



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA  
MESTRADO EM ODONTOLOGIA  
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO PRÓTESE DENTÁRIA**

**RICARDO FIGUEIREDO KIKKO**

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA À FRATURA DE  
INTERMEDIÁRIOS CERÂMICOS SUBMETIDOS À  
CICLAGEM TÉRMICA: UM ESTUDO IN VITRO**

**Florianópolis/SC  
2010**



**RICARDO FIGUEIREDO KIKKO**

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA Á FRATURA DE  
INTERMEDIÁRIOS CERÂMICOS SUBMETIDOS À  
CICLAGEM TÉRMICA: UM ESTUDO IN VITRO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina como requisito para a obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração: Prótese Dentária.

**Orientadora:** Prof. Dra. Cláudia Ângela Maziero Volpato

**Co-orientador:** Prof. Dr. Izo Milton Zani

**Florianópolis/SC  
2010**



**RICARDO FIGUEIREDO KIKKO**

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA Á FRATURA DE  
INTERMEDIÁRIOS CERÂMICOS SUBMETIDOS À  
CICLAGEM TÉRMICA: UM ESTUDO IN VITRO**

Esta dissertação foi julgada adequada para a obtenção do título de MESTRE EM ODONTOLOGIA - ÁREA DE CONCENTRAÇÃO PRÓTESE DENTÁRIA e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Florianópolis, 16 de Abril de 2010.

---

Prof. Dr. Ricardo de Souza Magini  
Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia

**Banca Examinadora:**

---

Prof. Dra. Cláudia Ângela Maziero Volpato  
Orientadora

---

Prof. Dr. Izo Milton Zani  
Co-Orientador

---

Prof. Dr. Márcio Celso Fredel

---

Prof. Dr. Luiz Henrique Maykot Prates

---

Prof. Dr. Diego Klee de Vasconcellos  
Suplente



## DADOS CURRICULARES

Ricardo Figueiredo Kikko

*Nascimento:*

*14 de maio de 1980*

*Florianópolis / SC*

*Filiação:*

*Américo Takashi Kikko*

*Lucia Josefin Figueiredo Kikko*

*1999 – 2003*

*Graduação em Odontologia*

*Univille – Joinville / SC*

*2003- 2005*

*Especialização em Prótese Dentária*

*Associação Brasileira de Odontologia – Florianópolis / SC*

*2004*

*Curso de Atualização e Aperfeiçoamento em Cirurgia Bucal*

*Associação Brasileira de Odontologia – Florianópolis / SC.*

*2003*

*Curso de Aperfeiçoamento em Implantodontia*

*Associação Brasileira de Odontologia – Curitiba / PR.*

*2006 – 2008*

*Especialização em Implantodontia*

*ILAPEO (Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico,*

*Curitiba / PR*

*2009*

*Aluno do Programa de Pós-Graduação em Odontologia*

*Nível Mestrado – Área de Concentração Prótese Dentária*

*Universidade Federal de Santa Catarina - Florianópolis / SC*







*A **Deus**, por estar sempre ao meu lado, principalmente  
nos momentos mais difíceis e estar sempre  
luminando o caminho da minha vida.*



*A minha esposa **Iane Katuscia Koneski**, que sempre me apoiou em todos os meus cursos, e sempre soube entender a minha ausência, e meu primeiro filho, **Ian Koneski Kikko**. Vocês são meus dois maiores tesouros e a minha motivação para buscar algo melhor.*



*Ao meu pai **Américo Takashi Kikko**, que me ensinou que para ser um grande homem o ser humano precisa ter humildade e determinação para alcançar seus objetivos. Também, por todo sacrifício que você e mamãe sempre fizeram por mim e que jamais poderei retribuir.*

*A minha mãe **Lucia Josefina Figueiredo Kikko**, por me incentivar nos estudos desde sempre. Você é o meu exemplo de determinação na busca ininterrupta do saber e do conhecimento.*

*A minha irmã caçula **Alice Figueiredo Kikko**, que embora estando longe sempre me apoiou.*



## AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Meu profundo agradecimento, a professora **Dra. Cláudia Ângela Maziero Volpato**, por tudo que ela foi e representou neste mestrado. Por em momento algum desta caminhada ter me dado o peixe, mas sempre ter me ensinado a pescar, e principalmente caminhar com as minhas próprias pernas. Muito obrigado por me ensinar a confiança e acreditar que posso fazer por mim mesmo. Ter você como orientadora foi a maior honra que eu poderia ter no Mestrado. Gostaria de agradecer também pela orientação constante na condução dos casos clínicos e na orientação dos detalhes audiovisuais e fotográficos, de importância fundamental na carreira docente. Agradecer simplesmente não estabelece o valor desta orientação, mas é a maneira mais simples, humilde e sincera de lhe dizer obrigado.

A professora **Dra. Mirian Marly Becker**, por me ensinar a sorrir independente das dificuldades; pelas diversas palavras de incentivo, amizade, compreensão e carinho. Por sua capacidade em solucionar os problemas com facilidade. Por todos os conhecimentos inerentes a prótese total.

Ao professor **Izo Milton Zani**, não apenas pela orientação prestada durante meu aprendizado, mas por toda a sua dedicação em despertar em mim o pensar crítico. Também pelo carinho, paciência, compreensão, incentivo durante estes dois anos de convivência.

Ao professor **Carlos Renato Soares**, pelas várias informações e preciosos ensinamentos.

Ao professor **Luiz Henrique Maykot Prates**, por todas as ajudas, sugestões, críticas, elogios e ensinamentos inerentes ao processo de um de meus trabalhos. Muito obrigado pelo tempo despendido.

A professora **Liene Campos**, por ter me ajudado mais uma vez na revisão deste trabalho.

Ao meu grande amigo, **Henrique Damian Rosário**, pelas trocas de experiências.





## AGRADECIMENTOS

A **Universidade Federal de Santa Catarina**, por ter me proporcionado a oportunidade de aprendizado.

Ao **Programa de Pós-Graduação em Odontologia**, durante o período deste Curso, pela dedicação com que exerceram suas funções.

Ao **corpo docente do Programa de Pós-Graduação em Odontologia**, meu profundo agradecimento por tudo que me foi proporcionado nestes últimos dois anos.

Ao **CNPQ** e a **CAPES**, pelo apoio para a realização do curso de Mestrado em Odontologia – área de Concentração Prótese Dentária.

Aos **funcionários e técnicos do Laboratório Central de Microscopia Eletrônica de Engenharia** pelo acolhimento e pela grande colaboração na realização de ensaios experimentais desta dissertação.

Aos funcionários do Centro de Ciências da Saúde, **Moacir e Batista**, pela ajuda e participação ativa durante todo o curso.

A colega de mestrado **Juliana Brunetto** pelas trocas de experiências durante o curso.

Aos **amigos** que, de certa forma, sempre entenderam a minha ausência durante este período da minha vida.

As **demais pessoas** que, direta ou indiretamente, tornaram possível a realização deste trabalho.



*“As pegadas na areia do tempo não  
são deixadas por pessoas sentadas”.*

*(Autor desconhecido)*



**KIKKO, R. F. Avaliação da resistência á fratura de intermediários cerâmicos submetidos á ciclagem térmica: um estudo in vitro.** 2009. 108f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Curso de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2009.

## **RESUMO**

Este estudo teve como objetivo avaliar o comportamento in vitro de intermediários cerâmicos usinados por um sistema manual quanto a sua adaptação cervical e resistência à fratura. Vinte intermediários cerâmicos foram distribuídos aleatoriamente em 2 grupos (controle e experimental) com 10 intermediários cada. O grupo experimental foi submetido à termociclagem (500 ciclos). Para as mensurações do grau de adaptação foi construído um aparato onde os intermediários foram fixados aos implantes e cada parafuso recebeu um aperto com 20Ncm. As mensurações foram conduzidas em um microscópio eletrônico de varredura, totalizando 3 medições para cada intermediário, em um aumento de 700X. Após, os intermediários foram embutidos em cilindros de PVC com resina acrílica autopolimerizável, submetidos ao teste de resistência à fratura com auxílio de um dispositivo em um ângulo de 45° e velocidade de 1,0mm/min. Os resultados demonstraram não haver diferença estatisticamente significativa quanto à adaptação cervical entre os grupos testados, embora, numericamente, os menores valores tenham sido observados no grupo controle. Os resultados encontrados para a resistência à fratura mostraram-se estatisticamente significantes, sugerindo que o envelhecimento térmico diminuiu a resistência à fratura dos intermediários testados.

**Palavras-chave:** Cerâmica. Zircônia. Intermediários.



## ABSTRACT

The objective of this study was to evaluate the behavior in vitro of ceramic abutments machined by a manual system regarding their cervical adaptation and fracture resistance. Twenty ceramic abutments were randomly distributed into 2 groups (control and experimental) with 10 abutments each. The experimental group was thermocycled (500 cycles). An appliance was constructed to measure the degree of adaptation. In the appliance, the abutments were secured into the implants and each screw was tightened to 20Ncm. The measurements were performed in a scanning electron microscope, a total of 3 measurements for each abutment, with 700x magnification. Subsequently, the abutments were embedded into PVC cylinders with autopolymerized acrylic resin, and then submitted to the fracture resistance test assisted by a device at a 45° angle and 1.0mm/min speed. The results showed that there was no statistically significant difference in the cervical adaptation between the tested groups. However, the best numerical results were found in the control group. The results found for fracture resistance were statistically significant, suggesting that the thermal aging reduced the fracture resistance of the tested abutments.

**Key-words:** Zirconia. Ceramic. Abutment.





## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ATZ -	zircônia tenacificada por alumina
CAD -	computer aided manufacture
CAM -	computer-aided-manufacturing
Co - Cr -	liga de cobalto cromo
FDA -	food and drug administration
MEV -	microscópio eletrônico de varredura
PSZ -	zircônia parcialmente estabilizada
TZP -	zircônia tetragonal policristalina
Y-PSZ -	zircônia parcialmente estabilizada por ítria
μ -	micro
UCLA -	universable castable long abutment
ZTA -	alumina tenacificada por zircônia
Y-TZP -	zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítria
YSZ -	zircônia totalmente estabilizada com ítria



## LISTA DE FIGURAS E GRÁFICOS

<b>Figura 1</b> - Estrutura cristalina da zircônia monoclínica.....	40
<b>Figura 2</b> - Estrutura cristalina da zircônia tetragonal. ....	40
<b>Figura 3</b> - Estrutura cristalina da zircônia cúbica.....	41
<b>Figura 4</b> - Esquema do processo de envelhecimento, secção transversal. ....	45
<b>Figura 5</b> - Nucleação em um grão específico na superfície, levando à formação de microtrincas e tensões sobre os grãos vizinhos. ....	45
<b>Figura 6</b> - Crescimento da zona transformada, levando à extensa formação de microtrincas e asperização da superfície. Os grãos transformados aparecem em cinza. Os trajetos em vermelho representam a penetração de água devido à formação de microtrincas em torno dos grãos transformados.....	45
<b>Figura 7</b> – Intermediário calcinável em cromo cobalto (UCLA, 3i, EUA).....	65
<b>Figura 8</b> – Análogo de implante laboratorial (3i, EUA).....	65
<b>Figura 9</b> – Parafuso (3i, EUA). ....	65
<b>Figura 10</b> - Conjunto intermediário calcinável / análogo (3i, EUA)...	65
<b>Figura 11</b> - Definição área palatina com disco de lixa. ....	65
<b>Figura 12</b> - Área palatina definida.....	65
<b>Figura 13</b> - Rebarbas removidas com.....	65
<b>Figura 14</b> – Perfurações. ....	65
<b>Figura 15</b> – Resina sendo posicionada com auxílio de um pincel.....	66
<b>Figura 16</b> - Região cervical preenchida com resina acrílica.....	66
<b>Figura 17</b> - Definição da área palatina. ....	66
<b>Figura 18</b> - Determinação da segunda inclinação. ....	66
<b>Figura 19</b> - Demarcação dos pontos.....	67
<b>Figura 20</b> – Desgaste realizado. ....	67
<b>Figura 21</b> – Intermediário encerado pronto para ser fixado. ....	67
<b>Figura 22</b> - Fixação do intermediário encerado com solução de metacrilato de metila.....	67
<b>Figura 23</b> - Ponta de leitura e de usinagem. ....	69
<b>Figura 24</b> – Após a usinagem o intermediário cerâmico se encontra 25% maior.....	69
<b>Figura 25</b> – Líquido de pigmentação.....	69
<b>Figura 26</b> - Liberação dos ácidos. ....	69
<b>Figura 27</b> – Sinterização durante 8h.....	70

<b>Figura 28</b> – Contração de 25% após sinterização. ....	70
<b>Figura 29</b> – Acabamento. ....	70
<b>Figura 30</b> - Máquina específica para termociclagem. ....	71
<b>Figura 31</b> – Matriz para fixação do implante. ....	72
<b>Figura 32</b> - Microscópio eletrônico de varredura utilizado para mensurar a área da interface entre implante e intermediário. ....	73
<b>Figura 33</b> – Conjunto implante/intermediário após fixação, preparados para leitura em MEV. ....	73
<b>Figura 34</b> – Locais da leitura: E (lado esquerdo), M (meio) e D (lado direito). ....	74
<b>Figura 35</b> – Leitura em MEV. ....	74
<b>Figura 36</b> - Máquina de ensaios universal (Modelo 4444, Instron, EUA). ....	75
<b>Figura 37</b> - Base metálica com o tubo de PVC posicionados na base da máquina universal de testes com a haste metálica e a cunha centralizada para o teste. ....	76
<b>Figura 38</b> - Em 45° em relação ao longo eixo do intermediário cerâmico. ....	76
<b>Figura 39</b> - Observações em MEV das fraturas ocorridas nos intermediários cerâmicos. ....	77
<b>Gráfico 1</b> - Instruções para aquecimento de estruturas de óxido de zircônio. ....	68
<b>Gráfico 2</b> - Valores médios, mínimo e máximo da adaptação cervical ( $\mu\text{m}$ ) entre os grupos avaliados. ....	82
<b>Gráfico 3</b> - Valores médios, mínimo e máximo da resistência flexural à fratura (N) dentre os grupos avaliados. ....	84

## LISTA DE TABELAS E QUADROS

<b>Tabela 1</b> - Distribuição da amostra, segundo o grupo avaliado.....	81
<b>Tabela 2</b> - Resultados obtidos para cada espécime em relação ao grau de adaptação cervical ( $\mu\text{m}$ ) nos intermediários cerâmicos estudados. ....	82
<b>Tabela 3</b> – Valores médios, desvio-padrão, medianas, mínimo e máximo grau de adaptação cervical ( $\mu\text{m}$ ) dentre os grupos avaliados. ....	82
<b>Tabela 4</b> - Valores encontrados para cada espécime nos testes de resistência à fratura (N) nos intermediários cerâmicos testados. ....	83
<b>Tabela 5</b> – Valores médios, desvio-padrão, medianas, mínimo e máximo da resistência à fratura (N) dentre os grupos avaliados. ....	84
<b>Tabela 6</b> – Resultado do Test T não Pareado e Probabilidade de significância (P) entre os grupos estudados.....	85
<b>Tabela 7</b> – Resultado do Test T não Pareado e Probabilidade de significância (P) entre os grupos estudados.....	85
<b>Quadro 1</b> - Efeito potencial dos diferentes estágios de processamento sobre a microestrutura de cerâmicas à base de zircônia. ...	46
<b>Quadro 2</b> - Materiais utilizados, fabricantes e países de origem.....	63
<b>Quadro 3</b> - Equipamentos, fabricantes e países de origem. ....	64
<b>Quadro 4</b> - Divisão dos grupos conforme o tratamento proposto. ....	70



## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>31</b>
<b>2 REVISÃO DA LITERATURA .....</b>	<b>35</b>
2.1 BIOCERÂMICAS.....	37
2.1.1 Origem das biocerâmicas .....	37
2.1.2 Conceito e aplicações das biocerâmicas.....	38
2.2 ZIRCÔNIO.....	38
2.2.1 Óxido de zircônio ou zircônia .....	38
2.2.2 Fases da zircônia .....	39
2.2.2.1 Zircônia monoclinica.....	39
2.2.2.2 Zircônia tetragonal .....	40
2.2.2.3 Zircônia cúbica.....	40
2.2.3 Propriedades biológicas.....	41
2.2.3.1 Biocompatibilidade .....	41
2.2.3.2 Radioatividade.....	41
2.2.4 Propriedades ópticas.....	42
2.2.5 Propriedades mecânicas .....	42
2.2.5.1 Resistência flexural .....	43
2.2.5.1.1 Tenacidade à fratura .....	43
2.2.5.1.2 Transformação martensítica .....	43
2.2.6 Envelhecimento .....	44
2.3 ZIRCÔNIA E A ODONTOLOGIA .....	47
2.3.1 Tipos de zircônia utilizados na Odontologia.....	47
2.3.1.1 Zircônia tenaficada por alumina (ZTA) .....	48
2.3.1.2 Zircônia estabilizada parcialmente por magnésia (Mg-PSZ).....	48
2.3.1.3 Zircônia tetragonal policristalina estabilizada com ítria (3Y- TZP).....	48
2.3.2 Intermediários cerâmicos para prótese implantossuportadas .....	49
2.4 ADAPTAÇÃO CERVICAL DE INTERMEDIÁRIOS PERSONALIZADOS PARA PRÓTESES IMPLANTOSSUPORTADAS .....	51
2.5 RESISTÊNCIA À FRATURA DE INTERMEDIÁRIOS CERÂMICOS PARA PRÓTESES IMPLANTOSSUPORTADAS	53
<b>3 PROPOSIÇÃO .....</b>	<b>58</b>
<b>4 MATERIAL E MÉTODOS.....</b>	<b>61</b>
4.1 MATERIAIS UTILIZADOS .....	63

4.2 EQUIPAMENTOS UTILIZADOS .....	63
4.3 MÉTODO .....	64
4.3.1 Obtenção dos intermediários cerâmicos.....	64
4.3.2 Grupos.....	70
4.3.3 Ciclagem térmica .....	71
4.3.4 Análise em microscopia eletrônica da adaptação entre intermediário e plataforma do implante.....	72
4.3.4.1 Mensurações .....	73
4.3.5 Teste de resistência à fratura.....	74
4.3.6 Síntese do experimento .....	77
<b>5 RESULTADOS .....</b>	<b>79</b>
5.1 GRAU DE ADAPTAÇÃO IMPLANTE/INTERMEDIÁRIO CERÂMICO.....	81
5.2 RESISTÊNCIA À FRATURA.....	83
5.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS RESULTADOS .....	84
5.3.1 Grau de adaptação implante/intermediário cerâmico.....	84
5.3.2 Resistência à fratura.....	85
<b>6 DISCUSSÃO .....</b>	<b>88</b>
<b>7 CONCLUSÕES.....</b>	<b>95</b>
<b>8 SUGESTÃO PARA TRABALHOS FUTUROS.....</b>	<b>99</b>
<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>101</b>





INTRODUÇÃO

INTRODUÇÃO



# 1 INTRODUÇÃO

A cerâmica é descrita como um material inorgânico, não metálico, fabricado a partir de matérias-primas naturais, e tem como composição básica a argila, feldspato e zirconita (CRAIG; POWERS, 2004).

A utilização da cerâmica na Odontologia tem aumentado consideravelmente nos últimos anos em função do desenvolvimento de novos materiais e diferentes processamentos laboratoriais. Tem sido utilizada para a confecção de uma ampla variedade de restaurações como *inlays*, *onlays*, coroas e próteses parciais; bem como, implantes e intermediários para implantes. Isso se deve principalmente a propriedades como biocompatibilidade, bioinércia, resistência mecânica e boa estética, pois, há uma grande exigência dos pacientes por restaurações duradouras e que se assemelhem à estrutura dentária (KELLY, 1999; HANG WANG et al., 2007).

As cerâmicas são os materiais odontológicos que mais se aproximam da naturalidade do conjunto esmalte/dentina, mimetizando os aspectos estéticos e ópticos dos dentes. Permitem uma reflexão da luz de forma difusa e regular, reproduzindo com naturalidade a translucidez e cores. Possuem um coeficiente de expansão térmica similar ao dos dentes naturais, porém, sua baixa resistência à fratura é um fenômeno inerente à estrutura cristalina e ligações químicas, provavelmente em função de defeitos ou trincas resultantes do processamento laboratorial (MCLEAN, 2001).

As primeiras próteses cerâmicas utilizadas na Odontologia mostraram-se vulneráveis a tensão, chegando à fratura catastrófica das peças ao longo do tempo. Na tentativa de solucionar esse problema, cerâmicas feldspáticas foram aplicadas sobre infraestruturas metálicas a fim de compensar essa limitação. Porém, o comprometimento estético devido à presença do metal resultou em uma diminuição da translucidez, com a constatação de uma possível margem escurecida na região cervical da coroa (RAIGRODSKI et al., 2006).

Desse modo, com a formulação e introdução de cerâmicas estruturais, buscou-se resolver o problema da friabilidade observado nas restaurações dentais totalmente cerâmicas. A tendência das técnicas restauradoras indiretas tem sido eliminar a infraestrutura metálica, utilizando-se, para tal, cerâmicas com maior tenacidade à fratura (MIYASHITA, 2003; KINA, 2005).

A introdução da zircônia na Odontologia como cerâmica

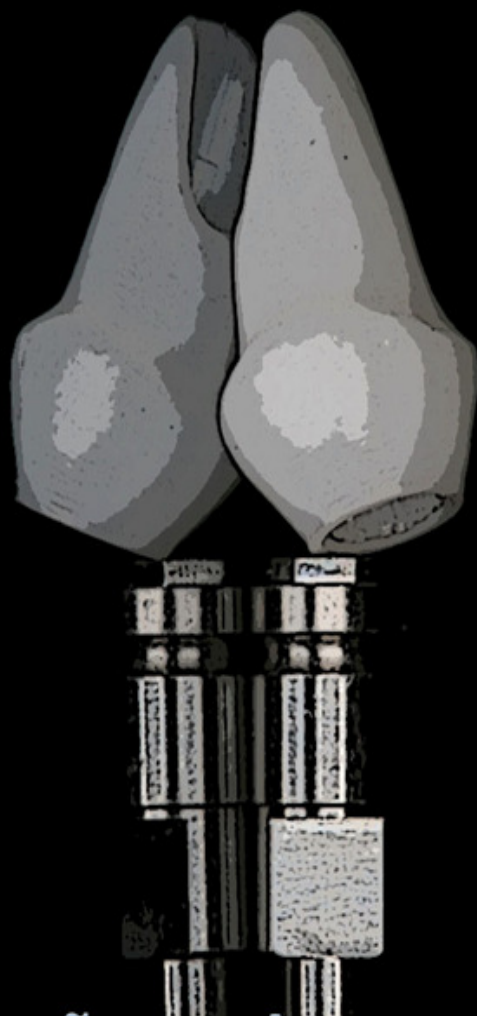
estrutural, tem permitido a confecção de implantes, intermediários para implantes, infra-estruturas para coroas e próteses parciais totalmente cerâmicas nas regiões de maiores esforços mastigatórios da cavidade oral (FILSER et al., 2001).

Quando se utiliza intermediários cerâmicos personalizados, alguns fatores devem ser respeitados. Uma adequada adaptação entre esses intermediários e a plataforma do implante é primordial, visto que, na utilização de intermediários personalizados, a fabricação é realizada por técnicas de compactação industrial, usinagem manual ou computadorizada, ocorrendo a possibilidade de erros durante os processos de usinagem podem ocorrer (ALFARSI et al., 2009). Falhas na adaptação entre essas estruturas podem levar à sobrecarga dos elementos mecânicos do sistema, podendo resultar em perda ou fratura do parafuso, fratura do próprio implante, periimplantite, perda óssea e até perda da osseointegração (SCARANO et al., 2005; BOTTINO et al., 2005; CARDOSO, 2005).

Outro importante fator a ser analisado é a resistência à fratura desses intermediários. Apesar da alta resistência das cerâmicas à base de zircônia quando submetidas a tensão, os intermediários cerâmicos sofrem fadiga, principalmente em função de fadiga estática, favorecendo o crescimento subcrítico de trincas (DEVILLE; CHEVALIER; GREMILLARD, 2006). Associado a esse fato, a presença de um ambiente úmido pode reduzir ainda mais a resistência ao longo do tempo, pois, o crescimento subcrítico de trincas ocorre devido à quimissorção dissociativa sob tensão com moléculas de água do meio ambiente (corrosão) com a extremidade da trinca (CHEVALIER; OLAGNON; FANTOZZI, 1999). Como as cerâmicas odontológicas são obviamente expostas a essas condições, a avaliação do comportamento da resistência desses intermediários é um importante requisito para o sucesso clínico e longevidade do conjunto implante/prótese.

Diante do exposto, e em função da escassez de informações relacionadas ao assunto, está plenamente justificada a realização de um estudo envolvendo a adaptação e resistência de intermediários cerâmicos à plataforma de implantes, antes e após o envelhecimento do material cerâmico.

O propósito deste estudo foi verificar a adaptação cervical de intermediários cerâmicos à plataforma do implante, bem como, sua resistência à fratura antes e após o envelhecimento do material cerâmico.



REVISÃO DA LITERATURA

REVIZÃO DA LITERATURA



## **2 REVISÃO DA LITERATURA<sup>1</sup>**

### **2.1 BIOCERÂMICAS**

O corpo humano é constituído por três componentes básicos: água, colágeno e hidroxiapatita. Este último composto representa a fase mineral dos ossos e dentes, que é responsável por fornecer estabilidade estrutural ao corpo, protegendo órgãos vitais como pulmões e coração, e funcionando como um depósito regulador de íons. Em casos de acidentes, doenças ou por desgaste, os ossos podem vir a perder sua funcionalidade. Nesses casos, e na busca pela melhoria da qualidade de vida, a ciência desenvolveu os biomateriais, onde encontramos as biocerâmicas (KRIGER, 2003).

#### **2.1.1 Origem das biocerâmicas**

A utilização de cerâmicas como biomateriais remonta há 1894, quando Dreesman utilizou gesso como um possível substituto para os ossos humanos. Este material apresentava uma resistência mecânica muito baixa e foi completamente reabsorvido pelo organismo, resultando em uma rápida fragmentação e degradação. Dessa forma, tais propriedades pouco atrativas praticamente excluíram a utilização do gesso como biomaterial. Em 1967, durante uma Conferência do Exército Americano, um engenheiro especializado em cerâmicas conhecido por Hench, relatou que um Coronel que havia acabado de voltar do Vietnã reclamava que milhares de soldados estavam tendo seus braços e pernas amputados devido à rejeição de implantes metálicos e plásticos defeituosos. Em 1969, Hench iniciou um trabalho na Universidade da Flórida, e 2 meses depois apresentou um vidro que se fixava tão bem aos ossos e tecidos de ratos, que os pesquisadores não conseguiam mais separá-lo, porque aparentemente o vidro desenvolvido atraía as células ósseas. Hench havia descoberto uma nova classe de materiais médicos conhecidos como biovidros (KRIEGER, 2003).

---

<sup>1</sup> Baseada na NBR 10520: 2002 da ABNT.

## 2.1.2 Conceito e aplicações das biocerâmicas

As cerâmicas são materiais inorgânicos que consistem de elementos metálicos e não-metálicos apresentando ligações covalentes, iônicas ou ambas (SMITH, 1998).

Biocerâmicas são cerâmicas especiais utilizadas na Medicina e na Odontologia para a substituição ou reconstrução de partes afetadas ou destruídas do sistema esquelético. Podem ser classificadas em reabsorvíveis (fosfato tri-cálcico), bioativas (biovidros, biovitro-cerâmicas e hidroxiapatita) e bioinertes (carbono, alumina sinterizada e zircônia estabilizada) (KUNES et al., 2000).

O potencial das cerâmicas como biomateriais está na compatibilidade com o ambiente fisiológico. Biocerâmicas são compatíveis porque são compostas de íons comumente encontrados no meio ambiente (exemplo: cálcio, potássio, magnésio e sódio, entre outros) e de óxidos que apresentam baixa toxicidade aos tecidos do organismo (exemplo: óxido de zircônio) (MORAES, 2004).

## 2.2 ZIRCÔNIO

O zircônio é o elemento químico de símbolo Zr, número atômico 40 (40 prótons e 40 elétrons) e de massa atômica igual a 9u. À temperatura ambiente, o zircônio encontra-se no estado sólido. Situado no grupo 4 (4B) da classificação periódica dos elementos, foi descoberto em 1789 pelo alemão Martin Heinrich Klaproth. É um metal branco acinzentado, duro, brilhante, resistente à corrosão, e principalmente utilizado no revestimento de reatores nucleares. É menos denso que o aço, com uma dureza similar ao cobre, sendo bastante resistente frente aos ácidos, porém, pode-se dissolver com ácido fluorídrico (HF) (VAGKOPOULOU et al., 2009).

### 2.2.1 Óxido de zircônio ou zircônia

É um óxido cristalino de cor branca, proveniente do zircônio. A zircônia ( $ZrO_2$ ) não ocorre na natureza como óxido puro, e é encontrado principalmente como mineral na baddeleyite ( $ZrO_2$ ) e na zirconita ( $ZrSiO_4$ ). A maioria dos materiais utilizados é extraída quimicamente destes dois minérios. A zirconita é a mais abundante, porém menos pura, necessitando de um processamento significativo para se obtê-la



isoladamente (PICCONI; MACCAURO, 1999).

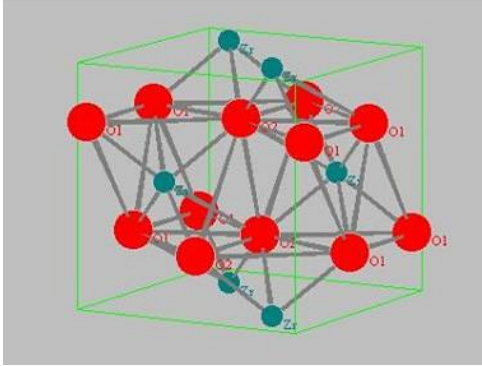
Atualmente, cerca de 80% da produção mundial de zircônia é utilizada para aplicações convencionais como: materiais estruturais, refratários, pigmentos, opacificantes, vitrificadores (*glazers*), abrasivos, entre outros (RASHAD; BAIUOMY, 2008).

### **2.2.2 Fases da zircônia**

A zircônia é uma cerâmica polimórfica que possui três estruturas cristalinas: monoclinica, tetragonal e cúbica. A zircônia pura tem a estrutura monoclinica na temperatura ambiente, estável até 1170°C. Entre esta temperatura e 2370°C transforma-se em zircônia tetragonal, e acima de 2370°C, em zircônia cúbica. Após seu processamento, em função do resfriamento, a fase tetragonal se transforma em monoclinica em uma temperatura de aproximadamente 970°C. A esta fase de transformação está associada de 3% a 4% de expansão volumétrica do material. Diferentes óxidos, como por exemplo: óxido de ítrio ou ítria ( $Y_2O_3$ ), óxido de cálcio (CaO), óxido de magnésio (MgO) podem ser adicionados à zircônia para sua estabilização, possibilitando que a forma tetragonal possa existir na temperatura ambiente após a sinterização. A adição de quantidades variáveis de estabilizadores permite a formação de zircônias parcial ou totalmente estabilizadas que, combinadas com variações de processos, podem resultar em cerâmicas que apresentam propriedades excepcionais tais como: alta resistência flexural e à fratura, alta dureza, excelente resistência química e boa condutibilidade de íons. Uma zircônia totalmente estabilizada é obtida através da adição de quantidades suficientes de óxidos estabilizadores, tais como 16mol% de magnésia (MgO), 16mol% de cálcia (CaO) ou 8mol% de ítria ( $Y_2O_3$ ). Já a estabilização parcial da zircônia é obtida com os mesmos óxidos, porém, em quantidades menores (ex: 2mol% a 3mol% de ítria), criando uma estrutura multifásica que geralmente consiste de zircônia cúbica majoritária e tetragonal/monoclinica precipitada em menor quantidade (PICCONI; MACCAURO, 1999).

#### **2.2.2.1 Zircônia monoclinica**

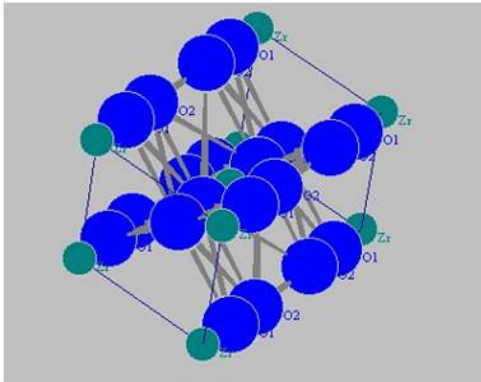
A forma mineral onde é encontrada a zircônia, é conhecida por baddeleyite (FIG. 1), contém aproximadamente 2% de  $HfO_2$  (óxido de háfnio), que é muito similar à zircônia em estrutura e propriedades químicas (STEVENS, 1986).



