

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

WILSON ANDRIANI JÚNIOR

**TESTE MECÂNICO DE COMPÓSITOS INDIRETOS APLICADOS  
DIRETAMENTE SOBRE ABUTMENTS IMPLANTO-SUPORTADOS**

Florianópolis  
2007

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

WILSON ANDRIANI JÚNIOR

**TESTE MECÂNICO DE COMPÓSITOS INDIRETOS APLICADOS  
DIRETAMENTE SOBRE ABUTMENTS IMPLANTO-SUPORTADOS**

Tese apresentada ao Curso de Pós-graduação em Odontologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Santa Catarina, como requisito parcial para a obtenção de título de Doutor em Odontologia - Área de Concentração em Implantodontia.

Orientador: Prof. Dr. Antônio Carlos Cardoso  
Co-orientador: Prof. Dr. Paulo Guilherme Coelho

Florianópolis  
2007

WILSON ANDRIANI JÚNIOR

**TESTE MECÂNICO DE COMPÓSITOS INDIRETOS APLICADOS  
DIRETAMENTE SOBRE ABUTMENTS IMPLANTO-SUPORTADOS**

Esta dissertação foi julgada adequada para a obtenção do título de **Doutor em Odontologia**, área de concentração Implantodontia, e aprovada em sua forma final pelo Curso de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina.

Florianópolis, 19 de Dezembro de 2007.

---

Prof. Dr. Ricardo de Souza Vieira  
Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da UFSC

**BANCA EXAMINADORA:**

---

Prof. Dr. Antônio Carlos Cardoso  
Orientador

---

Prof. Dr. Paulo Guilherme Coelho  
Co-Orientador

---

Prof. Dr. Ricardo de Souza Magini  
Membro

---

Prof. Dr. Luiz Narciso Baratieri  
Membro

---

Prof. Dr. Túlio Del Conte Valcanaia  
Membro

*Dedico este trabalho a **todos aqueles que sonham** e que conseguem transformar boa parte destes sonhos em realidade.*

## **AGRADECIMENTOS**

### ***A Deus***

*Criador do universo que abrange todos os seres animados e inanimados, materiais e imateriais.*

*A este ser supremo, imutável, imaterial, único, soberanamente justo e bom agradeço por todo meu ser por tudo que sou.*

### ***A minha mãe***

*Pelo seu amor, pela pureza e verdade de suas palavras,*

*Pelo carinho e conforto de seus gestos,*

*Por sempre ter me apoiado e me protegido,*

*E simplesmente por ser seu filho.*

### ***Ao meu pai***

*Que através de seu esforço e dedicação, possibilitou que meus sonhos se tornassem possíveis.*

*Pelo seu exemplo de honra e honestidade, que ajudaram muito na minha caminhada, e que me guiarão para sempre.*

### ***Aos meus filhos***

*Thiago e Marina pela compreensão da minha ausência em muitos momentos e por sempre acreditarem em meus propósitos.*

*O meu amor por vocês é inesgotável*

### ***A minha esposa, Maristela***

*Que tem sido uma incansável companheira durante todos estes anos de convivência.*

*Pelo amor que de seu espírito se irradia envolvendo de tal maneira a todos nós, o que nos torna uma família feliz.*

## **AGRADECIMENTOS ESPECIAIS**

*A gratidão das pessoas, além de ser um reconhecimento é uma obrigação.*

*A pessoa que pratica uma boa ação o faz sem esperar recompensa, porque deve estar inserido no ser humano a prática do bem.*

*Mas, é necessário agradecer como forma de animar o espírito de quem a pratica.*

*Aos meus orientadores **Prof. Dr. Antonio Carlos Cardoso** e **Prof. Dr. Paulo G. Coelho** pela atenção, incentivo e por terem me conduzido com segurança no desenvolvimento deste trabalho.*

*Ao **CEPID** na pessoa dos professores **Dr. Ricardo de Souza Magini**, **Dr. Antônio Carlos Cardoso**, **Dr. Marco Aurélio Bianchini** e **Dr. Diego klee de Vasconcellos** por sempre terem me apoiado e auxiliado na minha formação.*

*A **BICON DENTAL IMPLANTS**, pela calorosa acolhida na cidade de Boston e por ter me permitido utilizar suas dependências para a realização da parte experimental deste estudo.*

*A **BISCO**, por ter me permitido utilizar seus laboratórios para a conclusão deste estudo, e ao **Prof. Dr. Ricardo Carvalho** pela atenção e carinho com que fui tratado durante minha estada na cidade de Chicago.*

*A **Universidade Federal de Santa Catarina**, por ter me proporcionado a oportunidade de aprendizado oferecendo estrutura física e corpo docente renomado.*

*Aos Professores **Dr. José Carlos Oleiniski**, **Analúcia Gebler Philippi** e **Mirian Marli Becker**, que com muita dedicação supriram a minha ausência nestes dois últimos anos.*

*Coordenadores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, durante o período deste curso pela dedicação com que exerceram suas afunções.*

*A **Prof. Liene Campos** pelo auxílio na elaboração desta tese de doutorado.*

*Aos amigos do Curso de Pós-Graduação **Cimara Fortes Ferreira, Dircilene Colares de Souza, Gustavo dos Santos Coura e Hiron Andreazza da Cunha**, pela amizade e coleguismo durante o curso de doutorado.*

*Aos meus queridos amigos **José Nilo de Oliveira Freire, Miriam Marli Becker, Cleide Gisele Ribeiro e Aline Franco Siqueira** pelo auxílio e pelo estímulo nos momentos difíceis que antecederam a conclusão deste trabalho.*

*À **Cleunisse Rauen De Luca Canto (Cléo)** pelo apoio e auxílio na digitação.*



ANDRIANI JÚNIOR, Wilson. **Teste mecânico de compósitos indiretos aplicados diretamente sobre abutments implanto-suportados**. 2007. 46f. Tese (Doutorado em Odontologia, área de concentração Implantodontia) - Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

## RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência a fratura de 3 compósitos indiretos aplicados diretamente sobre abutments de Ti-6Al-4V, implanto suportados. Quarenta e oito abutments coroas integrados foram alocados aleatoriamente em 3 grupos. Os abutments foram submetidos à abrasão (*sandblasting*) e em seguida foram deixados em recipiente contendo etanol, por 5min no ultra-som. Depois de secos em condições ambientais, um molde personalizado foi utilizado para confecção de coroas idênticas (n=16 por grupo) de Tescera (Bisco, Schaumburg, USA), Ceramage (Shofu, Kyoto, Japan), e Diamond Crown (DRM Research Laboratories, Braford, CT, USA). As coroas foram fabricadas de acordo com as instruções do fabricante. As coroas foram carregadas mecanicamente até a fratura através de um indentador posicionado na ponta de uma das cúspides com uma velocidade avaliada em 1mm/min. Em seguida a análise das fraturas foi realizada através de estereomicroscopia e microscópio eletrônico de varredura. ANOVA, com nível de significância 95% e Tukey's *post-hoc* para comparações múltiplas foram utilizados para análise estatística. Os resultados de resistência à fratura com este tipo de carga (*single-load*) foram: Tescera ( $1130 \pm 105N^a$ ), Ceramage ( $1099 \pm 105N^a$ ), e Diamond Crown ( $1155 \pm 105N^a$ ) ( $p > 0,85$ ). A análise pela estereomicroscopia mostrou dois modos distintos de fratura das cúspides, com ou sem exposição do abutment. Fraturas sem exposição do abutment ocorreram em aproximadamente 80% das amostras de Tescera, 60% das amostras de Ceramage e 40% das amostras de Diamond. Análise das fraturas através de microscópio eletrônico de varredura (MEV) mostrou múltiplas propagações das trincas em direção a região cervical da coroa, abaixo da região de deformação plástica onde o indentador contactava. Uma redução na quantidade de vazios (bolhas) foi observada na microestrutura do Tescera quando comparado com os outros materiais compósitos. Todos os compósitos apresentaram alta resistência à fratura com os valores excedendo a função oclusal normal.

