

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

**INFLUÊNCIA DO ÁCIDO PERACÉTICO  
SOBRE A RESISTÊNCIA FLEXURAL E  
RUGOSIDADE DAS CERÂMICAS DO SISTEMA  
PROCERA ALLCERAM**

**Fernanda Zanella Arruda**

**Porto Alegre, setembro de 2003**

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

**INFLUÊNCIA DO ÁCIDO PERACÉTICO  
SOBRE A RESISTÊNCIA FLEXURAL E  
RUGOSIDADE DAS CERÂMICAS DO SISTEMA  
PROCERA ALLCERAM**

**Fernanda Zanella Arruda**

**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, setembro de 2003**

Para ser o que sou hoje, fui vários homens  
e, se volto a encontrar-me com os homens que fui,  
não me envergonho deles. Foram etapas do que sou.  
Tudo o que sei custou as dores das experiências.  
Tenho respeito pelos que procuram,  
pelos que tateiam, pelos que erram.  
E, o que é mais importante, estou persuadido de que  
minha luz  
se extinguiria se eu fosse o único a possuí-la.

Goethe

Dedico esse trabalho a professora Dra.  
Susana Maria Werner Samuel cuja  
orientação, seriedade, compreensão e  
incansável dedicação fizeram de um sonho,  
uma realidade.

Muito obrigada!

## **AGRADECIMENTOS**

À Deus pela realização de mais uma importante etapa no meu caminho,

Aos meus pais **Anita** e **José** por significarem na minha vida mais que palavras possam explicar,

Ao meu marido **Fábio**, a compreensão, companheirismo e amor,

Ao meu irmão **Ivan** a presteza, solidariedade e auxílio nas várias horas,

À minha irmã e ao meu cunhado, **Daniela** e **Roberto** por estarem próximos,

Ao **Ulisses Campregher** pela amizade e coleguismo, assim como ao **Fábio Delwing** pelos bons momentos de convívio,

À **Cristiane Juchem**, pela parceria e disponibilidade,

À **Lisiane Amada Merlim**, que dedicadamente me ensinou e acompanhou na execução das cerâmicas, e também ao **José Pedro Peixoto de Oliveira**, que disponibilizando seu laboratório, também disponibilizou a realização deste trabalho, e seu importante auxílio na confecção do summary,

À **José Cícero Dinato** pelo empenho no fornecimento das cerâmicas,

À amiga **Fernanda Gastal** que carinhosa e prontamente se ofereceu para revisar os cálculos deste trabalho,

Aos amigos **Cristiane, Mari, Luciano, Diego, Carlos** e demais **colegas** de mestrado, as palavras de amizade, os bons momentos,

À professora **Carmem Borges Fortes** que sempre apareceu com uma palavra amiga,

Às empresas Nobel Biocare, na pessoa de **Alessandra Bayerlein**, a Dentsply na pessoa da **Maria** e a Contatti Comércio e Representação Ltda., pelo apoio técnico e fornecimento do material utilizado nesta pesquisa,

Às bibliotecárias **Norma Beatriz Loureiro Ataíde** e **Eloísa Futuro Pfitscher** pelo constante auxílio, assim como toda equipe da biblioteca,

Ao programa de pós-graduação e todos seus componentes, inclusive e principalmente ao **corpo docente** pelo empenho e dedicação,

## RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a influência da imersão em ácido peracético sobre a resistência flexural e rugosidade das cerâmicas do sistema Procera AllCeram. Para cada ensaio foram analisados, o grupo controle e experimental cuja variável foi a imersão em ácido peracético (0,2%), por 50 minutos. A resistência flexural biaxial foi avaliada de acordo com a especificação 6872, da *International Organization for Standardization* (ISO), que requer um valor mínimo de 50MPa para a cerâmica de cobertura (AllCeram) e 100MPa para a cerâmica de subestrutura (Procera). Para todos os ensaios foram confeccionados 10 corpos de prova, de cada material para compor os grupos experimental (imerso em desinfetante) e controle, com dimensões de  $(16\pm 0,2)$ mm de diâmetro por  $(1,6\pm 0,1)$ mm de espessura para o AllCeram e,  $(12\pm 0,2)$ mm de diâmetro e  $(1,2\pm 0,2)$ mm de espessura para o Procera, totalizando 60 corpos de prova. A rugosidade foi avaliada com um rugosímetro utilizando o parâmetro  $R_a$ . Os valores médios de resistência flexural biaxial e o desvio padrão dos grupos controle e experimental do Procera e AllCeram foram respectivamente,  $(440,7\pm 114,77)$ MPa,  $(411,6\pm 45,02)$ MPa,  $(76,5\pm 3,59)$ MPa e  $(86,5\pm 15,41)$ MPa. Os valores médios da rugosidade e o desvio padrão dos grupos controle e experimental do Procera e AllCeram foram respectivamente:  $(0,090\pm 0,014)$ µm,  $(0,086\pm 0,009)$  µm,  $(0,022\pm 0,004)$ µm e  $(0,0210\pm 0,006)$  µm. Quando comparados com a ISO 6872, todos os corpos de prova foram aprovados quanto à resistência flexural. Quando comparados entre si, através do teste “t” de Student não houve diferença significativa entre os grupos experimental e controle de cada um dos ensaios, mostrando que o ácido peracético não interferiu significativamente nas propriedades de resistência flexural e rugosidade dos materiais. Sendo assim, pode-se prever que tal procedimento não trará prejuízos ao desempenho clínico das próteses confeccionadas com as cerâmicas do sistema Procera AllCeram quando consideradas as propriedades analisadas, podendo ser um procedimento clinicamente recomendável.

Unitermos: cerâmica odontológica, resistência flexural, rugosidade, ácido peracético.

## SUMMARY

The goal of this study was to evaluate the influence of the immersion in peracetic acid on the flexural strength and roughness of the system Procera AllCeram. For each test they had been analyzed, the control and experimental group, whose variable was the immersion in peracetic acid (0,2%), per 50 minutes. The biaxial flexural strength was evaluated in accordance with specification 6872, of the International Organization for Standardization (ISO), that it requires a minimum value of 50MPa for covering ceramics (AllCeram) and 100MPa for substructure ceramics (Procera). For all the tests had been confectioned 10 specimens of each material for control and experimental groups (immersed in peracetic acid) with dimensions of  $(16\pm 0,2)$ mm of diameter for  $(1,6\pm 0,1)$ mm of thickness for the AllCeram and,  $(12\pm 0,2)$ mm of diameter e  $(1,2\pm 0,2)$ mm of thickness for Procera, totalizing 60 specimens. The roughness was evaluated with Surface Roughness Tester using the Ra parameter. The average values of biaxial flexural resistance and the standard deviation of the groups, control and experimental, of Procera and AllCeram they had been respectively,  $(440,7\pm 114,77)$ MPa,  $(411,6\pm 45,02)$ MPa,  $(76,5\pm 3,59)$ MPa e  $(86,5\pm 15,41)$ MPa. The average values of the roughness and standard deviation of the groups control and experimental, of Procera and AllCeram they had been respectively:  $(0,090\pm 0,014)$   $\mu\text{m}$ ,  $(0,086\pm 0,009)$   $\mu\text{m}$ ,  $(0,022\pm 0,004)$  $\mu\text{m}$  e  $(0,0210\pm 0,006)$   $\mu\text{m}$ . All specimens of flexural strength were within the ISO 6872 requirement. When compared between itself, through test "t" of Student it did not have significant difference between the groups experimental and control of each one of the tests, showing that the peracetic acid did not interfere significantly on flexural strength and roughness of Procera and AllCeram. Therefore, peracetic acid can be used as disinfectant for such material when considering these proprieties.

Key words: ceramics dental, flexural strength, roughness, peracetic acid.

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b>	11
<b>2 REVISÃO DA LITERATURA</b>	14
2.1 CERÂMICAS ODONTOLÓGICAS	14
<b>2.1.1 Histórico</b>	14
<b>2.1.2 Classificação, Composição e Tecnologias</b>	19
<b>2.1.3 Propriedades</b>	24
2.2 BIOSSEGURANÇA	27
<b>2.2.1 Agentes Desinfectantes</b>	31
2.2.1.1 Glutaraldeído	32
2.2.1.2 Hipoclorito de Sódio	34
2.2.1.3 Ácido Peracético	35
<b>3 PROPOSIÇÃO</b>	40
<b>4 MATERIAIS E MÉTODOS</b>	41
4.1 MATERIAIS	41
4.2 CONFECÇÃO DOS ESPÉCIMES	42
<b>4.2.1 Cerâmica Procera</b>	42
<b>4.2.2 Cerâmica AllCeram</b>	42
4.3 MÉTODOS	44
<b>4.3.1 Resistência Flexural</b>	45
4.3.1.1 Cerâmica Procera	45
4.3.1.2 Cerâmica AllCeram	47
<b>4.3.2 Rugosidade</b>	47
4.3.2.1 Cerâmica Procera	48
4.3.2.2 Cerâmica AllCeram	49
4.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA	49

<b>5 RESULTADOS</b>	50
<b>6 DISCUSSÃO</b>	56
6.1 RESISTÊNCIA FLEXURAL	58
6.2 RUGOSIDADE	62
6.3 ÁCIDO PERACÉTICO E SISTEMA PROCERA ALLCERAM	64
<b>7 CONCLUSÕES</b>	66
<b>REFERÊNCIAS</b>	67
<b>ANEXO A- Planilhas de dados para cálculo de resistência flexural dos grupos controle e experimental, das cerâmicas do sistema Procera AllCeram.</b>	74
<b>ANEXO B - Medidas de rugosidade dos grupos controle e experimental das cerâmicas do sistema Procera AllCeram.</b>	79

## 1 INTRODUÇÃO

A cerâmica odontológica sempre chamou a atenção em função das suas excelentes características estéticas, a despeito de no passado, ter apresentado algumas restrições quanto às suas propriedades mecânicas. Em vista disto, a Indústria tem investido fortemente no desenvolvimento de cerâmicas com propriedades cada vez melhores, buscando patamares de qualidade similar ou superior a de outros materiais considerados antes, os de primeira escolha.

As restaurações de cerâmica têm conquistado amplo espaço, na Odontologia, nas últimas décadas. O arsenal odontológico tem se desenvolvido consideravelmente e o material cerâmico acompanhando esta tendência, tem estado mais presente na rotina dos consultórios. O desenvolvimento de cerâmicas com propriedades melhoradas tem permitido utilizar técnicas mais conservadoras no preparo cavitário, permitindo o uso de cerâmica em restaurações unitárias ou, até, realizar mais de um elemento na confecção de próteses fixas sem subestrutura metálica.

A demanda por essas restaurações cerâmicas livres de subestrutura metálica, que possuam as qualidades necessárias de resistência, estabilidade de cor, precisão das margens e que possam ser colocadas em qualquer localização no arco dentário, tem sido uma constante (REDKOW, 1991; McLAUGHLIN, 1992; DURET, 1993). O sistema Procera AllCeram envolve um conceito de *computer-assisted design* e *computer assisted machine* (CAD-CAM) na fabricação destas restaurações (ANDERSSON, *et al.* 1989; RUSSEL, *et al.*, 1995). Essas restaurações são compostas por um casquete de óxido de alumínio de

altapureza (Procera), que é combinado com uma cerâmica de cobertura de baixa fusão (AllCeram) (ANDERSSON; ODÉN, 1993).

O processo de reabilitação com próteses de cerâmica requer provas em boca que envolve várias idas e vindas ao laboratório. Os profissionais da área da Odontologia estão expostos a uma imensa variedade de microrganismos presentes no sangue e na saliva dos pacientes. Esses microrganismos podem transmitir doenças infecciosas como a gripe, pneumonia, tuberculose, herpes, hepatite e Síndrome da Imunodeficiência Adquirida (AIDS), entre outras. Procedimentos efetivos no controle da infecção no consultório odontológico e no laboratório dentário devem ser realizados, prevenindo a contaminação cruzada que pode comprometer dentistas, equipe de apoio, técnicos e pacientes (*COUNCIL OF...*, 1996).

A *American Dental Association* (A.D.A.) recomenda que as peças protéticas sejam desinfetadas através da imersão em glutaraldeído. Entretanto, o glutaraldeído é extremamente tóxico, requerendo cuidados adicionais na sua manipulação e descarte de resíduos (*COUNCIL OF...*, 1996).

Outro agente desinfetante que tem sido utilizado é o hipoclorito de sódio, porém, com restrições devido à sua ação descolorante, instabilidade e toxicidade (RUTALA;WEBER, 1997)

O ácido peracético parece ser uma nova opção na área de biossegurança na Odontologia devido ao fato de ser biocompatível e biodegradável, apresentando comprovada capacidade esterilizadora/desinfetante, possuindo rápida atuação e eficácia contra bactérias, fungos e bactérias esporuladas, sendo já utilizado em âmbito hospitalar, especialmente na área de Endoscopia (SHARBAUGH, 1997). Resta saber qual a sua

influência sobre as propriedades dos materiais odontológicos para que possa ser útil também na Odontologia.

Sendo assim, a comprovada necessidade de adoção de um protocolo de desinfecção de aparatos odontológicos e as evidências das vantagens do ácido peracético, parecem justificar uma avaliação da influência deste agente desinfetante sobre as referidas propriedades das cerâmicas do sistema Procera AllCeram.

## **2 REVISÃO DA LITERATURA**

### **2.1 CERÂMICAS ODONTOLÓGICAS**

#### **2.1.1 Histórico**

Na Odontologia, Aléxis Duchateau, um farmacêutico parisiense foi quem primeiro usou o material para confecção de base de próteses totais no século XVIII. O mesmo, observando utensílios cerâmicos, notou serem eles duradouros e resistentes ao manchamento e à abrasão. O referido farmacêutico era um infeliz portador de prótese total construída com dentes de hipopótamo estava descontente com sua estética, sabor e odor. Resolveu, então, construir uma prótese total confeccionada em cerâmica. Após vários anos, Dubois Chemant patenteou o direito exclusivo de fabricar dentes de cerâmica para próteses totais. Em 1949, a *Dentist's Supply Company* de Nova York idealizou o processo de dentes de cerâmica fundida a vácuo. O uso de uma pressão reduzida durante a vitrificação resultou em dentes artificiais consideravelmente mais densos e menos opacos (LEINFELDER; 2000).

Alterações na composição das cerâmicas foram realizadas com o intuito de diminuir seu ponto de fusão. Do início de 1800 até 1900, as cerâmicas foram bastante estudadas e empregadas em Odontologia (PHILLIPS; 1991; LEINFELDER; LEMMONS; 1988). Com o desenvolvimento da técnica da lâmina de platina por John Murphy, em 1839, permitiu-se a construção da primeira incrustação em cerâmica (QUALTROUGH *et al*; 1990). O uso de

incrustações e coroas totais ocas tornou-se muito difundido. Suas vantagens eram muitas, como a translucidez, cor e textura que conferiam um aspecto de dente natural, resistência ao manchamento e à abrasão, radiopacidade, isolamento térmico e biocompatibilidade (ADAIR; GROSSMAN; 1984; MALONE; KOTH; 1991; PHILLIPS; 1991; GRABER; GOLDSTEIN; 1996; LEINFELDER; LEMMONS; 1988). Porém, sua baixa resistência mecânica, principalmente nas margens, colocava as cerâmicas em desvantagem em relação ao ouro como material restaurador. As técnicas para o uso do ouro já eram bem conhecidas e a integridade marginal das peças áuricas era excelente (QUALTROUGH *et al*; 1990; GRABER; GOLDSTEIN; 1996; LEINFELDER; LEMMONS; 1988).

A partir de 1930, a emergente indústria cinematográfica de Hollywood exigia cada vez mais de seus atores requisitos estéticos como beleza física e um belo sorriso. O Dr. Charles Pincus introduziu restaurações laminadas de cerâmica com intuito de restaurar cosmeticamente o sorriso imperfeito de alguns artistas. Essas delgadas cerâmicas eram fixadas provisoriamente aos dentes através de um pó adesivo para dentaduras (VIEIRA; 1994).