**Figura 1** - Estrutura cristalina da zircônia monoclinica.  
Fonte - Adaptado de STEVENS, 1986.

### 2.2.2.2 Zircônia tetragonal

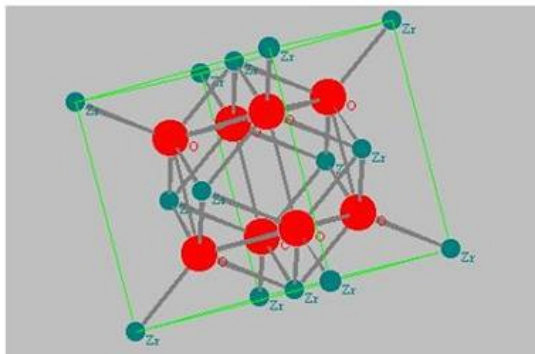
A zircônia em sua forma tetragonal possui a forma de um prisma reto com lados retangulares (FIG. 2) (VAGKOPOULOU et al., 2009).



**Figura 2** - Estrutura cristalina da zircônia tetragonal.  
Fonte - Adaptado de STEVENS, 1986.

### 2.2.2.3 Zircônia cúbica

A estrutura cúbica da zircônia (FIG. 3) é uma rede cúbica simples com 8 íons de oxigênio, os quais são rodeados por um arranjo cúbico (FEIGHERY; IRVINE, 1999).



**Figura 3** - Estrutura cristalina da zircônia cúbica.  
Fonte - Adaptado de FEIGHERY; IRVINE, 1999.

## 2.2.3 Propriedades biológicas

### 2.2.3.1 Biocompatibilidade

Estudos *in vitro* e *in vivo* confirmaram uma grande biocompatibilidade da zircônia, especialmente quando ela é totalmente purificada do seu conteúdo radioativo. As cerâmicas à base de zircônia são materiais quimicamente inertes e nenhum tipo de reação adversa ou sistêmica foi relatado (DE AZA; CHEVALIER; FANTOZZI, 2002).

Testes *in vitro* demonstraram que a zircônia possui uma toxicidade similar à alumina e mais baixa que o óxido de titânio. Nenhum tipo de citotoxicidade, oncogenicidade ou efeitos mutagênicos nos fibroblastos ou nas células sanguíneas foram observados. Nenhum tipo de alteração cromossômica foi encontrado. A colonização bacteriana encontrada na superfície da zircônia mostrou-se menor que da superfície do óxido de titânio (SANTOS et al., 2007).

### 2.2.3.2 Radioatividade

A zircônia é freqüentemente acompanhada por elementos radioativos de vida média longa, tais como o tório (Th) e o urânio (U). A separação destes elementos é difícil e onerosa. Dois tipos de radiação estão relacionados à zircônia: alfa e gama. Quantidades significantes de radiação alfa têm sido observadas em cerâmicas à base de zircônia utilizadas para a fabricação de implantes cirúrgicos, porque, devido a

sua alta capacidade de ionização, as partículas alfa destroem células de tecidos moles e duros. Quanto à radiação gama, a literatura sugere que o nível de radiação na zircônia não é preocupante (STANDARD, 1995).

### **2.2.4 Propriedades ópticas**

As estruturas de zircônia oferecem um mascaramento adequado dos substratos escurecidos em função de um adequado nível de opacidade, além de permitir uma translucidez controlada após sua laminação, devido à sua alta densidade (porosidade residual <0,05%) e homogeneidade, até mesmo com uma espessura limitada (0,5mm). A zircônia estabilizada com ítria é adequada para aplicações ópticas devido ao seu alto índice de refração, baixo coeficiente de absorção e alta opacidade no espectro visível e infravermelho. Ela é utilizada como um bom agente de pigmentação branco, agindo como um opacificante devido ao seu comportamento óptico frente à luz visível. O efeito opaco máximo do óxido de zircônio é atribuído às partículas dispersas de tamanho levemente maior do que o comprimento de onda da luz. A maior opacidade das cerâmicas à base de zircônia pode ser bastante útil em situações clínicas de alta exigência estética, como por exemplo, em casos de mascaramento de substratos policromáticos ou pinos e núcleos metálicos. Atualmente, intermediários de zircônia pigmentada com diferentes cores estão disponíveis no mercado para otimizar os resultados estéticos. (VAGKOPOULOU et al., 2009).

### **2.2.5 Propriedades mecânicas**

As propriedades mecânicas dos materiais cerâmicos dependem do tamanho e distribuição dos defeitos microestruturais na forma de trincas, porosidades e impurezas (CALLISTER, 2005).

Trincas, porosidades e outros defeitos funcionam como concentradores de tensões e, quanto maior o tamanho do defeito na superfície ou no interior da cerâmica, menor a tenacidade e maior a probabilidade de fratura, mesmo em baixos níveis de tensões. Este comportamento frágil dos materiais cerâmicos, também conhecido como comportamento frível, é uma das maiores barreiras à aplicação de materiais cerâmicos na Odontologia, principalmente quando sujeitos aos esforços mecânicos cíclicos e em próteses dentárias múltiplas (SANTOS et al., 2007).

### ***2.2.5.1 Resistência flexural***

A resistência flexural é uma combinação das resistências à compressão, tração e cisalhamento. À medida que aumentam as resistências à tração e compressão, a força necessária para fraturar o material também cresce (JOHN; GANGADHAR; SHAH, 2001).

#### ***2.2.5.1.1 Tenacidade à fratura***

A tenacidade à fratura é uma propriedade do material que descreve sua resistência inerente, em presença de um defeito semelhante a uma trinca; ou seja, a capacidade do mesmo em resistir à propagação da trinca (DIETER, 1981).

É medida pela quantidade de energia necessária para propagar uma falha superficial ou trinca pré-existente através de um material até a sua fratura, é calculada pela equação  $K_{IC}$  (JOHNSON; DHURU; BRANTLEY, 1993).

#### ***2.2.5.1.2 Transformação martensítica***

Esta transformação recebeu este nome devido a Osmond, que por volta de 1895 descreveu a microestrutura de um aço temperado e introduziu o termo martensita. Este nome foi originalmente utilizado para designar o constituinte resultante da decomposição da austenita (matriz) durante a têmpera dos aços comuns ao carbono. A observação posterior de que algumas ligas não ferrosas também sofriam este tipo de reação fez com que o termo estendesse sua denominação a qualquer produto de uma transformação assistida por tensão (GUIMARÃES, 1981).

A transformação da zircônia de sua forma tetragonal para monoclinica ( $t \rightarrow m$ ) é de grande importância para a resistência mecânica do material, pois esta transformação está associada a uma expansão volumétrica de 3% a 5% em função do resfriamento do material, geralmente excedendo sua resistência e resultando na fratura do mesmo. Em função disso, a fabricação de componentes de zircônia pura não é possível pela falha espontânea. Dessa forma, a adição de óxidos estabilizadores é importante, pois permite a manutenção da forma tetragonal na temperatura ambiente (STEVENS, 1986).

Com a estabilização da zircônia por óxidos como cálcia (CaO),

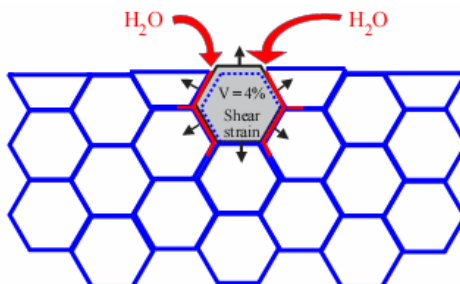
magnésia ( $MgO$ ), ítria ( $Y_2O_3$ ) e céria ( $CeO_2$ ), a fase tetragonal se mantém metaestável em condições ambientes, ou seja, teoricamente instável, mas podendo manter-se por tempo indefinido. Sendo assim, o campo de tensões frente a uma trinca faz com que essas partículas tetragonais sofram transformação para uma fase monoclinica estável. Acompanhando esta transformação, há um ligeiro aumento no volume da partícula e o resultado é que são estabelecidas tensões compressivas sobre a superfície da trinca nas regiões próximas à sua extremidade, as quais tendem a estrangular e a fechar a trinca, impedindo, dessa forma, o seu crescimento. O resultado final é o aumento da tenacidade da zircônia frente a esta transformação, evitando a propagação das trincas e melhorando o comportamento mecânico da cerâmica frente aos esforços de tração. (CALLISTER, 2000).

A transformação da zircônia tetragonal em monoclinica é um fenômeno influenciado pela temperatura, vapor da água, alta umidade relativa, tamanho da partícula, micro e macroestrutura do material, e também pela concentração do óxido estabilizador. O tamanho crítico da partícula, para a zircônia parcialmente estabilizada se manter na forma tetragonal em temperatura ambiente, é de  $0,2\mu m$  a  $1\mu m$  (para composições variando de 2% a 3% mol de ítria); pois, abaixo de  $0,2\mu m$ , a transformação para a fase monoclinica não é possível de forma espontânea (ESQUIVIAS et al., 1996).

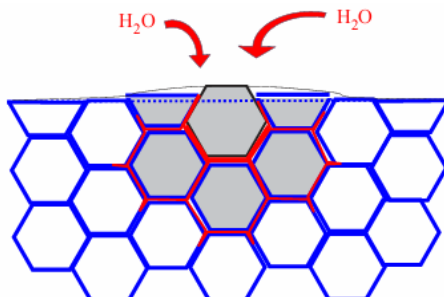
## 2.2.6 Envelhecimento

Em função de a zircônia apresentar metaestabilidade, a mesma é propensa ao envelhecimento na presença de água ou vapor d'água. O envelhecimento ocorre por meio de uma lenta transformação superficial para a fase monoclinica estável, sendo que esta transformação inicia-se em partículas isoladas na superfície, por meio de um mecanismo do tipo corrosão sob tensão. A transformação inicial de partículas específicas pode estar relacionada a um estado de desequilíbrio: um tamanho maior de partícula, um conteúdo menor de ítria, uma orientação específica a partir da superfície, presença de tensões residuais, ou, até mesmo, a presença de uma fase cúbica. A transformação ocorre por meio de uma nucleação e um processo de crescimento. Este fenômeno leva a uma cascata de eventos que ocorre nas partículas vizinhas, levando a um aumento de volume que estressa as partículas e leva ao desenvolvimento subcrítico de trincas (CTS), oferecendo um caminho para a água penetrar no material. O estágio de crescimento novamente depende de

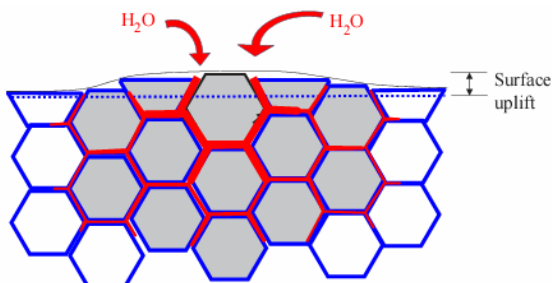
vários padrões da microestrutura: porosidade, tensões residuais, tamanho das partículas, entre outros (FIG. 4 a 6) (CHEVALIER, 2005).



**Figura 4** - Esquema do processo de envelhecimento, seção transversal.  
Fonte - Adaptado de CHEVALIER, 2005.



**Figura 5** - Nucleação em um grão específico na superfície, levando à formação de microtrincas e tensões sobre os grãos vizinhos.  
Fonte - Adaptado de CHEVALIER, 2005.



**Figura 6** - Crescimento da zona transformada, levando à extensa formação de microtrincas e asperização da superfície. Os grãos transformados aparecem em cinza. Os trajetos em vermelho representam a penetração de água devido à formação de microtrincas em torno dos grãos transformados.  
Fonte - Adaptado de CHEVALIER, 2005.

O Quadro 1 resume o efeito potencial dos diferentes estágios do processamento sobre a microestrutura da zircônia e, conseqüentemente, sobre o envelhecimento (CHEVALIER, 2005).

<b>Estágio de processamento</b>	<b>Efeito potencial sobre a microestrutura</b>
Pó inicial	Conteúdo e distribuição de ítria, presença de aditivos (levando a fases secundárias)
Formação	Distribuição de poros de compactos verdes, e conseqüentemente, porosidade dos componentes finais
Temperatura e duração da sinterização	Densidade, tamanho das partículas, quantidade de fase cúbica
Taxa de resfriamento após a sinterização	Fracionamento de fase, tensões residuais
Pressão isostática quente	Densidade, montagem de fase, aumento do conteúdo de lacunas de oxigênio, tensões residuais
Clareamento	Diminuição de lacunas de oxigênio, modificação de tensões residuais
Desgaste e usinagem	Aspereza superficial, tensões residuais, conteúdo monoclinico inicial
Limpeza, esterilização	Conteúdo monoclinico inicial

**Quadro 1** - Efeito potencial dos diferentes estágios de processamento sobre a microestrutura de cerâmicas à base de zircônia.

Fonte - Adaptado de CHEVALIER, 2005.

A tentativa de minimizar a degradação em baixa temperatura (DBT) da Y-TZP inclui a redução do tamanho da partícula, um aumento no conteúdo do óxido estabilizador ( $Y_2O_3$ ,  $CeO_2$ ), ou ainda, a formação de compósitos com óxido de alumínio ( $Al_2O_3$ ). A adição de partículas de alumina impede o relaxamento da rede de zircônia tetragonal sob tensão durante o processo de envelhecimento, uma vez que o relaxamento é responsável pela degradação (LEE; KIM; SONG, 2000).

O envelhecimento ou degradação da zircônia em baixa temperatura (LTD) é um fenômeno progressivo e espontâneo que exacerba na presença da água, vapor ou fluidos. As conseqüências do processo de envelhecimento do material são múltiplas, incluindo degradação superficial, microtrincas e diminuição da resistência a médio e longo prazo. Embora esta degradação tenha sido demonstrada e associada indiretamente com uma série de falhas em próteses de cabeça



de fêmur, não parece clara sua relação com a previsibilidade da falha, em função da ausência de rigorosos estudos científicos de acompanhamento (DENRY; KELLY, 2007).

## 2.3 ZIRCÔNIA E A ODONTOLOGIA

Desde o surgimento do primeiro dente de porcelana até os dias de hoje, o avanço tecnológico proporcionou o desenvolvimento de vários sistemas cerâmicos na Odontologia. Estes sistemas cerâmicos tentam superar as características inerentes de fragilidade e baixa tenacidade à fratura que limitaram a sua ampla utilização no passado (WHITE et al., 2005).

Atualmente, em função das exigências estéticas, a aplicação de biocerâmicas vem se destacando na Odontologia. Além do potencial estético, sua biocompatibilidade, bionércia, estabilidade química, resistência mecânica e alta resistência ao desgaste favorecem o seu uso clínico (SADOWSKY, 2006).

A melhora na resistência à fratura das cerâmicas inclui desde a sua associação com o metal para a confecção de coroas metalocerâmicas, até a confecção de intraestruturas de cerâmica reforçada recobertas por cerâmicas felspáticas. Dentre essas infraestruturas encontram-se aquelas confeccionadas de zircônia parcialmente estabilizada com ítria (DAGUANO et al., 2006).

### 2.3.1 Tipos de zircônia utilizados na Odontologia

Foi observada uma ampla aplicação da transformação martensítica ( $t \rightarrow m$ ) da zircônia na fabricação de cerâmicas odontológicas, levando ao desenvolvimento de três materiais diferentes, cada um tendo uma terminologia associada. As duas primeiras são materiais com, pelo menos, duas fases de  $ZrO_2-t$  como a fase menor (dispersa e precipitada, respectivamente), e a última é essencialmente uma  $ZrO_2-t$  de fase única. A origem e os detalhes da estabilização da fase tetragonal diferem entre essas três microestruturas tenacificadas. Os três materiais compartilham o fato de que a estabilização de fase tetragonal ocorre e que a tenacidade envolve a transformação martensítica (DENRY; KELLY 2007).

### ***2.3.1.1 Zircônia tenacificada por alumina (ZTA)***

Cerâmica à base de zircônia é combinada com uma matriz de alumina ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) formando uma estrutura conhecida por ZTA (alumina reforçada por grãos de zircônia). A estabilidade da fase tetragonal em temperatura ambiente não envolve inicialmente o uso de dopantes, mas, em vez disso, é controlada pelo tamanho, morfologia e localização das partículas (intra ou intergranular). Na ZTA, as partículas acima de um tamanho crítico transformar-se-ão em uma simetria monoclínica após o resfriamento. Dentre as cerâmicas odontológicas, o único exemplo comercial de uma cerâmica tenacificada por dispersão é a In-Ceram Zirconia (Vita Zahnfabrik, Alemanha), que é um composto interpenetrante que foi desenvolvido nessa filosofia, pela adição de 33mol% de zircônia estabilizada por 12mol% de céria (12Ce-TPZ) ao precursor InCeram Alumina (de 70% a 80% de óxido de alumínio), para ser utilizado inicialmente pela técnica artesanal de infiltração cerâmica de colagem de barbotina (*slip casting*). Posteriormente, o mesmo material foi disponibilizado em blocos pré-sinterizados para serem finalizados por usinagem (DENRY; KELLY, 2007).