**Palavras chaves:** Implante. Restauração. Abutment coroa integrado. Compósito.

ANDRIANI JÚNIOR, Wilson. **Teste mecânico de compósitos indiretos aplicados diretamente sobre abutments implanto-suportados.** 2007. 46f. Tese (Doutorado em Odontologia, área de concentração Implantodontia) - Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

## ABSTRACT

The purpose of this study was to test the strength to failure of three indirect composite materials directly applied onto Ti-6Al-4V implant abutments. 48 locking taper abutments were randomly allocated to three groups and were cleaned in ethanol in an ultrasonic bath for 5 minutes. After drying under ambient conditions, the abutments were grit-blasted and a custom 4-cusp molar crown mold was utilized to produce identical crowns (n=16 per group) of Tescera (Bisco, Schaumburg, USA), Ceramage (Shofu, Kyoto, Japan), and Diamond Crown (DRM Research Laboratories, Branford, CT, USA). The crowns were produced according to the manufacturer's instructions. The crowns were loaded to failure by an indenter placed at one of the cusp tips at a 1mm/min rate. Subsequently, fracture analysis was performed by means of stereomicroscopy and scanning electron microscopy. One-way ANOVA at 95% significance level and Tukey's post-hoc multiple comparisons were utilized for statistical analysis. The single load to failure results were: Tescera ( $1130 \pm 105N^a$ ), Ceramage ( $1099 \pm 105N^a$ ), and Diamond Crown ( $1155 \pm 105N^a$ ) ( $p > 0.85$ ). Stereomicroscopy analysis showed two distinct failure modes, where the loaded cusp failed either with or without abutment exposure. Fractures without abutment exposure comprised ~80% for Tescera, ~60% for Ceramage, and ~40% for Diamond crown samples. SEM analysis of the fractures showed multiple crack propagation towards the cervical region of the crown below a region of plastic deformation at the indenter contact region. A reduced amount of micro structural voids were observed for Tescera compared to the other composite materials. All composite materials presented high strength to failure values which exceeded normal occlusion function.

**Keywords:** Implant. Restoration. Integrated Abutment Crown. Composite. Single-Unit.

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO .....</b>	<b>11</b>
<b>2</b>	<b>ARTIGO – PORTUGUÊS.....</b>	<b>15</b>
	INTRODUÇÃO.....	15
	MATERIAL E MÉTODOS.....	18
	RESULTADOS.....	22
	DISCUSSÃO.....	24
	CONCLUSÃO.....	26
	REFERÊNCIAS.....	27
<b>3</b>	<b>ARTIGO - INGLÊS .....</b>	<b>30</b>
	INTRODUCTION.....	30
	MATERIALS AND METHODS.....	33
	RESULTS.....	37
	DISCUSSION.....	39
	CONCLUSION.....	41
	REFERENCES.....	42
<b>4</b>	<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>44</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A Implantodontia é um campo específico da Odontologia voltado para a restauração de elementos dentais perdidos através da colocação de um dispositivo metálico nos ossos maxilares para suportar restaurações unitárias ou múltiplas (LEVIN, 1998).

O interesse nesta área iniciou com as publicações de um grupo da Suécia definindo um protocolo para a colocação do implante e da prótese determinando uma eficiente modalidade de tratamento. Desde então a Implantodontia vem se tornando uma prática comum dentro das diferentes especialidades e tem mudado em muito a prática dental (ADELL et al., 1981).

Na Implantodontia clássica os procedimentos cirúrgicos e restauradores têm sido praticados em duas etapas. O primeiro estágio cirúrgico envolve a colocação do implante e num segundo estágio se procederão à abertura do implante, colocação de um cicatrizador e avaliação da osseointegração. A colocação do cicatrizador auxilia no manuseio do tecido mole durante a cicatrização subsequente, facilitando os procedimentos protéticos iniciais (MISCH, 1993).

Várias técnicas restauradoras têm sido apresentadas para a restauração dos implantes dentais. Estas incluem restaurações unitárias, próteses parciais fixas, próteses parciais removíveis e overdentures (MISCH, 1993).

Restaurações unitárias sobre implantes têm sido classicamente realizadas através de coroas metalocerâmicas.

Apesar de as porcelanas poderem ser consideradas como o material de escolha para a cobertura total destas coroas devido a sua excelente estética e estabilidade de cor, características como alta abrasão da dentição natural oposta, tendência a fraturas, bem como as limitações de reparo, podem ser consideradas como desvantagens (AL-MALIK, 1991). Mallament et al. (1999) analisaram a durabilidade destas restaurações cerâmicas na cavidade

oral, e encontraram um total de 180 falhas para 1444 unidades (12,4%) com um risco estimado de 2,46% falhas por ano. Também, independente das melhorias na resistência total destes sistemas cerâmicos, taxas de falhas têm permanecido em torno de 3% a 5% ao ano para os diferentes materiais cerâmicos.

Estas taxas de falhas dos materiais cerâmicos têm levado a pesquisa e o desenvolvimento de novos materiais como possíveis substitutos das restaurações cerâmicas. Entre os materiais considerados para tal uso estão os compósitos a base de polímeros com propriedades resultantes das combinações de diferentes materiais. Como exemplo, a incorporação de pequenas partículas de vidro na formulação de um compósito produz valores de maior dureza próximo da dentina natural (de 350MPa a 400MPa) enquanto a porcelana tem um valor 15 vezes maior do que o esmalte. Hacker; Wagner; Razzoog (1996), em diferentes investigações compararam a quantidade de desgaste entre porcelana versus esmalte e compósitos versus esmalte e observaram que os compósitos apresentaram desgaste comparável ou até mais baixo do que o desgaste esmalte versus esmalte, enquanto a porcelana resultou significativamente em mais desgaste da dentição oponente (HACKER; WAGNER; RAZZOOG, 1996; FREIBERG; FERRACANE, 1998).

Surgidas no mercado odontológico na década de 90, essas resinas indiretas de segunda geração passaram por modificações gradativas, sobretudo em sua composição e no processo de polimerização. O resultado foi uma maior complexidade no processo de polimerização e melhores propriedades mecânicas, possibilitando sua utilização para a confecção de trabalhos protéticos unitários com coroas totais, inlays, onlays e facetas laminadas. O aumento na quantidade de partículas inorgânicas, assim como a diminuição no tamanho destas, resultou em melhoras significativas nas características mecânicas desses materiais (TOUATI, 1996; McLAREN; RIFKIN; DEVARD, 1999; HIRATA; MAZZETTO; YAO, 2000).

Em adição, diferentes mecanismos de polimerização têm sido utilizados numa tentativa a mais para aumentar as propriedades mecânicas destes compósitos indiretos. Entre essas técnicas alternativas de polimerização está adição de calor, pressão, ausência de oxigênio, ou ambos, as quais podem levar a um maior grau de conversão dos monômeros em polímeros quando comparadas a sistemas curados apenas por luz (LEINFELDER, 2005). Atualmente tem-se observado que compósitos curados por luz quando submetidos a uma polimerização complementar por calor e pressão apresentam uma melhor resistência a abrasão e uma maior conversão dos monômeros em polímeros (até 98,5%), levando a uma melhoria

nas propriedades físicas e mecânicas (MIARA, 1998; PEUTZFELDT; ASMUSSEN, 2000). Por exemplo, Wendt (1987a, b) relataram que aplicação de calor por 5min a 123°C (253°F) pós luz aumentou a dureza e resistência ao desgaste de 60% a 70%.

Ainda com relação a polimerização, sabe-se que o oxigênio é um conhecido inibidor da polimerização (LEINFELD, 1997; LEINFELD, 2005). Como tal é possível se observar uma polimerização parcial da camada superficial do compósito devido a presença do oxigênio. Portanto, a cura por luz utilizando dispositivos que podem complementar a polimerização gerando calor e pressão na presença de nitrogênio permitirão uma maior polimerização, a qual conduzirá a uma maior dureza e em consequência a uma melhor resistência ao desgaste (LEINFELD, 1997; MIARA, 1998; KUKRER et al., 2004).

Shinkai et al. (1994) demonstraram que a condição simultânea de tratamento com luz e calor resulta em um aumento na resistência ao desgaste e também nas propriedades mecânicas. De acordo com os autores, estes achados podem propiciar restaurações mais estáveis durante a função. Em outro estudo, Strohaber (1987) concluiu que pressão constante associada com calor podia eliminar a porosidade e diminuir a quantidade de bolhas no material, reduzindo o processo de degradação superficial da resina.

A apropriada engenharia, junto com seleção cuidadosa e manejo meticuloso dos materiais restauradores bem como a seleção dos componentes protéticos são fundamentais para uma reabilitação sobre implantes dentais bem sucedidas. Como tal, abutments coroa integrados (IACs) foram desenvolvidos para a restauração de implantes dentais. O IAC é uma restauração (coroa unitária) de compósito sem parafuso e sem cimento, a qual pode ser usada somente com um sistema de utiliza conexão através de *locking taper* onde a inserção do abutments não depende da posição de um parafuso ou de uma faceta anti-rotacional (URDANETA; MARINCOLA, 2007).

