contato direto.

O ácido peracético é um desinfetante altamente efetivo, podendo ser uma alternativa para o glutaraldeído. É de fácil manipulação, tem um odor similar ao do vinagre e é reconhecidamente menos irritante que o glutaraldeído. Experiências com esse agente permanecem relativamente limitadas. Ele é menos estável do que o glutaraldeído e grandes volumes não devem ser estocados (BRITISH SOCIETY OF GASTROENTEROLOGY, 1999).

O ácido peracético apresenta rápida atividade contra bactérias vegetativas, esporos bacterianos, fungos e vírus. Bactérias vegetativas, incluindo *mycobactéria*, são destruídas em 5 minutos. Os esporos do *Bacillus subtilis* são destruídos em menos de 10 minutos. O ácido peracético a 0,2% tem sido usado para reduzir *M. tuberculosis* e *M. avium intracellulare*, *M. kansasii* e *M. chelonae* em um período de 4 a 5 minutos. O ácido peracético a 35% tem mostrado reduções no *M. tuberculosis*, *M. avium intracellulare*, *M. kansasii* e *M. chelonae* em um intervalo de 4 a 5 minutos. O ácido peracético tem se mostrado efetivo contra uma variada cepa de vírus incluindo o poliovírus, rotavírus, HBV e HIV (CLEANING and disinfection..., 1998).

RUTALA, GERGEN e WEBER (1998) relataram que a esterilização por imersão com ácido peracético tem sido avaliada pela FDA (*Food and Drug Administration*). Esse novo produto apresenta a vantagem de requerer uma baixa temperatura para esterilização, incluindo alta eficácia, rápida atuação, grande

penetração, compatibilidade com o material, capacidade de monitoramento, e não ser tóxico.

Segundo KODA e NORCIA (1999), o profissional da área da saúde executa suas rotinas sem se atentar às suas implicações legais. No caso dos germicidas químicos, existem as Portarias nº 15 e nº 2042:

- Portaria nº 15, de 23 de agosto de 1988 que define, classifica e regulamenta os parâmetros básicos para o registro de saneantes com atividade antimicrobiana, os princípios ativos reconhecidos e autorizados pelo Ministério da Saúde. Segundo essa Portaria, a avaliação da ação antimicrobiana dos produtos saneantes deve ser realizada por laboratórios oficiais credenciados especificamente para este fim, seguindo a metodologia estabelecida pelo Instituto Nacional de Controle de Qualidade em Saúde (INCQS) da Fundação Oswaldo Cruz. Os microrganismos de teste podem variar de acordo com o uso do produto. No caso dos esterilizantes, os microrganismos de teste são: *Bacillus subtilis*-ATCC 19659 e *Clostridium sporogenes*-ATCC 3584. O INCQS/FIOCRUZ mantém uma coleção de culturas de microrganismos padrão para fins de pesquisa com o propósito de suprir os interessados em cepas padronizadas, garantindo, assim, a reprodução de resultados seguros em todo o território nacional. O princípio ativo do ácido peracético foi incluído na Portaria nº 122, de 29 de novembro de 1993.

- Portaria nº 2042, de 11 de outubro de 1996, que estabelece o regulamento técnico para o funcionamento dos Serviços de Terapia Renal Substitutiva e cita o uso de soluções de ácido peracético, observadas as instruções de uso do produto.

Segundo o INSTITUTO DE TECNOLOGIA DO PARANÁ (TECPAR, 1998) e de acordo com 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-hidroxietilideno)-1, 1 - difosfônico	estabilizante.....	0,50g
– Benzotriazol	anti-corrosivo	0,08g
– Molibdato de Sódio	anti-corrosivo	0,05g
– Fosfato Dissódico.....	anti-corrosivo	1,12g

O TECPAR (1998) aplicou ensaios de eficácia microbiológica, sensibilização dérmica (metodologia de Draize), avaliação da eficácia de agentes esterilizantes químicos, determinação da dose letal via oral e via dérmica para ratos, irritação

cutânea primária e irritabilidade ocular, para o ácido peracético a 0,2% (STERILIFE[®], Lifemed Produtos Médicos Comércio Ltda., São Paulo, SP).

O laudo técnico nº 52.259 - 98006116 (TECPAR, 1998) descreve os testes que verificaram a eficácia microbiológica do STERILIFE[®] (Lifemed Produtos Médicos Comércio Ltda., São Paulo, SP) em relação ao *Bacillus subtilis* e ao *Clostridium sporogenes*.

O laudo técnico nº 52.260 - 98000911 (TECPAR, 1998) descreve o ensaio de irritação cutânea primária. O produto STERILIFE[®] (Lifemed Produtos Médicos Comércio Ltda, São Paulo, SP) foi testado em coelhos albinos Nova Zelândia. O produto foi misturado a um aditivo anticorrosivo e aplicado diretamente sobre o dorso tricotomizado de seis coelhos (machos e fêmeas). Os animais foram observados nas 24 horas e nas 72 horas após a aplicação do produto, conforme Manual Técnico 05/85 do Instituto Nacional de Controle de Qualidade em Saúde (I.N.C.Q.S). Os animais apresentaram eritemas, classificados de muito leves à bem definidos, durante o período do ensaio. O produto foi classificado como não irritante.

O laudo técnico nº 52.260 - 98000912 (TECPAR, 1998) descreve o ensaio de irritabilidade ocular. O produto STERILIFE[®] (Lifemed Produtos Médicos Comércio Ltda., São Paulo, SP), foi testado para avaliação do seu potencial de irritação ocular em coelhos albinos Nova Zelândia. O produto foi aplicado diretamente nos olhos de

cinco coelhos (machos e fêmeas), e os animais foram observados após 24, 48, 72 horas e no 7º dia da instilação, conforme Manual Técnico 05/85 do I.N.C.Q.S. Os animais apresentaram opacidade da córnea, irite, inflamação das mucosas oculares (hiperemia, quemose e secreção) e pannus. O produto foi classificado como irritante.

O laudo técnico nº 52.260 - 98000916 (TECPAR, 1998) descreve o ensaio de sensibilização dérmica - Metodologia de Draize. O produto STERILIFE® (Lifemed Produtos Médicos Comércio Ltda., São Paulo, SP), foi testado para a determinação do seu potencial sensibilizante em *Cavia porcellus*. Foram feitas 10 aplicações intradérmicas em dias alternados (fase de indução). Após 2 semanas de intervalo, os animais foram novamente inoculados intradermicamente (fase de desafio). As leituras foram realizadas antes de cada aplicação na fase de desafio. De acordo com os resultados obtidos, o produto foi classificado como não sensibilizante.

O laudo técnico nº 52.260 - 98000914 (TECPAR, 1998) descreve o ensaio da determinação da dose letal mediana, via dérmica, em ratos da linhagem Wistar. A amostra do produto STERILIFE® (Lifemed Produtos Médicos Comércio Ltda., São Paulo, SP), foi aplicada topicamente em dose única, na região dorsal de 10 animais (5 machos e 5 fêmeas). Esses animais foram observados quanto aos possíveis sinais de intoxicação e número de mortes durante 14 dias. De acordo com os resultados obtidos, a dose letal mediana foi considerada superior a 12000mg/kg.

O laudo técnico nº 52.260 - 98000915 (TECPAR, 1998) descreve o ensaio da determinação da dose letal mediana via oral para ratos. O produto STERILIFE[®] (Lifemed Produtos Médicos Comércio Ltda., São Paulo, SP), foi testado para determinação de sua dose letal mediana oral em ratos albinos, linhagem Wistar. A amostra foi administrada em 80 animais (5 machos e 5 fêmeas por dose), em dose única. Os animais foram observados quanto aos possíveis sinais de intoxicação e número de mortes durante 14 dias. A dose letal mediana via oral para machos foi 6380mg/kg e para fêmeas 5830mg/kg. Os animais foram necropsiados e nenhum apresentou alterações.