### ***2.3.1.2 Zircônia estabilizada parcialmente por magnésia (Mg-PSZ)***

A microestrutura da Mg-PSZ (zircônia parcialmente estabilizada com magnésia) consiste de uma matriz de zircônia cúbica parcialmente estabilizada de 8 a 10mol% de óxido de magnésio. Devido a dificuldade de obter precursores de Mg-PSZ livres de sílica ( $\text{SiO}_2$ ), silicatos de magnésio podem resultar em um baixo conteúdo de magnésia, favorecendo a transformação da fase tetragonal para monoclínica ( $t \rightarrow m$ ) e resultando em uma diminuição das propriedades mecânicas e estabilidade do material. Blocos totalmente sinterizados têm sido fabricados com este material (Denzir-M, Dentronic AB, Suíça), porém, exigem sistemas de usinagem rígidos e robustos (DENRY; KELLY, 2007).

### ***2.3.1.3 Zircônia tetragonal policristalina estabilizada com ítria (3Y-TZP)***

A 3Y-TZP consiste de uma matriz de zircônia parcialmente estabilizada de 2mol% a 4mol% de óxido de ítria. Em 1977, foi relatado

que a  $ZrO_2$  de grãos finos (geralmente  $< 0,5\mu m$ ) com pequenas concentrações de  $Y_2O_3$  estabilizante poderia conter até 98% da fase tetragonal metaestável após a sinterização. A zircônia estabilizada com ítria (óxido de ítrio) é adequada para aplicações ópticas devido ao seu alto índice de refração, baixo coeficiente de absorção e alta opacidade no espectro visível e infravermelho. A zircônia é um bom pigmento branco e uma boa opacificadora devido à sua total opacidade à luz visível e ao seu alto índice de refração. O efeito opaco máximo do óxido de zircônio é atribuído a partículas dispersas de tamanho levemente maior do que o comprimento de onda da luz e ao índice de refração diferente de sua matriz. A opacidade maior das cerâmicas de zircônia pode ser bastante útil em situações clínicas esteticamente exigentes, como, por exemplo, em casos de mascaramento de dentes pilares dicromáticos ou pinos e núcleos metálicos. Como exemplo, podemos citar os blocos pré-sinterizados, que são utilizados na usinagem manual (DENRY; KELLY, 2007).

### **2.3.2 Intermediários cerâmicos para prótese implantossuportadas**

A necessidade estética e o desejo de substituir estruturas metálicas são fatores que impulsionaram a introdução dos sistemas cerâmicos. Intermediários cerâmicos têm sido amplamente utilizados, proporcionando melhores resultados estéticos devido à sua capacidade de reprodução de cor, opacidade e translucidez. Eles têm sido fabricados em alumina, alumina/zircônia ou zircônia e são especialmente indicados para restaurações implantossuportadas localizadas na região anterior da maxila, onde a estética mucogengival é de fundamental importância, principalmente em casos onde a margem gengival é muito fina e se corre o risco de aparecer um halo escuro ou uma sombra sob o tecido gengival devido à cor metálica do intermediário, comprometendo o resultado estético final da prótese (YILDIRIM et al., 2001).

Intermediários são dispositivos utilizados para fazer a ligação entre o implante e a prótese. Podem ser adquiridos comercialmente na forma pré-fabricada ou confeccionados laboratorialmente por sistemas manuais ou CAD/CAM. Os intermediários personalizados são mais utilizados para próteses cimentadas, visto que permitem a obtenção de um perfil gengival já no intermediário, mantendo a arquitetura da mucosa periimplantar e do arco gengival côncavo (CARDOSO, 2005).

Os principais intermediários cerâmicos pré-fabricados são: CerAdapt (Nobel Biocare, Suécia), Cerabase (Friadent, Alemanha) e o

Zi-Real (3i, USA). O CerAdapt (Nobel Biocare, Suécia) é confeccionado em alumina de alta densidade, bem como seu parafuso de fixação. Já o intermediário Cerabase (Friadent, Alemanha) é constituído de um corpo confeccionado em alumina, e o encaixe deste corpo ao implante é feito através de uma base de titânio. Este intermediário também é fixado ao implante por meio de um parafuso metálico. O Zi-Real (3i, USA) é confeccionado em zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítria. Este intermediário apresenta um corpo cerâmico que envolve um cilindro de óxido de titânio presente na base do intermediário. A fixação ao implante é feita por um parafuso metálico (BOTTINO et al., 2005).

Em função do desenvolvimento das técnicas CAD/CAM, atualmente ampliou-se a utilização de intermediários cerâmicos personalizados. Eles podem ser obtidos por dois processos: 1) usinagem de blocos pré-fabricados manual ou industrialmente até obter a forma desejada; 2) compactação industrial por técnicas CAD/CAM (CARDOSO, 2005).

Como a zircônia é uma cerâmica polimorfica que pode sofrer desgaste, a usinagem de blocos pré-fabricados manual ou industrialmente permite a possibilidade de se individualizar um intermediário, permitindo, assim, a confecção de restaurações personalizadas e, conseqüentemente, mais estéticas. No processo de usinagem cerâmica de blocos pré-fabricados, um scanner digital (CAD) faz a leitura da área desejada e transforma os dados obtidos em imagens tridimensionais que serão enviados a um computador, onde é possível definir o desenho final da peça desejada. Tais informações são enviadas a uma máquina de usinagem (CAM) que desgasta os blocos cerâmicos pré-fabricados, transformando-os nas peças protéticas (KIM, 2009).

No processo de compactação industrial as infraestruturas são obtidas por meio da tecnologia CAD/CAM. Um enceramento é escaneado e suas informações são encaminhadas via internet para uma estação de trabalho (Suécia ou EUA) onde será confeccionada uma infraestrutura de alta precisão. O intermediário pode assumir qualquer inclinação, terminação cervical, altura e largura criando a forma natural do perfil de emergência do dente. Estes são conformados por um processo de compactação (uniaxial ou isostática) que consiste a prensagem do pó em um molde, originando um “compactado verde” no formato desejado e com resistência suficiente para o manuseio. É necessário que a compactação seja criteriosa, para minimizar o gradiente de densidade, devido às próprias características do processo e ao estado de aglomeração dos pós. Os principais representantes desse processo

são os intermediários Procera Alumina e Procera Zircônia (Nobel Biocare, Suécia) que foram lançados em 2002 e 2003, respectivamente (ALFARSI et al., 2009).

#### 2.4 ADAPTAÇÃO CERVICAL DE INTERMEDIÁRIOS PERSONALIZADOS PARA PRÓTESES IMPLANTOSSUPOORTADAS

Byrne et al. (1998) verificaram a adaptação de intermediários pré-fabricados e fundidos em laboratório. Foram estudadas 6 combinações entre implantes e intermediários: intermediário CeraOne (Nobel Biocare, Suécia) com implantes (Nobel Biocare, Suécia), intermediário STR (Implant Innovations, USA) com implantes (3i, USA), intermediário ucla plástica (3i, USA) com aplicação de porcelana com implante (3i, USA), intermediário calcinável (UCLA, 3i, USA) com aplicação de porcelana com implante (Nobel Biocare, Suécia), intermediário calcinável (UCLA, 3i, USA) com aplicação de porcelana com implante da (3i, USA) e ucla pré-fabricada (3i, USA) com implante (3i, USA). As adaptações do intermediário ao implante foram menores nos intermediários pré-fabricados ( $36\mu\text{m}$ ) e maiores nos intermediários que foram fundidos em laboratório ( $86\mu\text{m}$ ), sugerindo que os intermediários pré-fabricados são superiores em termos de adaptação em comparação aos intermediários calcináveis, pois, nestes últimos, sempre há necessidade de fazer algum tipo de ajuste.

Scarano et al. (2005) estudaram 272 casos de próteses cimentadas e parafusadas sobre implantes em um período de 16 anos, com intuito de verificar se uma possível desadaptação entre implante e intermediário pode ser uma área colonizada por bactérias. Estas foram removidas por diferentes causas: periimplantite, mobilidade ou proximidade com o nervo alveolar inferior. Apenas os implantes que possuíam intermediários pré-fabricados foram selecionados. Oitenta e um intermediários foram cimentados com cimento fosfato de zinco e 21 intermediários foram cimentados com um cimento que não foi possível ser identificado. Todos os implantes foram removidos com trefinas ou fórceps. Os implantes foram divididos em 2 grupos: 170 implantes (Nobel Biocare, Suécia) que possuíam próteses (Lifecore Biomedical, Holanda) parafusadas. Cento e dois implantes (Bone System Implants, Italia) que possuíam intermediários cimentados. Após tratamento e limpeza, os implantes foram seccionados com disco de diamante de alta precisão em sentido longitudinal. A medição da desadaptação entre

implante e intermediário foi realizada com o auxílio de microscópio óptico (Laborlux S, Alemanha). Nas próteses parafusadas o nível de desadaptação encontrada foi de 60 $\mu$ m. Nas próteses cimentadas o nível de desadaptação encontrado foi de 40 $\mu$ m. Nenhum tipo de dano mecânico foi observado e nas próteses cimentadas as desadaptações encontradas estavam sempre preenchidas por cimento. Nenhum tipo de bactéria foi encontrado em ambas as desadaptações. O nível de desadaptação entre as próteses parafusadas e cimentadas foi estatisticamente significativa. Dessa forma, foi possível concluir que nas próteses parafusadas a desadaptação pode ser um fator crítico para a colonização bacteriana, enquanto que nas próteses cimentadas a desadaptação é preenchida pelo cimento da própria prótese.

Vigolo et al. (2005) realizaram um estudo para verificar se o processo de personalização laboratorial altera a superfície de adaptação entre o intermediário e a plataforma do implante, visto que estas personalizações podem interferir na adaptação da futura prótese. Vinte intermediários (ZiReal, 3i, USA) foram medidos em relação: a distância e a largura da porção hexagonal da parte interna em titânio do intermediário, o diâmetro apical do intermediário e a liberdade rotacional, antes de serem preparados. As medidas da distância, largura e diâmetro apical foram realizadas com um micrômetro digital (Mitutoyo, Japão). A medição da liberdade rotacional foi realizada com auxílio de um aparato que possui um relógio comparador construído para este fim. Em seguida, os intermediários foram preparados para se detectar qualquer mudança eventual no ajuste do intermediário à plataforma do implante. Antes do preparo os seguintes valores achados foram respectivamente: 0,620mm para distância, 2,712mm para largura, 4,408mm para o diâmetro apical e 120,330mm para liberdade rotacional. Após o preparo, 0,621mm para distância, 2,710mm para largura, 4,407mm para o diâmetro apical e 120,360mm para liberdade rotacional. Nenhuma diferença estatística foi observada antes e após o preparo. Ao final do estudo verificaram que se não ocorrer um bom assentamento do intermediário à plataforma do implante poderá ocorrer desaperto do parafuso. O resultado deste estudo sugere que se todos os passos laboratoriais forem cuidadosamente observados, mudanças entre implante e intermediários não irão ocorrer. A manutenção das características originais do intermediário ZiReal pode diminuir o risco de desaperto do parafuso.

Yuzugullu e Avci (2008) propuseram estudar a adaptação entre implante e intermediário de titânio, alumina e zircônia após serem submetidos à carga. Quinze intermediários de titânio, alumina e zircônia

foram fabricados por um sistema CAD/CAM (Procera, Nobel Biocare, Suécia) e foram conectados a um implante de 3,75mm X 13mm (MK III, Nobel Biocare, Suécia). Estes foram submetidos a uma carga entre 20N e 200N, em uma inclinação de 30°, em uma máquina universal de testes (Instron 8516, Plus Universal, Reino Unido). As mensurações das desadaptações foram registradas nas faces vestibular, palatal, mesial e distal do intermediário, com auxílio de um microscópio eletrônico de varredura (JEOL JSM-5600 LV, JEOL, Japão) em 200X e 4000X. Os valores foram registrados antes e após a aplicação de força. Os resultados após a aplicação de força para interface entre implante e titânio foram de 3,47µm, para a zircônia 1,45µm e para a alumina 1,82µm. Os autores concluíram que não houve diferença estatística entre intermediários de óxido de alumínio, óxido de zircônia e titânio em relação à adaptação entre implante e intermediário. Os intermediários de titânio mostraram maiores valores quando submetidos à carga em comparação com os intermediários de alumina e zircônia.

## 2.5 RESISTÊNCIA À FRATURA DE INTERMEDIÁRIOS CERÂMICOS PARA PRÓTESES IMPLANTOSSUPORTADAS

Yildirim et al. (2003) realizaram um estudo *in vitro* para quantificar a força necessária para fraturar intermediários cerâmicos associados a coroas vitro-cerâmicas. Vinte intermediários cerâmicos foram testados: 10 em alumina (CerAdapt, Nobel Biocare, Suécia) e 10 em zircônia (Wohlwend Innovative, Suíça). Os intermediários foram parafusados sobre implantes (Brånemark, Nobel Biocare, Suécia) e restaurados com coroas vitro-cerâmicas (IPS-Empress, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein). As cargas de ruptura (N) foram determinadas por aplicação de força em um ângulo de 30° através da utilização de uma máquina universal de testes (Z030, Zwick, Alemanha). Os intermediários demonstraram valores médios de carga de fratura: 280,1N (alumina) e 737,6N (zircônia). Os autores concluíram que os dois intermediários apresentaram resistência superior aos valores estabelecidos para o máximo de forças oclusais relatado na literatura (90N a 370N).

Butz et al. (2005) compararam a resistência entre um intermediário de óxido de titânio (Osseotite, 3i, USA) e dois cerâmicos (Ceradapt, Nobel Biocare, Suécia; ZiReal, 3i, USA). Foram utilizados 16 intermediários para cada grupo. Após receberem uma coroa cimentada com cimento resinoso (Panavia, Kuraray, Japão), o conjunto

foi submetido a cargas progressivas em uma máquina universal de testes (Zwick, Alemanha) até que fraturassem. A análise dos resultados não apontou diferenças estatisticamente significantes entre o intermediário cerâmico ZiReal (281N) e o intermediário de titânio (305N). No entanto, o intermediário cerâmico Cer-Adapt apresentou resultados inferiores (253N) em comparação aos outros intermediários.

Att Wael et al. (2006) estudaram a resistência à fratura de diferentes intermediários. Para este estudo foram cimentadas 48 coroas (Procera, Nobel Biocare, Suécia) sobre intermediários. Três grupos com 16 intermediários foram estabelecidos: grupo controle - intermediários em titânio (Esthetic Abutment, Nobel Biocare, Suécia); grupo 2 - intermediários em alumina (Esthetic Alumina Abutment; Nobel Biocare, Suécia), e grupo 3 - intermediários em zircônia (Esthetic Zirconia Abutment, Nobel Biocare, Suécia). As coroas foram cimentadas em seus respectivos intermediários utilizando um agente cimentante (Panavia 21, Kuraray, Japão). Os corpos de prova foram submetidos aos testes de termociclagem e ciclagem mecânica para simular o envelhecimento. Todos os espécimes receberam força compressiva em uma máquina universal de testes (Z1010/TN2S, Carl Zeiss, Alemanha) na face palatina dos intermediários em um ângulo de 130°. A média de resistência à fratura foi, respectivamente, 454N, 422,5N e 443,6N para o grupo do titânio, alumina e zircônia. Todos os 3 grupos apresentaram potencial para suportar as forças oclusais resultantes da mastigação.