A original e precursora da atual coroa cerâmica foi a coroa de jaqueta de porcelana que apresentava excelente estética, mas baixa resistência mecânica e por isso falhava freqüentemente. Esforços para melhorar sua longevidade giraram em torno da melhora de resistência mecânica. De certa forma, a indústria tem feito melhoras consideráveis na resistência flexural que hoje se encontra 10 vezes maior que nas coroas de jaqueta de porcelana originais (WAGNER; CHU; 1996).

A despeito de muitas vantagens, certas limitações são colocadas pela baixa resistência e pela natureza quebradiça da cerâmica. A baixa resistência mecânica inerente da porcelana pode ser superada através da utilização de uma camada subjacente de suporte.

Esse substrato pode ser metal, uma cerâmica reforçada ou o mesmo o dente (SHEREEN *et al*; 2001).

No início dos anos 40, procurou-se desenvolver um sistema satisfatório para a aplicação de cerâmica sobre o metal. Já havia se tentado antes, mas a confecção era muito difícil e não se tornou popular. As primeiras ligas eram semelhantes ao ouro convencional, porém com alta percentagem de paládio para elevar sua temperatura de fusão, com o intuito de que a liga não se deformasse ou mesmo fundisse durante a cocção sobre a superfície do metal (PHILLIPS; 1991; MALONE; KOTH; 1991; LEINFELDER; LEMMONS; 1988).

Novas metodologias foram introduzidas na fabricação destes materiais. Esses processos freqüentemente requerem equipamentos especializados, mas resultam em uma melhora de precisão marginal (WAGNER; CHU; 1996).

Com o advento do ataque ácido do esmalte, graças a Buonocore (1955) deu-se o primeiro passo para a Odontologia Adesiva e iniciou-se uma nova era para técnicas mais conservadoras, sacrificando menos tecido dental sadio, diminuindo o estresse na interface dente-restauração e reforçando a estrutura dental remanescente.

Até os anos 60, as coroas ocas de cerâmica eram a solução estética mais aceita, principalmente em dentes anteriores, porém, as metalo-cerâmicas, com o desenvolvimento de novas técnicas e ligas, tornam-se populares por proporcionarem ótima adaptação, por superarem o problema de freqüentes fraturas e terem uma indicação mais ampla, podendo ser usadas em dentes posteriores e próteses fixas extensas, embora apresentassem uma estética menos satisfatória (MALONE; KOTH; 1991; JACOBSEN; 1995).

A característica peculiar da metalo-cerâmica é que os átomos do metal são circundados por uma nuvem de elétrons que atuam como se fosse uma cola. Essa cola, confere à prótese um baixo coeficiente de fricção, uma alta resistência à tensão e à fratura e,

resistência à corrosão no ambiente oral. Essas propriedades continuam sendo um modelo para materiais restauradores futuros (McLEAN; 2001).

Entretanto, a estrutura metálica compromete a estética da cerâmica e devido a isso surgiu uma motivação para o desenvolvimento dos sistemas de cerâmicas livres de metal com suficiente resistência e precisão marginal para competir com as restaurações de cerâmicas fundidas ao metal (PEUTZFELDT; 2001).

A introdução da cerâmica queimada a vácuo e a união da cerâmica a ligas de ouro introduzidas por Weinstein e colaboradores<sup>1</sup> no início dos anos 60, foi um marco da Odontologia Estética (apud McLEAN; 2001).

Os almejados requisitos para uma coroa de cerâmica são estética e resistência mecânica. Entretanto, estas duas propriedades são conflitantes. Para se obter um máximo de resistência, a cerâmica deveria conter uma alta proporção de material cristalino, como por exemplo, a alumina, a qual acrescenta opacidade devido à diferença de índice de refração entre os cristais e a fase vítrea. Por essa razão, a maioria das atuais coroas livres de metal utiliza um casquete de cerâmica mais resistente, sobre a qual uma cobertura estética é aplicada (McLEAN; 1991).

Um grande número de cerâmicas foi introduzido no mercado a partir de 1990. Todas tentando reduzir a formação de defeitos e propagação de trincas e aumentar a resistência mecânica. Apoiado no desenvolvimento de cerâmicas mais resistentes e precisas e contando com procedimentos clínicos apurados, conseguiram-se grandes avanços na confecção de incrustações protéticas em cerâmicas. Desta forma, este tipo de restauração que inicialmente preenchia completamente os quesitos estéticos, deixando muitas vezes a

---

<sup>1</sup> WEINSTEIN, M; KATZ, S; WEINSTEIN, A. Fused porcelain-to-metal teeth. US patent 3052, 982. 1962.

desejar em relação à adaptação marginal, passou a possuir cada vez mais os requisitos de adaptação e fidelidade marginal com menor infiltração no limite do material restaurador e estrutura dentária (PEUTZFELDT; 2001).

A dispersão dos cristais cerâmicos com alta resistência e módulo de elasticidade em uma matriz vítrea reforça a cerâmica odontológica. Assim como a matriz vítrea tem expansão térmica similar à dos cristais, ambos, resistência e módulo de elasticidade, são aumentados. McLean e Hughes (1965), usaram esse método para desenvolver a primeira cerâmica aluminizada para confecção de coroas. Eles também estabeleceram o princípio de reforçar a coroa com um casquete de cerâmica contendo 50% em peso, de cristais de alumina na qual a expansão das incrustações cerâmicas foi semelhante. A resistência dessa nova cerâmica reforçada foi aproximadamente o dobro da cerâmica feldspática convencional, alcançando resistência flexural superior a 180MPa.

Somente a partir de 1965, foi introduzida a técnica de reforço da cerâmica dentária com alumina, passou-se a observar um maior emprego das restaurações cerâmicas. Tendo como base um casquete com alto teor de alumina e uma cobertura em porcelana feldspática, tornava-se então possível confeccionar uma coroa cerâmica com propriedades mecânicas melhoradas (ANDERSSON; ODÉN; 1993).

A introdução do sistema Cerestore em 1983 foi um passo fundamental para ampliação da indicação de coroas totalmente cerâmicas. As coroas cerâmicas podiam, a partir de então, ser empregadas em dentes posteriores. A técnica Cerestore utilizava um material específico para confecção do modelo e um troquel cerâmico para compensar a contração durante a queima do casquete. Este tinha cerca de 60% de alumina. Contudo, o processo laboratorial era complicado, e, após a ocorrência de problemas com coroas fraturadas, o fabricante retirou o sistema do mercado. Em substituição surgiu o HiCeram

que continha praticamente a mesma quantidade de alumina que a coroa Cerestore. A coroa HiCeram, contudo, era fabricada por meio de um processo laboratorial menos complicado, o que tornava o produto final mais previsível. Porém, a resistência do casquete HiCeram ainda era insatisfatória para dentes posteriores e o sistema HiCeram foi substituído pelo sistema InCeram em 1990. A coroa InCeram tem como base um casquete de alumina pré-sinterizada, no qual a alumina inicialmente porosa é infiltrada com vidro. O casquete contém aproximadamente 70% de alumina, e a coroa é finalizada queimando-se a porcelana odontológica sobre o casquete ajustado. Em 1993, outro passo foi dado no desenvolvimento de uma coroa cerâmica mais resistente, quando foi apresentado o sistema Procera AllCeram (ANDERSSON; ODÉN; 1993).

### **2.1.2 Classificação, Composição e Tecnologias**

Segundo Callister (2001) os materiais sólidos estão agrupados em três grandes grupos: metais, polímeros e cerâmicas. Sendo assim, uma maneira simplista de conceituar cerâmica seria dizer que cerâmica é todo aquele material que não é metal nem polímero.

Conforme Van Noort (2002) cerâmica é a designação generalizada de um grupo de materiais, e porcelana é uma subdivisão deste grupo, caracterizado pelo alto teor de vidro na sua composição. Faz-se, portanto, mais apropriado o uso da descrição generalizada de cerâmica odontológica do que porcelana, uma vez que os fabricantes, geralmente, não informam a composição do material.

De acordo com Anusavice (1998) as cerâmicas dentárias utilizadas em restaurações indiretas são classificadas em:

- Cerâmica Feldspática convencional;

- Cerâmica Feldspática reforçada por Leucita;
- Cerâmica Feldspática reforçada por Leucita prensável;
- Cerâmica Vítrea de Dissilicato de Lítio;
- Cerâmica aluminizadas
  - In-Ceram Alumina
  - In-Ceram Spinell
  - In-Ceram Zircônia
- Cerâmica aluminizadas processadas por computador
  - Sistema Cerec;
  - Sistema Procera AllCeram;

De acordo com a ISO 6872 as cerâmicas são classificadas em:

- Tipo I: produtos cerâmicos confeccionados a partir da mistura do pó com o líquido queimados em fornos convencionais. São subdivididos em oito itens de acordo com a finalidade do uso. A cerâmica de cobertura AllCeram utilizada neste estudo, é classificada de acordo com esta norma, em cerâmica tipo I classe II, ou seja, cerâmica convencionalmente fabricada utilizada para o “corpo” da restauração.
- Tipo II: inclui todas as outras apresentações de cerâmica. São subdivididas em duas categorias, de acordo com a necessidade ou não de uma cerâmica de cobertura. A cerâmica Procera é uma cerâmica para subestrutura, requerendo desta forma a complementação de uma cerâmica de cobertura do tipo I. Em virtude disso, ela é classificada como tipo II classe I.

Desde que a cerâmica foi utilizada para construir a primeira dentadura, no século XVIII, o desenvolvimento do material progrediu enormemente. Por muito tempo a cerâmica odontológica foi reforçada com ligas metálicas, mas diferenças na expansão térmica dos materiais causaram grandes problemas. A produção de cerâmicas com desempenho melhorado é bem recente. O advento das metalo-cerâmicas veio com o registro de sua patente nos Estados Unidos, em 1962. O uso das cerâmicas feldspáticas capacitou a produção de cerâmicas odontológicas com aceitáveis coeficientes de expansão térmica próximas ao da liga metálica. (LIECHTENSTEIN..., 2002).

Para Anusavice (1998) a composição da porcelana odontológica convencional é baseada em sílica, feldspato de potássio ou de sódio, ou ainda, ambos. Pigmentos opacificadores e vidros são adicionados com a finalidade de controlar a temperatura de fusão, de sinterização, coeficiente de contração térmico e solubilidade.

A resistência é freqüentemente aumentada com o uso de cristais de leucita reforçados. Hoje em dia vidros cerâmicos superaram cerâmicas feldspáticas tradicionais. Vidros são fundidos a materiais de alta pureza e são transformados em controladores do processo de nucleação e cristalização de uma cerâmica vítrea com um coeficiente de expansão térmico preciso. As maiores vantagens dos vidros cerâmicos incluem o aumento de seu brilho e translucidez – cerca de 60% da fase vítrea contribui para isso (LIECHTENSTEIN..., 2002).

Cerâmicas com alto teor de alumina contêm um mínimo de 95% de alumina pura, o óxido de alumínio ( $Al_2O_3$ ). Componentes com alto teor de alumina construído pela indústria usam um fino pó de alumina, o qual é pressionado sobre moldes alargados de metal designado a compensar a contração do pó de alumina durante a queima. Primeiro, uma consolidação ocorre nos pontos de contato entre partículas de óxidos adjacentes, conferindo um efeito de crescimento, fusão parcial, que normalmente ocorre no processo de

sinterização. A migração dos átomos permite o crescimento das áreas cristalinas, crescimento de grãos e redução de porosidade. Durante a sinterização o crescimento dos grãos resulta na formação de uma estrutura cristalina compacta com considerável resistência (acima de 800MPa). O controle da contração de sinterização foi obtido recentemente com o emprego da tecnologia da computação para criar um alargamento dos modelos com o Sistema Procera. A alumina de alta pureza é tão resistente que pode ser utilizada como substituta aos casquetes metálicos para coroas (ESQUIVEL-UPSHAW *et al*; 2001;McLEAN; 2001).

Qualquer restauração que contenha alumínio tem um potencial risco à saúde já que o mesmo pode ser liberado e entrar na circulação sanguínea. Para assegurar que essa preocupação não é válida, um estudo avaliando a biocompatibilidade das coroas com Procera AllCeram foi realizado. Adamczak e Linden (1997) mediram o efeito do pH na liberação do casquete de alumínio do Procera, estudo *in vitro*. Os espécimes foram mergulhados em uma jarra contendo 50ml de saliva artificial tamponada com fosfato para conferir soluções com pH de 3, 4, 5, 6 e 7. Os espécimes foram armazenados no escuro a 37<sup>0</sup>C. As soluções foram trocadas após 4,12, 20, 28 e 90 dias e analisadas para liberação de alumínio com espectrômetro de absorção atômica. Os resultados indicaram que o material do casquete do Procera não mostrou qualquer liberação ou dissolução de alumínio em qualquer nível de pH. A segurança de usar a coroa de Procera foi claramente estabelecida por esta investigação.

A técnica para confecção de coroas livres de metais individuais é composta por um casquete densamente sinterizado de cerâmica aluminizada e foi descrita por Andersson e Odén (1993). Esse sistema é comercializado como Sistema Procera AllCeram.

A cerâmica Procera confeccionada a base de alumina, promove casquetes que conferem alta resistência mecânica e boa adaptação marginal com grande sucesso clínico como substituta da subestrutura metálica (McLEAN; 2001; SEGAL; 2001).

O sistema Procera AllCeram, material utilizado neste estudo, utiliza o processo industrial computadorizado para realização de restaurações dentais. Essa tecnologia tem sido usada para produção de coroas totalmente cerâmicas. Essas coroas são compostas por uma estrutura Procera de óxido de alumínio altamente purificada (99,5% de alumina) e densamente sinterizada a uma temperatura aproximada de 2050°C, combinada com uma cerâmica de baixa fusão AllCeram, específica para recobrimento. O procedimento consiste em obter uma impressão pelas técnicas convencionais e um modelo de gesso (troquel). Esse troquel deve ser realizado com a finalidade de permitir a varredura do preparo com Procera Scanner, ou seja, a leitura digital do contorno em três dimensões do preparo dentário tal qual o troquel. Esse roda sobre a plataforma do *scanner* em alta velocidade enquanto uma sonda com ponta de safira mapeia a área. Esse método de leitura tem-se mostrado extremamente preciso, apresentando um erro de  $\pm 10\mu\text{m}$ . O processo de escaneamento é extremamente rápido, levando aproximadamente 30 segundos. Após a digitalização, o casquete é desenhado no computador, essa informação é transmitida através de um *modem* para o laboratório em Gotemburgo, Suécia. Na Suécia, os dados do arquivo são recebidos por um computador, sem qualquer distorção, e a partir disso pode-se confeccionar o casquete. Este é enviado aos consultórios para que o profissional possa testar sua adaptação em boca. Averiguada a adaptação, o casquete é enviado para o laboratório de prótese credenciado para que a cerâmica de cobertura (AllCeram) possa ser aplicada. Essa cerâmica possui um coeficiente de expansão térmica igual ao do casquete (Procera) e foi desenvolvida para ser usada como cerâmica de cobertura do mesmo. A cerâmica AllCeram

apresenta fluorescência similar à dentição natural e tende a reduzir problemas com metamerismo. Sua cimentação pode ser realizada com cimentos convencionais como fosfato de zinco ou ionômero de vidro. Devido à alta densidade da estrutura de alumina, não se realiza a técnica tradicional de condicionamento ácido e silanização. Entretanto, se a altura do preparo for reduzida, com margens supragengivais e com possibilidade de isolamento, cimentos adesivos a base de resina podem ser utilizados. Sem a necessidade do tratamento da superfície interna das coroas, os referidos cimentos, além da adesão, possibilitam alterações cromáticas intrínsecas, através do uso de modificadores de cor devido à boa translucidez do material (ANDERSSON *et al*; 1989; REDKOW; 1991; McLAUGHLIN; 1992; DURET; 1993; NEIVA *et al*; 1998; ANDERSSON *et al*; 1998).

### **2.1.3 Propriedades**

O desempenho clínico dos materiais odontológicos está diretamente relacionado com as suas propriedades (ANUSAVICE; 1998).