O Laboratório de Análises Microbiológica de Produtos (LAMP), do Instituto de Microbiologia Professor Paulo Goes da Universidade Federal do Rio de Janeiro comprovou a atividade micobactericida para *Mycobacterium smegmatis* e *Mycobacterium bovis* (BCG), cepamoreau do STERILIFE[®] (Lifemed Produtos Médicos Comércio Ltda., São Paulo, SP), quando utilizado conforme recomendações do fabricante (10 minutos) (UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO, 1999).

Segundo KODA e NORCIA (1999), o ácido peracético é um esterilizante químico líquido, com princípio ativo de ácido peracético 0,2% (mínimo), pronto para o uso, estabilizado e que possui formulação inibidora de corrosão desenvolvida especialmente para compatibilizar seu efeito ácido com os artigos da área odonto-

médica-hospitalar. É indicado para desinfecção de alto nível e esterilização de artigos críticos e semi-críticos.

A apresentação individual do STERILIFE[®] (Lifemed Produtos Médicos Comércio Ltda., São Paulo, SP), é de embalagem de 5 litros com uma unidade de sachê (o inibidor de corrosão) presa a sua alça. O ácido peracético é um peroxidado, reconhecido internacionalmente como um potente agente microbicida, que apresenta rápida ação sobre as diferentes formas de vida de microrganismos, mesmo em baixas concentrações de 0,001% a 0,2% (KODA e NORCIA,1999).

Esse ácido tem sido considerado uma alternativa eficaz e segura para o glutaraldeído, por instituições de referência internacional na área de controle de infecção hospitalar, tais como: FDA (*Food and Drug Administration*), CDC (*Center of Disease and Control and Prevention*) e APIC (*Association of Professionals in Infection Control*). Livre de aldeídos, o STERILIFE[®] (Lifemed Produtos Médicos Comércio Ltda., São Paulo, SP) não possui Padrão de Exposição Ocupacional (*OES - Occupational Exposure Standard*), diminuindo, assim, os riscos ocupacionais por evaporação para o sistema respiratório e para a mucosa ocular. O produto apresenta reação de oxidação das ligações S-S (pontes de sulfeto) e -SH (sulfeto e hidrogênio) com a membrana celular, com o conteúdo citoplasmático e com o material genético, oxidando enzimas essenciais para as reações bioquímicas de sobrevivência e reprodução dos microrganismos. O STERILIFE[®] (Lifemed Produtos Médicos

Comércio Ltda., São Paulo, SP), é altamente solúvel, facilitando a penetração do ácido peracético nas proteínas das moléculas do córtex e da parede celular. Após invadir o microrganismo, o ácido peracético atua sobre as ligações S-S e - SH das proteínas dos glicopeptídeos e dos aminoácidos, estruturas fundamentais para a sobrevivência dos microrganismos, destruindo-o. Uma das principais vantagens do STERILIFE[®] (Lifemed Produtos Médicos Comércio Ltda., São Paulo, SP), é sua rápida ação sobre as pontes S-S, que são consideradas responsáveis pela resistência da forma esporulada dos microrganismos à ação do calor e aos agentes químicos em geral. O ácido, devido à sua decomposição segura, sem deixar resíduos tóxicos, é largamente utilizado em todo o mundo, nos mais diversos setores, como na indústria alimentícia (produção de cerveja, suco de laranja, laticínios, industrialização de carnes) e no tratamento da água. Na área hospitalar, está sendo utilizado na esterilização de capilares para hemodiálise, esterilização de endoscópios em geral e desinfecção de alto nível. A vantagem do STERILIFE[®] (Lifemed Produtos Médicos Comércio Ltda., São Paulo, SP) não possuir aldeídos em sua fórmula é que o álcool e os compostos de aldeídos desnaturam e fixam as proteínas, formando biofilmes. Os biofilmes comprometem os processos de limpeza, desinfecção e esterilização, danificando os artigos e aumentando os riscos e custos com infecção hospitalar, manutenção e reposição de artigos/equipamentos. Além disso, os compostos de aldeídos são tóxicos, possuem efeito residual e requerem cuidados especiais para o seu manuseio e descarte. O ácido peracético possui ação microbocida rápida e eficaz, é atóxico, não tem efeito residual e é biodegradável, necessitando, assim,

apenas de enxágüe simples, otimizando o serviço do setor e diminuindo os riscos de saúde ocupacional (KODA e NORCIA, 1999).

Os estudos de RUTALA e WEBER (1998) concluíram que todo esterilizante químico deve ter amplo espectro, rápida atividade, compatibilidade com material, não deve ser tóxico para humanos, sem prejuízo ao meio ambiente, sem odor, sem coloração, ser colocado no lixo sem restrições, ser de uso prolongado e ter vida própria, ser de fácil manipulação, resistente ao material orgânico, possibilitar o controle da concentração e apresentar baixo custo. O ácido peracético é um agente de oxidação, que funciona similarmente ao peróxido de hidrogênio, através da desnaturação proteica, pelo rompimento da parede celular permeável e pela oxidação dos radicais sulfidrílicos e sulfúricos das proteínas enzimáticas e outros metabólicos. O ácido peracético pode corroer o cobre, o latão, o bronze, o aço puro e o ferro galvanizado, mas esses efeitos podem ser reduzidos por aditivos e modificações do pH. Ele é instável quando diluído. Por exemplo, soluções na concentração de 1% perdem metade de sua capacidade em 6 dias, devido à hidrólise. O ácido peracético perde de 1 a 2% de sua atividade por mês. É caracterizado por apresentar atividade antimicrobiana rápida e de amplo espectro, inativando bactérias gram-positivas, gram-negativas, fungos e leveduras.

McDONNELL e RUSSEL (1999) afirmaram que o ácido peracético é considerado um biocida mais potente que o peróxido de hidrogênio, apresentando

uma atividade esporicida, bactericida, virucida e fungicida em pequenas concentrações (menos que 0,3%). Ele se decompõe em produtos seguros (ácido acético e oxigênio). É utilizado principalmente para esterilização líquida de baixa temperatura em equipamentos médicos, como cânulas flexíveis e hemodialisadores, mas também pode ser usado como esterilizante de superfícies. Similarmente ao peróxido de hidrogênio, o ácido peracético provavelmente desnatura proteínas e enzimas, aumentando a permeabilidade da parede celular pela ruptura dos grupos sulfidrílicos e sulfúricos.

3 PROPOSIÇÃO

A proposição do presente trabalho é verificar a influência da desinfecção com ácido peracético sobre as propriedades de:

- a) Sorpção;
- b) Solubilidade e,
- c) Microdureza Knoop,

das resinas acrílicas termopolimerizadas e quimicamente ativadas.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Os materiais utilizados para a confecção dos corpos de prova foram a resina acrílica de termopolimerização e a quimicamente ativada, ambas da marca Clássico (Artigos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo, SP). Materiais de amplo uso na Odontologia, as resinas acrílicas, têm sua apresentação comercial composta por um conjunto de pó e líquido, sendo o pó essencialmente composto de polímero de polimetacrilato de metila e o líquido de monômero de metacrilato de metila.

A metodologia consistiu em avaliar o efeito da desinfecção com ácido peracético sobre as propriedades de sorção, solubilidade e microdureza superficial das resinas acrílicas referidas.