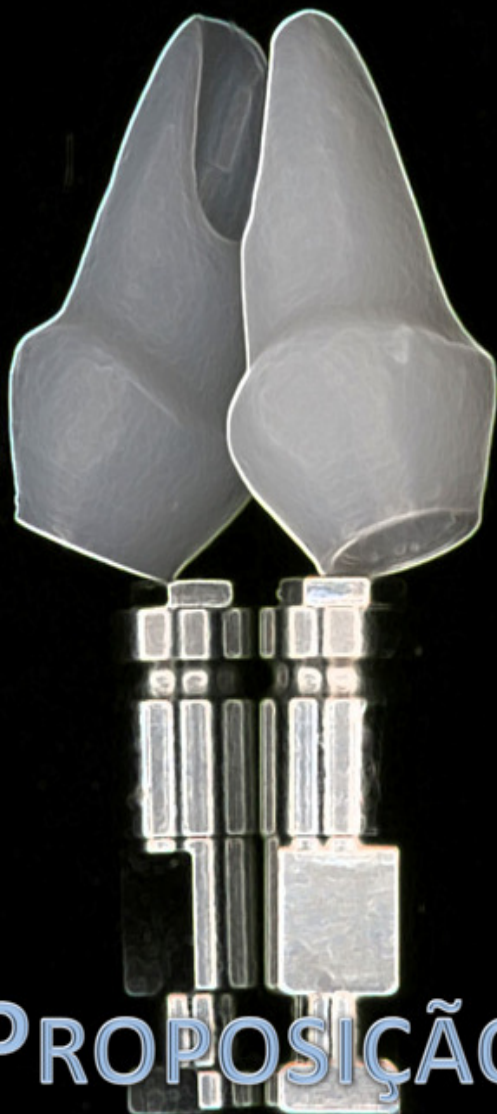
Adatia et al. (2008) realizaram um estudo *in vitro* para avaliar o efeito dos diferentes níveis de desgaste de intermediários de zircônia (Y-TZP Ceramic Abutment, AstraTech, EUA) e sua correlação com a falha clínica. Foram utilizados 30 intermediários divididos em 3 grupos: grupo 1 (controle), grupo 2 (modificação do intermediário com um chanfro de 0,5mm e redução oclusal de 2mm), grupo 3 (modificação do intermediário com um chanfro de 1,0mm e redução oclusal de 2mm). A preparação dos intermediários de zircônia foi obtida com brocas diamantadas de granulação grossa (Plymouth Meeting, USA) em alta rotação. Os intermediários preparados foram levados a uma máquina universal de testes (Instron, USA). Uma força vertical progressiva foi aplicada entre os grupos testados até que ocorresse a fratura. Todas as fraturas ocorreram na interface entre intermediário e o análogo. Os valores encontrados foram 282N para o grupo controle, 205N para o desgaste de 0,5mm e 172N para o desgaste de 1mm. A redução em até 1mm do intermediário em zircônia não afetou sua resistência, mantendo praticamente o mesmo valor do grupo controle. Os autores concluíram que o ponto mais fraco do conjunto parece ser a interface implante–intermediário.



Sundh e Sjogren (2008) estudaram a resistência à fratura de intermediários à base de zircônia usinados pelo sistema CAD/CAM (Cad.Esthetics, Suécia) e intermediários pré-fabricados à base de zircônia reforçados por alumina obtidos por CAD/CAM (Cad.Esthetics, Suécia). Para este estudo foram utilizados 4 tipos de intermediários: Denzir (Cad.Esthetics, Suécia), Cad.Esthetics AB - zircônia estabilizada com Y-TZP (Cad.Esthetics, Suécia), Denzir M - zircônia estabilizada com Mg-PSZ (Cad.Esthetics, Suécia) e RN SynOcta-In-Ceram - zircônia reforçada por alumina (Vita Zahnfabrik, Alemanha). Os intermediários fixados a análogos de titânio foram submetidos a uma carga estática em uma máquina universal de testes (AlwetronTCT510, Lorentzon and Wettre, Suécia), perpendicularmente ao seu longo eixo longitudinal. O intermediário à base de zircônia estabilizada com Y-TZP demonstrou o maior valor (649N), seguido pelo estabilizado com Mg-PSZ (548N) e o reforçado por alumina (432N). Todos os intermediários cerâmicos apresentaram valores iguais ou superiores à força máxima oclusal (370N).

Kerstein e Radke (2008) compararam a resistência à fratura de 2 intermediários de zircônia. Para tal utilizaram 29 intermediários cerâmicos (AAZ-Atlantis, Atlantis Components, USA) e 29 intermediários cerâmicos (Procera AllZircon, Nobel Biocare, Suécia). Cada corpo de prova foi fixado a uma base de plataforma regular em uma máquina universal de testes (Instron, USA), em um ângulo de 30°. A carga iniciou-se em zero e foi aumentada gradativamente até que ocorresse a fratura. O intermediário AAZ-Atlantis apresentou a maior resistência à fratura (831N), enquanto que o intermediário AllZircon apresentou 740N. Ambos os pilares de zircônia demonstraram uma resistência que excedeu a força oclusal máxima humana de 370N.





PROPOSIÇÃO  
PROPOSIÇÃO

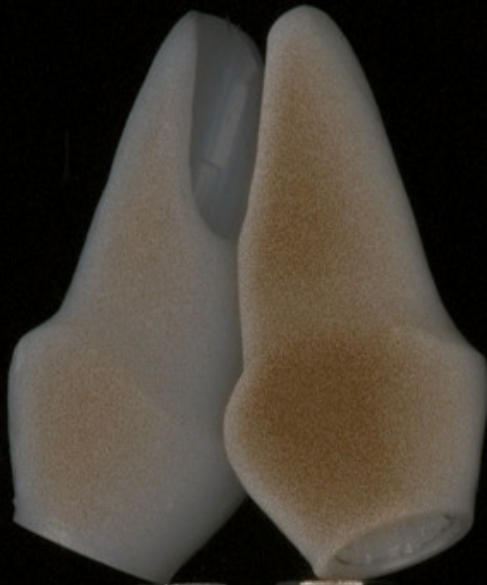


### **3 PROPOSIÇÃO**

O propósito deste estudo foi avaliar a adaptação cervical e a resistência à fratura de intermediários cerâmicos personalizados à base de zircônia, antes e após seu envelhecimento, sendo, desta forma, necessário:

- a) avaliar, através de microscopia eletrônica de varredura (MEV), o grau de adaptação da interface entre implante e intermediário cerâmico parafusado ao implante;
- b) avaliar, através de um teste de esforço, a resistência à fratura desses intermediários;
- c) analisar a influência do envelhecimento em ambas as variáveis estudadas.





MATERIAL E MÉTODOS

MATERIAL E MÉTODOS





## 4 MATERIAL E MÉTODOS

### 4.1 MATERIAIS UTILIZADOS

Os materiais, fabricantes e países de origem estão apresentados no Quadro 2.

<b>Materiais</b>	<b>Fabricantes</b>	<b>Países</b>
Análogo de laboratório de implante	3i	EUA
Broca de carboneto de tungstênio (Maxi-cut nº1509)	Edenta	Suíça
Broca de carboneto de tungstênio (Mini-cut nº1530)	Edenta	Suíça
Broca cilíndrica em alta rotação 3216F	KG Sorens Ind.Com. Ltda.	Brasil
Brocas e palpadores	Zirkonzahn	Itália
Color liquid	Zirkonzahn	Itália
Disco de lixa	Zhermack	Itália
Ice Zirkonio	Zirkonzahn	Itália
Lâmina de bisturi nº11	Surgical Blades	EUA
Lápis 1205	Faber Castell	Alemanha
Líquido de pigmentação	Zirkonzahn	Itália
Parafuso em titânio hexagonal	3i	EUA
Resina acrílica	GC	EUA
Ucla cromo cobalto	3i	EUA
Zirkonlampe 250	Zirkonzahn	Itália

**Quadro 2** - Materiais utilizados, fabricantes e países de origem.

### 4.2 EQUIPAMENTOS UTILIZADOS

Os equipamentos, fabricantes e países de origem estão apresentados no Quadro 3.

<b>Equipamentos</b>	<b>Fabricantes</b>	<b>Países</b>
Estufa de cultura microbiológica	Fanem Ltda	Brasil
Forno de sinterização ECO	Zirkonzahn	Itália
Máquina de ensaio universal Instron	Canton	EUA
Máquina para Termociclagem	Ética Equipamentos Científicos	Brasil
Microscópio eletrônico de varredura	Jeol	EUA
Volksfraser	Zirkonzahn	Itália

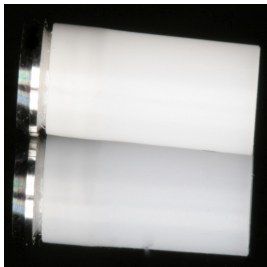
**Quadro 3** - Equipamentos, fabricantes e países de origem.

### 4.3 MÉTODO

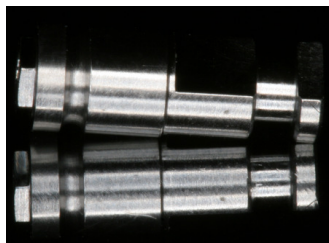
#### 4.3.1 Obtenção dos intermediários cerâmicos

Para a execução da presente pesquisa utilizou-se um processo de usinagem manual (Zirkonzahn, Itália) para cerâmicas à base de zircônia 3Y-TPZ (Yttria Tetragonal Zirconia Polycrystal). Um intermediário calcinável, com término cervical em cromo cobalto (UCLA - Universable Castable Long Abutment, 3i, EUA), foi selecionado para o enceramento da futura peça cerâmica. O intermediário calcinável foi posicionado sobre um análogo de implante laboratorial (3i, EUA) e preso com um parafuso metálico hexagonal (3i, EUA), para posterior enceramento (FIG. 7 a 10).

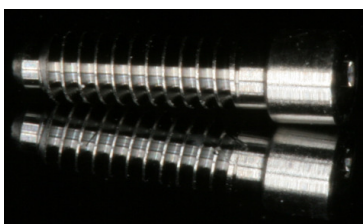
Antes do enceramento propriamente dito, com o auxílio de um disco de lixa (Zhermack, Itália) realizou-se um desgaste aleatório em 45° na porção plástica do intermediário calcinável para determinação da área palatina. As rebarbas foram removidas com uma lâmina de bisturi nº 11 (Surgical Blades, EUA). Com o auxílio de uma broca cilíndrica em alta rotação (3216F, KG Sorensen, Brasil) foram feitas perfurações na região cervical do intermediário calcinável (UCLA, 3i, EUA), para auxiliar na retenção da resina acrílica quimicamente ativada (Patter Resin, CG, EUA) (FIG. 11 a 14).



**Figura 7** – Intermediário calcinável em cromo cobalto (UCLA, 3i, EUA).



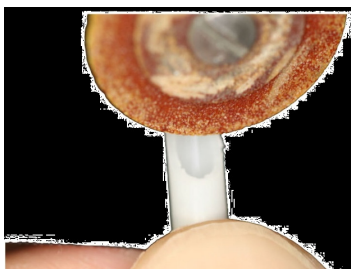
**Figura 8** – Análogo de implante laboratorial (3i, EUA).



**Figura 9** – Parafuso (3i, EUA).



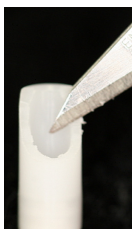
**Figura 10** - Conjunto intermediário calcinável / análogo (3i, EUA).



**Figura 11** - Definição área palatina com disco de lixa.



**Figura 12** – Área palatina definida.



**Figura 13** - Rebarbas removidas com lâmina de bisturi.



**Figura 14** – Perfurações.

Com o auxílio de um pincel (Dencril, Brasil), a região cervical do intermediário calcinável (UCLA, 3i, EUA) foi preenchida com pequenos incrementos de resina acrílica quimicamente ativada (Pattern Resin, GC, EUA), para realizar o enceramento da peça. Com uma broca de carboneto de tungstênio (Maxi-cut nº 1509, Edenta, Suíça) foi definido o término cervical e a segunda inclinação do futuro intermediário (FIG. 15 a 18).



**Figura 15** – Resina sendo posicionada com auxílio de um pincel.



**Figura 16** - Região cervical preenchida com resina acrílica.



**Figura 17**- Definição da área palatina.



**Figura 18** - Determinação da segunda inclinação.

Após a conclusão do enceramento, a peça obtida foi colocada sobre uma base de resina poliuretânica (Frame, Zirkozahn, Itália), para que seu contorno fosse demarcado com o auxílio de um lápis (nº 1205, Faber Castell, Alemanha) na base da resina. Após esse passo, desenhose conectores, tendo no mínimo 3 pontos para servir como fixadores à base. O restante do bloco foi desgastado por uma broca de carboneto de tungstênio (Minicut nº 1530, Edenta, Suécia), sendo o enceramento do intermediário calcinável fixado à base de resina poliuretânica com uma solução de metacrilato de metila (Super-bond, Loctite, EUA) (FIG. 19 a 22).



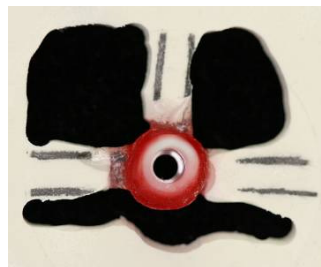
**Figura 19** - Demarcação dos pontos.



**Figura 20** - Desgaste realizado.



**Figura 21** - Intermediário encerado pronto para ser fixado.

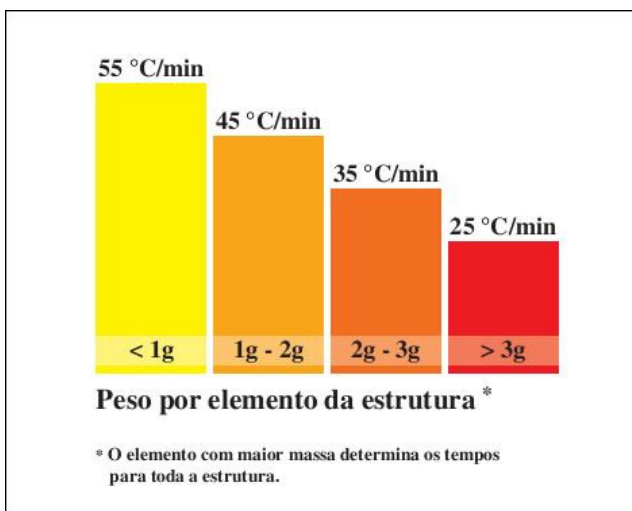


**Figura 22** - Fixação do intermediário encerado com solução de metacrilato de metila.

A usinagem manual foi feita com uma máquina fresadora-copiadora (Volksfraser, Zirkonzahn, Itália). Esse equipamento possui 4 eixos que permitem movimentos de 360°, possibilitando a usinagem da área cervical e incisal. Sobre esses eixos foram fixados a base de resina poliuretânica e o bloco cerâmico (Ice Zirconia, Zirkonzahn, Itália). Por intermédio de diferentes hastes de ponta seca, também conhecido como palpadores (Zirkonzahn, Itália), foram feitas as leituras das diferentes áreas do enceramento. Cada palpador possui uma broca correspondente, que usa o bloco da área tocada no enceramento. Desta forma conseguiu-se tocar todas as partes do enceramento e obteve-se uma réplica do enceramento no bloco cerâmico, 25% maior do que o enceramento original. A peça foi imersa em um líquido de pigmentação (Color Liquid, Cor A2, Zirkonzahn, Itália), durante 5s, ficando, ainda, durante 1h sob uma lâmpada de luz infravermelha (Zirkonlampe 250, Zirkonzahn, Itália) para secar as estruturas da zircônia, evitando assim uma possível corrosão das resistências do forno de sinterização, devido à volatilização do ácido presente no líquido. De acordo com o fabricante, a lâmpada deve ser colocada sob uma campânula extratora, pois as peças de ferro que suportam a lâmpada e que se encontram mais

próximas poderiam apresentar corrosão em função dos vapores liberados durante a secagem. O tempo de secagem das estruturas depende da dimensão dos intermediários. Para peças pequenas, de 1 a 3 elementos, aconselha-se um tempo de secagem de 45min.

As peças obtidas foram posicionadas sobre um suporte específico para serem levadas próximas à lâmpada. O ciclo de sinterização completou-se em um período de 8h. O forno de sinterização (ECO, Zirkonzahn, Itália) é composto de uma unidade de controle e tem capacidade para 20 elementos. A câmara de combustão encontra-se unida ao forno. A sinterização permite que os cristais de zircônia torne-se mais densos, sendo que isso acontece em uma temperatura próxima de 1500°C. As peças obtidas em óxido de zircônio não devem ser aquecidas rapidamente, pois podem provocar trincas. O GRAF.1 indica as velocidades de aquecimento aconselhadas pelo fabricante segundo a massa da estrutura.



**Gráfico 1** - Instruções para aquecimento de estruturas de óxido de zircônio

Fonte: <http://www.zirkonzahn.com>

O acabamento das peças foi realizado com micromotor em baixa rotação (Talmax, Brasil) e turbina de alta rotação (Kavo, Alemanha). Inicialmente, foram utilizadas brocas de baixa rotação à base de tungstênio (Edenta, Suíça), para preparar a zircônia pré-sinterizada. Em seguida duas brocas diamantadas (KG Sorensen, Brasil) e 5 pedras de óxido de alumínio (Edenta, Suíça) foram utilizadas para realizar o

acabamento da zircônia sinterizada: Na seqüência, 1 disco de borracha (Edenta, Suíça) e 2 discos de corte diamantados (Edenta, Suíça). Por último, utilizou-se 3 pontas diamantadas (KG Sorensen, Brasil) em turbina de alta rotação, para acabamento da zircônia sinterizada.