A rugosidade aumenta a superfície de contato do material restaurador reduzindo a reflexão da luz e, conseqüentemente, o seu brilho. Facilita também a deposição do biofilme trazendo como efeito deletério todas as conseqüências da ação da placa bacteriana. A importância de uma superfície lisa pode ser observada em diversos trabalhos (LEITÃO; HEGDAHL; 1981; RADFORD *et al*; 1998) os quais demonstram que, antes que qualquer restauração, prótese odontológica ou aparelho seja colocado permanentemente em boca, eles devem estar perfeitamente polidos, pois uma superfície rugosa não é apenas desconfortável, mas também permite o aprisionamento de alimentos e outros resíduos como placa bacteriana.

A rugosidade superficial pode ser determinada através de dados fornecidos por um apalpador que percorre uma superfície, definindo picos e vales. Dividindo-se, de acordo com uma fórmula matemática, a área de picos e vales por uma distância percorrida pelo apalpador em linha reta, obtém-se o parâmetro de rugosidade denominado  $R_a$  (LEITÃO; HEGDAHL; 1981).

Estudos *in vivo* têm sugerido um limiar de  $R_a$  de  $0,2\mu\text{m}$ , pois abaixo deste não é esperada uma redução adicional na acumulação da placa bacteriana, enquanto valores de  $R_a$  acima deste limiar resultam em um aumento proporcional no acúmulo de placa (QUIRYENEN *et al.*; 1996).

Para Sugimori (1988), o parâmetro  $R_a$  para analisar a rugosidade é aquele que melhor caracteriza o acabamento da superfície em relação a outros parâmetros. Além disso, o  $R_a$  é o mais utilizado no Brasil. O parâmetro  $R_a$  (desvio médio aritmético) é a média dos valores absolutos das ordenadas do perfil efetivo em relação à linha média, num determinado comprimento de amostragem.

Segundo Scherrer e colaboradores (2001) os materiais cerâmicos são suscetíveis à corrosão, fadiga dinâmica e degradação superficial que afetam diretamente na sua resistência flexural.

A falha de muitos materiais, inclusive cerâmica, tem sido atribuída à propagação de um grande sistema densamente distribuído de falhas, mais que uma simples e definida fratura. O número de falhas e microfraturas é imenso, sendo suas localizações e orientações randomizadas (JAGER; FEILZER; DAVIDSON; 2000; DRUMMOND *et al.*; 2000).

Segundo Scherrer e colaboradores, 2001, a teoria do elo mais frágil explica que materiais friáveis irão iniciar o processo de fratura a partir da maior falha. O tamanho do

pior defeito depende da amostra e isso induz uma alteração nos valores de resistência flexural.

A resistência ao desgaste destes materiais pode ser aumentada pela diminuição do espaço interpartículas e do tamanho destas partículas. O precedente diminui o efeito do desgaste da mastigação, especialmente se o espaço é menor que o tamanho da partícula abrasiva. Partículas menores resultam em menores superfícies de saliências, as quais diminuem a fricção entre os contatos. As superfícies externas também podem ser influenciadas por reações químicas superficiais (MAIR; STOLARSKI; LLOYD; 1996; SCHERRER; DENRY; WISKOTT; 1998).

A vibração mecânica é comumente usada em primeira instância para reduzir a fração do volume da porosidade da cerâmica confeccionada pelo método do pó e líquido. O efeito da vibração na redução da porosidade ainda é limitado. A porosidade remanescente é a causa da contração da queima. Grande parte da redução da porosidade ocorre, sobretudo, no processo de sinterização. O propósito deste, é criar o quanto possível, um sólido não poroso. A redução do volume do poro depende do tempo de sinterização, da temperatura, da pressão atmosférica e da viscosidade da mistura do pó de cerâmica com líquido. A viscosidade da mistura, por sua vez é dependente da temperatura e da sua composição química. Ambos, tempo e temperatura são fatores importantes na queima de materiais cerâmicos. A porosidade pode ser aumentada de duas formas durante a sinterização. Bolhas poderiam aumentar de tamanho durante o aquecimento devido à expansão em torno do equilíbrio de pressão, uma vez que a viscosidade da cerâmica diminui com a temperatura. A pressão sobre a superfície oposta causa contração. Esse efeito deve ser antagônico em relação à dissolução do gás na matriz. A porosidade mínima somente é obtida sob variações

limitadas das condições, essencialmente altas temperaturas e período curto de sinterização (CHEUNG; DARVELL; 2002).

Segundo Zeng, Odén e Rowcliffe (1996) existem vários métodos de determinar a resistência flexural dos materiais cerâmicos. Considerando as dificuldades práticas no preparo dos espécimes, os mais comumente usados são: *four-point bending test*, *three-point bending test* and *biaxial bending test*, o qual inclui as modalidades *ring-on-ring*, *ball-on-ring* e *piston-on-three-ball*. A influência do método no teste dos vários materiais cerâmicos tem sido discutida. Para qualquer dos métodos empregados os valores obtidos dependem grandemente do acabamento superficial.

## 2.2 BIOSSEGURANÇA

O aumento alarmante do número de casos de doenças infecto-contagiosas na população tem chamado a atenção do cirurgião-dentista para a necessidade do conhecimento sistemático dos riscos biológicos e das condutas de controle de infecção na prática odontológica (CENTER FOR ..., 2002).

O desconhecimento das vias de contaminação microbiana, além da desinformação sobre condutas envolvendo exposição aos fluidos corpóreos e sangue, da proteção de saúde e de cuidados com o instrumental, equipamentos e superfície, colocam a equipe odontológica em situação de vulnerabilidade. Daí o caráter inexorável dos processos de desinfecção e esterilização na prática odontológica (COUNCIL OF..., 1996).

Rowe e Forrest (1978), Leung e Schonfeld (1983) e Samaranayake e colaboradores (1991) entre outros, comprovaram cientificamente a transferência de microrganismos para o modelo de gesso através das moldagens. Merchant e colaboradores (1984) descrevem que

*Micobacterium tuberculosis*, *Hepatitis B* vírus, *Herpes simplex* vírus podem ser transmitidos da boca para outros meios, via materiais de moldagem. Outros microrganismos, não normalmente patogênicos, podem causar infecções oportunistas, especialmente em indivíduos imunodeprimidos. Doenças que vão desde uma simples gripe até enfermidades como tuberculose, hepatite e AIDS podem ser transmitidas para toda equipe odontológica através de moldagens, modelos de gesso e próteses, risco que é exacerbado pela capacidade de grande parte destes microrganismos de sobreviver por um período considerável de tempo, mesmo quando fora de seu habitat natural.

Estudos prévios relataram que microrganismos são transmitidos de impressões para modelos e de próteses para material de acabamento/polimento onde eles continuam vivos. Entretanto, a identificação dos microrganismos que são transferidos dos consultórios para os laboratórios ou a frequência destes microrganismos não foi reportada (POWELL *et al.*; 1990).

Powell e colaboradores (1990) encontraram em 67% dos itens enviados pelos laboratórios de prótese a presença de bactérias. A identificação destas bactérias mostrou a presença de microrganismos como *Enterobacter cloacae*, *Escherichia coli* e *Klebsiella oxytoca* seguido de outros.

Os cirurgiões dentistas têm obrigação de proteger a saúde dos pacientes e de toda equipe, limitando a propagação desses agentes infecciosos, o que faz da desinfecção de moldagens e modelos mais um procedimento a ser adotado na conduta diária (NASCIMENTO *et al.*; 1999).

Atitudes simples, como a desinfecção de moldagens, modelos e próteses são de fundamental importância para o controle da propagação de doenças provocadas por microrganismos. Os métodos preconizados possuem um baixo custo operacional, com a

vantagem de despender pouco tempo clínico, o que faz da utilização ou não destes procedimentos uma mera questão de responsabilidade (NASCIMENTO *et al.*; 1999).

O conhecimento dos riscos de contaminação cruzada envolvendo profissionais, pacientes e auxiliares, passou a ser um alerta para a necessidade de proteção quanto às doenças transmissíveis via consultório odontológico (GONÇALVES; TRAVASSOS; SILVA; 1996).

Em dezembro de 2000, a Secretaria da Saúde do Estado do Rio Grande do Sul, através da portaria 40/2000, aprovou a norma de Biossegurança em estabelecimentos Odontológicos e Laboratórios de Prótese no Rio Grande do Sul. Esta norma em seu artigo 1.7 prevê que os laboratórios devam possuir uma área de recepção, onde serão realizadas a desinfecção das moldagens, modelos e peças protéticas (RIO GRANDE DO SUL, 2000).

Para Guandaline, Melo e Santos (1997) a esterilização/desinfecção pode ser realizada através de vários métodos. Esses métodos podem ser divididos quanto à natureza do processo em físicos e químicos. A estufa e a autoclave são exemplos costumeiros de processos físicos e as soluções químicas, de processos químicos.

Segundo o *Center for Disease Control and Prevention* (CDC) em 2000, desinfecção é um processo que elimina os microrganismos causadores de doenças, mas não necessariamente todos os microrganismos. Existem três diferentes níveis de desinfecção:

- ✓ De baixo nível: é o processo de desinfecção menos efetivo que não elimina esporos ou o *Mycobacterium tuberculosis* var. bovis, usado como um teste para classificar o poder dos desinfetantes químicos;
- ✓ De nível intermediário: elimina o *Mycobacterium tuberculosis* var. bovis, mas não os esporos. Elimina microrganismos como os causadores da hepatite B e AIDS;

- ✓ De alto nível: elimina o *Mycobacterium tuberculosis* var. bovis, assim como outras bactérias, fungos e vírus.

Já, a esterilização é um processo que elimina toda a vida microbiológica, incluindo esporos bacterianos, os quais são as formas mais resistentes.

É imperativo que todos os artigos antes e após a colocação em boca dos pacientes sejam submetidos a um nível de desinfecção apropriado (REICHERT; YOUNG; 1997).

O C.D.C. classifica todos os instrumentos e aparatos utilizados como artigos críticos, semi-críticos e não críticos. Artigos que tocam osso ou penetram tecido são chamados de críticos e a estes se faz necessária à esterilização. Já os que entram em contato com pele intacta são considerados não críticos exigindo limpeza ou desinfecção de atividade biocida de nível intermediário. Os artigos que tocam mucosas, mas não tocam osso nem penetram tecidos, são chamados de artigos semi-críticos e a estes, são indicados à desinfecção de alto nível, ou seja, atividade biocida (CENTER FOR ..., 2000).

De acordo com o previamente descrito, Guandaline, Melo E Santos (1997) categorizam as peças protéticas em artigos semi-críticos e como tal, deveriam ser submetidos à desinfecção antes de serem enviadas ao laboratório de prótese e quando retornadas ao consultório.

### 2.2.1 Agentes Desinfetantes

Um agente esterilizante ideal, de baixa temperatura, deve ter alta eficácia, rápida ação, forte penetrabilidade, compatibilidade com o material, deve ser atóxico, deve ter habilidade de não ser inativado em presença de matéria orgânica, capacidade de monitoramento e ser acessível. Conforme Rutala e Weber (1995), o agente esterilizante ideal ainda não existe por apresentar limitações. Entender essas limitações é de crucial importância para a aplicação correta do processo de esterilização/desinfecção (RUTALA; GERGEN; WEBER; 1998).

Os líquidos desinfetantes e/ou esterilizantes são divididos pelo *Food and Drug Administration* (F.D.A.) em duas categorias: líquidos desinfetantes químicos e desinfetantes de propósitos generalizados. A primeira categoria destes agentes consiste em líquidos desinfetantes químicos com indicação generalizada e como passo final na desinfecção de artigos críticos e semi-críticos antes do uso em pacientes. Nestes incluem-se o ácido peracético, peróxido de hidrogênio, hipoclorito de sódio e glutaraldeído. A segunda categoria dos agentes líquidos consiste naqueles com indicação de artigos não-críticos, pele intacta e superfície de equipamentos (*AMERICAN ...*, 1998).

Dentre essas substâncias, o glutaraldeído e o hipoclorito de sódio destacam-se no meio odontológico por serem amplamente utilizados (McDONNELL; RUSSELL; 1999).

Segundo o Conselho para Assuntos Científicos da A.D.A., itens como impressões, relações mandibulares, restaurações protéticas que tenham estado na boca de pacientes deverão ser desinfetados apropriadamente antes de seu encaminhamento ao laboratório de prótese através da imersão em glutaraldeído por 30 minutos (*COUNCIL OF...*, 1996).

### 2.2.1.1 Glutaraldeído

O glutaraldeído, um dialdeído alifático, tem ampla utilização na indústria, na ciência e nas áreas médicas. Tem amplo espectro de atividade contra bactérias e seus esporos, fungos e vírus. O mecanismo de ação envolve uma forte associação com a camada externa da célula bacteriana, especificamente aminoácidos da superfície celular, possivelmente representando os sítios reativos. Esse efeito pode explicar a ação inibitória no sistema de enzimas, onde o acesso do substrato à enzima é proibido. A parcial ou total remoção da parede celular num meio hipertônico leva à produção dos esferoplastos ou protoplastos e a subsequente prevenção da lise pelo glutaraldeído quando essas formas são diluídas num meio hipotônico, sugerindo um efeito adicional na membrana interna e um substancial efeito pelo fato do aldeído prevenir a liberação seletiva da união da membrana. O glutaraldeído é mais ativo em meio alcalino que em meio ácido (McDONELL; RUSSELL; 1999).

O glutaraldeído é pouco corrosivo para instrumentais, tem rápida ação para desinfecção de alto nível e apresenta atividade germicida em presença de matéria orgânica. Entretanto, materiais imersos no glutaraldeído sem limpeza prévia, apresentam impregnação de sangue pela formação de precipitados, dificultando a limpeza (APECIH, 1999).

Em 1994, segundo o *Control of Substances Hazardous to Health Regulations* o glutaraldeído (2%) era o agente desinfetante mais comumente usado no Reino Unido para desinfecção de endoscópios. Ele é encontrado em solução aquosa em diversas concentrações. Em geral, o aumento da concentração dos ingredientes ativos tende a aumentar a habilidade antimicrobiana. Entretanto, concentrações extremamente altas devem

ser evitadas em função do potencial dos seus produtos de degradação e possíveis danos tanto aos objetos inanimados quanto à pele e mucosas. Para melhores resultados, os produtos devem ser empregados seguindo a orientação do fabricante (REICHERT; YOUNG; 1997).

Ballantyne e Myers (2001) investigaram a toxicidade e irritação primária do glutaraldeído em função da variação de suas concentrações para determinar o perigo destas soluções e sugeriram que o potencial deletério do mesmo varia de acordo com sua concentração e que a indústria deveria fazer novas considerações a esse respeito.

Guimarães Jr (1992) afirma que os vapores de glutaraldeído são irritantes, tóxicos e alérgicos exigindo o uso de luvas e máscara para sua manipulação, devendo ser manuseados em ambientes arejados. Da mesma forma, Guandaline, Melo e Santos (1997) também alertam para toxicidade cutânea e mucosa da liberação de vapores tóxicos do glutaraldeído.

Estudos toxicológicos mostraram que o glutaraldeído é tóxico à pele, olhos e sistema respiratório. Este não se degrada rapidamente, seus resíduos têm efeito irritante mesmo em longo prazo. Algumas injúrias e mortes foram relatadas em função do uso inadequado deste agente químico (*AMERICAN...*, 1998).

Rutala e Weber (1998) afirmam que este agente não é biodegradável e os produtos de sua composição são tóxicos, sendo necessária uma rotina de descarte especial. Além disso, o mesmo possui odores pungentes e irritantes, característicos dos aldeídos.

*Health and Safety Commission* tem recomendado uma substancial redução no nível atmosférico de glutaraldeído de maneira a corroborar com o *Control of Substances Hazardous to Health Regulations*. Existem critérios específicos relacionados aos níveis de exposição a produtos químicos. Esses são definidos em termos de padrão de exposição

ocupacional (*Occupational Exposure Standard –OES*) e o nível máximo de exposição (*Maximum Exposure Level*). Uma vez que o nível de segurança do glutaraldeído não pode ser determinado é esperado que a exposição deva ser controlada como o nível mínimo razoável para a prática (CLEANING..., 1998).