4.1 Confecção dos corpos de prova para os ensaios de sorção e solubilidade

Os corpos de prova para os ensaios de sorção e solubilidade foram confeccionados de acordo com a especificação nº 1567 da *International Organization for Standardization* (ISO).

Foram confeccionados 20 corpos de prova (FIGURA 1) para cada resina acrílica, termo ou quimicamente ativada, totalizando 40 corpos de prova, utilizando uma matriz de aço inoxidável incluída num muflo metálico (FIGURA 2). A matriz apresenta, entre o muflo e o contra-muflo, um espaço na forma de um disco, com dimensões de 50 ± 1 mm de diâmetro e $0,5 \pm 0,05$ mm de espessura.

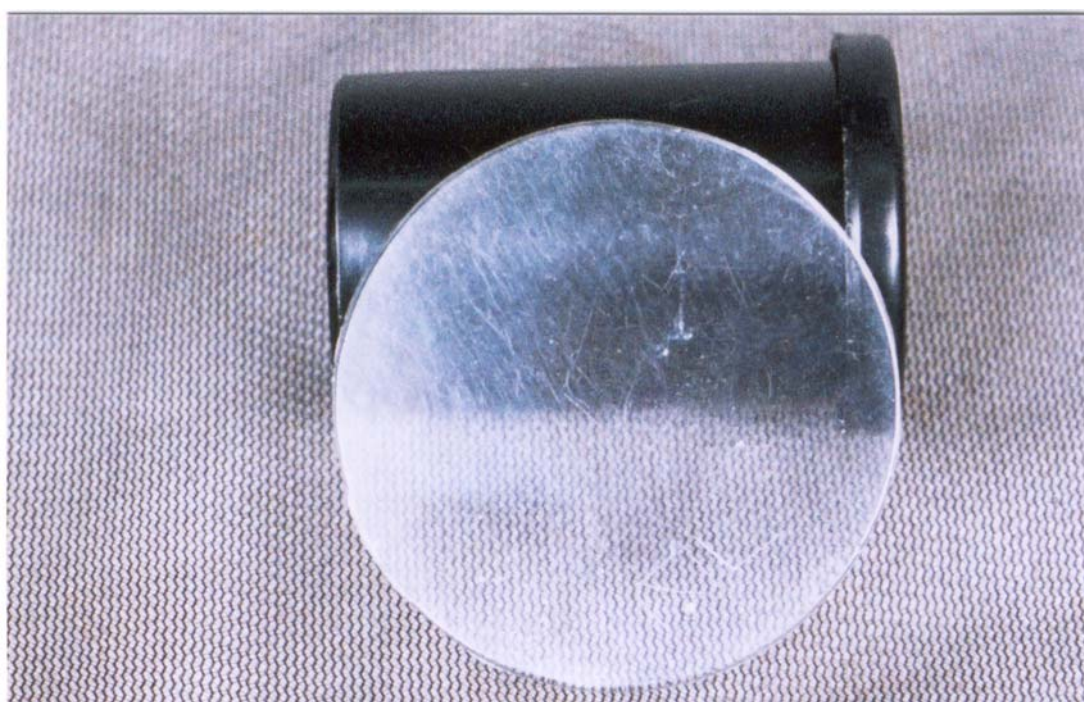


FIGURA 1 – Corpo de prova de resina acrílica.



FIGURA 2 – Matriz de aço inoxidável, incluída num muflo metálico.

A proporção pó/líquido das resinas acrílicas foi empregada de acordo com as normas do fabricante, sendo que a medida volumétrica do pó foi convertida numa quantidade padrão, em peso. Para esse fim, foi empregada a balança Owa Labor 707.04 (*Germany*), com resolução de 0,0001g.

Decorridas as fases arenosa e fibrosa da reação pó-líquido, a resina foi incluída na fase de massa, também conhecida como fase de trabalho. Esta fase, segundo ANUSAVICE (2000), caracteriza-se pela mistura de partículas de polímero não dissolvidas, suspensas em uma matriz plástica de monômero e polímero dissolvido, com consistência de massa de pão, não pegajosa ou aderente às paredes do pote de mistura. Ao atingir tais características, tanto a resina termo como a quimicamente ativada foram colocadas independentemente na matriz, no espaço

destinado à confecção do disco. A seguir o conjunto de muflo e contra-muflo foi reorganizado, prensado e mantido em posição para posterior polimerização. O procedimento de termopolimerização consistiu em imergir o muflo na água da panela termostática, a temperatura ambiente, e elevar a temperatura até 74°C, permanecendo durante 90min. A seguir, a temperatura foi elevada a 100°C e mantida durante 60min. Após a polimerização, aguardou-se o resfriamento do muflo, inicialmente na água no interior da panela termostática, durante 30min e o restante do resfriamento foi feito sobre a bancada. O binômio tempo/temperatura utilizado, também chamado de ciclo de polimerização, é recomendado por ANUSAVICE (2000), e classificado como ciclo curto de polimerização de resinas acrílicas termicamente ativadas.

O procedimento de polimerização química consistiu em incluir a resina acrílica na fase de massa e executar a prensagem do muflo e contra-muflo, aguardando a polimerização completa do material por um período de 1 hora.

Cada corpo de prova foi removido da matriz e submetido à eliminação de excessos grosseiros com o auxílio de pedras montadas de óxido de alumínio, para desgaste de acrílico, empregando um motor elétrico de 15000 r.p.m. (Promeco Ind. Eletro Mecânica Ltda.- Ind. Bras.). Os 20 corpos de prova em forma de disco, obtidos de cada material, foram divididos aleatoriamente em dois grupos por material, sendo o primeiro grupo composto por 10 amostras que constituiu o grupo controle, e o segundo grupo, por 10 amostras que foram submetidos à desinfecção

com ácido peracético, conforme descrito a seguir.

4.2 Desinfecção dos corpos de provas

O processo de desinfecção foi idêntico para os grupos tratados de ambos os materiais e consistiu em imergir os corpos de prova por 10 minutos numa solução de ácido peracético da marca STERILIFE[®] (Lifemed Produtos Médicos Comércio Ltda., São Paulo, SP) (FIGURA 3) e depois lavar em água destilada por mais 5 minutos, antes de dar início aos ensaios de sorção e solubilidade. Os corpos de prova do grupo controle não foram submetidos à imersão no desinfetante.



FIGURA 3 – Ácido peracético, marca STERILIFE[®] (Lifemed Produtos Médicos Comércio Ltda., São Paulo, S.P.).

4.3 Ensaio de sorpção

O ensaio de sorpção da resina acrílica caracteriza-se por avaliar o ganho em massa dos corpos de prova, após sua imersão em água, por um tempo determinado, conforme descrito a seguir.

O ensaio de sorpção foi realizado de acordo com o item 8.8.4.1 da especificação nº 1567 da ISO (ANEXO A).

Para obtenção da massa constante de cada amostra, denominada M1, os discos confeccionados com resina acrílica foram colocados em um dissecador contendo sílica gel azul desidratada (Labsynth Prod. para Laboratórios Ltda., Diadema, SP), numa estufa a 37°C, durante 24h (FIGURA 4).



FIGURA 4 – Dissecador contendo sílica gel azul desidratada (Labsynth Produtos para Laboratórios Ltda., Diadema, S.P.).