De acordo com as instruções do fabricante, durante o acabamento das peças é importante não se trabalhar com excessiva velocidade. Não se deve ultrapassar a velocidade de 10.000rpm ou exercer demasiada pressão com a turbina. É recomendada refrigeração com água para evitar aquecimento da peça (FIG. 23 a 29). Foram preparados 20 intermediários cerâmicos à base de zircônia pelo processo citado anteriormente, sendo que todos foram obtidos a partir do mesmo enceramento. Um único operador confeccionou todas as peças.



**Figura 23** - Ponta de leitura e de usinagem.



**Figura 24** – Após a usinagem o intermediário cerâmico se encontra 25% maior.



**Figura 25** – Líquido de pigmentação.



**Figura 26** - Liberação dos ácidos.



**Figura 27** – Sinterização durante 8h.



**Figura 28** – Contração de 25% após sinterização.



**Figura 29** – Acabamento.

#### 4.3.2 Grupos

As peças obtidas foram divididas aleatoriamente em 2 grupos com 10 intermediários cerâmicos para cada grupo (QUADRO 4).

<b>Grupos</b>	<b>Número de intermediários cerâmicos</b>	<b>Tratamento Térmico</b>
Grupo C - Controle	10	Nenhum
Grupo E – Experimental	10	500 ciclos térmicos

**Quadro 4** - Divisão dos grupos conforme o tratamento proposto.



## Grupo C – Controle

Este grupo reservou-se a verificar a adaptação cervical e a resistência à fratura de intermediários cerâmicos, sendo que os mesmos não foram submetidos a qualquer tipo de envelhecimento.

## Grupo E – Experimental

Dez intermediários cerâmicos foram submetidos a tratamento de ciclagem térmica, simulando o envelhecimento térmico das amostras. Posteriormente, as amostras foram submetidas a análise da adaptação cervical, bem como, da resistência à fratura.

### 4.3.3 Ciclagem térmica

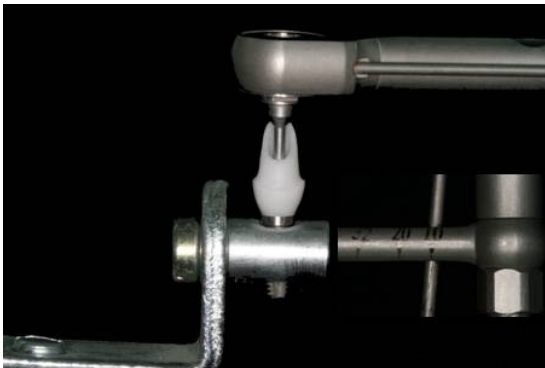
O envelhecimento artificial foi realizado por intermédio da ciclagem térmica das amostras do grupo experimental (E). Dez amostras foram submetidos a 500 ciclos (BARNES et al., 1993; ROULET; LOSCHE; NOACK 1993; BECKER, 2002) realizados em banhos de água alternados de temperatura variando entre 5°C e 55°C ( $\pm 5^\circ\text{C}$ ) (GALE; DARVEL; CHEUNG, 1994; PAZZINATO et al., 2003) com 15s de duração em cada temperatura, totalizando 30s para cada ciclo (BECKER, 2002; PASTRE, 2002). Após o término do processo, as 10 amostras foram submersas em água destilada (Asfer, Brasil) e armazenadas em frascos identificados, onde permaneceram por 14 dias a 37°C em estufa de cultura microbiológica (modelo 002 CB, Fanem Ltda, São Paulo), para posterior leitura em MEV (JEOL JSM-6390LV, Jeol, USA) (FIG. 30).



**Figura 30** - Máquina específica para termociclagem.

#### 4.3.4 Análise em microscopia eletrônica da adaptação entre intermediário e plataforma do implante

Para realização dos testes em MEV foi confeccionada uma matriz metálica, para evitar que os implantes se movimentassem durante o torque, com as seguintes dimensões: 6cm de comprimento e 3cm de altura. A matriz possui uma perfuração central para colocação do conjunto implante/intermediário, que foi preso em sua extremidade por um parafuso. Os intermediários de todos os grupos foram assentados individualmente ao hexágono externo do implante (Ossetite 10mm x 3,75mm, 3i, EUA) sendo fixados à matriz (FIG. 31), tendo-se cuidado de manter exposto tanto o hexágono externo, como a plataforma dos implantes, para possibilitar os posteriores assentamentos dos intermediários. Os intermediários cerâmicos (Zirkonzahn, Itália) foram parafusados aos seus respectivos implantes com um parafuso metálico novo (3i, EUA). O aperto do parafuso foi realizado com 20N, com o auxílio de um torquímetro manual (Catraca Protética, Neodent, Brasil).



**Figura 31** – Matriz para fixação do implante.

Primeiramente o conjunto de 10 implantes/intermediários do grupo C - controle foi levado ao microscópio eletrônico de varredura (JEOL JSM-6390LV, Jeol, EUA) do Laboratório Central de Microscopia Eletrônica (LCME) da Universidade Federal de Santa Catarina (FIG. 32).



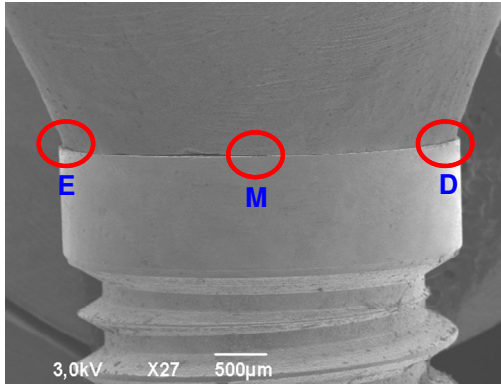
**Figura 32** - Microscópio eletrônico de varredura utilizado para mensurar a área da interface entre implante e intermediário.

#### **4.3.4.1 Mensurações**

O conjunto implante/intermediário foi posicionado no interior do MEV com a face palatina (que possui a abertura para a passagem do parafuso) voltada para o leitor. Mensurações da interface implante/intermediário foram realizadas em 3 regiões (E: lado esquerdo, M: meio e D: lado direito) (FIG. 33 e 34). Para avaliação do desajuste vertical, foi utilizado um aumento de 700X em cada uma das 3 regiões, em todos os 20 cilindros, num total de 60 medidas determinando, assim, uma média entre elas.

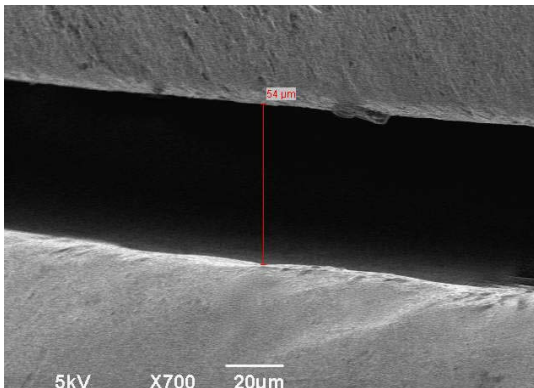


**Figura 33** – Conjunto implante/intermediário após fixação, preparados para leitura em MEV.



**Figura 34** – Locais da leitura: E (lado esquerdo), M (meio) e D (lado direito).

As imagens obtidas foram analisadas por meio de medidas lineares verticais, com o uso de um programa digital (Measureit, Olympus, EUA), para quantificar possíveis desadaptações (FIG. 35).



**Figura 35** – Leitura em MEV.

#### 4.3.5 Teste de resistência à fratura

Vinte implantes (Ossetite 10x3,75mm, 3i, EUA) foram fixados em tubos de PVC (Tigre, Joinville, Brasil) com 20mm de diâmetro e 20mm de altura. Para tal procedimento foi utilizada resina acrílica autopolimerizável (Duralay, Dental Mgf.Co., EUA), de maneira que a porção coronária e a plataforma do implante permanecessem descobertos. Os procedimentos de inclusão foram realizados com o

auxílio de um delineador, para permitir um posicionamento centralizado e perpendicular dos dentes em relação aos tubos de PVC. Após a polimerização completa da resina acrílica, cada cilindro foi identificado e armazenado até o momento do teste.

Para o teste de resistência à fratura sob compressão, os corpos de prova foram acoplados a uma máquina universal de testes (modelo 4444, Instron, USA) (FIG. 36) e submetidos à carga estática progressiva, a uma velocidade de 1mm/min.



**Figura 36** - Máquina de ensaios universal (Modelo 4444, Instron, EUA).

Um dispositivo especial acoplado à porção inferior da máquina universal de testes permitiu que os corpos de prova ficassem posicionados em um ângulo de  $45^\circ$  com o plano horizontal ( $135^\circ$  em relação ao longo eixo do intermediário), simulando uma carga com direção semelhante àquela encontrada clinicamente.

Uma carga compressiva constante foi aplicada na superfície palatina do intermediário, em posição semelhante para todos os corpos de prova, por intermédio de uma haste metálica com uma ponta ativa de aço em forma de cunha. O ensaio foi realizado a uma velocidade de 1mm/min, até ocorrer a falha/ruptura do intermediário (FIG. 37, 38A e 38B).

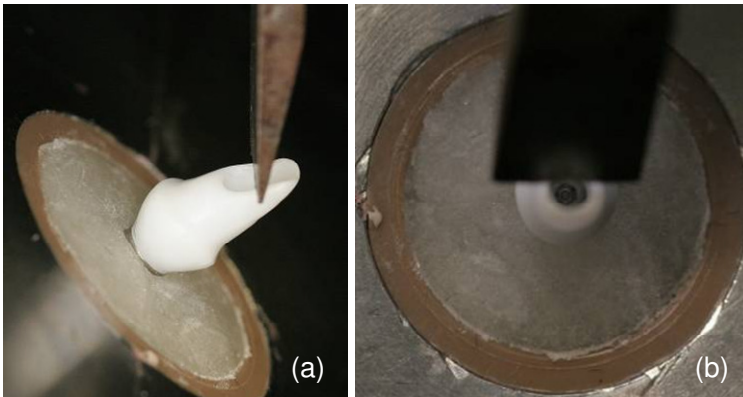
A falha do intermediário foi determinada pela constatação visual da fratura, pelo som característico associado ou não à constatação visual,

ou pela queda no valor de força registrado pela máquina universal de testes (modelo 4444, Instron, EUA). Os valores referentes à força necessária para provocar a falha das restaurações foram registrados pelo software da máquina universal de testes e armazenados em Newtons (N). Após a retirada dos corpos de prova da máquina, os mesmos foram analisados visualmente e armazenados em frascos identificados, contendo água destilada, para posterior visualização em MEV (FIG. 39A, 39B, 39C e 39D).

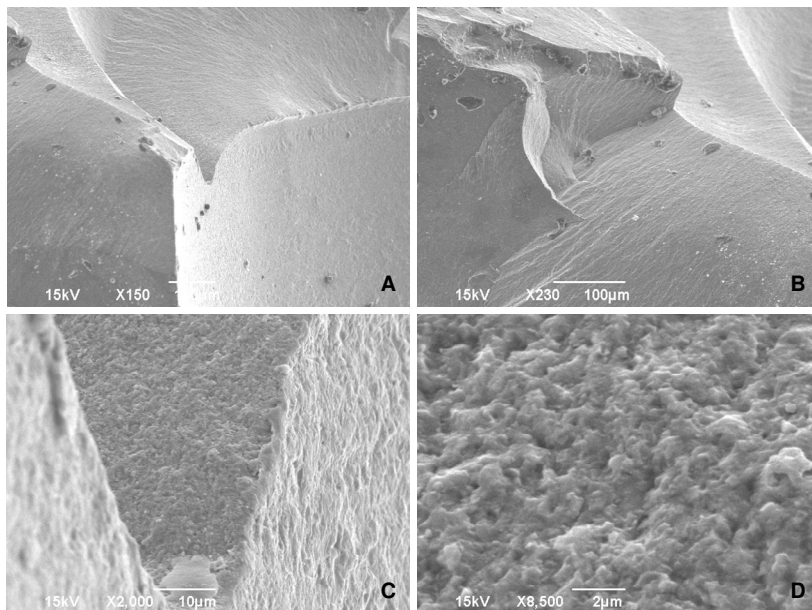


Figura

**Figura 37** - Base metálica com o tubo de PVC posicionados na base da máquina universal de testes com a haste metálica e a cunha centralizada para o teste.



**Figura 38** - Em 45° em relação ao longo eixo do intermediário cerâmico.



**Figura 39** - Observações em MEV das fraturas ocorridas nos intermediários cerâmicos.

#### 4.3.6 Síntese do experimento

Na página seguinte encontra-se o esquema com a síntese do experimento desta pesquisa.

20

I N T E R M E D I Á R I O S

10  
INTERMEDIÁRIOS  
GRUPO  
CONTROLE



VERIFICAÇÃO  
DA ADAPTAÇÃO  
MEV

10  
INTERMEDIÁRIOS  
GRUPO  
EXPERIMENTAL



RESISTÊNCIA  
À FRATURA  
INSTRON



500

CICLOS DE TERMOCICLAGEM







RESULTADOS  
RESULTADOS



## 5 RESULTADOS

A amostra foi composta por 2 grupos formados por intermediários cerâmicos, conforme apresenta a TAB. 1.

**Tabela 1** - Distribuição da amostra, segundo o grupo avaliado.

<b>Grupo</b>	<b>Total</b>
1 – Grupo controle*	10
2 – Grupo experimental **	10
<b>Total</b>	<b>20</b>

\* Pilares cerâmicos sem qualquer tipo de envelhecimento.

\*\* Pilares cerâmicos submetidos a tratamento de ciclagem térmica.

### 5.1 GRAU DE ADAPTAÇÃO IMPLANTE/INTERMEDIÁRIO CERÂMICO

Inicialmente os intermediários foram submetidos aos testes para a verificação do grau de adaptação cervical, sendo que os resultados obtidos são uma média dos 3 locais de leitura (E: lado esquerdo, M: meio e D: lado direito). Os resultados, para cada espécime, nos 2 grupos analisados podem ser observados na TAB. 2.

Os valores obtidos estão apresentados em médias, desvio-padrão, medianas, valores mínimo e máximo do grau de adaptação cervical na TAB. 3 e GRAF.2, para posterior análise estatística.

**Tabela 2** - Resultados obtidos para cada espécime em relação ao grau de adaptação cervical ( $\mu\text{m}$ ) nos intermediários cerâmicos estudados.

Grupo Controle*	Grupo Experimental**
2,10	1,26
2,23	2,14
3,33	5,30
6,62	38,79
11,33	63,53
13,59	64,12
20,56	66,69
75,93	79,98
85,33	108,46
86,28	141,47

\* Pilares cerâmicos sem qualquer tipo de envelhecimento.

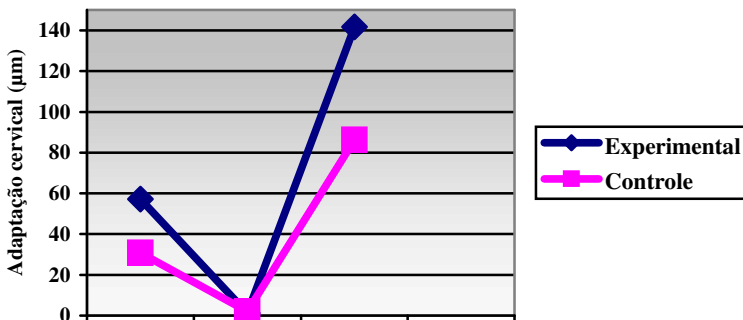
\*\* Pilares cerâmicos submetidos a tratamento de ciclagem térmica.

**Tabela 3** – Valores médios, desvio-padrão, medianas, mínimo e máximo grau de adaptação cervical ( $\mu\text{m}$ ) dentre os grupos avaliados.

Grupo	X( $\pm$ DP)	Mediana	Mínimo	Máximo
Controle*	30,73 ( $\pm$ 36,28)	12,46	2,1	86,28
Experimental**	57,19 ( $\pm$ 46,73)	63,82	1,26	141,67

\* Intermediários cerâmicos sem qualquer tipo de envelhecimento.

\*\* Intermediários cerâmicos submetidos a tratamento de ciclagem térmica.



**Gráfico 2** - Valores médios, mínimo e máximo da adaptação cervical ( $\mu\text{m}$ ) entre os grupos avaliados.

Observou-se grande variação nos valores do grau de adaptação cervical entre os grupos e dentro de cada grupo testado, ressaltando-se que o grupo controle apresentou valor médio inferior em relação ao grupo experimental.

## 5.2 RESISTÊNCIA À FRATURA

Após a análise do grau de adaptação cervical, os intermediários foram submetidos aos testes de resistência à fratura, sendo que os resultados obtidos para os 2 grupos testados podem ser observados na TAB. 4.