Palczynski *et al.* (2001), relatam a incidência de asma ocupacional em pessoas expostas ao glutaraldeído no trabalho. Foi verificada alteração no mecanismo imunológico dos trabalhadores quando expostos ao glutaraldeído, assim como a incidência de alergias de vias aéreas.

#### 2.2.1.2 Hipoclorito de Sódio

Outro agente desinfetante que tem sido utilizado é o hipoclorito de sódio. Este tem sua ação germicida atribuída ao ácido hipocloroso indissociado, presente nos compostos a base de cloro. O mecanismo de ação germicida não foi devidamente esclarecido, entretanto, acredita-se que seja pela inibição de reações enzimáticas básicas das células, desnaturaçãõ de proteínas e inativação de ácidos nucléicos (RUTALA; 1993; RUTALA; WEBER; 1997).

Estes compostos possuem ação virucida, fungicida, bactericida, micobactericida e esporicida para grande número de esporos. Eles ainda apresentam rápida ação e baixo custo. Seu uso é limitado pela atividade corrosiva em artigos metálicos, possui ação descolorante e relativa instabilidade. Sofre interferências significativas quando em presença de matéria orgânica (RUTALA; WEBER; 1997).

Entre as desvantagens incluem-se as irritações da mucosa nasal e orofaríngea e, quando atinge os pulmões podem provocar hemorragias. Apresentam forte odor em

concentrações maiores e potencial de formação de produtos tóxicos quando combinados com outros agentes químicos (RUTALA; WEBER; 1997).

Além disso, o cloro é inativado em presença da luz, por altas temperaturas e pela elevação do pH, sendo mais ativo em pH ácido, porém menos estável (COATES, 1988).

Tanto o hipoclorito quanto o glutaraldeído nas concentrações usadas em desinfecção apresentam elevado grau de toxicidade e requerem cuidados especiais em seu manuseio, não podendo entrar em contato com tecidos vivos como pele e mucosa por reagirem com proteínas (RUTALA; WEBER; 1997).

### 2.2.1.3 Ácido Peracético

Apesar dos grandes avanços nas questões relacionadas a biossegurança na Odontologia, ainda há muito que se realizar. Uma das lacunas no controle de infecção está nos cuidados dispensados às peças protéticas. Levando em consideração as desvantagens do glutaraldeído e do hipoclorito, uma solução poderia ser o ácido peracético que tem rápida atuação e é efetivo contra bactérias, fungos e bactérias esporuladas (SHARBAUGH, 1997; REICHERT; YOUNG; 1997).

O ácido peracético foi introduzido em 1955 como um agente desinfetante/esterilizante basicamente utilizado na indústria alimentícia e no tratamento de efluentes de água. Tem sido usado na desinfecção de plásticos e artigos médicos. Seus constituintes são, basicamente, peróxido de hidrogênio e ácido peracético (CLEANING..., 1998).

Ao contrário da maioria dos desinfetantes químicos, o ácido peracético não é inativado na presença de matéria orgânica. É esporicida e, utilizado extensivamente na

esterilização automatizada de instrumentos médicos e cirúrgicos. O ácido peracético não deixa resíduos e não produz subprodutos nocivos (REICHERT; YOUNG; 1997).

Ele tem um rápido ciclo de ação, sendo que o artigo a ser desinfetado deve ser imerso no líquido o qual facilita a remoção de sais, proteínas e microrganismos (RUTALA; WEBER; 1995).

Está disponível no mercado brasileiro, desde 1998 uma apresentação comercial do ácido peracético (0,2%) chamada Sterilife®. O princípio ativo do Sterilife® é o ácido peracético e um peróxido que apresentam rápida ação sobre os microrganismos, mesmo em concentrações baixas (KODA; NORCIA; 1999). A composição desta solução, segundo o laudo técnico número 52.250 do Instituto de Tecnologia do Paraná em 1998 (TECPAR) é a seguinte:

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

Segundo Koda e Norcia (1999) o Sterilife® possui formulação inibidora de corrosão desenvolvida para que seu efeito ácido seja compatível com artigos metálicos. É compatível com a maioria dos materiais utilizados na confecção de instrumentos cirúrgicos: aço inox, alumínio, vidro, porcelana, teflon, viton, PVC, polietileno, polipropileno e policarbonato.

Este produto é indicado para desinfecção de artigos críticos e semicríticos. O fabricante do Sterilife recomenda um tempo de imersão de 10 minutos para desinfecção de alto nível e de uma hora para esterilização, sendo sua fábrica de produção certificada pelo sistema de qualidade ISO (*International Organization for Standardization*) 9002 e BSI (*British Standards Institution*).

Segundo Chassot (2001) o ácido peracético (0,2%) mostrou-se eficaz na desinfecção de resinas acrílicas quando submetidas à imersão por 5 minutos e Hehn (2001) utilizando o mesmo processo de desinfecção, mostrou que as propriedades de sorção, solubilidade e microdureza das resinas acrílicas não sofreram alterações.

Instituições de referência internacional na área de controle de infecção hospitalar como F.D.A., C.D.C. e *Association of Professionals in Infection Control* (APIC) consideram o ácido peracético uma alternativa eficaz e segura ao glutaraldeído. O Ministério da Saúde através da Portaria número 122, de 29 de novembro de 1993, reconhece e declara o ácido peracético como desinfetante e esterilizante, conforme exigência da Secretaria da Saúde – resolução no. 1/ 98 item 6.12 onde diz que o agente químico a ser utilizado em consultório deve ser registrado no Ministério da Saúde como desinfetante hospitalar. Em 10 de março, de 1999 o produto Sterilife® foi registrado no Diário Oficial Nacional como esterilizante (KODA; NORCIA; 1999).

Segundo Koda e Norcia (1999) e Rutala e Weber (1999) as pontes entre sulfetos são responsáveis pela resistência da forma esporulada dos microrganismos à ação do calor e agentes químicos. O Sterilife® age pela reação de oxidação das ligações de sulfetos e entre sulfeto e hidrogênio da membrana celular, do conteúdo citoplasmático e do material genético. Com isto, enzimas essenciais para as reações bioquímicas de sobrevivência e reprodução de microrganismos são oxidadas.

A eficiência microbiológica do Sterilife®, ácido peracético (0,2%) em relação ao *Bacillus subtilis* e ao *Clostridium sporogenes* foi verificada e descrita pelo (INSTITUTO...,1998) no laudo técnico número 52259-98006116.

A completa eliminação ou remoção de *Enterococcus faecalis*, *Mycobacterium chelonae* e o *Bacillus subtilis* na presença de sal e soro foi alcançada pelo ácido peracético (RUTALA; WEBER; 1998). Rutala, Gergen e Weber (1998) demonstram que a excelente atividade do ácido peracético contra os organismos testes é atribuída à eficácia do ácido peracético em função da habilidade do líquido dissolver sais e remover proteínas e bactérias devido à ação do fluido.

O laudo técnico número 52260 - 98000911, (INSTITUTO..., 1998) descreve o ensaio de irritação cutânea primária. O potencial de irritação dérmica foi testado em seis coelhos albinos da Nova Zelândia. O produto foi misturado com o anticorrosivo e aplicado diretamente sobre o dorso tricotomizado dos coelhos. Os animais foram observados 24 e 72 horas após aplicação do produto. O produto foi classificado como não irritante, pois os animais apresentaram eritema muito leve e bem definido.

O laudo técnico número 52260 - 98000912, (INSTITUTO..., 1998) descreve o ensaio de irritabilidade ocular. O produto foi aplicado diretamente no olho de cinco coelhos e os animais foram observados após 24, 48, 72 horas e 7 dias da instilação. O produto foi classificado como irritante máximo.

O laudo técnico número 52260 - 98000914, (INSTITUTO, 1998) descreve o ensaio de determinação da dose letal mediana via dérmica em ratos. A amostra foi aplicada em dose única topicamente na região dorsal de 10 animais, sendo cinco machos e cinco fêmeas, e estes observados quanto aos possíveis sinais de intoxicação e de morte durante 14 dias. Nenhum deles apresentou alterações.

O laudo técnico número 52260 - 98000915, (INSTITUTO..., 1998) descreve o ensaio de determinação da dose letal mediana via oral para ratos. A amostra foi administrada em 80 animais em dose única e estes observados quanto aos possíveis sinais de intoxicação e número de mortes em 14 dias. De acordo com os resultados obtidos nenhum deles apresentou alterações.

O laudo técnico número 52260 - 98000916, (INSTITUTO..., 1998) descreve o ensaio de sensibilização dérmica. O produto Sterilife foi testado para a determinação do seu potencial sensibilizante em *Cavia porcellus*. Foram feitas 10 aplicações intradérmicas em dias alternados (fase de indução). Após duas semanas em repouso, os animais foram novamente inoculados intradermicamente (fase de desafio). As leituras foram realizadas antes de cada aplicação na fase de indução e, 24 e 48 horas após a última aplicação na fase de desafio. De acordo com os resultados obtidos, o produto foi classificado como não sensibilizante.

Segundo KODA e NORCIA (1999) o Sterilife® é uma alternativa eficaz e segura para os usuários que se preocupam com os riscos ocupacionais e ambientais que o glutaraldeído apresenta.

O ácido peracético é uma substância biodegradável, que não forma compostos tóxicos, uma vez que se decompõe em ácido acético (vinagre), água e oxigênio, produtos biocompatíveis e presentes na natureza (BRITISH..., 1999).

### **3 PROPOSIÇÃO**

O objetivo deste trabalho foi avaliar a influência do ácido peracético (0,2%) sobre as propriedades de:

- resistência flexural e
- rugosidade superficial,

das cerâmicas do sistema Procera AllCeram.

## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.1 MATERIAIS

Os materiais utilizados neste trabalho, assim como as marcas comerciais e os respectivos fabricantes estão apresentados no quadro 1. Os materiais cerâmicos utilizados compõem um sistema onde a cerâmica de estrutura (Procera) deve ser coberta por uma cerâmica feldspática (AllCeram) constituindo o sistema cerâmico Procera AllCeram.

**Quadro 1- Materiais, marcas comerciais e fabricantes.**

MATERIAL	MARCA COMERCIAL	FABRICANTE
Cerâmica de estrutura	Procera®	Nobel-Biocare <sup>2</sup>
Cerâmica de cobertura	AllCeram®	Duceram <sup>3</sup>
Ácido peracético	Sterilife®	Lifemed <sup>4</sup>

---

<sup>2</sup> Procera, fabricante Nobel Biocare - Gotemburgo, Suécia.

<sup>3</sup> AllCeram, fabricante Duceram Dental GmbH –Rosbach, Alemanha.

<sup>4</sup> Sterilife, fabricante Lifemed Produtos Médicos Comércio LTDA, São Paulo, Brasil.

## 4.2 CONFECÇÃO DOS ESPÉCIMES

### 4.2.1 Cerâmica Procera

Os espécimes foram confeccionados pelo fabricante Nobel Biocare através do sistema CAD/CAM. O número e as dimensões dos corpos de prova para os ensaios de resistência flexural foram àqueles determinados pela ISO 6872 para cerâmicas odontológicas. Para o ensaio de rugosidade foram utilizados 10 corpos de prova com as mesmas dimensões do ensaio de resistência flexural conforme está apresentado no quadro 2.

**Quadro 2 - Ensaios, dimensões e número de corpos de prova da cerâmica Procera.**

ENSAIO	DIMENSÕES DOS ESPÉCIMES		NÚMERO	
	Diâmetro (mm)	Espessura (mm)	Controle	Teste
Resistência flexural	(12 ± 0,2)	(1,2± 0,2)	10	10
Rugosidade superficial	(12 ± 0,2)	(1,2± 0,2)	10	

### 4.2.2 Cerâmica AllCeram

Para confecção de todos os corpos de prova do material AllCeram foi utilizado o pó cerâmico da cor DD2 misturado com o líquido modelador, conforme instruções do fabricante. O pó e o líquido foram misturados numa placa cerâmica especial apoiada sobre

um recipiente contendo água destilada. A mistura foi levada ao interior da matriz sob vibração com auxílio de espátula plástica. A matriz consiste de uma placa retangular de aço inoxidável com  $13,25\text{cm}^2$  de área e  $(1,6\pm 0,1)$  mm de espessura em cujo centro há um orifício circular com  $(16\pm 0,2)$  mm de diâmetro (Fig 1). Após a conformação do corpo de prova, a matriz foi removida e os corpos de prova ficaram em temperatura ambiente, por 10 minutos. A seguir, estes foram levados ao refratário, e o conjunto, ao forno<sup>5</sup>. O tempo de secagem foi 3 minutos, seguidos de 3 minutos para o pré-aquecimento. A temperatura inicial do forno foi  $535^{\circ}\text{C}$ , com elevação de  $55^{\circ}\text{C}$  por minuto. Quando o forno atingia a temperatura final de  $920^{\circ}\text{C}$ , formava-se o vácuo, e essa situação permanecia por 1 minuto. Logo após, o vácuo era desfeito e a temperatura regredia até seus níveis iniciais. Ao fim do processo, o refratário e os corpos de prova foram retirados do forno e ficaram resfriando em temperatura ambiente, por 30 minutos. As dimensões das matrizes utilizadas, assim como o número de corpos de prova para os ensaios de resistência flexural e rugosidade da cerâmica AllCeram, empregados neste estudo, estão apresentados no quadro 3.

**Quadro 3 - Ensaios, dimensões da matriz e número de corpos de prova da cerâmica AllCeram.**

ENSAIO	DIMENSÕES DA MATRIZ		NÚMERO	
	Diâmetro (mm)	Espessura (mm)	Controle	Teste
Resistência Flexural	$(16 \pm 0,2)$	$(1,6\pm 0,1)$	10	10
Rugosidade	$(16 \pm 0,2)$	$(1,6\pm 0,1)$	10	

<sup>5</sup> forno para cerâmica modelo FV-I da Indústria EDG, São Carlos, São Paulo – Brasil.

A figura 1 apresenta a matriz sobre a placa de manipulação, preenchida com o material cerâmico AllCeram, antes da cocção.



**FIGURA 1 - Material cerâmico (AllCeram) antes da cocção, preenchendo a matriz sobre a placa de manipulação.**

#### 4.3 MÉTODOS

Os ensaios realizados neste trabalho foram resistência flexural e rugosidade superficial, sendo que para cada ensaio foram avaliados o grupo controle e o experimental. A variável entre grupo controle e experimental foi à imersão em ácido peracético (0,2%). O período total de imersão em ácido peracético foi de 50 minutos e consistiu de uma imersão de 10 minutos por dia, por 5 dias, com a finalidade de simular o desafio máximo ao qual uma prótese poderia ser submetida, considerando todas as provas e conseqüentes idas e vindas ao laboratório. Após cada imersão no desinfetante, os corpos de prova foram lavados em água destilada estéril, por 10 minutos. De acordo com o fabricante, 10 minutos de imersão em ácido peracético é o tempo necessário para promover a desinfecção.

### **4.3.1 Resistência flexural biaxial**

#### 4.3.1.1 Cerâmica Procera

A avaliação da resistência flexural está baseada na especificação número 6872 da ISO de 1995, referente às Cerâmicas Odontológicas. De acordo com a especificação foram utilizados 20 corpos de prova com as dimensões apresentadas no quadro 2. Desses 20 corpos de prova, 10 fizeram parte do grupo controle e 10 do grupo experimental, ou seja, submetidos cinco vezes à imersão em ácido peracético (0,2%) por 10 minutos conforme item 4.3.

O diâmetro e espessura dos corpos de prova foram aferidos previamente através de um paquímetro digital<sup>6</sup>. Foram tomadas quatro medidas tanto para o diâmetro quanto para a espessura, totalizando 160 leituras. Posteriormente, foram calculados espessuras e diâmetros médios dos corpos de prova (Anexo A). As medidas da espessura foram obtidas no centro do corpo de prova e em três pontos equidistantes.