A seguir, o conjunto foi removido da estufa e mantido à temperatura ambiente, 1h antes da mensuração. A obtenção da massa dos corpos de prova foi realizada na balança Owa Labor 707.04, com resolução de 0,0001g. Esse ciclo foi repetido até que a perda de massa de cada disco não fosse maior que 0,0002g em qualquer período de 24h, obtendo-se a massa constante (M_1) para cada corpo de prova. Nesse momento, foi calculado o volume (V) de cada corpo de prova. Para a obtenção do raio (r), utilizou-se a média de três mensurações do diâmetro dividido

por dois, obtida com um paquímetro metálico, com resolução de 0,001mm (FIGURA 5). A espessura (t) foi obtida através da média de cinco mensurações em cada corpo de prova, no centro e em quatro pontos equidistantes desse, ao longo da circunferência. Essas medidas foram realizadas com um micrômetro Tesamaster (TESA, *Swiss*), com resolução de 0,001mm (FIGURA 6).



FIGURA 5 – Paquímetro metálico com resolução de 0,001mm.



FIGURA 6 – Micrômetro Tesamaster (TESA, *Swiss*), com resolução de 0,001mm.

O volume foi calculado de acordo com a equação (1.1.)

$$V = (\pi \times r^2) \times t \quad (1.1)$$

onde:

V é o volume do corpo de prova (mm^3)

$\pi = 3,1416$

r é o raio de cada corpo de prova (mm)

t é a espessura do corpo de prova (mm)

A seguir, os discos foram imersos em 100ml de água destilada e mantidos a 37°C, durante 7 dias consecutivos. Após este período, as amostras foram removidas

da água com auxílio de pinças e secas em toalha de papel absorvente até que não apresentassem umidade visível, agitadas no ar durante 15s e pesadas 1min após a remoção da água para obtenção de uma segunda medida de massa, denominada M2.

Os discos foram, então, recondicionados à massa constante no dessecador contendo sílica gel azul desidratada (Labsynth Prod. para Laboratórios Ltda, Diadema, SP). As mensurações durante a desidratação foram novamente realizadas conforme descrito anteriormente, durante 6 dias consecutivos, em média, obtendo-se então a massa recondicionada, com valor constante de massa, chamada M3.

O valor da sorção foi calculado através da equação (1.2):

$$SORPÇÃO = \frac{M2 - M3}{V} \quad (1.2)$$

onde:

$M2$ é a massa do corpo de prova após sua imersão durante 7 dias em água ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$);

$M3$ é a massa recondicionada do corpo de prova ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$);

V é o volume do corpo de prova (mm^3), calculada conforme (1.1);

4.4 Ensaio de solubilidade

O ensaio de solubilidade da resina acrílica consistiu em analisar a perda de massa dos corpos de prova após o período de imersão em água e acondicionamento a um valor de massa constante, conforme descrito a seguir.

O ensaio de solubilidade foi realizado de acordo com o item 8.8.4.3 da especificação nº 1567 da ISO. Este ensaio foi executado como seqüência do ensaio de sorção previamente descrito, de tal forma que, após a obtenção da massa (M_2) do ensaio anterior, os discos foram acondicionados à massa constante no dessecador contendo sílica gel azul desidratada (Labsynth Prod. Para Laboratórios Ltda., Diadema, SP) para obtenção do M_3 , conforme descrito anteriormente (4.3).

O valor da solubilidade foi calculado conforme a equação (1.3):

$$SOLUBILIDADE = \frac{M_1 - M_3}{V} \quad (1.3)$$

onde:

M_1 é a massa do corpo de prova antes da imersão em água, massa condicionada ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$);

M_3 é a massa acondicionada do corpo de prova ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$);

V é o volume do corpo de prova (mm^3), calculado conforme (1.1);

4.5 Confeção dos corpos de prova para o ensaio de microdureza Knoop

Foram confeccionados 10 corpos de prova da cada resina acrílica em forma de blocos retangulares, medindo 20mm de comprimento, 5mm de espessura e 10mm de largura.

A técnica para a confecção dos corpos de prova, a proporção da resina acrílica, bem como sua manipulação, inclusão e polimerização foram idênticos aos realizados na confecção dos corpos de prova para avaliação da solubilidade e sorpção.

Após a polimerização, tanto os corpos de prova da resina acrílica quimicamente ativada quanto termicamente ativada, foram removidos do mufla, e submetidas à eliminação de excessos através do uso de pedras montadas de óxido de alumínio, para desgaste de acrílico, empregando um motor elétrico de 15000 r.p.m. (Promeco Ind. Eletro Mecânica Ltda., São Paulo, SP). Os corpos de prova foram colados, com o adesivo instantâneo Super Bonder (Loctite Brasil Ltda., São Paulo, SP), sobre cilindros de resina acrílica quimicamente ativada, medindo 30mm de altura e 25mm de diâmetro, previamente confeccionados na prensa (Büheler, Evanston Illinois, EUA) a fim de facilitar a sua manipulação, polimento e mensuração da microdureza (FIGURA 7).



FIGURA 7 – Corpo de prova de resina acrílica montado para o ensaio de microdureza Knoop.

4.6 Ensaio de microdureza Knoop

Para a realização do ensaio de microdureza Knoop foi empregado o NU Research Microscope (VEB Carl Zeiss JENA - *Germany*). A carga aplicada foi de 100g, durante 15s.

Os valores de microdureza foram obtidos através de três medidas de dureza realizadas no centro da superfície de cada um dos corpos de prova, distantes $100\mu\text{m}$ uma da outra. O número de dureza Knoop foi obtido através da medida da diagonal maior (d) de uma penetração losangular, deixada pelo penetrador de diamante de

formato piramidal. O valor da diagonal, medido em μm , a partir de uma escala na ocular do microscópio, bem como a carga aplicada (c) e uma constante, permitiu calcular a dureza Knoop, de acordo com a equação 1.4:

$$\text{KHN} = \frac{14228 \times c}{d^2} \quad (1.4.)$$

onde:

14228 é o valor da constante

c é a carga aplicada, em gramas

d é a diagonal maior deixada pela penetração (μm)

Após a medida inicial da microdureza os corpos de prova foram imersos no desinfetante, por 10 minutos, lavados em água destilada por 5 min, secos e novamente submetidos à avaliação da microdureza.

Os resultados obtidos no ensaio de microdureza foram submetidos a análise estatística através do teste de ANOVA (Analises of Variance) com medidas repetidas, ao nível de 1% de significância.

5 RESULTADOS

5.1 Sorpção e solubilidade

5.1.1 Corpos de prova de resina acrílica termopolimerizável

O QUADRO 1 apresenta os valores de sorpção e solubilidade, em microgramas por milímetro cúbico ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$) dos corpos de prova de resina acrílica termopolimerizável do grupo controle, sem desinfecção, comparados com os valores máximos permitidos pela especificação nº 1567 da ISO.

C.P.	Sorpção ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$)	Sorpção ISO máx.32 ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$)	Solubilidade ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$)	Solubilidade ISO máx.1,6 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$
1	25,7	a*	1,2	a*
2	23,9	a	1,5	a
3	20,0	a	1,0	a
4	21,4	a	1,0	a
5	24,0	a	1,1	a
6	24,9	a	1,2	a
7	28,7	a	1,3	a
8	29,5	a	1,5	a
9	19,8	a	1,1	a
10	24,6	a	1,1	a

a* = aprovado

QUADRO 1 – Valores de sorpção e solubilidade, em $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ dos corpos de prova, de resina acrílica termopolimerizada, do grupo controle (sem desinfecção).

Os dados apresentados no QUADRO 1 mostram que houve aprovação de 100% dos corpos de prova de resina acrílica de termopolimerização do grupo controle, tanto para a sorpção, quanto para a solubilidade de acordo com a especificação nº 1567 da ISO.