O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência a fratura de 3 materiais compósitos indiretos – Ceramage (Shofu, Kyoto, Japan), Tescera (Bisco, Chicago, USA), e Diamond Crown (DRM, Brentford, USA) – aplicados diretamente sobre abutments de titânio com conexão *locking taper*.

**ARTIGO**

TESTE MECÂNICO DE COMPÓSITOS INDIRETOS APLICADOS  
DIRETAMENTE SOBRE ABUTMENTS IMPLANTO-SUPORTADOS

## 2 ARTIGO – PORTUGUÊS

### TÍTULO

TESTE MECÂNICO DE COMPÓSITOS INDIRETOS APLICADOS DIRETAMENTE SOBRE ABUTMENTS IMPLANTO-SUPORTADOS

### INTRODUÇÃO

A Implantodontia é um campo específico da Odontologia voltado para a restauração de elementos dentais perdidos através da colocação de um dispositivo metálico nos ossos maxilares para suportar restaurações unitárias ou múltiplas<sup>1</sup>.

O interesse nesta área iniciou com as publicações de um grupo da Suécia definindo um protocolo para a colocação do implante e da prótese determinando uma eficiente modalidade de tratamento. Desde então a Implantodontia vem se tornando uma prática comum dentro das diferentes especialidades e tem mudado em muito a prática dental<sup>2</sup>.

Na Implantodontia clássica os procedimentos cirúrgicos e restauradores têm sido praticados em duas etapas. O primeiro estágio cirúrgico envolve a colocação do implante e num segundo estágio se procederão à abertura do implante, colocação de um cicatrizador e avaliação da osseointegração. A colocação do cicatrizador auxilia no manuseio do tecido mole durante a cicatrização subsequente, facilitando os procedimentos protéticos iniciais<sup>3</sup>.

Várias técnicas restauradoras têm sido apresentadas para a restauração dos implantes dentais. Estas incluem restaurações unitárias, próteses parciais fixas, próteses parciais removíveis e overdentures<sup>3</sup>.



Restaurações unitárias sobre implantes têm sido classicamente realizadas através de coroas metalocerâmicas.

Apesar de as porcelanas poderem ser consideradas como o material de escolha para a cobertura total destas coroas devido a sua excelente estética e estabilidade de cor, características como alta abrasão da dentição natural oposta, tendência a fraturas, bem como as limitações de reparo, podem ser consideradas como desvantagens<sup>4</sup>. Mallament et al.<sup>5</sup> analisaram a durabilidade destas restaurações cerâmicas na cavidade oral, e encontraram um total de 180 falhas para 1444 unidades (12,4%) com um risco estimado de 2,46% falhas por ano. Também, independente das melhorias na resistência total destes sistemas cerâmicos, taxas de falhas tem permanecido em torno de 3% a 5% ao ano para os diferentes materiais cerâmicos.

Estas taxas de falhas dos materiais cerâmicos têm levado a pesquisa e o desenvolvimento de novos materiais como possíveis substitutos das restaurações cerâmicas. Entre os materiais considerados para tal uso estão os compósitos a base de polímeros com propriedades resultantes das combinações de diferentes materiais. Como exemplo, a incorporação de pequenas partículas de vidro na formulação de um compósito produz valores de maior dureza próximo da dentina natural (de 350MPa a 400MPa) enquanto a porcelana tem um valor 15 vezes maior do que o esmalte<sup>6</sup>. Hacker; Wagner; Razzoog<sup>6</sup>, em diferentes investigações, compararam a quantidade de desgaste entre porcelana versus esmalte e compósitos versus esmalte e observaram que os compósitos apresentaram desgaste comparável ou até mais baixo do que o desgaste esmalte versus esmalte, enquanto a porcelana resultou significativamente em mais desgaste da dentição oponente<sup>7</sup>.

Surgidas no mercado odontológico na década de 90, essas resinas indiretas de segunda geração<sup>8</sup> passaram por modificações gradativas, sobretudo em sua composição e no processo de polimerização. O resultado foi uma maior complexidade no processo de polimerização e melhores propriedades mecânicas, possibilitando sua utilização para a confecção de trabalhos protéticos unitários com coroas totais, inlays, onlays e facetas laminadas<sup>9</sup>. O aumento na quantidade de partículas inorgânicas, assim como a diminuição no tamanho destas, resultou em melhoras significativas nas características mecânicas desses materiais<sup>10</sup>.

Em adição, diferentes mecanismos de polimerização têm sido utilizados numa tentativa a mais para aumentar as propriedades mecânicas destes compósitos indiretos. Entre

essas técnicas alternativas de polimerização está adição de calor, pressão, ausência de oxigênio, ou ambas, as quais podem levar a um maior grau de conversão dos monômeros em polímeros quando comparadas a sistemas curados apenas por luz<sup>11</sup>. Atualmente tem-se observado que compósitos curados por luz quando submetidos a uma polimerização complementar por calor e pressão apresentam uma melhor resistência a abrasão e uma maior conversão dos monômeros em polímeros (até 98,5%), levando a uma melhoria nas propriedades físicas e mecânicas<sup>12,13</sup>. Por exemplo, Wendt et al.<sup>14,15</sup> relataram que aplicação de calor por 5min a 123°C (253°F) pós luz aumentou a dureza e resistência ao desgaste de 60% a 70%.

Ainda com relação a polimerização, sabe-se que o oxigênio é um conhecido inibidor da polimerização<sup>11,16</sup>, como tal é possível se observar uma polimerização parcial da camada superficial do compósito devido a presença do oxigênio. Portanto, a cura por luz utilizando dispositivos que podem complementar a polimerização gerando calor e pressão na presença de nitrogênio permitirão uma maior polimerização, a qual conduzirá a uma maior dureza e em consequência a uma melhor resistência ao desgaste.<sup>11,12,17</sup>

Shinkai et al.<sup>18</sup> demonstraram que a condição simultânea de tratamento com luz e calor resulta em um aumento na resistência ao desgaste e também nas propriedades mecânicas. De acordo com os autores, estes achados podem propiciar restaurações mais estáveis durante a função. Em outro estudo, Strohaber<sup>19</sup> concluiu que pressão constante associada com calor podia eliminar a porosidade e diminuir a quantidade de bolhas no material, reduzindo o processo de degradação superficial da resina.

A apropriada engenharia, junto com seleção cuidadosa e manejo meticuloso dos materiais restauradores bem como a seleção dos componentes protéticos são fundamentais para uma reabilitação sobre implantes dentais bem sucedidas. Como tal, abutments coroa integrados (IACs) foram desenvolvidos para a restauração de implantes dentais. O IAC é uma restauração (coroa unitária) de compósito sem parafuso e sem cimento, a qual pode ser usada somente com um sistema de utiliza conexão através de *locking taper* onde a inserção do abutments não depende da posição de um parafuso ou de uma faceta anti-rotacional.<sup>20</sup>

O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência a fratura de 3 materiais compósitos indiretos – Ceramage (Shofu, Kyoto, Japan), Tescera (Bisco, Chicago, USA), e Diamond Crown (DRM, Brentford, USA) – aplicados diretamente sobre abutments de titânio com conexão *locking taper*.

## MATERIAIS E MÉTODOS

Um total de 16 coroas de cada compósito, em 3 grupos, perfazendo 48 abutments foram utilizados no estudo.

Os abutments utilizados foram preparados especialmente para este protocolo de pesquisa. Os abutments apresentavam formato de abobada com um chanfro de 1mm na área cervical (FIG. 1). Todos os abutments foram submetidos à abrasão (*sandblasting*) antes da aplicação dos compósitos. Para evitar a inclusão de rugosidades no poste dos abutments, eles foram protegidos com cera enquanto a superfície coronal foi submetida à abrasão (FIG. 1b). Para a abrasão utilizou-se partículas de óxido de alumínio (80psi a uma distância de 1cm). Os abutments foram deixados em um banho de ultra-som, sendo a seguir secos com ar, para então receberem os compósitos de acordo com as instruções de cada fabricante (QUADRO 1).