O ensaio de resistência flexural biaxial foi realizado em uma máquina de ensaio universal<sup>7</sup>. De acordo com a especificação, os corpos de prova foram colocados em uma matriz concêntrica sobre as três esferas que estavam posicionadas a 120° entre si sobre o suporte da máquina. O círculo formado pelas esferas apresenta um diâmetro de 10mm (figura 2). A pré-carga de 0,1N foi aplicada perpendicularmente sobre os espécimes através de um pistão com extremidade plana e um diâmetro de 1,2mm, numa velocidade de (1±0,5) mm/min até o rompimento dos corpos de prova.

---

<sup>6</sup> paquímetro digital da marca Vonder, Brasil.

<sup>7</sup> máquina de ensaio EMIC, modelo DL-2000 – São José dos Pinhais – PR – Brasil

A figura 2 apresenta o corpo de prova posicionado sobre a matriz utilizada para o ensaio de resistência flexural biaxial.



**FIGURA 2 – Corpo de prova (Procera) posicionado na matriz utilizada para o ensaio de resistência flexural.**

Os resultados para este ensaio foram calculados a partir da equação 1.

$$S = -0,2387P(X-Y)/d^2 \quad (1)$$

Onde:

S é a resistência máxima no centro do corpo de prova, (MPa);

P é a carga total causadora da fratura, em (N);

$$X = (1 + \nu) \ln (r_2/r_3)^2 + [(1 - \nu)/2] (r_2/r_3)^2$$

$$Y = (1 + \nu) [1 + \ln(r_1/r_3)^2] + (1 - \nu)(r_1/r_3)^2$$

Onde:

$\nu$  é a razão de Poisson que é 0,25;

$r_1$  é o raio do círculo suporte, (mm);

$r_2$  é da área da ponta ativa do pistão, (mm);

$r_3$  é o raio do espécime, (mm);

$d$  é a espessura do espécime, (mm).

De acordo com a ISO 6872/1995, o material cerâmico do tipo I, classe II, (AllCeram) será aprovado quanto à resistência flexural se no mínimo oito dos 10 espécimes ensaiados apresentarem uma resistência de no mínimo de 50MPa. Quanto ao material cerâmico do tipo II, classe I (Procera) a exigência de resistência flexural é de 100MPa para no mínimo oito dos 10 corpos de prova avaliados.

#### 4.3.1.2 Cerâmica AllCeram

A confecção dos corpos de prova ocorreu conforme o item 4.2.2. O número e as dimensões estão apresentados no quadro 3 e a metodologia empregada foi idêntica à metodologia empregada para a cerâmica Procera, tanto para o grupo controle quanto para o grupo experimental.

#### 4.3.2 Rugosidade

Para o ensaio de rugosidade foram confeccionados 10 corpos de prova para cada tipo de cerâmica conforme as dimensões apresentadas nos quadros 2 e 3. Os corpos de prova foram incluídos em uma matriz de resina acrílica para posterior polimento, conforme apresentado na figura 3. Esse foi obtido para ambas as cerâmicas, através do emprego de uma politriz<sup>8</sup> que realizava 150 rotações por minuto utilizando lixas abrasivas a base de

---

<sup>8</sup> politriz da marca Strues Abramin, Alemanha.

carbeto de silício de granulação 200, 400, 600 e 1200 durante 5 minutos cada, totalizando 20 minutos, sob refrigeração com água.



**FIGURA 3 – Corpo de prova de AllCeram polido, embutido em resina acrílica e posicionado para leitura com o rugosímetro.**

#### 4.3.2.1 Cerâmica Procera

De acordo com o quadro 2 foram utilizados 10 corpos de prova com dimensões de  $(12 \pm 0,2)$ mm de diâmetro e  $(1,2 \pm 0,2)$ mm de espessura, fornecidos pelo fabricante e submetidos ao processo de polimento. Os corpos de prova inicialmente fizeram parte do grupo controle e foram submetidos à três medidas da rugosidade por espécime, para obtenção da rugosidade média do grupo controle. A leitura da rugosidade foi obtida pelo rugosímetro<sup>9</sup>, utilizando o parâmetro  $R_a$  (média aritmética entre os picos e vales dividida pela distância percorrida pelo apalpador em linha reta), num trecho de 4,8mm (*cut-off*: 0,8mm). A seguir, os corpos de prova foram submetidos à imersão em ácido peracético

---

<sup>9</sup> rugosímetro modelo SJ 201, da marca Mitutoyo, Japão.

(0,2%) conforme o item 4.3 para constituir o grupo experimental. Todos os corpos de prova foram, então, novamente submetidos à avaliação da rugosidade média. Já que o ensaio não foi destrutivo, cada corpo de prova foi seu próprio controle. A rugosidade média foi calculada a partir de três medidas, de cada espécime, de cada grupo, totalizando 60 medidas (Anexo B).

#### 4.3.2.2 Cerâmica AllCeram

Os corpos de prova foram confeccionados conforme descrito no item 4.2.2, sendo que o número destes e as dimensões da matriz constam no quadro 3. A metodologia para a análise de rugosidade média da cerâmica AllCeram foi idêntica ao descrito no item 4.3.2.1.

#### 4.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os resultados da resistência flexural dos grupos controle e experimental, tanto da cerâmica Procera, quanto da AllCeram, foram submetidos ao teste “t” de Student. O mesmo ocorreu com o ensaio de rugosidade, porém, para amostras pareadas, uma vez que o ensaio não foi destrutivo e cada corpo de prova foi o seu próprio controle.

## 5 RESULTADOS

Os resultados para resistência flexural da cerâmica Procera, do grupo controle, estão apresentados na tabela 1, assim como a resistência flexural mínima exigida pela norma ISO 6872 para cerâmicas do tipo II classe I.

**Tabela 1 - Valores de resistência flexural da cerâmica Procera do grupo controle e exigência da ISO 6872.**

<b>Corpo de prova</b>	<b>Valor da resistência (MPa)</b>	<b>ISO 6872 mín 100MPa</b>
<b>1</b>	558,4	*
<b>2</b>	292,3	*
<b>3</b>	252,7	*
<b>4</b>	423,0	*
<b>5</b>	611,5	*
<b>6</b>	461,3	*
<b>7</b>	444,5	*
<b>8</b>	367,8	*
<b>9</b>	550,6	*
<b>10</b>	444,5	*

\* aprovado pela ISO 6872.

Os resultados para resistência flexural da cerâmica Procera do grupo experimental estão apresentados na tabela 2, assim como a resistência flexural mínima exigida pela norma ISO 6872 para a referida cerâmica do tipo II, classe I.

**Tabela 2 - Valores de resistência flexural da cerâmica Procera do grupo experimental e exigência da ISO 6872.**

<b>Corpo de prova</b>	<b>Valor da resistência (MPa)</b>	<b>ISO 6872 mín 100MPa</b>
<b>1</b>	372,9	*
<b>2</b>	347,4	*
<b>3</b>	453,7	*
<b>4</b>	434,9	*
<b>5</b>	432,2	*
<b>6</b>	415,1	*
<b>7</b>	398,6	*
<b>8</b>	499,7	*
<b>9</b>	376,0	*
<b>10</b>	385,7	*

\*aprovado pela ISO 6872.

Os resultados para a média da resistência flexural entre os grupos da cerâmica Procera estão apresentados na tabela 3. Além disso, a tabela apresenta o desvio padrão e o nível mínimo de significância (p) do teste “t” de Student.

**Tabela 3 - Análise estatística, média e desvio padrão da resistência flexural dos grupos controle e experimental da cerâmica Procera.**

<b>GRUPO</b>	<b>N</b>	<b>Média (Mpa)</b>	<b>Desvio Padrão</b>	<b>Valor de p</b>
Controle	10	440,7	114,77	0,466
Experimental	10	411,6	45,02	

Os resultados para resistência flexural da cerâmica AllCeram do grupo controle estão apresentados na tabela 4, assim como a resistência flexural mínima exigida pela norma ISO 6872 para cerâmicas do tipo I, classe II.

**Tabela 4 - Valores de resistência flexural da cerâmica AllCeram do grupo controle e exigência da ISO 6872.**

<b>Corpo de prova</b>	<b>Valor da resistência (Mpa)</b>	<b>ISO 6872 mín 50MPa</b>
1	70,4	*
2	76,5	*
3	80,3	*
4	74,4	*
5	78,3	*
6	76,6	*
7	72,1	*
8	79,3	*
9	75,7	*
10	81,8	*

\*aprovado pela ISO 6872.

Os resultados para resistência flexural da cerâmica AllCeram do grupo experimental estão apresentados na tabela 5, assim como a resistência flexural mínima exigida pela norma ISO 6872 para cerâmicas do tipo I, classe II.

**Tabela 5. Valores de resistência flexural da cerâmica AllCeram do grupo experimental e exigência da ISO 6872.**

<b>Corpo de prova</b>	<b>Valor da resistência (Mpa)</b>	<b>ISO 6872 mín 50MPa</b>
<b>1</b>	82,8	*
<b>2</b>	77,6	*
<b>3</b>	123,0	*
<b>4</b>	91,9	*
<b>5</b>	79,8	*
<b>6</b>	77,9	*
<b>7</b>	91,9	*
<b>8</b>	94,6	*
<b>9</b>	66,0	*
<b>10</b>	79,5	*

\*aprovado pela ISO 6872.

Os resultados para a média da resistência flexural entre os grupos da cerâmica AllCeram estão apresentados na tabela 6. Além disso, a tabela apresenta o desvio padrão e o nível mínimo de significância (p) do teste “t” de Student.

**Tabela 6 - Análise estatística, média e desvio padrão da resistência flexural dos grupos controle e experimental da cerâmica AllCeram.**

<b>GRUPO</b>	<b>n</b>	<b>Média (MPa)</b>	<b>Desvio Padrão</b>	<b>Valor de p</b>
Controle	10	76,5	3,59	0,062
Experimental	10	86,5	15,41	

Os resultados para as médias de rugosidade superficial entre os grupos estudados da cerâmica Procera estão apresentados na tabela 7, além disso, a tabela apresenta o desvio padrão e o nível mínimo de significância (p) do teste “t” de Student para amostras pareadas.

**Tabela 7 - Análise estatística, média e desvio padrão da rugosidade superficial da cerâmica Procera dos grupos controle e experimental.**

<b>GRUPO</b>	<b>n</b>	<b>Média (<math>\mu\text{m}</math>)</b>	<b>Desvio Padrão</b>	<b>Valor de p</b>
Controle	10	0,090	0,014	0,364
Experimental		0,086	0,009	

Os resultados para as médias de rugosidade superficial entre os grupos estudados da cerâmica AllCeram estão apresentados na tabela 8. Além disso, a tabela apresenta o desvio padrão e o nível mínimo de significância (p) do teste “t” de Student para amostras pareadas.

**Tabela 8 - Análise estatística, média e desvio padrão da rugosidade superficial da cerâmica AllCeram dos grupos controle e experimental.**

<b>GRUPO</b>	<b>n</b>	<b>Média (µm)</b>	<b>Desvio Padrão</b>	<b>Valor de p</b>
Controle	10	0,022	0,004	0,591
Experimental		0,021	0,006	

Os valores do nível mínimo de significância para o teste “t” de Student apresentados nas tabelas 3, 6, 7 e 8 mostraram que não houve diferença estatística significativa entre os grupos controle e experimental dos ensaios de resistência flexural e rugosidade, para ambos os materiais.

## 6 DISCUSSÃO

De acordo com as recomendações do *Center of...* (2000) e da Portaria 40/2000 da Secretaria de Saúde do Estado do Rio Grande do Sul (RIO GRANDE DO SUL, 2000), é imprescindível a adoção de um meio eficaz e prático para desinfecção dos aparatos odontológicos classificados como semicríticos por Guandaline, Melo e Santos (1997), como são caracterizadas as próteses odontológicas.

Para Guandaline, Melo e Santos (1997) a desinfecção pode ser obtida a partir de meios químicos ou físicos. Um dos meios físicos para esta prática poderia ser a autoclave, já que a cerâmica não é um material sensível a temperatura de ação das mesmas, habilitando-a, a princípio, para este fim. Todavia, o processo de esterilização em autoclave requer mais tempo de aplicação e gera custos mais elevados, implicando, provavelmente, na falta de adesão dos profissionais a este método. Além disso, o mecanismo de ação da autoclave, tem também uma outra variável, que é a pressão utilizada no processo, cujo efeito sobre as propriedades das cerâmicas também teria de ser considerado, motivo pelo qual, optou-se por utilizar, neste trabalho, um processo químico de desinfecção.

É consenso de que as alternativas mais práticas e acessíveis para desinfecção são apresentadas pelos agentes químicos. Dentre os agentes químicos mais utilizados para desinfecção em Odontologia estão o glutaraldeído e o hipoclorito de sódio, no entanto, os mesmos apresentam algumas desvantagens. Segundo Rutala e Weber (1998) o glutaraldeído não é biodegradável e os produtos de sua decomposição são tóxicos, e o hipoclorito de sódio para Rutala e Weber (1997) possui ação descolorante, relativa instabilidade e provoca irritação da pele e mucosas.

Sendo assim, considerando as vantagens do ácido peracético apresentadas por Sharbaugh (1997), como a rápida atividade contra bactérias vegetativas, esporos bacterianos, fungos e vírus, a sua não inativação em presença de matéria orgânica e a não liberação de resíduos tóxicos ao meio ambiente, ele foi o material de escolha para este trabalho.

Com relação à escolha das cerâmicas, o sistema Procera AllCeram foi escolhido em função de apresentar excelentes propriedades mecânicas e estéticas, o que lhe confere boa aceitação presente e futuro promissor. Compondo um sistema cerâmico, a cerâmica Procera é a subestrutura, sobre a qual deve ser aplicada a cerâmica de cobertura, AllCeram.

Quanto à simulação do processo de desinfecção, a imersão das cerâmicas no desinfetante por 50 minutos, divididos em uma imersão de 10 segundos por dia, durante cinco dias, foi o tempo determinado tendo em vista o número provável, de idas e vindas da prótese do laboratório ao consultório, e vice versa até a sua conclusão. Acredita-se que este período de imersão de 50 minutos deva ser o desafio máximo pelo qual a cerâmica teria de passar, considerando a seqüência de provas e conseqüente cimentação em boca. Merchant e colaboradores (1984) descrevem que vários microrganismos podem ser transmitidos da boca para outros meios, podendo sobreviver por um período considerável de tempo longe de seu habitat natural em substratos como modelos, próteses, etc., motivo pelo qual faz-se indispensável à desinfecção de qualquer aparato odontológico antes de ser colocado em boca.

Mesmo não havendo dúvidas da necessidade de desinfecção dos aparatos odontológicos colocados em boca, é mister que o processo de desinfecção de escolha não altere as propriedades dos materiais, para que se possa apostar na sua viabilidade.

De acordo com Anusavice (1998) o desempenho clínico dos materiais odontológicos está diretamente relacionado às suas propriedades. Por todos esses motivos optou-se por avaliar a influência da imersão em ácido peracético (0,2%) sobre as propriedades de resistência flexural e rugosidade do sistema cerâmico Procera AllCeram.

## 6.1 RESISTÊNCIA FLEXURAL

Dentre os ensaios para a avaliação da resistência flexural das cerâmicas, a ISO 6872, indica a utilização do ensaio de resistência flexural biaxial ou da análise através do “*three point bending test*”. Wagner e Chu (1996) afirmaram que o ensaio de resistência flexural biaxial é o ensaio mais apropriado para a avaliação da resistência flexural das cerâmicas, motivo pelo qual foi o ensaio escolhido para este trabalho.