5.1.2 Corpos de prova de resina acrílica termopolimerizável após desinfecção

O QUADRO 2 apresenta os valores de sorpção e solubilidade, em microgramas por milímetro cúbico ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$) dos corpos de prova de resina acrílica termopolimerizável, submetidos à desinfecção com ácido peracético a 0,2%, comparados com os valores máximos permitidos pela especificação nº 1567 da ISO.

C.P.	Sorpção ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$)	Sorpção ISO máx.32 ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$)	Solubilidade ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$)	Solubilidade ISO máx.1,6 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$
1	27,6	a*	1,4	a*
2	17,1	a	0,9	a
3	16,8	a	0,9	a
4	20,8	a	1,0	a
5	18,1	a	1,2	a
6	28,3	a	1,2	a
7	27,9	a	1,2	a
8	21,1	a	1,0	a
9	22,5	a	1,0	a
10	22,6	a	1,1	a
a* = aprovado				

QUADRO 2 – Valores de sorpção e solubilidade, em $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ dos corpos de prova, de resina acrílica termopolimerizada, submetidos à desinfecção com ácido peracético a 0,2%.

De acordo com o QUADRO 2, 100% dos corpos de prova de resina acrílica termopolimerizada do grupo tratado, atenderam às exigências da especificação nº 1567 da ISO, quanto às propriedades de sorção e solubilidade, da mesma forma que o grupo controle.

5.1.3 Corpos de prova de resina acrílica quimicamente ativada sem desinfecção

O QUADRO 3 apresenta os valores de sorção e solubilidade, em microgramas por milímetro cúbico ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$) dos corpos de prova de resina acrílica quimicamente ativada, do grupo controle, comparados com os valores máximos permitidos pela especificação nº 1567 da ISO.

C.P.	Sorção ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$)	Sorção ISO máx.32 ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$)	Solubilidade ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$)	Solubilidade ISO máx.8,0 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$
1	22,8	a*	1,4	a*
2	22,5	a	1,3	a
3	24,0	a	1,3	a
4	21,6	a	1,4	a
5	22,9	a	1,3	a
6	25,2	a	1,2	a
7	23,3	a	1,4	a
8	22,1	a	1,2	a
9	18,9	a	1,3	a
10	20,2	a	1,1	a

a* = aprovado

QUADRO 3 – Valores de sorção e solubilidade, em $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ dos corpos de prova, de resina acrílica quimicamente ativada, do grupo controle (sem desinfecção).

Os dados apresentados no QUADRO 3 mostram que houve aprovação de 100% dos corpos de prova da resina acrílica quimicamente ativada, do grupo controle tanto para sorpção quanto para a solubilidade de acordo com a especificação nº 1567 da ISO.

5.1.4 Corpos de prova resina acrílica quimicamente ativada com desinfecção

O QUADRO 4 apresenta os valores de sorpção e solubilidade, em microgramas por milímetro cúbico ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$) dos corpos de prova de resina acrílica quimicamente ativada, submetidos à desinfecção com ácido peracético a 0,2%, comparados com os valores máximos permitidos pela especificação nº 1567 da ISO.

C.P.	Sorpção ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$)	Sorpção ISO máx.32 ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$)	Solubilidade ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$)	Solubilidade ISO máx.8,0 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$
1	24,4	a*	1,3	a*
2	15,6	a	1,3	a
3	18,2	a	1,4	a
4	25,3	a	1,2	a
5	17,5	a	1,3	a
6	29,2	a	1,2	a
7	27,3	a	1,4	a
8	22,1	a	1,3	a
9	23,8	a	1,2	a
10	23,7	a	1,3	a
a* = aprovado				

QUADRO 4 – Valores de sorpção e solubilidade, em $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ dos corpos de prova, de resina acrílica quimicamente ativada, submetidos à desinfecção com ácido peracético a 0,2%.

De acordo com o QUADRO 4, 100% dos corpos de prova de resina acrílica quimicamente ativada do grupo tratado, atenderam as exigências da especificação nº 1567 da ISO, quanto às propriedades de sorção e solubilidade, da mesma forma que o grupo controle.

5.2 Microdureza Knoop

Os valores de microdureza Knoop média dos corpos de prova de RATA e RAQA, antes de após a desinfecção estão apresentados nos QUADROS 5 e 6.

5.2.1 Corpos de prova de resina acrílica termopolimerizável

O QUADRO 5 apresenta os valores de microdureza Knoop superficial dos corpos de prova de resina acrílica termopolimerizada antes e após a desinfecção com ácido peracético a 0,2%.

Dureza Knoop (KHN) (média)		
C.P.	Antes da Desinfecção	Após a Desinfecção
1	16,96	16,64
2	15,45	15,20
3	15,51	16,00
4	16,85	16,90
5	16,03	15,40
6	15,95	16,25
7	16,02	15,34
8	15,57	18,23
9	16,69	17,17
10	17,52	15,11
Média	16,25 ($\pm 0,6$)	16,22 ($\pm 1,01$)
() = desvio padrão		

QUADRO 5 – Valores de microdureza Knoop (KHN) média dos corpos de prova de resina acrílica termopolimerizada antes e após a desinfecção.

5.2.2 Corpos de prova de resina acrílica quimicamente ativada

O QUADRO 6 apresenta os valores de microdureza Knoop superficial dos corpos de prova de resina acrílica quimicamente ativada dos corpos de prova antes e após a desinfecção com ácido peracético a 0,2%.

Dureza Knoop (KHN)		
C.P.	Antes da Desinfecção	Após a Desinfecção
1	11,40	11,48
2	10,47	11,44
3	10,63	10,34
4	11,01	9,76
5	10,46	10,27
6	10,28	10,00
7	11,60	11,29
8	12,28	11,22
9	11,10	11,19
10	10,69	14,23
Média	10,99 ($\pm 0,62$)	11,12 ($\pm 1,24$)
() = desvio padrão		

QUADRO 6 – Valores de microdureza Knoop (KHN) média dos corpos de prova de resina acrílica quimicamente ativada antes e após a desinfecção.

Os dados de microdureza apresentados nos QUADROS 5 e 6, submetidos à análise estatística através do teste de ANOVA, com medidas repetidas (1%) mostraram que não houve diferença estatística significativa entre a dureza dos corpos de prova antes e após a desinfecção tanto para resina acrílica de termopolimerização ($p = 0,992$), quanto para a resina acrílica quimicamente ativada ($p = 0,999$).

6 DISCUSSÃO

6.1 Sorpção e solubilidade

De acordo com a Especificação nº 1567 da ISO, de cada quatro corpos de prova testados, três devem ser aprovadas nos ensaios de sorpção e solubilidade. Neste trabalho foram utilizados 10 corpos de prova para cada ensaio. A amostra foi aumentada para reforçar os achados. Como a avaliação deve ser feita individualmente para cada corpo de prova e cada um deles deve atender às exigências da norma, não há necessidade de análise estatística pois, dependendo dos resultados, em relação à especificação, o material será ou não aprovado para comercialização.

Neste trabalho 100% dos corpos de prova foram aprovados, pois atenderam às exigências da referida especificação, ou seja, no máximo $32 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ de sorpção e $1,6\mu\text{g}/\text{mm}^3$ de solubilidade, para as RATA e no máximo $32 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ de sorpção e $8,0 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ de solubilidade para as RAQA. Tais resultados também foram encontrados por SELISTRE (1999), avaliando a mesma RATA utilizada neste trabalho.

Nos estudos de BUYKYILMAZ e RUYTER (1994), ARIMA, MURATA e HAMADA (1996), MIETTINEM e VALLITTU (1997), CUCCI *et al.* (1998), que utilizaram a especificação nº 1567 da ISO para o ensaio de sorpção na avaliação de resinas acrílicas, os valores encontrados também ficaram abaixo do valor máximo permitido pela especificação, corroborando desta forma, os resultados obtidos neste trabalho, para o grupo controle.