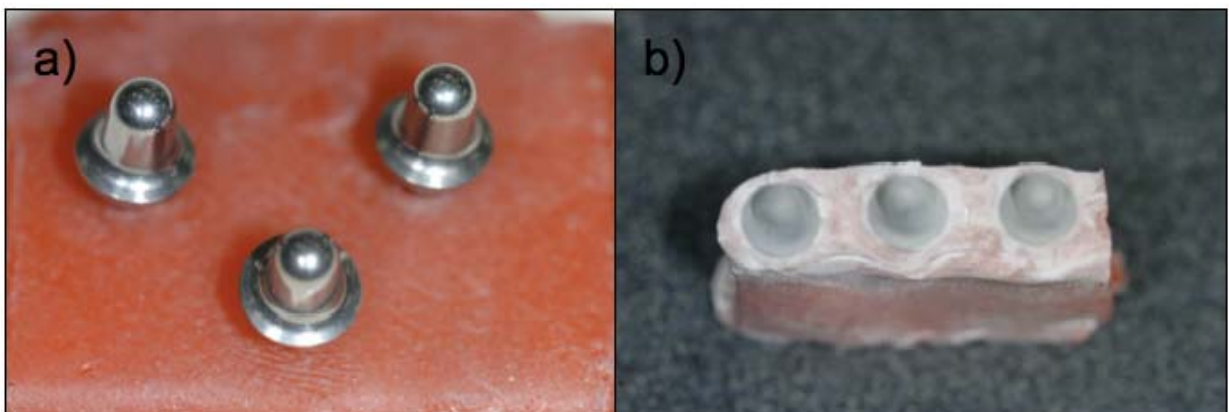


Figura 1 - (a) Colocação dos abutments no interior da cera previamente a abrasão para evitar contato das partículas de óxido de alumínio com o poste do abutment, conexão *locking taper* (b) superfície do abutment após o procedimento de abrasão.

<b>TESCERA (Bisco, Inc., Schaumburg, IL, EUA)</b>	<b>CERAMAGE (Shofu Dental Corporation, Kyoto, Japão)</b>	<b>DIAMOND CROWN (DRM Research Laboratories, Brandford, CT, EUA)</b>
Jatear o abutment de titânio c/ partículas de sílica (50m a 80psi)	Jatear o abutment de titânio c/ partículas de sílica (50µm a 80psi)	Jatear o abutment de titânio c/ partículas de oxido de alumina (50µm)
Ultrason por 5min/água destilada	Ultrason por 12min em etanol	Ultrason por 5min em etanol
Secar a superfície do titânio	Secar a superfície do titânio	Secar a superfície do titânio
Aplicar fina camada one step, secar levemente e fotopolimerizar 10s	Aplicar o prime e aguardar 45s	Aplicar o metal coupler: 2 a 5 camadas e levar ao forno por 5min a 250°F (120°C)
Aplicar fina camada opaco e fotopop.60s	Aplicar o pré opaco e levar ao forno (luz) por 3min.	Pó(opaco) + líquido: misturar e aplicar uma camada sobre o munhão
Aplicar dentina e levar ao light cup 4min (pressão e luz)	Aplicar opaco, levar ao forno (luz) por 3min	Levar ao forno por 5min a 250°F com vácuo
Aplicar body, levar ao light cup 4min, (pressão e luz)	Aplicar opaco- dentina, levar ao forno (luz) por 3min	Aplicar uma camada fina de ceramo coupler e uma segunda camada de opaco
Aplicar incisal, levar ao light cup 4min (pressão e luz)	Aplicar o corpo (body ceramage) e levar ao forno (luz) por 5min	Confirmar se toda área coronal está coberta com material opaco, aplique modeling liquid e cure por 2min.(luz)
Preecher o heat cup com água + cápsula de nitrogênio, colocar a coroa no interior e levar ao forno (pressão, luz e calor sobre água por 10min)	Fotopolimerizar o abutment por/ 5ciclos	Aplicar o opaco de dentina ao abutment e curar (luz) de 2min a 4min.
Acabamento e polimento	Aplicar incisal e levar ao forno por 5min	Aplicar dentina e curar por 2min. (luz)
		Aplicar esmalte e curar por 2 min.(luz)
	Acabamento e polimento	Aplicar incisal e curar por 2min (luz) Acabamento e polimento

Quadro 1 - Procedimentos para confecção das coroas conforme recomendação do fabricante.

Para permitir padronização das coroas, um molde pré-fabricado foi utilizado permitindo a produção de 16 coroas de cada composto, um molar com 4 cúspides (FIG. 2).

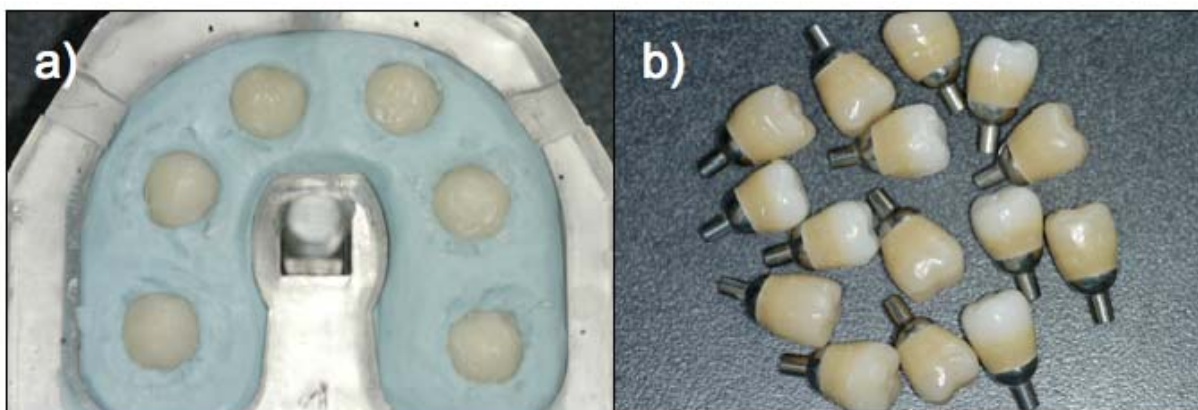


Figura 2 - Molde utilizado para a produção simultânea das coroas idênticas em formato de molar para aplicação dos diferentes compósitos.

Para a inserção dos compósitos, os abutments foram posicionados no molde (o qual foi previamente limpo com álcool etílico 95% e depois seco com ar) e os diferentes materiais foram acamados ao redor dos abutments em pequenos incrementos. O material foi também colocado na parte superior do molde permitindo o completo preenchimento em volume da coroa. Uma vez que o preenchimento completo foi alcançado o molde foi fechado e curado de acordo com as instruções dos diferentes fabricantes. As coroas foram então removidas, colocadas sobre as réplicas dos implantes e um outro procedimento de cura foi realizado para assegurar a completa polimerização dos compósitos.

Depois de completado o processo de polimerização, as coroas foram submetidas a acabamento e polimento inicialmente com fresas carbide em baixa velocidade seguidas de escovas de silicone, borrachas, e como passo final polimento com pasta (Metaldi<sup>R</sup> Microcrystalline Diamond Suspension, Buchler, IL).

Tubos PVC foram utilizados para padronizar e permitir o posicionamento dos corpos-de-prova na máquina de teste. O tubo foi seccionado e posicionado sobre uma base de silicone contendo o conjunto implante/abutment. Resina acrílica auto-polimerizável (Orthoresin, Degudent, Hanau, Germany) foi vertida no interior dos tubos para produzir uma base estável contendo o implante (3,5mm de diâmetro por 8mm de comprimento). Esta linha de montagem

permitiu o assentamento das coroas, ativação do *locking-taper* e um posicionamento na máquina de teste (Instron 4466, Instron Corporation, EUA) preciso e consistente (FIG. 3).