O ensaio de resistência flexural seguiu as determinações da especificação no que se refere aos requisitos estabelecidos no item 8.3.2, da referida norma (matrizes, preparo dos corpos de prova, máquina de ensaio, cálculo e determinação dos resultados), tanto para a cerâmica do tipo I (AllCeram), quanto do tipo II (Procera). A especificação ressalta a importância da padronização das dimensões dos corpos de prova, especialmente com relação ao paralelismo das suas faces planas, chamando a atenção para o fato de que, após o polimento dos corpos de prova, a manutenção deste paralelismo deve ser confirmada muito criteriosamente, pois poderá comprometer a padronização das dimensões originais dos mesmos. Além disso, o polimento ideal é obtido com o embutimento dos corpos de prova para posterior adaptação a uma politriz. Em função da baixa resistência mecânica, especialmente da cerâmica do tipo I, um ensaio piloto mostrou a grande dificuldade de remoção dos corpos de prova deste embutimento, sem fratura. Por esses motivos, o

polimento prévio ao ensaio de resistência flexural não foi executado, sendo que a principal causa foi o fato da existência do risco de alterar as condições de paralelismo entre as superfícies planas originais, obtidas no Procera, pelo desgaste mecanizado (CAD-CAM) e no AllCeram, pela matriz utilizada na sua confecção, que poderiam comprometer seriamente os resultados a serem obtidos. Então, considerando a dificuldade de padronização do polimento e considerando, também, que o polimento só faria aumentar a resistência flexural, optou-se por realizar o referido ensaio com os corpos de prova com a textura superficial originalmente obtida no seu processo de fabricação, com base no princípio lógico de que, se fossem aprovados sem polimento, certamente também o seriam com o polimento, com valores de resistência ainda muito mais elevados, de acordo com McLean (1991), que afirmou que o desempenho de uma cerâmica de alta resistência, porém rugosa, pode ser pior de que uma cerâmica de baixa resistencial, porém polida. Da mesma forma Drummond e colaboradores (2000) afirmam que as cerâmicas são materiais frágeis que falham quando sua habilidade de suportar uma carga aplicada é comprometida pela presença de defeitos, concordando com Jager, Feilzer e Davidson (2000) que relacionam a resistência biaxial com a rugosidade das cerâmicas mantendo a hipótese de que a rugosidade superficial irá concentrar o estresse aplicado, resultando numa resistência flexural mais baixa. De forma similar, Zeng, Odén e Rowcliffe (1996), afirmam que existem vários métodos de determinar a resistência flexural dos materiais cerâmicos. Para qualquer dos métodos empregados, os valores obtidos dependem grandemente do acabamento superficial. Como o objetivo deste trabalho não foi fazer controle da qualidade dos materiais cerâmicos, nem comparar os resultados com outras marcas comerciais, mas sim, verificar a influência do ácido peracético sobre as propriedades das cerâmicas, optou-

se por trabalhar com condições que oferecessem maior segurança na manutenção das dimensões dos corpos de prova.

De acordo com a especificação número 6872 da ISO, para a aprovação no teste de resistência flexural biaxial, pelo menos oito corpos de prova dos dez ensaiados, devem atingir a resistência de 50MPa para a cerâmica do tipo I, e 100MPa, para a cerâmica do tipo II. Neste trabalho, 100% dos corpos de prova foram aprovados, tanto para o grupo controle, quanto para o experimental, para ambos os materiais. Como a avaliação deve ser feita individualmente, para cada corpo de prova, a rigor, não haveria necessidade de análise estatística para comparar os grupos entre si, pois dependendo dos resultados, em relação à especificação, o grupo estaria ou não aprovado. No entanto, até a título de curiosidade, optou-se por comparar os resultados entre o grupo controle e experimental através do teste “t” de Student.

De acordo com os resultados deste trabalho a resistência flexural média da cerâmica Procera, para o grupo controle, foi 440,7MPa e, para o experimental, 411,6MPa, ambos acima dos 100MPa, exigidos pela especificação, sendo que a análise estatística mostrou não haver diferença estatística significativa entre eles. Com relação à cerâmica AllCeram, o valor do grupo controle foi 76,5MPa e, do experimental 86,5MPa, também ambos acima dos 50MPa exigidos pela ISO 6872. Da mesma forma, a análise estatística não mostrou diferença significativa entre eles, comprovando que o ácido peracético não interferiu significativamente na resistência flexural das cerâmicas do sistema Procera AllCeram.

Com relação à comparação com valores de resistência flexural de outros trabalhos, convém lembrar o alerta de Zeng, Odén e Rowcliffe (1996) que comprovaram que não é apropriado comparar valores de resistência flexural quando são utilizadas metodologias diferentes, pois, os autores mostraram diferenças estatísticas significativas entre os

resultados obtidos de diferentes ensaios de resistência flexural. Sherrer, Denry e Wiskott (1998) afirmaram também, que existem vários métodos para avaliar a resistência das cerâmicas, e que a reprodutibilidade dos resultados depende fortemente da abordagem do procedimento, dos parâmetros utilizados e das condições dos espécimes, ainda que seja o mesmo material a ser avaliado.

A maioria dos trabalhos consultados na literatura avaliou a resistência flexural utilizando o “*three point bending test*”, obtendo, para a mesma cerâmica (Procera), valores que variaram desde 464MPa até 687MPa, comprovando a variabilidade entre os valores encontrados que, mesmo assim, nem se afastaram tanto dos valores encontrados neste trabalho, a despeito da falta de polimento dos corpos de prova (ANDERSSON; ODÉN; 1993; ESQUIVEL-UPSHAW *et al.*; 2001; McLEAN; 2001; SEGAL; 2001).

Quanto à cerâmica AllCeram não foram encontrados trabalhos na literatura consultada, que avaliassem a sua resistência flexural para que pudessem ser comparados com os resultados deste trabalho. É provável que tal fato tenha ocorrido devido ao maior apelo estético da cerâmica de cobertura, delegando a sua resistência, a um segundo plano. De qualquer maneira, os resultados deste trabalho estão compatíveis com o valor apresentado por McLean<sup>10</sup> apud Segal (2001) para cerâmicas feldspáticas em geral, que foi de 56,5MPa.

Com relação aos resultados deste trabalho, no que se refere à influência do ácido peracético sobre a resistência flexural, é possível inferir que o referido processo de desinfecção é viável, uma vez que não foi observada diferença estatística significativa entre os grupos controle e experimental.

---

<sup>10</sup>McLEAN, J. W. The future for dental porcelain. In: McLean, J. W, editor Dental Ceramics: Proceedings of the First International Symposium on Ceramics. Chicago (IL): Quintessence; 1984. p 13-40.

## 6.2 RUGOSIDADE

Optou-se por avaliar a influência do ácido peracético sobre a rugosidade das cerâmicas tendo em vista, entre outros motivos, inicialmente, a íntima relação da rugosidade com a estética, tão almejada pela Odontologia Moderna. Na mesma linha de raciocínio, foi escolhido o sistema Procera AllCeram, livre de metal, que, entre outras qualidades, veio ao encontro desta demanda. A rugosidade aumentada de um material pode ser conseqüência de um desgaste superficial por abrasão, solubilização, etc. Tal constatação seria indício da suscetibilidade dos materiais cerâmicos à ação do desinfetante, o que desencadearia um leque de outras investigações. O parâmetro escolhido para avaliar a rugosidade foi o  $R_a$ , pois, segundo Sugimori (1988) é o que melhor caracteriza o acabamento da superfície em relação a outros parâmetros.

A rugosidade superficial pode tornar-se um problema clínico significativo por aumentar a área de contato, e esta, por sua vez, além de provocar desconforto, facilitar a retenção mecânica de resíduos e/ou microrganismos e todas as suas conhecidas conseqüências deletérias. Segundo Quirynen e colaboradores (1996) o acúmulo de placa bacteriana sobre as superfícies com rugosidade superior a  $0,2\mu\text{m}$  é proporcional ao aumento da rugosidade. Já abaixo deste valor, que é considerado o limiar, não é esperada uma redução adicional na acumulação de placa bacteriana. É sabido que o desgaste dental é um fenômeno natural e que os materiais restauradores deveriam possuir dureza e rugosidade semelhantes às estruturas dentárias, para evitar desgastes anormais tanto em dentes, quanto em materiais restauradores, uma vez que, num sistema onde estão ocorrendo adaptações fisiológicas constantemente, como no sistema estomatognático, o significado clínico de

uma pequena perda de material restaurador ou dentário pode, no mínimo, suscitar dúvidas. A potencialidade de a rugosidade superficial representar um problema significativo é bem evidente, especialmente em se tratando de material cerâmico. Segundo McLean (1991), a integridade superficial da cerâmica participa com o maior papel na longevidade da restauração de forma que uma cerâmica com alta resistência mecânica e precário acabamento superficial, pode ter um desempenho clínico pior do que uma cerâmica com menor resistência mecânica, sem falhas na superfície. Além disso, Jager, Feilzer e Davidson (2000) também garantem que a rugosidade superficial reduz a resistência mecânica do material cerâmico. Por todos esses motivos, e também pela relação direta da rugosidade com a falta de brilho e conseqüente influência sobre a estética é que a avaliação do efeito do ácido peracético (0,2%) sobre a rugosidade das cerâmicas foi motivo de análise deste trabalho, pois de nada adiantaria conseguir desinfecção às custas de redução das propriedades do material.

Portanto, além da influência sobre a estética a avaliação da rugosidade da cerâmica foi considerada importante, também em função da sua comprovada influência sobre a resistência do material. Quanto ao apelo estético da rugosidade, este não se aplicaria para a cerâmica Procera, já que ela não fica exposta ao meio bucal por receber a proteção da cerâmica de cobertura, no entanto, a alteração da rugosidade poderia ter, isso sim, influência sobre a superfície interna da prótese, ou seja, aquela que recebe o agente de cimentação, podendo, eventualmente, aumentar o embricamento mecânico, cuja comprovação necessitaria de uma investigação complementar. Entretanto, tais elucubrações tornam-se desnecessárias, uma vez que os resultados mostraram que o ácido peracético não foi capaz de alterar significativamente a rugosidade superficial da cerâmica Procera. Com relação à cerâmica de cobertura, AllCeram, cujo apelo principal é o estético, a avaliação da

rugosidade partiu de uma cerâmica polida, tal qual seria sua utilização *in vivo*. Os resultados também mostraram que não houve diferença estatística significativa entre os grupos, trazendo tranqüilidade quanto ao temor de que o processo de desinfecção alteraria a lisura da cerâmica, prejudicando o seu desempenho estético, especialmente relacionado ao brilho. Sendo assim, a análise dos valores dos grupos tanto da cerâmica Procera quanto da AllCeram, permite inferir que a imersão em ácido peracético não interferiu nesta propriedade, pois não houve diferença estatística significativa entre a rugosidade calculada antes e após a desinfecção e sugerir que tal procedimento não deverá trazer prejuízos em relação à rugosidade.

### 6.3 ÁCIDO PERACÉTICO E SISTEMA PROCERA ALLCERAM

Quanto ao líquido desinfetante utilizado (ácido peracético a 0,2%), não foram encontradas nas bases de dados consultadas, referências bibliográficas quanto à sua utilização para a desinfecção de cerâmicas odontológicas, provavelmente, em função do ineditismo desta proposta.

Cumprе ressaltar que tal fato não ocorreu somente relativo ao ácido peracético, mas de uma maneira geral, com relação a qualquer desinfetante e com o processo de desinfecção de aparatos odontológicos como um todo, comprovando a lacuna existente neste aspecto da biossegurança. Portanto, a contribuição deste trabalho se dá no sentido de que os resultados mostraram que o ácido peracético não alterou significativamente a resistência flexural nem a rugosidade das cerâmicas, e que, considerando estas características, a desinfecção com o referido agente seria viável e clinicamente recomendável. Porém, mais trabalhos devem ser realizados para confirmar esses achados e

as demais propriedades das cerâmicas devem ser avaliadas após a imersão em ácido peracético, antes que se possa recomendar tal procedimento de desinfecção como rotina na prática odontológica.

## 7 CONCLUSÕES

A partir deste trabalho foi possível concluir que:

- O ácido peracético (0,2%) não provocou alterações, estatisticamente significativas, sobre a resistência flexural das cerâmicas do sistema Procera AllCeram;
- O ácido peracético (0,2%) não provocou alterações, estatisticamente significativas, sobre a rugosidade superficial das cerâmicas do sistema Procera AllCeram.

## REFERÊNCIAS

ADAIR, P.J.; GROSSMAN, D.G. The castable ceramic crown. **International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry**, Chicago, v. 4, n. 2, p. 32-45, feb. 1984.

ADAMCZAK, E.; LINDEN, L.A. Release of aluminum from two dental ceramic core materials [Abstract 3250] **Journal of Dental Research**, St Louis, v. 76, p. 427, 1997.

AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Food and Drug Administration **General Hospital and Personal Use Devices**; Proposed Classification of Liquid Chemical Sterizants and General Purpose Disinfectants. Chigaco, 1998. 14 p. [Docket no. 98N-0786]

ANUSAVICE, K.J. (Ed.) **Phillips materiais dentários**. 10.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998, 347p.

ANDERSSON, M. et al. Clinical results with titanium crows fabricated with machine duplication and spark erosion. **ACTA Odontologica Scandinavica**, Oslo, v. 47, n. , p. 279-86, . 1989

ANDERSSON, M.; ODÉN, A. A new ceramic crown: A densely-sintered, high purity alumina coping with porcelain. **ACTA Odontologica Scandinavica**, Oslo, v. 51, n. 1, p. 59-64, jan. 1993.

ANDERSSON, M. et al. Procera: a new way to achieve an all-ceramic crown. **Quintessence International**, Berlim, v.29, n.5, p.285-96, May. 1998.

APECIH – Associação Paulista de Estudos e Controle de Infecção Hospitalar – *Esterilização de artigos em unidades de Saúde*. São Paulo, 1999.

BALLANTYNE, B.; MYERS, R. C.. The acute toxicity and primary irritancy of glutaraldehyde solutions. **American Journal Nursing**, New York, v.101, n. 6, p. 88, Jun. 2001.

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 jun 2002.

BUONOCORE, M. G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. **Journal of Dental Research**, St Louis, v. 34, n. 6, p. 849-53, dec. 1955.

CALLISTER, W.D. **Fundamentals of Materials Science and Engineering**. 5<sup>a</sup>. ed, John Wiley and Sons Inc, 2001, 5p.

CENTER FOR DISEASE CONTROL AND PREVENTION. Infection Control in Dentistry: Bloodborne Disease Transmission. National Center for Chronic Disease Prevention and Health Promotion. Division of Oral Health, 2000. **MMWR**, Atlanta, Disponível em: <[http://www.phppo.cdc.gov/cdcrecommends/showarticle.asp?a\\_artid=P0000970&TopNum=50&CallPg=Adv.](http://www.phppo.cdc.gov/cdcrecommends/showarticle.asp?a_artid=P0000970&TopNum=50&CallPg=Adv.)> Acesso em 30 mar. 2002

CHASSOT, A.L.C. **Avaliação da eficácia do ácido peracético como desinfetante de resinas acrílicas**. 2001.83f. Dissertação (Mestrado em Materiais Dentários) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2001.

CHEUNG, K.C.; DARVELL, B.W. Sintering of dental porcelain: effect of time and temperature on appearance and porosity. **Dental Materials**, Whashington DC, v. 18, n. 1, p. 163-73, jan. 2002.

CLEANING and disinfection of equipment for gastrointestinal endoscopy. Report of Working Party of British Society of Gastroenterology Endoscopy Committee. **GUT**, London, v. 42, n. 4, p. 585-93, Apr, 1998.

COATES, D. Comparison of sodium hypochlorite and sodium dichloroisocyanurate disinfectants; neutralization by cerium. **Journal of Hospital Infection**, New York, v. 11, n. p. 60-7, 1988.

CONCIL OF SCIENTIFIC AFFAIRS, Concil Of Dental Praticce. Infection control recommendations for the dental office and the dental laboratory. **Journal of American Dental Association**, v. 127, n. 5, p. 672-80, May. 1996.

DRUMMOND, J.L. *et al.* Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dental Materials*, Whashington DC, v. 16, n. 3, p. 226-33, May. 2000.

DURET, F. The practical dental CAD/CAM in 1993. **Journal Canadian Dental Association**, Ottawa, v. 59, n. 5, p. 445-53. May. 1993.