O fato de os valores obtidos para todos os grupos controle, quanto às propriedades de sorpção e solubilidade estarem de acordo com os parâmetros normais apresentados pela literatura, respaldam e dão maior segurança para a apresentação dos valores dos grupos tratados. Tais concordâncias tranquilizam e indicam que a metodologia foi corretamente utilizada e as normas obedecidas, trazendo confiabilidade aos resultados obtidos com relação ao tratamento proposto.

Não foram encontrados trabalhos na literatura consultada, que avaliassem as propriedades de sorpção e solubilidade de resinas acrílicas após desinfecção com ácido peracético, para que pudessem ser comparados com os achados deste trabalho. É provável que tal fato tenha ocorrido tendo em vista o pioneirismo da proposta ora apresentada.

6.2 Microdureza Knoop

Segundo ANUSAVICE (2000), o conceito de dureza mais aceito é o de “resistência a edentação” e é neste preceito que a maioria dos testes de dureza estão baseados, como foi o caso do presente trabalho.

De acordo com PEYTON e CRAIG (1974) a propriedade de dureza é caracterizada pela resistência a uma penetração permanente e pode predizer o desempenho deste material quanto a outras propriedades, entre elas, a resistência ao desgaste em relação a outro material ou estrutura dentária. Quando ocorre desgaste da superfície do material, a rugosidade superficial torna-se um problema significativo, aumentando a área de contato e promovendo a retenção mecânica de microrganismos. A higienização de aparelhos protéticos é de fundamental importância para o bom desempenho clínico dos mesmos, inibindo a adesão de microrganismos patogênicos como a *Candida albicans*, principal fungo que coloniza os artefatos confeccionados com resina acrílica que apresentam superfícies rugosas inacessíveis à limpeza, segundo RADFORD (1998).

Para a realização do ensaio de dureza foi escolhida a escala Knoop, empregada na medição de vários materiais, entre eles a resina acrílica, segundo SWEENEY (1942). O referido ensaio é classificado como sendo um ensaio de

MICRODUREZA por valer-se de emprego de pequenas cargas, podendo variar de 1g a 1kg, conforme VAN MEERBEK *et al* (1993).

Conforme TYLMAN e PEYTON (1946) a microdureza Knoop das resinas acrílicas termopolimerizáveis varia de 16 a 22, concordando com os achados do presente trabalho cujos valores para a resina acrílica de termopolimerização variaram de 15,45 a 17,52.

Com relação a RAQA, a microdureza média do grupo controle (10,99) foi inferior àquela encontrada para a RATA, como era de se esperar, tendo em vista o menor grau de polimerização e conseqüente maior presença de monômeros livres, conforme afirmam MIETTINEN, VALLITTU e DOCENT (1997) e ANUSAVICE (2000).

A análise dos valores dos grupos tratados, tanto da RATA quanto da RAQA, permitem inferir que a imersão em ácido peracético não interferiu nesta propriedade pois não houve diferença estatística significativa entre a dureza calculada antes e após a desinfecção.

A possibilidade do tratamento de desinfecção provocar alteração da dureza foi levantada, tendo em vista o fato de que, segundo ANUSAVICE (2000), o peróxido de benzoíla, quando ativado, desencadeia a reação de polimerização das

resinas acrílicas. Como a ácido peracético também possui em sua composição um peróxido altamente instável, surgiu a dúvida com relação à sua possível ação sobre os monômeros residuais das resinas já polimerizadas, no sentido de aumentar o grau de polimerização das mesmas. Segundo ANUSAVICE (2000), o grau de polimerização interfere na dureza das resinas, e esta, por sua vez, pode interferir em outras propriedades como resistência ao desgaste, flexibilidade, etc. No entanto, os dados deste trabalho trazem tranquilidade com relação a esta preocupação, uma vez que não houve diferença estatística significativa entre a microdureza das resinas antes e após o tratamento. Tal fato permite inferir que o ácido peracético não interfere na microdureza das resinas acrílicas e afirmar que tal procedimento não trará prejuízos em relação ao desgaste e durabilidade dos aparatos confeccionados com este material. Quanto ao líquido desinfetante (ácido peracético a 0,2%), não foram encontradas, nas bases de dados consultadas, referências bibliográficas quanto à sua utilização para desinfecção de resinas acrílicas da área odontológica em função do ineditismo da proposta.

O ácido peracético se decompõe em ácido acético e oxigênio, e é utilizado como desinfetante de superfícies, em equipamentos médicos, como cânulas flexíveis e hemodialisadores e utilizado para esterilização líquida de baixa temperatura, de acordo com McDONNELL e RUSSEL (1999). Segundo KODA e NORCIA (1999) o ácido peracético não oferece riscos ocupacionais para a sua equipe de trabalho, e não deixa resíduos, tendo amplo espectro contra bactérias, fungos e bactérias

esporuladas, segundo YOUNG (1997). O ácido peracético tem sido referenciado como menos irritante do que o glutaraldeído (BRITISH SOCIETY OF GASTROENTEROLOGY, 1999 e CLEANING and disinfection... 1998).

RUTALA, GERGEN e WEBER (1998), relataram que a esterilização com ácido peracético, têm sido avaliada pela FDA, tendo como vantagens requerer baixa temperatura para esterilização, possuir alta eficácia, rápida atuação, compatibilidade com o material, não ser tóxico e possuir capacidade de monitoramento. Os autores apresentaram as características de um esterilizante ideal e com base nos resultados deste trabalho parece que o ácido peracético atende à maioria delas. Assim sendo, concordando com GUANDALINI, MELLO e SANTOS (1997) que afirmam que as próteses devem ser desinfetadas antes e após a prova na boca do paciente, pode-se sugerir a desinfecção com ácido peracético, de aparatos confeccionados com resina quando consideradas as propriedades de microdureza, sorpção e solubilidade.

Tendo em vista que o tratamento proposto, ou seja, a desinfecção da RATA e RAQA, por imersão por 10 minutos, em ácido peracético a 0,2% não interferiu significativamente nas propriedades de sorpção, solubilidade e microdureza dos materiais, pode-se prever que tal procedimento não trará prejuízos ao desempenho clínico dos aparatos confeccionados com resina acrílica quando consideradas as propriedades avaliadas, podendo ser um procedimento clinicamente recomendável. Porém mais trabalhos devem ser realizados para confirmar esses achados e todas as

demais propriedades da resina acrílica devem ser avaliadas, antes que se possa recomendar tal procedimento de desinfecção como rotina na prática odontológica.

7 CONCLUSÕES

Avaliando-se os resultados após os ensaios de Sorção, Solubilidade e Microdureza Knoop em corpos de prova de resina acrílica termopolimerizada e quimicamente ativada, submetidos à desinfecção com ácido peracético a 0,2%, pode-se concluir que:

1. Todos os corpos de prova, controle e desinfetados, foram aprovados em relação à propriedade de sorção pois apresentaram valores inferiores ao máximo de $32\mu\text{g}/\text{mm}^3$, determinado pela especificação nº 1567 da ISO.
2. Todos os corpos de prova, controle e desinfetados, foram aprovados em relação à propriedade de solubilidade, pois apresentaram valores inferiores a $1,6\mu\text{g}/\text{mm}^3$ para resina acrílica termopolimerizável, e inferiores a $8,0\mu\text{g}/\text{mm}^3$ para resina acrílica quimicamente ativada, de acordo com a exigência da especificação nº 1567 da ISO.
3. Todos os corpos de prova foram aprovados em relação a microdureza Knoop, pois os resultados submetidos à análise estatística mostraram que não houve diferença estatística significativa, entre a microdureza obtida antes e após a desinfecção tanto para RATA ($p=0,992$), quanto para RAQA ($p=0,999$).