**Tabela 4** - Valores encontrados para cada espécime nos testes de resistência à fratura (N) nos intermediários cerâmicos testados.

Grupo Controle*	Grupo Experimental**
377	271
389	327
397	339
421	395
457	397
474	410
503	417
522	427
554	476
612	532

\*Intermediários cerâmicos sem qualquer tipo de envelhecimento.

\*\*Intermediários cerâmicos submetidos a tratamento de ciclagem térmica.

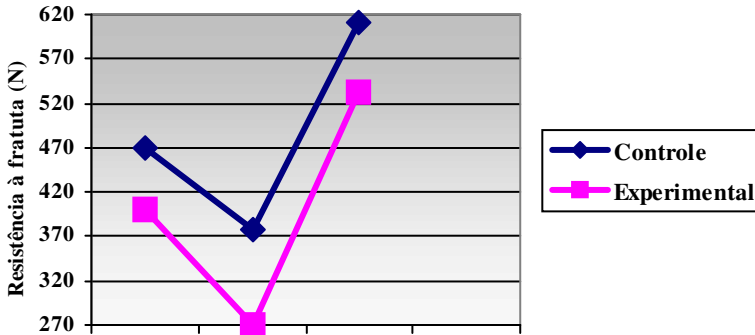
Os valores obtidos estão apresentados em médias, desvio-padrão, medianas, mínimo e máximo na TAB. 5 e GRAF. 3 para posterior análise estatística.

**Tabela 5** – Valores médios, desvio-padrão, medianas, mínimo e máximo da resistência à fratura (N) dentre os grupos avaliados.

Grupo	X( $\pm$ DP)	Mediana	Mínimo	Máximo
Controle*	470,60 ( $\pm$ 77,56)	465,5	377	612
Experimental**	399,10 ( $\pm$ 74,56)	403,5	271	532

\*Intermediários cerâmicos sem qualquer tipo de envelhecimento.

\*\*Intermediários cerâmicos submetidos a tratamento de ciclagem térmica.



**Gráfico 3** - Valores médios, mínimo e máximo da resistência flexural à fratura (N) dentre os grupos avaliados.

Após a obtenção dos resultados da resistência à fratura, observou-se valor médio superior para o grupo controle em relação ao grupo experimental.

## 5.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS RESULTADOS

### 5.3.1 Grau de adaptação implante/intermediário cerâmico

Para verificar se houve diferença estatisticamente significativa no grau de adaptação implante/intermediário entre os grupos estudados, utilizou-se o Test T não pareado. O intervalo de confiança assumido foi de 95%. Considerou-se estatisticamente significante o valor de  $P \leq 0,05$ . Para a realização da tabulação e análise dos dados foram utilizados os programas *Microsoft Excel (Microsoft Office XP)* e *Statistical Package for the Social Science (SPSS) for Windows (versão 13.0)* (TAB. 6).

**Tabela 6** – Resultado do Test T não Pareado e Probabilidade de significância (P) entre os grupos estudados.

<i>Variável</i>	<i>Test T</i>	<b>P</b>
Grau de adaptação cervical	-1,414	0,175

Observando a TAB. 6, não se encontrou diferença estatisticamente significativa entre os grupos testados para o grau de adaptação, sendo possível sugerir que o teste de ciclagem térmica não influenciou na adaptação implante/intermediário do grupo experimental.

### 5.3.2 Resistência à fratura

Para verificar se houve diferença na resistência à fratura entre os grupos estudados, utilizou-se o Test T não pareado. O intervalo de confiança assumido foi de 95%. Considerou-se estatisticamente significativo o valor de  $P \leq 0,05$ . Para a realização da tabulação e análise dos dados foram utilizados os programas *Microsoft Excel (Microsoft Office XP)* e *Statistical Package for the Social Science (SPSS) for Windows* (versão 13.0) (TAB.7).

**Tabela 7** – Resultado do Test T não Pareado e Probabilidade de significância (P) entre os grupos estudados.

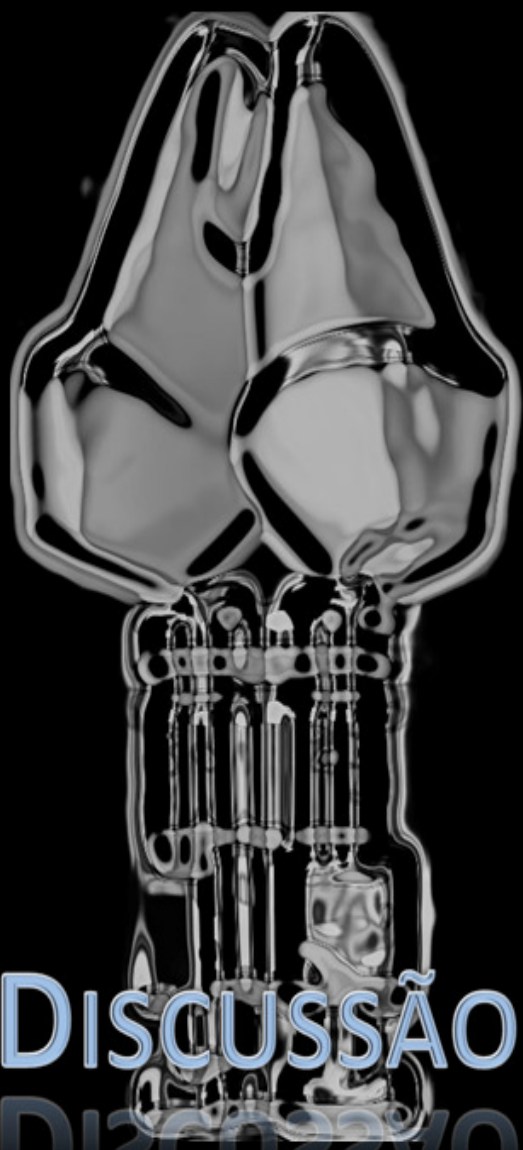
<i>Variável</i>	<i>Test T</i>	<b>P</b>
Resistência flexural à fratura	-2,102	0,05*

\*estatisticamente significativo

Observando a TAB. 7, diferenças estatisticamente significativas foram encontradas entre os grupos testados, sendo possível sugerir que o envelhecimento térmico influenciou na resistência à fratura dos intermediários cerâmicos testados, pois, esses apresentaram resultados inferiores de resistência à fratura quando comparados com o grupo controle.







DISCUSSÃO

DISCUSSÃO



## 6 DISCUSSÃO

O desenvolvimento de tecnologias para a produção de novos materiais biocompatíveis tem sido motivado pela demanda de materiais que executem novas funções ou desempenhem funções antigas de forma mais adequada (CRAIG; POWERS, 2004). Atualmente as cerâmicas constituem uma das principais alternativas para a reconstrução das estruturas dentais perdidas, visto que se tratam de materiais que melhor reproduzem as propriedades ópticas do esmalte e da dentina, como fluorescência, opalescência e translucidez (KRIEGER, 2003). Porém, embora as cerâmicas possuam excelentes propriedades físicas, são materiais friáveis que, frente aos esforços, podem fraturar-se devido à propagação de defeitos microscópicos presentes na superfície (KUNES et al., 2000). Apesar disso a busca pelo aperfeiçoamento estético levou a eliminação das infraestruturas metálicas, surgindo assim, os sistemas cerâmicos reforçados.

Cerâmicas com elevado conteúdo cristalino, como a alumina e a zircônia, possuem propriedades mecânicas superiores às das cerâmicas convencionais, e têm sido empregadas como material para a confecção de infraestruturas. O uso de alumina, entretanto, tem sido questionado devido à possibilidade de propagação de trincas entre os cristais, o que reduz sua resistência à fadiga e faz com que esse material seja considerado uma cerâmica de resistência intermediária (MIYASHITA, 2003; KINA, 2005). Por outro lado, o dióxido de zircônio tem sido sugerido como material de eleição para substituir a alumina, por ser um material biocompatível, bioinerte, apresentar propriedades mecânicas superiores e possuir boas propriedades estéticas, quando comparada ao metal (FILSER et al., 2001).

A recente introdução da zircônia na Odontologia, como cerâmica estrutural, têm permitido a confecção de intermediários para implantes (FILSER et al., 2001). Os primeiros intermediários a serem comercializados foram os pré-fabricados. Os mesmos apresentaram alguns problemas como: necessidade de serem preparados pelo profissional ou laboratório, custo elevado quando comparado ao metal e disponibilidade restrita no mercado. Frente a essas dificuldades, ênfase foi dada às pesquisas com técnicas de usinagem. Como solução para os altos custos, peças calcináveis têm sido utilizadas como precursores para a obtenção de intermediários metálicos e cerâmicos. Porém, embora apresentem menor custo, sua adaptação à base do implante é questionável quando comparados aos intermediários pré-fabricados

(BYRNE et al., 1998; WHITE et al., 2005; CARDOSO, 2005; BOTTINO et al., 2005).

A adaptação e precisão dos intermediários também têm sido relatadas como importantes aspectos na estabilidade da união implante/intermediário (SCARANO et al., 2005). Variações na consistência da fabricação do intermediário podem levar a implicações clínicas de diferentes magnitudes. Tais peças podem ser fabricadas pela usinagem de blocos pré-fabricados, manual ou industrialmente; ou por intermédio da compactação industrial e técnicas CAD/CAM. O processo de usinagem manual de intermediários cerâmicos pode gerar pequenas imperfeições, sendo que essas podem estar localizadas na superfície de assentamento intermediário/implante, o que levaria a um desajuste marginal, diminuindo assim sua adaptação (CARDOSO, 2005). Alguns dos problemas anteriormente citados puderam ser constatados neste estudo, principalmente no que se refere a necessidade de ajustes manuais do intermediário, com brocas, para adaptá-lo à plataforma do implante, reforçando a necessidade de um operador treinado.

A maior parte das complicações em próteses implanto-suportadas pode estar diretamente ligada à falta de adaptação entre intermediário e implante (BYRNE et al., 1998; SCARANO et al., 2005). Essa desadaptação, além de favorecer o acúmulo de placa, aumenta a sobrecarga nos implantes, o que pode levar à perda óssea e problemas mecânicos, como afrouxamento, fratura do parafuso protético e até fratura do implante (VIGOLO et al., 2005; YUZUGULLU; AVCI, 2008).

Apesar de alguns estudos (BYRNE et al., 1998; VIGOLO et al., 2005) reforçarem que a desadaptação entre a peça protética e os implantes possa causar problemas biomecânicos, deve-se levar em consideração que a maioria desses trabalhos são laboratoriais (BYRNE et al., 1998; VIGOLO et al., 2005; YUZUGULLU; AVCI, 2008). Porém, alguns trabalhos *in vivo* (SCARANO et al., 2005) sugerem que existe uma tolerância biológica para tal desadaptação.

Uma grande variedade de métodos para avaliação da adaptação entre intermediários e implantes tem sido descritas na literatura. Dois estudos utilizaram um disco de diamante para seccionar longitudinalmente o implante e posterior avaliação da adaptação em microscópio óptico (BYRNE et al., 1998; SCARANO et al., 2005). Em outro estudo foi utilizado um micrômetro digital para medição da adaptação (VIGOLO et al., 2005). Yuzugullu e Avci (2008) utilizaram o microscópio eletrônico de varredura para medição. Neste estudo optou-se por utilizar o microscópio eletrônico de varredura, por possibilitar

maior precisão na identificação do grau de desajuste entre intermediário e implante. Os valores médios de desajuste marginal encontradas nos intermediários foram de  $57,19\mu\text{m}$  ( $\pm 46,73\mu\text{m}$ ) e de  $30,73\mu\text{m}$  ( $\pm 36,28\mu\text{m}$ ), respectivamente, para o grupo com termociclagem e para o grupo controle. Apesar do grupo controle ter apresentado um grau de desadaptação menor quando comparado com o grupo experimental, não observou-se diferença estatisticamente significativa entre os grupos testados. Pode-se considerar os valores encontrados neste estudo muito próximos dos valores encontrados por Scarano et al. (2005). Portanto, o envelhecimento térmico realizado nas amostras não interferiu no grau de adaptação intermediário/implante. Porém, um alto desvio-padrão foi encontrado, podendo ser justificado pela soma das possíveis variáveis: um pequeno número de amostras utilizadas (10 amostras para cada grupo); o processo de usinagem ter sido manual; necessidade de ajustes manuais na região cervical dos intermediários.

Frente às diferentes formas de obtenção de intermediários cerâmicos, neste estudo optou-se por utilizar um sistema de usinagem manual, que possui grande aceitação no mercado odontológico, apresenta um custo reduzido frente aos outros sistemas, e, apesar de ser um sistema relativamente recente, tem sido estudado em algumas publicações (SADOWSKY, 2006; DAGUANO et al., 2006).

Para o teste de resistência à fratura, optou-se por confeccionar 10 amostras para cada grupo. A quantidade de amostras utilizadas neste estudo está de acordo com vários trabalhos descritos na literatura (YILDIRIM et al., 2003; ADATIA et al. 2008), embora Butz et al. (2005); Att Wael et al. (2006) tenham utilizados 16 intermediários para cada grupo. O número de amostras limitou-se a 10 por grupo, pois, um número elevado de amostras poderia inviabilizar o experimento, pelo alto custo envolvido na sua obtenção. Antes da confecção dos intermediários que seriam utilizados no experimento, realizou-se um estudo piloto, onde os testes de análise do grau de adaptação e resistência à fratura intermediário/implante foram efetivados com o intuito de treinar o operador, avaliar e dominar a metodologia do trabalho, bem como, esclarecer possíveis dúvidas que surgissem.

Apesar de não reproduzirem adequadamente a situação clínica, os testes estáticos têm sido utilizados na maioria das investigações sobre resistência à fratura de intermediários cerâmicos (YILDIRIM et al., 2003; BUTZ et al., 2005; ATT WAEL et al., 2006; ADATIA et al., 2008; SUNDH; SJOGREN, 2008; KERSTEIN; RADKE, 2008). A predominância desse tipo de ensaio está relacionada com o menor tempo de execução e a facilidade de acesso a equipamentos para transmissão

de cargas de compressão contínua. Porém, os equipamentos que executam carga cíclica são os mais indicados para a avaliação da resistência dos materiais, por serem capazes de simular um ambiente que permita resultados próximos da situação clínica (BUTZ et al., 2005; SUNDH ; SJOGREN, 2008)

Neste estudo, os valores de resistência à fratura encontrados para o grupo controle ( $470,60N \pm 77,56$ ) foram inferiores a outros observados na literatura (YILDIRIM, 2003; ATT WAEL et al., 2006; SUNDH; SJOGREN, 2008; KERSTEIN, 2008), provavelmente, em função de diferentes materiais e processamentos utilizados para a obtenção dos intermediários. Encontrou-se diferença estatística entre os dois grupos testados, sendo que o grupo controle apresentou média superior ao experimental ( $399,10N \pm 74,56$ ), em que foi realizada ciclagem termica. Os valores de resistência à fratura encontrados para o grupo experimental foram inferiores aos encontrados por Att Wael et al. (2006), com valores de resistência à fratura de até 443,6N em amostras termocicladas. Altos valores de desvio padrão foram encontrados reforçando a hipótese de que variáveis humanas estejam fortemente ligadas aos resultados discrepantes. Porém, os valores encontrados neste estudo para ambos os grupos testados foram superiores a força máxima oclusal humana (370N).

Embora as investigações *in vitro* apresentem limitações, as mesmas são indispensáveis para identificar a qualidade dos materiais antes de sua avaliação clínica (PASTRE, 2002), bem como, permitir a realização de estudos impossíveis de serem realizados *in vivo*, como por exemplo, aqueles que visam o estudo de resistência à fratura (KERSTEIN, RADKE, 2008). Vale ressaltar que os resultados apresentados em estudos laboratoriais não refletem, necessariamente, em um comportamento clínico do material avaliado, uma vez que os estudos *in vitro* são limitados na reprodução dos fatores que agem *in vivo*. Logo, não se pode afirmar que os intermediários cerâmicos terão um comportamento clínico igual ao observado neste estudo quando submetidos à função mastigatória, pois, muitas variáveis envolvidas na cavidade bucal não foram verificadas.