ESQUIVEL-UPSHAW, J. F. *et al.* Resistance to Staining, Flexural Strength, and Chemical Solubility of Core Porcelains for All-Ceramic Crowns. **International Journal of Prosthodontics**, Philadelphia, v. 14, n. 3, p. 284-8, mar. 2001.

GONÇALVES, A.C.S.; TRAVASSOS, D.V.; SILVA, M. Biossegurança do exercício da Odontologia. **Revista de Pós-Graduação**, São Paulo, v. 3, n. 3, Jul/Ago/Set. 1996.

GRABER, D.A.; GOLDESTEIN, R.E.. **Inlays e onlays de porcelana e resina composta: restaurações estéticas em dentes posteriores**. 1ª ed. São Paulo, Quintessence, 1996.

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

GUIMARÃES Jr, J. Controle de infecção cruzada no consultório odontológico. **Revista da Associação Paulista de Cirurgiões Dentistas**, São Paulo, v. 46, n. 2, p. 711-16, mar./abr. 1992.

HEHN, L. **Avaliação da sorpção, solubilidade e microdureza de resinas acrílicas após a desinfecção com ácido peracético**. 2001.102f. Dissertação (Mestrado em Materiais Dentários) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2001.

INSTITUTO DE TECNOLOGIA DO PARANÁ. Núcleo de Qualidade em Saúde e Meio Ambiente. Laboratório de Ensaio 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 de irritação cutânea primária:** laudo técnico no. 52.260 – 98000911. Curitiba, 1998. 8f

\_\_\_\_\_. **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 meio ambiente. Laboratório de Ensaio Biológicos. **Laudo técnico no. 52.250-98006116,** Curitiba, 1998.2f.

INTERNATIONAL STANDARTIZATION FOR ORGANIZATION. **Specification 6872:** Dental Ceramics, Switzerland 1995.

JACOBSEN, J. Coroas laminadas em porcelana prensada. **Revista da Associação Paulista de Cirurgiões Dentistas,** São Paulo, v. 49, n. 1, p. 58-64, jan-fev 1995.

JAGER, N.; FEILZER, A. J.; DAVIDSON, C.L. The influence of roughness surface on porcelain strength. **Dental Materials,** v. 16, n. 6, p. 381-8, nov. 2000.

JAGGER, D.C.; HUGGETT, R.; HARRISON, A. Cross-infection control in dental laboratories. **British Dental Journal,** London, v.179, n. 3, p. 93-6, Aug. 1995.

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

LEINFELDER, K. Porcelanas estéticas no século XXI. **Journal of American Dental Association – Brasil,** São Paulo, v. 3, n. 5, p. 232-6, set/out. 2000.

LEINFELDER, K. F.; LEMMONS, J.E. **Clinical restorative materials and techniques.** Philadelphia, Lea & Febiger, 1988.

LEITÃO, J.; HEGDAHL, T. On measuring of roughness. **ACTA Odontologica Escandinavia,** Oslo, v. 39, n. 6, p. 379-84, June. 1981.

LIECHTENSTEIN: Innovation in Dental Ceramics. Cfi/Ber. **DKG,** Baden-Baden, v. 79, n. 4, p. E33-E34, Abr. 2002.

MAIR, L.H.; STOLARSKI, R. W.; LLOYD, C. H. Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. **Journal of Dentistry,** Kindlington, v. 24, n. 1-2, p. 141-8, 1996.

MALONE, W.F.P.; KOTH, D.L. Teoria e prática de prótese fixa de Tylman. 8ª ed. São Paulo, Artes Médicas, 1991.

McDONNELL, G.; RUSSELL, D. Antiseptics and Disinfectants: Activity, Action and Resistance. **Clinical Microbiology Reviews**, St Louis, v. 12, n. 1, p. 147-79, Jan, 1999.

McLAUGHLIN G. The reality of dental CAD-CAM: Hype or hope? **Texas Dental Journal**, Dalas, v. 109, n. 11, nov. 1992

McLEAN, J.W. The science and Art of Dental Ceramics. **Operative Dentistry**, Seattle, v. 16, n. , p. 149-56, 1991.

McLEAN, J.W. Evolution of dental ceramics in twentieth century. **Journal of Prosthetic Dentistry**, St Louis, v. 85, n. 1, p. 61-6, Jan. 2001.

McLEAN, J.W.; HUGHES, T.H. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. **British Dental Journal**, London, v. 119, n. 21,p. 251-67, sep.1965.

MERCHANT, V.A. *et al.* Preliminary investigation of a method for disinfection of dental impressions. **Journal of Prosthetic Dentistry**, St Louis, v. 52, n. 6, p. 877-9, dec. 1984.

NASCIMENTO, W. F. *et al.* Desinfecção de moldes: como, quando e por quê? **Revista da Associação Paulista de Cirurgiões Dentistas**, São Paulo, v. 53, n. 1, jan-fev. 1999.

NEIVA, G. *et al.* Resistance of fracture of three all ceramic systems. **Journal of Esthetic Dentistry**, Hamilton, v. 10, n. 2, p. 60-6, feb. 1998.

PALCZYNSKI *et al.* Occupational asthma and rhinitis due to glutaraldehyde: changes in nasal lavage fluid after specific inhalatory challenge test. **European Journal of Science** n.109, v. 4 p. 222-9, Aug, 2001.

PEUTZFELDT,A. Indirect resin and ceramic system. **Operative Dentistry**, Seattle, Suppl 6, p.153-76, marc. 2001.

PHILLIPS, R. W.. Skinner's Science of Dental Marterials. 9a ed. Philadelphia, W. B. Saunders Company, 1991.

POWELL, G.L. *et al.* The presence and identification of organisms transmitted to dental laboratories. **Journal of Prosthetic Dentistry**, St Louis, v. 64, n. 2, p. 235-7, feb. 1990.

QUALTROUGH, J.E. *et al.* The porcelain inlay: a historical view. **Operative Dentistry**, Seattle, v.15, n. 2, p. 61-70, mar-apr, 1990.

QUIRYNEM, M. *et al.* The influence of titanium abutments surface roughness on plaque accumulation and gingivitis. Short-term observation. **International Journal of Oral Maxilofacial Implants**, Lombard, v. 11, n. 2, p. 169- 178, Mar/Apr. 1996.

RADFORD, D.R. *et al.* Adherence of *Candida albicans* to denture-base materials with different surface finishes. **Journal of Dentistry**, New York, v. 26, n. 7, p. 577-83, sept. 1998.

REDKOW, D. Dental CAD-CAM systems: What is state of art? **Journal American Dental Association**, Chicago, v. 122, n. 12, p. 43-8, dec. 1991.

REICHERT, M.; YOUNG, J.H. IN: **Sterilization Technology for Health Care Facility**, chapter 3, AN ASPEN PUBLICATION, Gaithersburg, Maryland, 1997.

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

ROWE, A.; FORREST, J.O. The probability of contamination and method disinfection. **British Dental Journal**, London, v.19, n. 6, p. 184-5, sep. 1978.

RUSSEL, M. *et al.* A new computer assisted method for fabrication of crows and fixed partial dentures. **Quintessence International**, Berlim, v. 26, n. , p. 757-763,. 1995.

RUTALA, W.A. Desinfection, Sterilization and Waste Disposal. In: **WENZEL, R. P. – Prevention and Control of Nosocomial infections**. 2.ed. Baltimore: Willians & Wilkins, 1993. p 460–495.

RUTALA,WA; GERGEN, M.F.;WEBER, D.J. Comparative evaluation of the sporicidal activity of new low-temperature sterilization technologies: Ethylene oxide, plasma sterilization systems, and liquid peracetic acid. **American Journal of Infective Control**, St Louis, v. 26, n. 4, p. 393-98, Aug. 1998.

RUTALA,WA; WEBER, D.J. Low-temperature sterilization Technologies: do we need to redefine “sterilization”? **Infection Control and Hospital Epidemiology**, Thorofare, NJ, v. 17, n. 11, p. 87-91, 1995.

RUTALA, W.A.; WEBER, D.J. – Uses of Inorganic Hipoclorite in Health. **Clinical Microbiology Reviews**, v. 10, n. 4, p–597–610, 1997.

RUTALA, W.A.; WEBER, D.J. Clinical Effectiveness of Low-Temperature Sterilization Technologies. **Infection Control and Hospital Epidemiology**, Thorofare, NJ, v. 19, n. 10, p. 798-804, oct. 1998.

RUTALA, W.A.; WEBER, D.J. Disinfection of Endoscopes: Review of New Chemical Sterilants Used for High-Level Disinfection. **Infection Control and Hospital Epidemiology**, Thorofare, NJ, v. 20, n. 1, p. 69-76, jan. 1999.

SCHERRER, S.S. *et al.* Effect of water exposure on the fracture toughness and flexure strength of a dental glass. **Dental Materials**, Whasington, v. 17, n. , p. 367-71, 2001.

SCHERRER, S.S.; DENRY, I.L.; WISKOTT, H.W. Comparison of three fracture toughness testing techniques using a dental glass and dental ceramic. *Dental Materials*, Washington, v. 14, n. , p. 246-55, 1998.

SEGAL, B.S. Retrospective assessment of 546 all-ceramic anterior and posterior crowns in a general practice. **Journal of Prosthetic Dentistry**, St Louis, v. 86, n. 6, p. 624-21, June. 2001.

SHARBAUTH, R. J. Decontamination: principles of disinfection. In: REICHERT, M.; YOUNG, J.H. (Ed.) **Sterilization technology for health care facility**. 2<sup>nd</sup> ed. Gaithersburg, MD.: Aspen publishers, 1997. cap. 3, p.21-28.

SHEREEN, S.A. *et al.* Influence of core buildup material on the fatigue strenght of na all-ceramic crown. **Journal of Prosthetic Dentistry**, St Louis, v. 85, n. 6, p. 544-50, Jan. 2001.

SUGIMORI, N. **Metrologia dimensional**. Campinas: UNICAMP, Programa de Difusão da tecnologia, 1998. 41f.

VAN NOORT, R. **Introduction to Dental Materials**. ed Mosby, 2002, 233p.

VIEIRA, D. *et al.* California Bridge. In: Prótese fixa em porcelana. **Âmbito Odontológico** São Paulo, n. 18, p 3-8, jun-out, 1994.

WAGNER, W.C.; CHU, T.M. Biaxial strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. **Journal of Prosthetic Dentistry**, St Louis, v. 76, n. 2, p. 140-4, feb. 1996.

ZENG, K.; ODÉN, A.; ROWCLIFFE, D. Flexure Tests on Dental Ceramics. *The International Journal of Prosthodontics*, v. 9, n. 5, p. 434-9, 1996.

## **ANEXO A**

**Planilhas de dados para cálculo de resistência flexural  
dos grupos controle e experimental, das cerâmicas  
do sistema Procera AllCeram.**

## RESISTÊNCIA FLEXURAL PROCERA CONTROLE

Corpo de prova	$r_2$	$r_3$	$r_2/r_3$	$(r_2/r_3)^2$	$\ln$	$1,25*\ln$	$(1-\nu)/2*(r_2/r_3)^2$	X
1	0,6	6,07625	0,098745	0,009751	-4,63043	-5,78803	0,003656474	-5,78438
2	0,6	6,07125	0,098826	0,009767	-4,62878	-5,78598	0,003662499	-5,78231
3	0,6	6,06	0,09901	0,009803	-4,62507	-5,78134	0,00367611	-5,77766
4	0,6	6,08625	0,098583	0,009719	-4,63372	-5,79214	0,003644468	-5,7885
5	0,6	6,05	0,099174	0,009835	-4,62177	-5,77721	0,003688273	-5,77352
6	0,6	6,04875	0,099194	0,009839	-4,62135	-5,77669	0,003689797	-5,773
7	0,6	6,08875	0,098542	0,009711	-4,63454	-5,79317	0,003641476	-5,78953
8	0,6	6,7125	0,089385	0,00799	-4,82959	-6,03699	0,002996161	-6,034
9	0,6	6,04625	0,099235	0,009848	-4,62053	-5,77566	0,003692849	-5,77197
10	0,6	6,05	0,099174	0,009835	-4,62177	-5,77721	0,003688273	-5,77352

Corpo de prova	$R_1$	$r_3$	$r_1/r_3$	$(r_1/r_3)^2$	$\ln$	$1,25*1+\ln$	$0,75*(r_1/r_3)^2$	Y
1	5	6,07625	0,822876	0,677125	-0,3899	0,762625	0,507843624	1,270469
2	5	6,07125	0,823554	0,678241	-0,38825	0,764683	0,508680441	1,273364
3	5	6,06	0,825083	0,680761	-0,38454	0,76932	0,510570859	1,279891
4	5	6,08625	0,821524	0,674902	-0,39319	0,758514	0,506176172	1,264691
5	5	6,05	0,826446	0,683013	-0,38124	0,773449	0,512260092	1,285709
6	5	6,04875	0,826617	0,683296	-0,38083	0,773966	0,512471835	1,286438
7	5	6,08875	0,821187	0,674347	-0,39401	0,757488	0,505760592	1,263248
8	5	6,07125	0,823554	0,678241	-0,38825	0,764683	0,508680441	1,273364
9	5	6,04625	0,826959	0,683861	-0,38	0,774999	0,512895716	1,287895
10	5	6,05	0,826446	0,683013	-0,38124	0,773449	0,512260092	1,285709

Corpo de prova	CARGA N	$P*(-0,2387)$	X-Y	$P*(-0,2387)*(X-Y)$	d	$d^2$	$P*(-0,2387)*(X-Y)/d^2$
1	558,2	-133,242	-7,05485	940,0042	1,2975	1,683506	558,3609731
2	297,8	-71,0849	-7,05568	501,5518	1,31	1,7161	292,2625699
3	242,9	-57,9802	-7,05755	409,1986	1,2725	1,619256	252,7077356
4	429,5	-102,522	-7,05319	723,1047	1,3075	1,709556	422,9780286
5	603,9	-144,151	-7,05923	1017,595	1,29	1,6641	611,4985065
6	448,5	-107,057	-7,05944	755,7622	1,28	1,6384	461,2806452
7	460	-109,802	-7,05278	774,4091	1,32	1,7424	444,4496816
8	356,4	-85,0727	-7,30736	621,6567	1,3	1,69	367,8442249
9	527	-125,795	-7,05986	888,0946	1,27	1,6129	550,6197517
10	442,4	-105,601	-7,05923	745,461	1,295	1,677025	444,5139278

Onde:

$$X = (1 + \nu) \ln (r_2/r_3) + [(1 - \nu)/2] (r_2/r_3)^2$$

$$Y = (1 + \nu) [1 + \ln(r_1/r_3)^2] + (1 - \nu)(r_1/r_3)^2$$

Onde:

$\nu$  é a razão de Poisson que é 0,25;  
 $r_1$  é o raio do círculo suporte, em milímetros;  
 $r_2$  é da área da ponta ativa da ponteira, em milímetros;  
 $r_3$  é o raio do espécime, em milímetros;  
 $d$  é a espessura do espécime, em milímetros.