8 SUMMARY

The purpose of this study was to evaluate the disinfection influence of peracetic acid 0,2% (Lifemed Produtos Médicos Comércio Ltda, São Paulo, SP) in sorption, solubility and Knopp microhardness properties on chemically and heat-activated acrylic resins. The experiments for sorption, solubility and Knopp microhardness were made with Clássico Resins (Art. Odontológicos Ltda, São Paulo, SP), both chemically and heat-activated. The experiments for sorption and solubility were made in accordance with International Organization for Standardization (ISO), specification #1567. Twenty samples were made out of heat-activated acrylic resin and a further 20 were made from chemically activated acrylic resin, divided at random in 2 groups of 10 samples of each material. The first group was the control group and the second was disinfected with peracetic acid for ten minutes. The cylindrical test samples, with 50mm in diameter and 0.5mm in thickness, were kept in a desiccator with silica gel, at 37°C, until constant mass (M1) was obtained, being measured on a precision balance with 0.0001g resolution. Following this, the specimens were immersed in distilled water at 37°C for seven days and were then weighed to obtain mass M2. After this, the specimens returned to the desiccator with silica gel, at 37°C, until reconditioned mass (M3) was obtained. The difference

between M2 and M3 in relation to the volume of the specimens resulted in its sorption, and the solubility was calculated subtracting M3 from M1 and dividing by the volume of the samples. For the microhardness experiment, 10 samples of each resin were made. The measurement of Knoop microhardness, utilizing the NU Research Microscope (VEB Carl Zeiss JENA-Germany), was obtained before and after the disinfection of each specimen. The results showed that the disinfection with peracetic acid, both for chemical and heat-activated resins, did not cause any significant alteration in the properties of sorption and solubility in that they remained within the ISO specification #1567 after the treatment. In relation to the Knoop microhardness, the results showed that there was no statistical difference between the microhardness before and after the disinfection, both for heat-activated resin ($p=0.992$) and for chemically activated resin ($p=0.999$). Therefore, the processes of disinfection of acrylic resins with peracetic acid may be considered viable when taking in consideration the analyzed properties.

9 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANUSAVICE, K.J. (Ed.). **Phillips materiais dentários**. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000. 412 p.

ARIMA, T.; MURATA, H.; HAMADA, T. The effects of cross-linking agents on the water sorption and solubility characteristics of denture base resin. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.23, n. 7, p. 476-480, July 1996.

BARBACHAN, J.J.D. et al. Estudo clínico de estomatite protética: avaliação preliminar. **Rev. Fac. Odontol. Porto Alegre**, Porto Alegre, v. 36, n. 1, p. 27-31, ago. 1995.

BARNES, I.E.; WALLS, A. (Ed.). **Gerodontology**. Oxford: Wright, 1994. 212 p.

BRADEN, M. The absorption of water by acrylic resins and other materials. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 14, n. 2, p. 307-316, Mar./Apr. 1964.

BRITISH SOCIETY OF GASTROENTEROLOGY. **Cleaning and disinfection of equipment for gastrointestinal endoscopy**: BSG working party report 1997. Disponível em: <<http://www.bsg.org.uk/guidelines/equipment.html>>. Acesso em: 07 jun. 1999.

BUYUKYILMAZ, S.; RUYTER, I.E. Color stability of denture base polymers. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 7, n. 4, p. 372-382, July/Aug. 1994.

CENTERS FOR DISEASE CONTROL AND PREVENTION. Recommended infection- control practices for dentistry, 1993. **MMWR**, Atlanta, v. 42, n. RR-8, May 1993. Disponível em: <<http://www.cdc.gov/epo/mmwr/preview/mmwrhtml/00021095.htm>>. Acesso em 06 jul. 1999

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

CLEANING and disinfection of equipment for gastrointestinal endoscopy. Report of working party of the British Society of Gastroenterology Endoscopy Committee. **GUT**, London, v. 42, n. 4, p. 585-593, Apr. 1998.

CONNOR, C. Cross-contamination control in prosthodontic practice. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 4, n. 4, p. 337-344, July/Aug. 1991.

CUCCI, A.L.M. et al. Water sorption, solubility, and bond strength of two autopolymerizing acrylic resins and one heat-polymerizing acrylic resin. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 80, n. 4, p. 434-438, Oct.1998.

DE CLERCK, J.P. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 57, n. 5, p. 650-658, May 1987.

FRASER, J.A.L. Applications of peracetic acid in industrial disinfection. **Spec. Chem.**, Redhill, v. 7, n. 3, p. 180-186, 1987.

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.

GRAZIANI, M. **Prótese maxilo-facial**. 2. ed. Rio de Janeiro: Científica, 1956. 585 p.

GUANDALINI, S.L.; MELO, N.S.F.O; SANTOS, E.C.P. **Como controlar a infecção na Odontologia**. [Ribeirão Preto]: GNATUS, [1997?]. 88 p.

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

HARGREAVES, A.S. Equilibrium water uptake and denture base resin behaviour. **J. Dent.**, Kindlington, v. 6, n. 4, p. 342-352, Dec. 1978.

ILBAY, S.G.; GÜVENER, S.; ALKUMRU, H.N. Processing dentures using a microwave technique. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 21, n. 1, p. 103-109, Jan. 1994.

INSTITUTO DE TECNOLOGIA DO PARANÁ. Núcleo de Qualidade em Saúde e Ambiente. Laboratório de Ensaios Biológicos. **Ensaio da determinação da dose letal mediana via dérmica em ratos**: laudo técnico nº 52.260 – 98000914. Curitiba, 1998. 9 f.

_____. **Ensaio da determinação da dose letal mediana via oral para ratos**: laudo técnico nº 52.260 – 98000915. Curitiba, 1998. 10 f.

_____. **Ensaio da irritabilidade ocular**: laudo técnico nº 52.260 – 98000912. Curitiba, 1998. 9 f.

_____. **Ensaio da irritação cutânea primária**: laudo técnico nº 52.260 – 98000911. Curitiba, 1998. 8 f.

INSTITUTO DE TECNOLOGIA DO PARANÁ. Núcleo de Qualidade em Saúde e Ambiente. Laboratório de Ensaios Biológicos. **Ensaio de sensibilização dérmica – metodologia de Draize**: laudo técnico nº 52.260 – 98000916. Curitiba, 1998. 9 f.

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

INTERNATIONAL STANDARTIZATION FOR ORGANIZATION. **Specification 1567**: Dentistry - denture base polymers. 3rd ed. Switzerland, 1999. 32 p.

JAGGER, R.G.; OKDEH, A. Thermoforming polymethyl methacrylate. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 74, n. 5, p. 542-545, Nov. 1995.

KALACHE, A.; VERAS, R.P.; RAMOS, L.R. O envelhecimento da população mundial. Um desafio novo. **Rev. Saúde Públ.**, São Paulo, v. 21, n. 3, p. 200-210, jun. 1987.

KALIPÇILAR, B.; KARAAGAÇLIOĞLU, L.; HASANREISOĞLU, U. Evaluation of the level of residual monomer in acrylic denture base materials heaving different polymerization properties. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 18, n. 5, p. 399-401, Sept. 1991.

KEYF, F. et al. Persistence of 99m Tc-labelled microorganisms on surfaces of impressions materials. **J. Nihon Univ. Sch. Dent.**, Tokyo, v. 37, n. 1, p. 1-7, Mar. 1995.