Neste trabalho optou-se por utilizar 500 ciclos de termociclagem, pois constatou-se na literatura uma grande variação quanto ao número de ciclos (1 a 1.000 ciclos), não existindo consenso para o mesmo. Também observou-se que não existe uma padronização da ADA ou ISO quanto à realização da ciclagem térmica. Por se tratar de uma simulação laboratorial das oscilações térmicas que ocorrem na cavidade bucal em um ciclo mastigatório, é extremamente difícil cientificamente

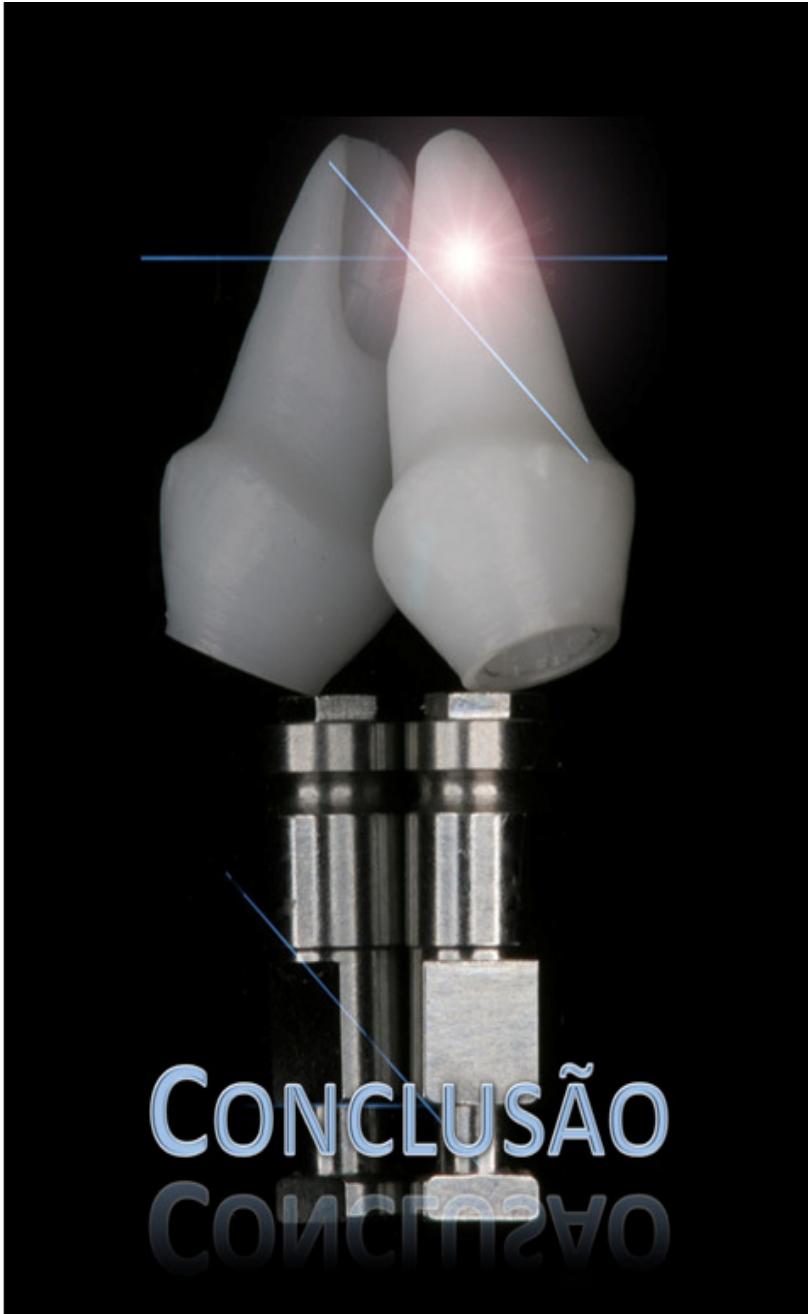
determinar com exatidão estas oscilações *in vivo* e reproduzi-las *in vitro*. Na falta de uma informação precisa, é sugerido que, se tais ciclos podem ocorrer entre 20 e 50 vezes ao dia, 10.000 ciclos podem representar o serviço de 1 ano em boca (GALE; DARVEL; CHEUNG, 1994). Não conseguiu-se determinar precisamente quanto tempo clínico representam 500 ciclos de termociclagem. Porém, apesar dessa imprecisão, verificamos que 500 ciclos já foram suficientes para promover uma mudança no comportamento mecânico frente à fratura das amostras termocicladas, resultando em uma diferença estatisticamente significativa entre os grupos. Provavelmente um aumento no número dos ciclos potencializaria ainda mais esta diferença.

As diferenças estatísticas encontradas entre os grupos testados para a resistência à fratura sugerem que o envelhecimento térmico diminuiu a resistência à fratura desses intermediários. Os resultados encontrados neste estudo podem ser explicados pela presença das moléculas de água em contato com o material. De acordo com Chevalier (2005), na superfície da zircônia ocorre uma lenta transformação para a fase monoclinica estável, sendo que essa transformação inicia-se em partículas isoladas na superfície, por meio de um mecanismo do tipo corrosão sob tensão. Esse fenômeno local resulta em uma cascata de eventos que ocorre nas partículas vizinhas, levando a um aumento de volume que tensiona as partículas, permitindo que as trincas de propaguem (crescimento subcrítico de trincas). Assim, está criado um caminho para a água penetrar no material, levando ao enfraquecimento do mesmo.

Em função da recente introdução da zircônia da Odontologia, optou-se por estudar intermediários cerâmicos confeccionados com técnicas de usinagem manual, principalmente por ser uma nova tecnologia e que apresenta custo compatível com a realidade econômica do nosso país. Porém, em função dos resultados encontrados, pesquisas adicionais deverão ser realizadas para investigar o grau de comprometimento mecânico e biológico que o envelhecimento da zircônia pode causar em estruturas protéticas, bem como, avaliar possíveis modificações microestruturais do material, ou estudar diferentes processamentos laboratoriais, para que as peças em zircônia possam ser submetidas às condições clínicas com segurança.







CONCLUSÃO

CONCLUSÃO



## 7 CONCLUSÕES

De acordo com os resultados obtidos nos testes deste estudo *in vitro*, pode-se concluir que:

- 1) Em relação à adaptação intermediário/implante, os grupos testados apresentaram comportamento estatístico similar.
- 2) O tratamento de ciclagem térmica influenciou negativamente a resistência à fratura dos intermediários cerâmicos.
- 3) O envelhecimento da zircônia não interferiu no grau de adaptação intermediário/implante, porém, comprometeu o comportamento mecânico dessas peças, diminuindo sua a resistência à fratura.



## **8 SUGESTÃO PARA TRABALHOS FUTUROS**

Com base nos resultados obtidos neste estudo, sugerimos futuras pesquisas que avaliem:

- Aumento dos ciclos de envelhecimento térmico para simular maior tempo clínico.
- Ciclagem mecânica (fadiga) das amostras.
- Utilização de intermediários obtidos por técnicas de usinagem industrial.
- Associação de intermediários cerâmicos a coroas cerâmicas, simulando a condição clínica.
- Modificações microestruturais do material em função de diferentes procedimentos.





REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS





## REFERÊNCIAS<sup>2</sup>

ADATIA, N. D. et al. Fracture Resistance of Yttria-Stabilized Zirconia Dental Implant Abutments. **J. Prosthodont.**, Philadelphia, v. 18, n. 18, p. 17-22, 2008.

ALFARSI, M. A. et al. CAD/CAM to fabricate ceramic implant abutments and crowns: a preliminary in vitro study. **Aust. Dent. J.**, Sydney, v. 54, p. 12-16, 2009.

ATT WAEL. et al. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: an in vitro study. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 95, p. 111-116, 2006.

BARNES, D. M. et al. Microleakage of class 5 composite resin restorations: a comparison between in vitro and in vivo. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 18, n. 6, p. 237-245, Nov./Dec. 1993.

BECKER, M. M. **Microinfiltração marginal em restaurações adesivas diretas e indiretas em dentes posteriores**. 2002. 99f. Dissertação (Mestrado em Dentística) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

BOTTINO, M. A. et al. Implantodontia estética: o desenvolvimento de um novo pilar. **Caderno Científico**, v. 2, n. 6, p. 592-600, 2005.

BUTZ, F. et al. Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 32, p. 838-843, Feb. 2005.

BYRNE, D. et al. The fit of cast and premachined implant abutments. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 80, n. 2, p. 184-192, Aug. 1998.

CALLISTER JR, W. D. **Ciência e engenharia de materiais**: uma introdução. 5. ed. Rio de Janeiro: LTC, 2000.

CALLISTER JR, W. D. **Ciência e engenharia dos materiais**. Rio de Janeiro: LTC, 2005.

---

<sup>2</sup> Baseado na NBR 6023: 2002 da ABNT.

CARDOSO, A. C. **O passo-a-passo da prótese sobre implante**. São Paulo: Santos, 2005.

CHEVALIER, J.; OLAGNON, C.; FANTOZZI, G. Subcritical crack propagation in 3 Y-TZP ceramics: static and cyclic fatigue. **J. Am. Ceram. Soc.**, v. 82, n. 11, p. 3129-3138, 1999.

CHEVALIER, J. What future for zirconia as a biomaterial? **Biomaterials**, Oxford, v. 27, p. 535-543, 2005.

CRAIG, R. G.; POWERS, J. **Materiais dentários restauradores**. 11. ed. São Paulo: Ed. Santos, 2004.

DAGUANO, J. K. M. F. et al. Compósito  $ZrO_2-Al_2O_3$  para aplicação como Implante Odontológico. **Revista Matéria**, v. 11, n. 4, p. 455-462, 2006.

DE AZA, A. H.; CHEVALIER, J.; FANTOZZI, G. Crack growth resistance of alumina, zirconia and zirconia toughened alumina ceramics for joint prostheses. **Biomaterials**, Oxford, v. 23, n. 3, p. 937-945, Feb. 2002.

DENRY, I.; KELLY, J. R. State of the art of zirconia for dental applications. **Dent. Mater.**, Washington, v. 24, p. 299-307, 2007.

DEVILLE, S; CHEVALIER, J; GREMILLARD, L. Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zircônia. **Biomaterials**, Oxford, v. 27, p. 2186–2192, 2006.

DIETER, G. E. **Metalurgia mecânica**. 2. ed. Rio de Janeiro: Ed. Guanabara Koogan, 1981.

ESQUIVIAS, L. et al. Short-range order of yttria doped zirconia powders studied by X-ray absorption (II). **J. Alloys and Compounds**, v. 239, p. 71-76, 1996.

FEIGHERY, A. J.; IRVINE, J. T. S. Effect of alumina additions upon electrical properties of 8% mol yttria-stabilised zirconia. **Solid State Ionics**, v. 121, p. 209-216, 1999.

FILSER, F. et al. Reliability and strength of all-ceramic dental

restaurations fabricated by direct ceramic machining (DCM). **Int. J. Comput. Dent.**, v. 4, p. 89 -106, 2001.

GALE, M. S.; DARVELL, B. W.; CHEUNG, G. S. P. Three-dimensional reconstruction of microleakage pattern using a sequential grinding technique. **J. Dent.**, Guildford, v. 22, n. 6, p. 370-375, Dec. 1994.

GUIMARAES, J. R. C. Conceituação, cinética e morfologia da transformação martensítica em aços. **Revista Latino Americana de Metalurgia y Materiales**, v. 1, n. 1, p. 3-9, 1981.

HANG WANG, P. P. et al. Fracture toughness comparison of three test methods with four dental porcelains. **Dent Mater.**, Washington, v. 23, n. 7, p. 905-910, 2007.

JOHN, J.; GANGADHAR, S. A.; SHAH, I. Flexural strength of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or nylon fibers. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 86, p. 424-427, 2001.

JOHNSON, W. W.; DHURU, V. B.; BRANTLEY, W. A. Composite microfiller content and its effect on fracture toughness and diametral tensile strength. **Dent. Mater.**, Washington, v. 9, p. 95-98, 1993.

KELLY, J. R. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 81, p. 652-661, 1999.

KELLY, J. R.; DENRY, I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. **Dent. Mater**, Washington, v. 24, n. 3, p. 289-298, 2007.

KERSTEIN, R.; RADKE, J. A Comparison of Fabrication Precision and Mechanical Reliability of 2 Zirconia Implant Abutments. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 23, n. 6, p. 1029-1036, 2008.

KIM, S. Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutments with CAD/CAM commercially fabricated zirconia implant abutments. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 101, n. 4, p. 226-230, 2009.

KINA, S. Cerâmicas dentárias. **R. Dental Press. Estet.**, Maringá, v. 2, n. 2, p. 112-128, abr./jun. 2005.

KRIEGER, S. **Biocerâmica**. São Paulo: Universidade de São Paulo, 2003.

KUNES, K. et al. Stabilization of bioceramic suspensions prepared from alumina-containing zirconia powders. **Ceramics**, Silikáty, v. 44, n. 1, p. 1-8, 2000.

LEE, D. Y.; KIM, D. J.; SONG, Y. S. Chromaticity, hydrothermal stability, and mechanical properties of t-ZrO/Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> composites doped with yttrium, niobium, and ferric oxides. **Material Science and Engineering**, A 289, p. 1-7, 2000.

MIYASHITA, E. **Resistência à flexão de barras cerâmicas seccionadas de diferentes formas e posteriormente unidas e infiltradas por vidro fundido**. 2003. 132p. Tese (Doutorado) - Universidade Estadual Paulista São Jose dos Campos.

MCLEAN, J. W. Evolution of dental ceramics in twentieth century. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 85, p. 61-66, 2001.

MORAES, M. C. C. S. B. **Microestrutura e propriedades mecânicas de compósitos alumina-zircônia para próteses dentárias**. 2004. 258f. Tese (Doutorado em Ciência dos Materiais) - Instituto Militar de Engenharia, Rio de Janeiro.

PASTRE, R. **Avaliação da adaptação e infiltração marginal em restaurações cerâmicas (inlays): um estudo in vitro**. 2002. 135f. Dissertação (Mestrado em Dentística) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Mestrado Acadêmico Fora da Sede, Univille, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

PAZZINATO, F. B. et al. Effect of the number of thermocycles on microleakage of resin composite restorations. **Braz. Dent. Res.**, Bauru, v. 17, n. 4, p. 337-341, out./dez. 2003

PICCONI, C.; MACCAURO, G. Zirconia as a ceramic biomaterial: review. **Biomaterials**, Oxford, v. 1, n. 1, p. 1-25, 1999.

RAIGRODSKI, A. J. et al. The efficacy of posterior three-unit zirconia-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 96, p. 237-244, 2006.

RASHAD, M. M.; BAILOUMY, H. M. Effect of thermal treatment on the crystal structure and morphology of zirconia nanopowders produced by three different routes. **J. Mater Proc. Technol.**, v. 195, p. 178-185, 2008.

ROULET, J. F.; LOSCHE, G. M.; NOACK, M. Inlays and Onlays. **Curr. Opin Cosmet. Dent.**, v. 13, p. 41-54, 1993.

SADOWSKY, S. J. An overview of treatment considerations for esthetic restorations; A review of the literature. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 96, p. 433-442, 2006.

SANTOS, C. et al. Development and cytotoxicity evaluation of SiAlONs Ceramics. **Mat. Sci. Eng. C.**, v. 27, p. 1770-1775, 2007.

SCARANO, B. et al. A 16-year study of the microgap between 272 human titanium implants and their abutments. **J. Oral Implantol.**, Abington, v. 31, n. 6, p. 269-275, 2005.

SMITH, W. F. **Princípios de ciência e engenharia dos materiais**. 3. ed. Portugal: McGraw-Hill, 1998.

STANDARD, O. **Application of Transformation-Toughened Zirconia Ceramics as Bioceramics**. 1995. Thesis (Ph.D Thesis) - University of New South Wales, Australia.

STEVENS, R. **Zirconia and zirconia ceramics**. 3. ed. United Kingdom: Magnesium Electron Publication, 1986.

SUNDH, A.; SJOGREN, G. A study of the bending resistance of implant-supported reinforced alumina and machined zirconia abutments and copies. A study of the bending resistance of implant-supported reinforced alumina and machined zirconia abutments and copies. **Dent. Mater.**, Washington, v. 24, p. 611-617, 2008.

VAGKOPOULOU, T. et al. Zirconia in Dentistry: Part 1. Discovering

the Nature of an Upcoming Bioceramic. **Eur. J. Esthet. Dent.**, Hamilton, v. 4, n. 2, p. 130-151, Summer 2009.

VIGOLO, P. et al. An in vitro evaluation of zirconia abutments with hexagonal connection: in original state and following abutment preparation. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 20 n. 1, p. 108-114, 2005.

WHITE, S. N. et al. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 94, p. 125-131, 2005.

YILDRIM, M. et al. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. **J. Prosthet Dent.**, St. Louis, v. 90, p. 325-331, 2003.

YILDRIM, M. et al. Ceramic abutments-a new era in achieving optional esthetics in implant dentistry. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, Chicago, v. 20, n. 1, p. 81-91, 2001.

YÜZÜGÜLLÜ, B.; AVCI, M. The Implant-Abutment Interface of Alumina and Zirconia Abutments. **Clin. Implant Dent. Relat. Res.**, Copenhagen, v. 10, n. 2, p. 113-121, 2008.