## RESISTÊNCIA FLEXURAL PROCERA EXPERIMENTAL

Corpo de prova	$r_2$	$r_3$	$r_2/r_3$	$(r_2/r_3)^2$	$\ln$	$1,25*\ln$	$(1-\nu)/2*(r_2/r_3)^2$	X
1	0,6	6,04875	0,09919	0,00984	-4,6214	-5,7767	0,003689797	-5,773
2	0,6	6,07125	0,09883	0,00977	-4,6288	-5,786	0,003662499	-5,7823
3	0,6	6,04625	0,09924	0,00985	-4,6205	-5,7757	0,003692849	-5,772
4	0,6	6,06375	0,09895	0,00979	-4,6263	-5,7829	0,003671565	-5,7792
5	0,6	6,0725	0,09881	0,00976	-4,6292	-5,7865	0,003660992	-5,7828
6	0,6	6,06	0,09901	0,0098	-4,6251	-5,7813	0,00367611	-5,7777
7	0,6	6,0575	0,09905	0,00981	-4,6242	-5,7803	0,003679145	-5,7766
8	0,6	6,04625	0,09924	0,00985	-4,6205	-5,7757	0,003692849	-5,772
9	0,6	6,05375	0,09911	0,00982	-4,623	-5,7788	0,003683705	-5,7751
10	0,6	6,055	0,09909	0,00982	-4,6234	-5,7793	0,003682184	-5,7756

Corpo de prova	$R_1$	$r_3$	$R_1/R_3$	$(R_1/R_3)^2$	$\ln$	$1,25*(1+\ln)$	$0,75*(r_1/r_3)^2$	Y
1	5	6,04875	0,82662	0,6833	-0,3808	0,77397	0,512471835	1,28644
2	5	6,07125	0,82355	0,67824	-0,3883	0,76468	0,508680441	1,27336
3	5	6,04625	0,82696	0,68386	-0,38	0,775	0,512895716	1,28789
4	5	6,06375	0,82457	0,67992	-0,3858	0,76777	0,50993955	1,27771
5	5	6,0725	0,82338	0,67796	-0,3887	0,76417	0,508471043	1,27264
6	5	6,06	0,82508	0,68076	-0,3845	0,76932	0,510570859	1,27989
7	5	6,0575	0,82542	0,68132	-0,3837	0,77035	0,510992383	1,28134
8	5	6,04625	0,82696	0,68386	-0,38	0,775	0,512895716	1,28789
9	5	6,05375	0,82593	0,68217	-0,3825	0,7719	0,511625648	1,28353
10	5	6,055	0,82576	0,68189	-0,3829	0,77138	0,511414429	1,2828

Corpo de prova	Carga N	$P*(-0,2387)$	(X-Y)	$P*(-0,2387)*(X-Y)$	d	$d^2$	$P*-0,2387(X-Y)/d^2$
1	364	-86,887	-7,0594	613,372	1,2825	1,64481	372,9145774
2	359,4	-85,789	-7,0557	605,298	1,32	1,7424	347,3931951
3	439,4	-104,88	-7,0599	740,472	1,2775	1,63201	453,7188764
4	436,3	-104,14	-7,0569	734,942	1,3	1,69	434,8771027
5	445,5	-106,34	-7,0555	750,285	1,3175	1,73581	432,2398074
6	411,66	-98,263	-7,0576	693,498	1,2925	1,67056	415,130048
7	393,7	-93,976	-7,058	663,281	1,29	1,6641	398,5826123
8	497,3	-118,71	-7,0599	838,044	1,295	1,67703	499,7209251
9	383	-91,422	-7,0586	645,312	1,31	1,7161	376,0340929
10	389,9	-93,069	-7,0584	656,918	1,305	1,70303	385,7361563

Onde:

$$X = (1 + \nu) \ln (r_2/r_3)^2 + [(1 - \nu)/2] (r_2/r_3)^2$$

$$Y = (1 + \nu) [1 + \ln(r_1/r_3)^2] + (1 - \nu)(r_1/r_3)^2$$

Onde:

$\nu$  é a razão de Poisson que é 0,25;  
 $r_1$  é o raio do círculo suporte, em milímetros;  
 $r_2$  é da área da ponta ativa da ponteira, em milímetros;  
 $r_3$  é o raio do espécime, em milímetros;  
 $d$  é a espessura do espécime, em milímetros.

RESISTÊNCIA FLEXURAL – ALLCERAM – CONTROLE

Corpo de prova	R <sub>2</sub>	r <sub>3</sub>	r <sub>2</sub> /r <sub>3</sub>	(r <sub>2</sub> /r <sub>3</sub> ) <sup>2</sup>	ln	1,25*ln	(1-v) <sup>2</sup> *(r <sub>2</sub> /r <sub>3</sub> ) <sup>2</sup>	X
1	0,6	6,675	0,089888	0,00808	-4,81839	-6,02299	0,00302992	-6,01996
2	0,6	6,575	0,091255	0,008327	-4,7882	-5,98525	0,003122786	-5,98213
3	0,6	6,7525	0,088856	0,007895	-4,84148	-6,05185	0,002960769	-6,04889
4	0,6	6,73875	0,089037	0,007928	-4,8374	-6,04675	0,002972864	-6,04378
5	0,6	6,725	0,089219	0,00796	-4,83332	-6,04164	0,002985033	-6,03866
6	0,6	6,58375	0,091133	0,008305	-4,79086	-5,98858	0,003114491	-5,98546
7	0,6	6,6675	0,089989	0,008098	-4,81614	-6,02018	0,003036741	-6,01714
8	0,6	6,61375	0,09072	0,00823	-4,79995	-5,99994	0,003086301	-5,99685
9	0,6	6,53375	0,091831	0,008433	-4,77561	-5,96952	0,003162341	-5,96635
10	0,6	6,72625	0,089203	0,007957	-4,83369	-6,04211	0,002983924	-6,03912

Corpo de prova	r <sub>1</sub>	r <sub>3</sub>	r <sub>1</sub> /r <sub>3</sub>	(r <sub>1</sub> /r <sub>3</sub> ) <sup>2</sup>	ln	1,25*(1+ln)	0,75*(r <sub>1</sub> /r <sub>3</sub> ) <sup>2</sup>	Y
1	5	6,675	0,749064	0,561096	-0,57786	0,527672	0,420822287	0,948494
2	5	6,575	0,746687	0,578294	-0,54767	0,565408	0,433720308	0,999129
3	5	6,7525	0,740466	0,548291	-0,60095	0,498813	0,411217971	0,910031
4	5	6,73875	0,741977	0,55053	-0,59687	0,503909	0,412897813	0,916806
5	5	6,725	0,743494	0,552784	-0,59279	0,509015	0,414587969	0,923603
6	5	6,58375	0,759446	0,576758	-0,55033	0,562084	0,43256822	0,994652
7	5	6,6675	0,749906	0,562359	-0,57561	0,530482	0,421769551	0,952252
8	5	6,61375	0,756001	0,571537	-0,55943	0,550718	0,428652857	0,979371
9	5	6,53375	0,765257	0,585619	-0,53509	0,581142	0,439214072	1,020356
10	5	6,72625	0,743356	0,552579	-0,59316	0,50855	0,41443389	0,922984

Corpo de prova	CARGA N	P*-0,2387	X-Y	P*(-0,2387)*(X-Y)	d	d <sup>2</sup>	P*-0,2387(X-Y)/d <sup>2</sup>
1	104,3	-24,8964	-6,96845	173,4894	1,57	2,4649	70,3839581
2	146,2	-34,8979	-6,98126	243,6315	1,785	3,186225	76,46398659
3	118,8	-28,3576	-6,95892	197,3379	1,5675	2,457056	80,31475845
4	115,7	-27,6176	-6,96058	192,2345	1,6075	2,584056	74,39255599
5	120,3	-28,7156	-6,96226	199,9256	1,5975	2,552006	78,34055809
6	119,1	-28,4292	-6,98011	198,4388	1,61	2,5921	76,55522814
7	127,9	-30,5297	-6,96939	212,7736	1,7175	2,949806	72,13139689
8	153,8	-36,7121	-6,97623	256,1116	1,7975	3,231006	79,26682449
9	146,2	-34,8979	-6,98671	243,8218	1,795	3,222025	75,67346818
10	156,9	-37,452	-6,96211	260,7451	1,785	3,186225	81,83512083

Onde:

$$X = (1 + \nu) \ln (r_2/r_3)^2 + [(1 - \nu)/2] (r_2/r_3)^2$$

$$Y = (1 + \nu) [1 + \ln(r_1/r_3)^2] + (1 - \nu)(r_1/r_3)^2$$

Onde:

$\nu$  é a razão de Poisson que é 0,25;  
 $r_1$  é o raio do círculo suporte, em milímetros;  
 $r_2$  é da área da ponta ativa da ponteira, em milímetros;  
 $r_3$  é o raio do espécime, em milímetros;  
 $d$  é a espessura do espécime, em milímetros.

RESISTÊNCIA FLEXURAL – ALLCERAM – EXPERIMENTAL

	$R_2$	$r_3$	$r_2/r_3$	$(r_2/r_3)^2$	$\ln$	$1,25*\ln$	$(1-v)/2*(r_2/r_3)^2$	$X$
1	0,6	6,645	0,090293	0,008153	-4,80938	-6,01173	0,00305734	-6,00867
2	0,6	6,67	0,089955	0,008092	-4,81689	-6,02111	0,033733133	-5,98738
3	0,6	6,63875	0,090378	0,008168	-4,8075	-6,00937	0,0030631	-6,00631
4	0,6	6,74	0,089021	0,007925	-4,83777	-6,04721	0,002971762	-6,04424
5	0,6	6,69375	0,089636	0,008035	-4,824	-6,03	0,00301297	-6,02699
6	0,6	6,58	0,091185	0,008315	-4,78972	-5,98715	0,003118042	-5,98403
7	0,6	6,6825	0,089787	0,008062	-4,82064	-6,02579	0,003023123	-6,02277
8	0,6	6,73375	0,089103	0,007939	-4,83592	-6,04489	0,002977281	-6,04192
9	0,6	6,74125	0,089004	0,007922	-4,83814	-6,04768	0,00297066	-6,04471
10	0,6	6,71125	0,089402	0,007993	-4,82922	-6,03653	0,002997277	-6,03353

Corpo de prova	$r_1$	$r_3$	$r_1/r_3$	$(r_1/r_3)^2$	$\ln$	$1,25*(1+\ln)$	$0,75*(r_1/r_3)^2$	$Y$
1	5	6,645	0,752445	0,566174	-0,56885	0,538933	0,424630614	0,963564
2	5	6,67	0,749625	0,561938	-0,57636	0,529545	0,421453441	0,950999
3	5	6,63875	0,753154	0,567241	-0,56697	0,541286	0,425430521	0,966716
4	5	6,74	0,74184	0,550326	-0,59724	0,503445	0,412744675	0,91619
5	5	6,69375	0,746965	0,557957	-0,58347	0,520659	0,418468041	0,939127
6	5	6,58	0,759878	0,577415	-0,54919	0,563508	0,433061409	0,996569
7	5	6,6825	0,748223	0,559838	-0,58011	0,524864	0,41987821	0,944743
8	5	6,73375	0,742528	0,551348	-0,59539	0,505764	0,413511217	0,919276
9	5	6,74125	0,741702	0,550122	-0,59761	0,502981	0,412591622	0,915573
10	5	6,71125	0,745018	0,555051	-0,58869	0,514132	0,416288523	0,93042

Corpo de prova	CARGA N	$P*(-0,2387)$	$X-Y$	$P*(-0,2387)*(X-Y)$	$d$	$d^2$	$P*-0,2387(X-Y)/d^2$
1	141,6	-33,7999	-6,97223	235,6609	1,6875	2,847656	82,75608675
2	128,7	-30,7207	-6,93838	213,1518	1,6575	2,747306	77,58574237
3	171,3	-40,8893	-6,97303	285,1222	1,5225	2,318006	123,0032199
4	156,1	-37,2611	-6,96043	259,3531	1,68	2,8224	91,89099164
5	137,8	-32,8929	-6,96611	229,1354	1,695	2,873025	79,75406049
6	136,3	-32,5348	-6,9806	227,1126	1,7075	2,915556	77,89682209
7	127,2	-30,3626	-6,96751	211,5521	1,5175	2,302806	91,8670935
8	135,5	-32,3439	-6,96119	225,1518	1,5425	2,379306	94,62916974
9	103,6	-24,7293	-6,96028	172,123	1,615	2,608225	65,9923843
10	127,9	-30,5297	-6,96395	212,6075	1,635	2,673225	79,5322189

Onde:

$$X = (1 + \nu) \ln (r_2/r_3)^2 + [(1 - \nu)/2] (r_2/r_3)^2$$

$$Y = (1 + \nu) [1 + \ln(r_1/r_3)^2] + (1 - \nu)(r_1/r_3)^2$$

Onde:

$\nu$  é a razão de Poisson que é 0,25;  
 $r_1$  é o raio do círculo suporte, em milímetros;  
 $r_2$  é da área da ponta ativa da ponteira, em milímetros;  
 $r_3$  é o raio do espécime, em milímetros;  
 $d$  é a espessura do espécime, em milímetros.

## **ANEXO B**

**Medidas de rugosidade dos grupos controle e experimental das  
cerâmicas do sistema Procera AllCeram.**

**RUGOSIDADE PROCERA CONTROLE**

<b>Corpo de prova</b>		*		Média
<b>1</b>	0.06	0.06	0.06	<b>0.060</b>
<b>2</b>	0.08	0.08	0.09	<b>0.083</b>
<b>3</b>	0.08	0.08	0.09	<b>0.083</b>
<b>4</b>	0.09	0.11	0.1	<b>0.100</b>
<b>5</b>	0.09	0.09	0.09	<b>0.090</b>
<b>6</b>	0.1	0.1	0.11	<b>0.103</b>
<b>7</b>	0.1	0.1	0.11	<b>0.103</b>
<b>8</b>	0.07	0.09	0.08	<b>0.080</b>
<b>9</b>	0.11	0.09	0.1	<b>0.100</b>
<b>10</b>	0.09	0.1	0.09	<b>0.093</b>
<b>Média Total</b>				<b>0.090</b>
<b>Desvio Padrão</b>				<b>0.014</b>

### RUGOSIDADE PROCERA TESTE

Corpo de prova	*			Média
	<b>1</b>	0.08	0.08	0.08
<b>2</b>	0.08	0.08	0.09	<b>0.083</b>
<b>3</b>	0.07	0.07	0.07	<b>0.070</b>
<b>4</b>	0.08	0.08	0.09	<b>0.083</b>
<b>5</b>	0.08	0.08	0.08	<b>0.080</b>
<b>6</b>	0.1	0.1	0.09	<b>0.097</b>
<b>7</b>	0.09	0.09	0.11	<b>0.097</b>
<b>8</b>	0.08	0.08	0.13	<b>0.097</b>
<b>9</b>	0.08	0.08	0.08	<b>0.080</b>
<b>10</b>	0.09	0.09	0.09	<b>0.090</b>
<b>Média Total</b>				<b>0.086</b>
<b>Desvio Padrão</b>				<b>0.009</b>

**RUGOSIDADE ALLCERAM CONTROLE**

<b>Corpo de prova</b>		*		Média
<b>1</b>	0.02	0.01	0.02	<b>0.017</b>
<b>2</b>	0.02	0.01	0.02	<b>0.017</b>
<b>3</b>	0.03	0.05	0.02	<b>0.033</b>
<b>4</b>	0.02	0.02	0.02	<b>0.020</b>
<b>5</b>	0.02	0.02	0.01	<b>0.017</b>
<b>6</b>	0.02	0.02	0.02	<b>0.020</b>
<b>7</b>	0.02	0.02	0.01	<b>0.017</b>
<b>8</b>	0.02	0.02	0.03	<b>0.023</b>
<b>9</b>	0.02	0.02	0.02	<b>0.020</b>
<b>10</b>	0.02	0.03	0.03	<b>0.027</b>
<b>Média Total</b>				<b>0.022</b>
<b>Desvio Padrão</b>				<b>0.004</b>

<b>RUGOSIDADE ALLCERAM TESTE</b>				
<b>Corpo de prova</b>		<b>*</b>		<b>Média</b>
<b>1</b>	0.02	0.01	0.01	<b>0.013</b>
<b>2</b>	0.02	0.02	0.02	<b>0.020</b>
<b>3</b>	0.03	0.03	0.02	<b>0.027</b>
<b>4</b>	0.02	0.02	0.02	<b>0.020</b>
<b>5</b>	0.02	0.02	0.03	<b>0.023</b>
<b>6</b>	0.02	0.02	0.02	<b>0.020</b>
<b>7</b>	0.02	0.02	0.03	<b>0.023</b>
<b>8</b>	0.03	0.03	0.03	<b>0.030</b>
<b>9</b>	0.02	0.02	0.02	<b>0.020</b>
<b>10</b>	0.01	0.02	0.02	<b>0.017</b>
<b>Média Total</b>				<b>0.021</b>
<b>Desvio Padrão</b>				<b>0.006</b>