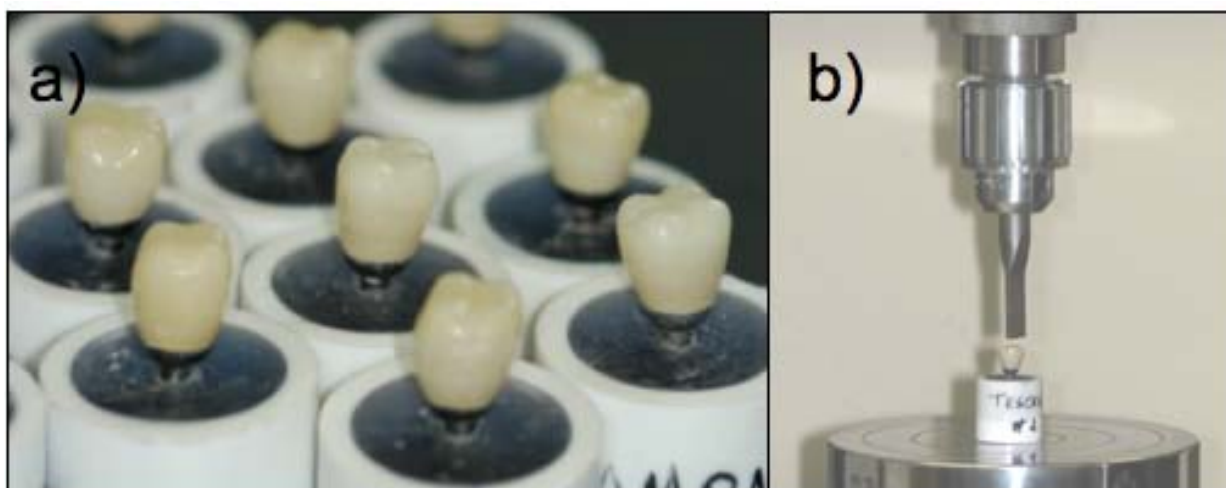


Figura 3: (a) As coroas foram posicionadas e travadas (*locking taper*) no implante envolvido por resina acrílica no interior do tubo PVC7, e (b) colocadas sob um identador o qual contactava na ponta de uma das 4 cúspides antes da carga levar a fratura.

As coroas foram carregadas até a fratura por uma força de compressão aplicada em uma das 4 cúspides através de um identador (formato retangular 10mm por 2mm) a uma velocidade de 1mm/min. Uma força versus a curva de deslocamento foi obtida para cada espécime e a força máxima para fratura foi anotada. Análise qualitativa das fraturas foi realizada através de estereomicroscopia (Sony Techno look, TW-TLIOM, Lake Forest, CA), e microscópio eletrônico de varredura (Modelo 3500S, Hitachi, Osaka, Japão). O modo de fratura foi classificado de acordo com a direção de propagação, com ou sem exposição da superfície do abutment.

A análise estatística foi realizada usando ANOVA a 95% de nível de significância e o método de Tukey para comparações múltiplas.

## RESULTADOS

Um resumo da análise estatística (ANOVA) é apresentado na TAB. 2. O teste ANOVA mostrou ausência de diferenças significativas entre as cargas utilizadas para a fratura nos diferentes grupos.

Tabela 2 - Resumo da análise estatística para as cargas únicas até a fratura observadas nos diferentes grupos de compósitos. Diferenças significantes não foram observadas entre os grupos ( $p > 0.05$ ).

<b>Material</b>	<b>Quantidade</b>	<b>Média (N)</b>
Ceramage	16	1099 ± 105N
Diamond Crown	16	1155 ± 105N
Tescera	16	1130 ± 105N
Total	48	1128

Análise das fraturas através de estereomicroscopia revelou dois modos distintos de fratura, com e sem exposição do abutment (FIG. 4).

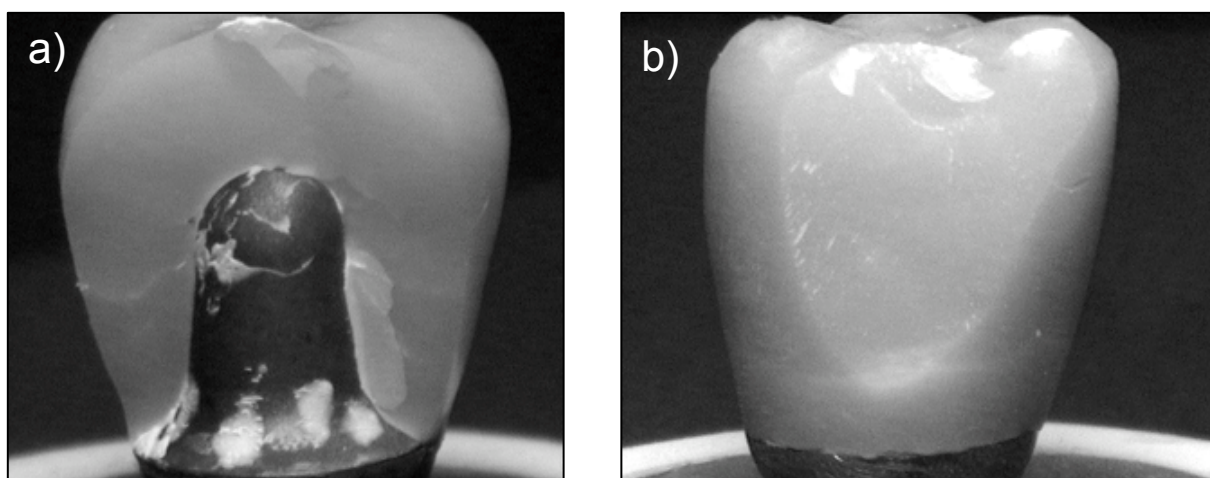


Figura 4 - Estereomicroscopia mostrou dois modos distintos de fratura para todos os materiais testados. (a) Com e (b) sem exposição da superfície do abutment metálico.

Fraturas sem exposição do abutment ocorreram em aproximadamente 80% das amostras de Tescera, 60% das amostras de Ceramage, e 40% das amostras de Diamond Crown.

A microscopia eletrônica de varredura (MEV) mostrou que independente do compósito, a fratura se iniciou sempre na região imediatamente abaixo do contato entre o identador e a cúspide. Nesta região, a trinca ocorreu devido a uma deformação plástica, com subsequente propagação da fratura em direção a região cervical (FIG. 5) a qual resultou ou não na exposição da superfície metálica do abutment.

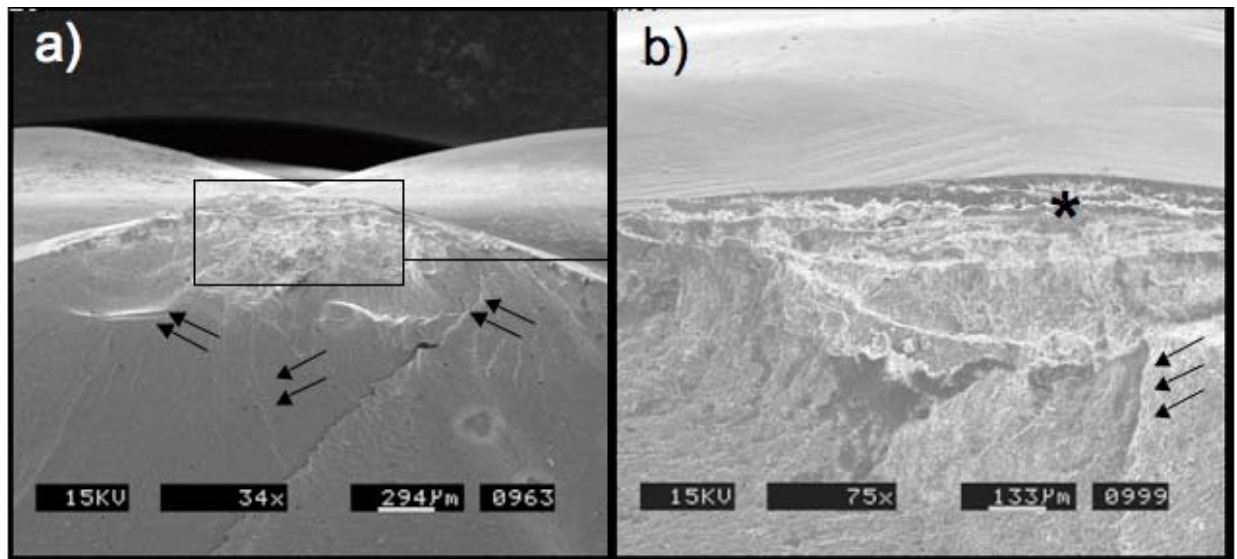


Figura 5 - análise através MEV mostrou que independente do compósito, todas as fraturas se iniciaram abaixo do contato entre o identador e a ponta de cúspide, onde a deformação plástica estava evidente (\*). Avaliação em alta resolução mostrou múltiplas propagações das trincas em direção a região cervical da coroa (setas).

Análise quantitativa da superfície dos compósitos mostrou menor quantidade de bolhas na microestrutura do Tescera quando comparado com os outros dois materiais (FIG. 6).