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

LAMB, D.J.; ELLIS, B.; PRIESTLEY, D. The effects of process variables on levels of residual monomer in autopolymerizing dental acrylic resin. **J. Dent.**, Kindlington, v. 11, n. 1, p. 80-88, Mar. 1983.

LEUNG, R.L.; SCHONFELD, S.E. Gypsum casts as a potencial source of microbial cross- contamination. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 49, n. 2, p. 210-211, Feb. 1983.

McDONNEL, G.; RUSSEL, D. Antiseptics and disinfectants: activity, action and resistance. **Clin. Microbiol. Rev.**, Washington, v. 12, n. 1, p. 147- 179, Jan. 1999.

McNEILL, M.R.; COULTER, W.A.; HUSSEY, D.L. Disinfection of irreversible hydrocolloid impressios a comparative study. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 5, n. 6, p. 563-567, Nov./Dec. 1992.

MAINIERI, E.T. **Prótese fixa**. Porto Alegre: Inodon , 1994. 324 p.

MARQUEZINI, A.D.; BOMBONATTI, P.E. Adaptação de bases de dentaduras em função de marcas de resinas acrílicas, diferentes ciclos de polimerização e absorção de água. **Rev. Odont. UNESP**, São Paulo, v. 15/16, p. 147-153, 1986/1987.

MEZZOMO, E. **Reabilitação oral para o clínico**. 3. ed. São Paulo: Liv. Santos, 1997. 561 p.

MIETTINEN, V. M.; VALLITTU, P.K.; DOCENT, D.T. Water sorption and solubility of glass fiber-reinforced denture polymethyl methacrylate resin. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 77, n. 5, p. 531-534, May 1997.

OSÓRIO, A.F. et al. Avaliação da eficácia de agentes químicos na desinfecção de resina acrílica quimicamente ativada. **Rev. Fac. Odontol. Porto Alegre**, Porto Alegre, 2001. No prelo.

PADILHA, D.M.P.; SOUZA, M.A.L. Estudo dentário e edentulismo observados em dois grupos de idosos do Brasil e da Inglaterra. **Rev. Odonto Ciênc.**, Porto Alegre, v. 12 , n. 24, p. 67-85, dez. 1997.

PEYTON, F. History of resins in Dentistry. **Dent. Clin. North Am.**, Philadelphia, v. 19, n. 2, p. 211-222, Apr. 1975.

PEYTON, F.A.; CRAIG, R.G. Propriedades físicas y mecánicas. In: _____.
Materiales dentales restauradores. 2. ed. Buenos Aires: Mundi, 1974. cap. 3, p. 48-89

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

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

POLYZOIS, G.L.; ZISSIS, A.J.; YANNIKAKIS, S.A. The effect of glutaraldehyde and microwave disinfection on some properties of acrylic denture resin. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 8. n. 2, p. 150-154, Mar./Apr. 1995.

RADFORD, D.R. et al. Adherence of *Candida albicans* to denture-base materials with different surface finishes. **J. Dent.**, Kindlington, v. 26, n. 7, p. 577-583, Sept. 1998.

RIO GRANDE DO SUL. Secretaria da Saúde. Portaria 040/2000 de 26 de dezembro de 2000. Aprova a norma técnica de biossegurança em estabelecimentos e laboratórios 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. Clinical effectiveness of low-temperature sterilization technologies. **Infect. Control Hosp. Epidemiol.**, Thorofare, NJ, v. 19, n. 10, p. 798-804, Oct. 1998.

_____. Disinfection of endoscopes: review of new chemical sterilants used for high-level disinfection. **Infect. Control Hosp. Epidemiol.**, Thorofare, NJ, v. 20, n. 1, p. 69-76, Jan. 1999.

RUTALA, W.A.; GERGEN, M.F.; WEBER, D.J. Comparative evaluation of the sporicidal activity of new low-temperature sterilization technologies: Ethylene oxide, 2 plasma sterilization systems, and liquid peracetic acid. **Am. J. Infect. Control**, St. Louis, v. 26, n. 4, p. 393-398, Aug. 1998.

SANDERS, J.L.; LEVIN, B.; REITZ, P. Porosity in denture acrylic resins cured by microwave energy. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 18, n. 7, p. 453-456, July 1987.

SÃO PAULO (Estado). Centro de Vigilância Sanitária. Portaria CVS-11 de 4 de julho de 1995. Depõe sobre condições ideais de trabalho relacionadas ao controle de doenças transmissíveis em estabelecimentos de assistência odontológica. **Diário Oficial [do] Estado de São Paulo**, São Paulo, p. 105-108, 5 jul. 1995. Seção 1.

SCHUTT, R.W. Bactericidal effect of a disinfectant dental stone on irreversible hydrocolloid impressions and stone casts. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 62, n. 5, p.605-607, Nov. 1989.

SELISTRE, C.R. **Avaliação da influência do polimento químico e mecânico na sorção, solubilidade e microdureza de uma resina acrílica de termopolimerização**. 1999. 92 f. Dissertação (Mestrado em Materiais Dentários) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 1999.

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

SWEENEY, W.T. The Knoop indentation hardness instrument as a tool in dental research. **J. Dent. Res.**, St. Louis, v. 21, n. 3, p. 303, June 1942. Abstract.

TAYLOR, R.; MARYAN, C.; VERRAN, J. Retention of oral microorganisms on cobalt-chromium alloy and dental acrylic resin with different surface finishes. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 80, n. 5, p. 592-597, Nov. 1998.

TURANO, J.C.; TURANO, L.M. **Fundamentos de prótese total**. 4. ed. São Paulo: Quintessence, 1998. 560 p.

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

UNDURWADE, J.H.; SIDHAYE, A.B. Curing acrylic resin in a domestic pressure cooker: a study of residual monomer content. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 20, n. 2, p. 123-129, Feb. 1989.

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO. Instituto de Microbiologia Professor Paulo Góes. Laboratório de Análises Microbiológicas de Produtos. **Teste de atividade micobactericida (método confirmatório)**: pedido nº 101/00. Rio de Janeiro, 1999. 1 f. Nome do produto: Sterilife.

_____. **Teste de atividade micobactericida (método presuntivo)**: pedido nº 101/00. Rio de Janeiro, 1999. 1 f. Nome do produto: Sterilife.

VALLITTU, P.K.; MIETTINEN, V.; ALAKUIJALA, P. Residual monomer content and its release into water from denture base materials. **Dent. Mater.**, Washington, v. 11, n. 6, p. 338-342, Nov. 1995.

VAN MEERBEK, B. et al. Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. **J. Dent. Res.**, Alexandria, VA, v. 72, n. 10, p. 1434-1442, Oct. 1993.

VERRAN, J.; MARYAN, C. Retention of *Candida albicans* on acrylic resin and silicone of different surface topography. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 77, n. 5, p. 535-539, May 1997.

YEUNG, K.C.; CHOW, T.W.; CLARK, R.K. Temperature and dimensional changes in the two-stage processing technique for complete dentures. **J. Dent.**, Kindlington, v. 23, n. 4, p. 245-253, Aug. 1995.

YOUNG, J.H. New sterilization technologies. In: REICHERT, M.; YOUNG, J.H. (Ed.). **Sterilization technology for the health care facility**. 2nd ed. Gaithersburg, MD.: Aspen Publishers, 1997. cap. 26, p. 228-235.

WOELFEL, J.B. Newer materials and techniques in prosthetic resin materials. **Dent. Clin. North Am.**, Philadelphia, v. 15, n. 1, p. 67-79, Jan. 1971.

ANEXO

ANEXO A