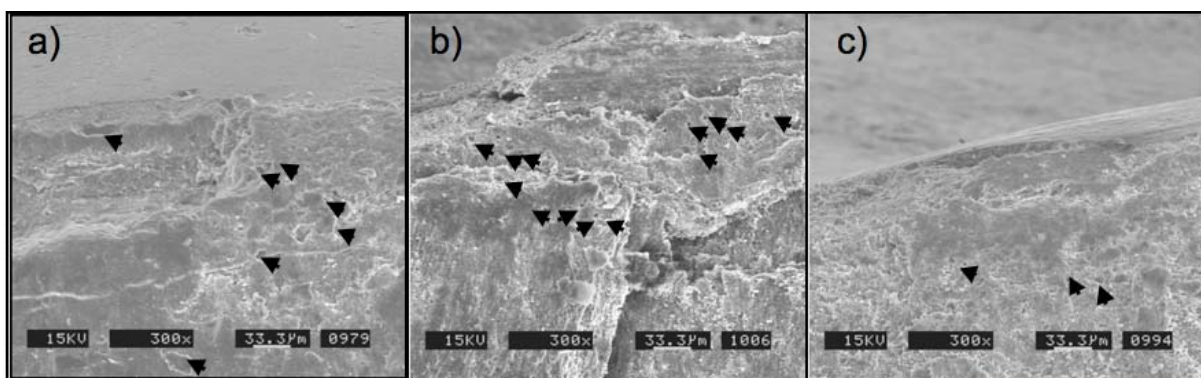


Figura 6 - Análise quantitativa através MEV (Microscópio Eletrônico de Varredura) mostrou que uma menor quantidade de bolhas estava presente na superfície fraturada do (c) Tescera, quando comparado com (a) Ceramage, e (b) Diamond Crown.

## DISCUSSÃO

O desenvolvimento de compósitos indiretos que imitam a resistência ao desgaste e a estética da porcelana tem sido o objetivo dos pesquisadores por mais de duas décadas.<sup>21</sup>

O uso de polímeros altamente resistentes para a restauração de implantes dentais está ganhando popularidade, visto que os materiais cerâmicos têm apresentado taxas regulares de falhas através dos anos, podendo levar a um maior desgaste da dentição antagonista<sup>5,17</sup>, além de especulações concernentes a um potencial de degradação mais rápido da interface osso-implante<sup>4</sup>. Diferentes estudos<sup>4,23</sup> demonstraram que os compósitos indiretos podem absorver melhor as forças mastigatórias, reduzindo o estresse ao redor do osso.

De acordo com Woods<sup>24</sup>, diminuição no conteúdo de partículas de vidro nos compósitos dentais levará a uma diminuição no desgaste da dentição antagonista. Outras investigações têm também mostrado que desgaste esmalte contra esmalte, esmalte contra porcelana, e esmalte contra compósito apresentaram valores de aproximadamente 60µm, 100µm, e 30µm, respectivamente.<sup>6,7</sup>

Estudos clínicos preliminares e estudos *in vitro*, sugerem que estes materiais podem preencher as expectativas clínicas do paciente, com um custo reduzido.<sup>17</sup> Contudo, a utilização destes compósitos indiretos na fabricação de abutments coroas integrados (IAC) é uma novidade na Implantodontia, e por isso pesquisas substanciais clínicas e laboratoriais

deveriam ser realizadas antes da indicação de tal modalidade de tratamento como uma alternativa para as restaurações cerâmicas.

Quando submetidos ao teste de resistência à fratura, os 3 diferentes materiais não mostraram diferenças significantes ( $p > 0,85$ ) (TAB. 2). Estes achados são provavelmente devido ao fato que todos os materiais utilizados na pesquisa serem considerados como compósitos indiretos de segunda geração, e provavelmente possuam propriedades e composições similares de 60% a 70% de partículas cerâmicas em sua composição, com o tamanho das partículas entre  $0,04\mu\text{m}$  e  $1\mu\text{m}$ , e módulo de elasticidade de no mínimo  $8,5\text{GPa}$ .<sup>8,10,12</sup>

Leinfelder<sup>11</sup> analisando os efeitos de procedimentos de polimerização complementar concluiu que calor, pressão, ausência de oxigênio, ou ambos, foram capazes de introduzir energia suficiente para estender o grau de polimerização além dos limites convencionais. Sabe-se que o oxigênio é um conhecido inibidor da polimerização<sup>10,17</sup> e sua remoção geralmente resultara em uma restauração mais translúcida e com maior resistência ao desgaste<sup>10,17</sup>. Contudo, a presença de bolhas na massa do material (FIG. 6) provocará retenção de ar, e como resultado, o material envolvendo esta área sofrerá um processo de inibição parcial durante a polimerização deixando esta área mais propensa ao desgaste quando exposta as forças mastigatórias e de atrição.<sup>10,17</sup>

Quando investigado métodos alternativos de polimerização, Miara<sup>12</sup> concluiu que fotopolimerização através de aparelhos específicos que geram calor e pressão na presença de nitrogênio pode levar a uma taxa mais alta de polimerização (98,5%), maior dureza e conseqüentemente maior resistência da resina ao desgaste. Além do calor, a utilização de pressão durante o processo de polimerização é capaz de eliminar a porosidade da massa dos compósitos (bolhas), o que reduz o processo de degradação superficial da resina e diminui também as fraturas pela concentração de estresse dentro da massa do material. Entre os 3 materiais compósitos utilizados no presente estudo, somente o Tescera<sup>25</sup> foi submetido a calor, pressão e presença de nitrogênio durante o processo de polimerização, o que pode explicar a menor quantidade de bolhas na massa do material, confirmando os estudos de Strohaber<sup>19</sup>.

O modo de fratura e de propagação da trinca observado no presente estudo foi o mesmo para todos os materiais (FIG. 5). Devido ao contato Hertziano<sup>22</sup> entre o identador e a coroa, a região de deformação plástica ocorreu abaixo da área de contato, provocando uma

fratura inicial que se propagava em direção à região cervical. Entretanto o modo final de propagação da trinca está tipicamente relacionado a microestrutura do material e a presença de bolhas não eliminadas durante o processo de polimerização<sup>17</sup>. Desta forma fraturas com menos irregularidades são esperadas em materiais com microestrutura mais homogênea<sup>17</sup>.

Uma vez que microestruturas mais homogêneas têm uma tendência a apresentar maior resistência a propagação da trinca<sup>17</sup> e menor acúmulo de danos, mais estudos considerando cargas cíclicas estão em investigação atualmente.

Análise das fraturas através de estereomicroscopia mostrou que aproximadamente 80% das coroas construídas com Tescera apresentavam fraturas sem exposição do abutment (FIG. 4). As amostras de Ceramage e Diamond Crown apresentaram 60% e 40% deste tipo de fratura, respectivamente. Estes achados estão em concordância com os estudos de Leinfelder<sup>11</sup> e Miara<sup>12</sup>, os quais mostraram que a cura na presença de calor e pressão constante diminuem as porosidades na massa do compósito, deixando a microestrutura mais homogênea. Observou-se que devido a esta microestrutura mais homogênea, as amostras de Tescera apresentaram menor propagação de fendas e resultaram num modo de fratura com menor exposição do abutment. Uma vantagem clínica deste tipo de fratura deve-se ao fato de os procedimentos de reparo e repolimento poderem ser completados no consultório, enquanto aquelas fraturas com exposição do abutment necessitam de procedimentos laboratoriais. Independente do modo de fratura, IAC com qualquer dos 3 materiais testados podem ser facilmente reparados, enquanto as restaurações cerâmicas necessitam de reparos maiores para restabelecer a forma e a função do dente.

## CONCLUSÃO

A constante evolução dos materiais restauradores tem levado o profissional a se atualizar e conhecer melhor os biomateriais bem como os avanços tecnológicos biomecânicos numa tentativa de melhorar a saúde do paciente. Atualmente, existem diversos sistemas de compósitos indiretos, cada qual com sua composição própria, no intento de se obter sucesso clínico a curto e longo prazo.

Os resultados, *invitro* obtidos neste estudo mostraram que três compósitos indiretos com diferentes composições podiam resistir a fratura quando uma carga oclusal similar a aquela associada com a função normal era aplicada. Embora cada material tenha sua própria composição, e técnica de fabricação, não foram encontradas diferenças significativas no que se refere à resistência a fratura.

## REFERÊNCIAS

- 1- Levin, RP An overview of implant marketing J Implant Dentistry 1998; 7(1):50-54.
- 2- Adell, R et al A 15 year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw Int J Oral Maxillofac Surg, Copenhagen, 1981; 10:387-416.
- 3- Misch, CE Contemporary implant dentistry Mosby Year book: St. Louis, 1993.
- 4- Al-Malik MS An investigation of the dynamic mechanical properties of dental root from implants (master thesis) Birmingham, Al: University of Alabama Department of Prosthodontics, 1991.
- 5- Malament KA, Socransky SS Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years: part I. Survival of Dicor complete coverage restorations and effect of internal surface acid etching, tooth position, gender, and age. J Prosthet Dent 1999; 81:23-32.
- 6- Hacker CH, Wagner WC, Razzoog ME An in vitro investigation of the wear of enamel on porcelain and gold in saliva J Prosthet Dent 1996; 75(1):14-17.
- 7- Freiberg RS, Ferracane JL Evaluation of cure, properties and wear resistance of artglass dental composite. Am J Dent 1998; 11(5):214-218.
- 8- Touati B The evolution of aesthetic restorative materials for inlays and onlays: a review Pract Periodontics Aesthet Dent 1996 Sep;8(7):657-666.
- 9- McLaren EA, Rifkin R, Devard V Considerations in the use of polymer and fiber-based indirect restorative materials Pract Periodontics Aesthet Dent 1999 May;11(4):423-432.
- 10- Hirata R, Mazzetto AH, Yao E Alternativas clínicas de sistemas de resinas compostas laboratoriais: quando e como usar JBC J Bras Clin Odontol Integr 2000; 4(19):13-21.
- 11- Leinfelder KF Indirect posterior composite resins. Compend Contin Educ Dent 2005 Jul;26(7):495-503.

- 12- Miara P Aesthetic guidelines for second-generation indirect inlay and onlay composite restorations *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1998 May;10(4):423-31.
- 13- Peutzfeldt A, Asmussen E The effect of postcuring on quantity of remaining double bonds, mechanical properties, and in vitro wear of two resin composites. *J Dent* 2000 Aug;28(6):447-452.
- 14- Wendt SL Jr. The effect of heat treatment used as a secondary cure upon the composite resins. I Diametral tensile strength, compressive strength, and marginal dimensional stability. *Quintessence Int* 1987; 18:265-271.
- 15- Wendt SL Jr. The effect of heat treatment used as a secondary cure upon the physical properties of three composite resins. II. Wear, hardness, and color stability. *Quintessence Int* 1987; 18:351-365.
- 16- Leinfelder KF New developments in resin restorations systems *J Am Dent Assoc.* 1997 May;128(5):573-81.
- 17- Kukrer D, Germalmaz D, Boz Kurt FO A prospective clinical study of ceromer inlays; results up to 55 months *Int J Prosthodont* 2004 Jan-Feb;17(1):17-23.
- 18- Shinkai K, Suzuki S, Leinfelder KF et al How heat treatment and thermal cycling affect wear of composite resin inlays *J Am Dent Assoc* 1994; 125:1467-1472.
- 19- Strohaber RA A Scanning electron microscope comparison of microfilled fixed prosthodontic resins *J Prosthet Dent* 1987; 57:559-565.
- 20- Urdaneta RA, Marincola, M The integrated abutment crown, a screwless and cementless restoration for single-tooth implants: a report on a new technique *J Prosthodontics* 2007; July/Aug;16(4):311-318.
- 21- Ahmad, I The versatility and enhanced aesthetics of laboratory fabricated composite resin restorations. *Pract Periodont Aesthet Dent*, 2000; 12(3):285-292.
- 22- Silva NR, de Souza GM, Coelho PG, Stappert CF, Clark EA, Rekow ED, Thompson VP. Effect of water storage time and composite cement thickness on fatigue of a glass-ceramic trilayer system *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2007; 84B(1):117-123.
- 23- Bertolotti RL A new polymer glass utilized for modification and repair of fixed partial dentures *Quintessence Int* 1997; 28(7):437-439.
- 24- Woods A Artglass: a new restorative option to porcelain *Miss Dent Assoc J* 1998; 54(2):36.
- 25- Suh BI New concepts and technology for processing of indirect composites *Compend Contin Educ Dent* 2003 Aug; 24(8 suppl):40-2.

**MANUSCRIPT**

MECHANICAL TESTING OF INDIRECT COMPOSITE MATERIALS  
DIRECTLY APPLIED ONTO IMPLANT ABUTMENTS

### 3 ARTIGO - INGLÊS

#### TÍTULO

MECHANICAL TESTING OF INDIRECT COMPOSITE MATERIALS DIRECTLY APPLIED  
ONTO IMPLANT ABUTMENTS

#### INTRODUCTION

Dental implantology is a specific field of dentistry devoted to the restoration of missing dental elements by means of an inert metallic device implanted in the jaw bones to support single or multiple restorations<sup>1</sup>.

The interest in this area started with publications by a Swedish group defining a surgical protocol for implant placement and restoration, along with determination of this treatment modality efficiency. Since then, implant dentistry has become common practice among different dental specialties and has greatly changed clinical dental practice<sup>2</sup>.

Implant dentistry's classical surgical/restorative procedure has been practiced with two surgical interventions. The first stage surgery involves the implant fixture placement while the second involves uncovering the implant, placement of healing caps, and verification of osseointegration. The placement of healing caps enables soft tissue management during subsequent healing, thereby facilitating initial prosthetic treatment<sup>3</sup>.

Various restorative techniques may be performed for restoring dental implants. These include single tooth restoration, fixed partial dentures, removable partial dentures, tissue and/or implant borne overdentures, and replacements of facial regions<sup>3</sup>.

Single implant restorations have been classically performed by porcelain fused to metal crowns. The common steps involved on the manufacturing of a porcelain fused to metal crown can be summarized as: abutment selection and preparation (following the principles of conventional fixed prosthodontics), casting of a metallic coping, and sinterization of porcelain layers on the metallic coping.

Although porcelain can be considered the benchmark material for full coverage crowns due to its excellent esthetics and color stability, characteristics such as high abrasion to opposing natural dentition, tendency to catastrophic failure, and repair limitations can be considered disadvantages<sup>4</sup>. Malament et al<sup>5</sup> analyzed the durability of ceramic restorations in the oral cavity, and found a total of 180 failures per 1444 units (12.4%) with an estimated risk of 2.46% failures per year. Also, irrespective of improvements in ceramic systems overall strength, failure rates have remained in the 3-5% year for different ceramic materials.

Consistent failure rates of ceramic materials have driven the search and development of new restorative materials to be used as possible substitutes of ceramic restorations. Among the materials being considered for such applications are polymer-based composites with properties that can be tailored by combinations of different structural materials. As an example, the incorporation of small glass particles in the formulation of a composite produces a hardness value close to natural dentin (350 to 400 MPa) while porcelain has a value 15 times higher than enamel<sup>6</sup>. Hacker and Freiberg, in different investigations compared the amount of wear between porcelain versus opposing enamel and composite material versus opposing enamel and found that composite materials presented wear comparable or lower than to enamel versus opposing enamel, whereas porcelain significantly resulted in more wear of the opposing dentition<sup>6,7</sup>.

Introduced to the market during the nineties, the so-called second generation indirect composites<sup>8</sup> underwent gradual modifications, especially concerning their composition and polymerization process. The result was more complex and efficient mechanical properties, which allowed such materials to be used in the fabrication of full coverage single units, inlays, onlays, and veneers<sup>9</sup>. The increase in the quantity of inorganic particles, as well as its size distribution, resulted in significant improvements in the mechanical characteristics of these materials<sup>10</sup>.



In addition, different polymerization mechanisms have been utilized in an attempt to further increase the mechanical properties of indirect composite systems. Among alternative polymerization techniques are the addition of heat, pressure, and/or absence of oxygen, which can lead to a higher conversion percentage when compare to light cured only systems<sup>11</sup>. Lately, it has been noted that light cured composites submitted to additional heat and pressure procedures will have higher resistance to abrasion and higher monomer to polymer conversion (up to 98.5%), leading to an improvement of physical and mechanical properties<sup>12,13</sup>. For example, Wendt et al<sup>14-15</sup> reported that application of heat for 5 minutes at 123°C (253°F) subsequent to light curing improved hardness and wear resistance up to 60 to 70%.

Concerning the polymerization process, oxygen is a known inhibitor of the process<sup>11,16</sup>. As such, it is possible to notice the composite's superficial layer partial polymerization due to the presence of oxygen. Thus, light curing using devices that can generate heat and pressure in the presence of nitrogen allow for a higher degree of polymerization, which will lead to higher hardness and thereby better resistance to wear<sup>11,12,17</sup>.

Shinkai et. al.<sup>18</sup> demonstrated that providing simultaneous light and heat treatment to composites resulted in improved wear resistance and mechanical properties. According to the authors this finding is more significant than a general improvement, as it may cause a more stable restorations during in function. In a separate study, Strohaber<sup>19</sup> concluded that constant pressure in addition to heat could eliminate the porosity and decrease the quantity of voids in the bulk of the material, while also reducing the superficial degradation process.

The appropriate engineering, along with careful selection and handling of restorative materials and prosthetic choices are crucial for a successful rehabilitation over dental implants. As such, integrated abutment crowns<sup>®</sup> (IACs) were developed for the restoration of dental implants. The IAC<sup>®</sup> is a screwless and cementless composite material-based restoration, which can be used only with an implant system with a “locking taper” connection where the insertion of the abutment does not depend on the position of a screw or an anti-rotational feature<sup>20</sup>.

The objective of this study was to evaluate the resistance to fracture of three indirect composite materials – Ceramage (Shofu, Kyoto, Japan), Tescera (Bisco, Chicago, USA), and Diamond Crown (DRM, Brentford, USA) - applied directly to titanium alloy abutments with a locking taper connection.

## MATERIALS AND METHODS

A total of 48 titanium alloy (Ti-6Al-4V) abutments were randomly selected and separated in three groups with each group containing 16 specimens.

The implant abutments utilized were custom milled for this particular research protocol. The abutments were dome-shaped, with a 1mm chamfer margin along the cervical area (Figure 1).

All abutments were grit-blasted prior to the application of the different composites. To avoid roughness inclusions on the locking taper connection area, the stem of each abutment was protected with wax during sandblasting procedures (Figure 1b). This procedure was accomplished using aluminum oxide (80psi @ 1cm distance). The abutments were placed in an ultrasonic bath, air dried, and then received the composites according to the manufacturer's instructions (Table 1).

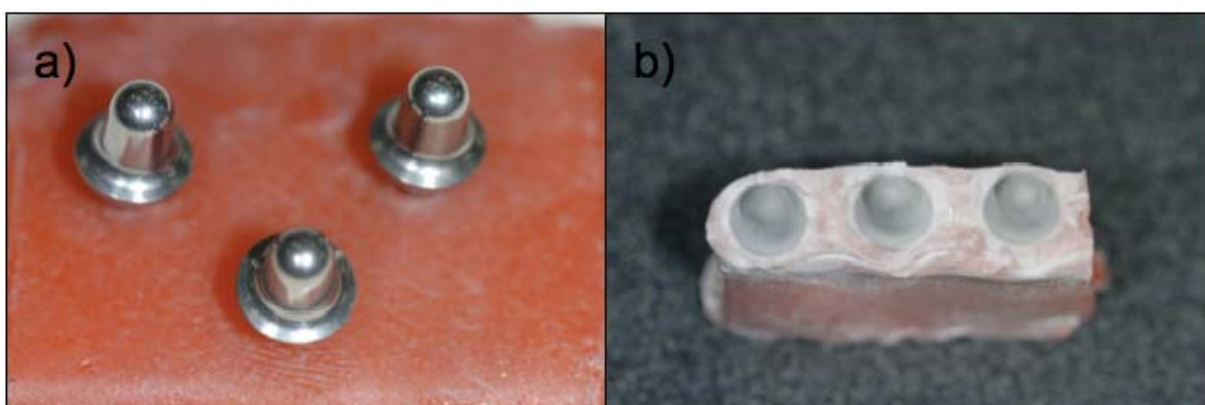


Figure 1 - (a) Placement of the “dome shaped” abutments into wax prior to grit-blasting in order to avoid blasting of the region which engages the locking taper connection, and (b) abutment rough surfaces following the grit-blasting procedure.

Table 1 - Step by step procedures for composite restoration build up as recommended by the manufacturers.

<b>Tescera (Bisco, Inc., Schaumburg, IL, USA)</b>	<b>Ceramage (Shofu Dental Corporation, Kyoto, Japan)</b>	<b>Diamond Crown (DRM Research Laboratories, Branford, CT, USA)</b>
Aluminum oxide sandblasting (50µm @ 80psi)	Aluminum oxide sandblasting (50µm @ 80psi)	Aluminum oxide sandblasting (50µm @ 80psi)
Ultrasonic bath (distilled water) for 5min	Ultrasonic bath (ethyl alcohol) for 12min	Ultrasonic bath (ethyl alcohol) for 5min
Air dry	Air dry	Air dry
Apply a fine layer of one step adhesive and light cure for 10s	Apply a fine layer of primer and wait for 45s	Apply metal coupler (2 to 5 layers) and over dry (250°F) for 5min (no vacuum)
Apply a fine layer of opaque; light cure for 60s	Apply pre-opaque layer; light cure for 3min.	Opaque (powder and liquid mix) applied over abutment; oven dry (250°F) for 5min under vacuum
Apply dentin resin; light cure using light cup (under heat and light) for 4min	Apply dentin resin; light cure for 3min.	Apply ceramo coupler and repeat opaque application until all abutment is covered with opaque
Apply body resin; light cure using light cup (heat and light) for 4min.	Apply body resin; light cure for 5min.	Check for opaque coverage; if ok, apply modeling liquid and light cure for 2min.
Apply incisal resin; light cure using light cup (heat and light) for 4min	Light cure the bulk of the restoration for 5 cycles of 5min	Apply opaque resin and light cure for 4min
Fill heat cup with water; add one oxygen scavenger pill and cure for 10min (pressure, light, heat, and absence of oxygen)	Apply incisal resin and light cure for 5min	Apply body resin and light cure for 4min
Finishing and polishing procedures	Finishing and polishing procedures	Apply incisal resin and light cure for 4min  Finishing and polishing procedures

For standardization purposes, a pre-fabricated mold provided by the implant manufacturer was utilized to achieve the crown's final shape. This mold allowed for the fabrication of six identically shaped crowns, with four equal cusps (Figure 2).

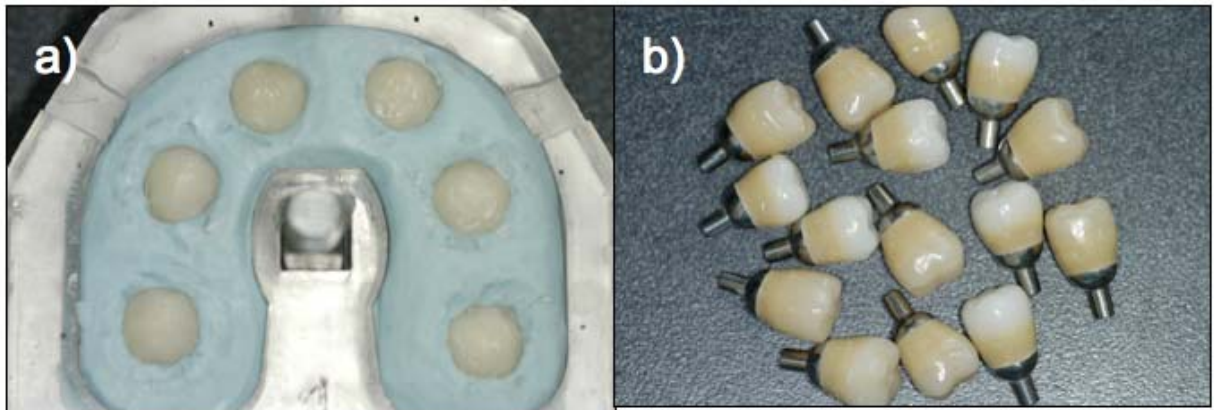


Figure 2 - (a) A custom mold was utilized for the simultaneous production of (b) identical molar crowns of the different materials.

For composite insertion, the abutments were seated on the mold (which was previously cleaned with 95% ethyl alcohol and air dried) and the different materials were packed around the abutment in small increments. The material was also placed on the top part of the mould, completely filling the crown volume of the flask. Once complete filling was achieved, the flask was closed and cured according to the different manufacturer's instructions. The crowns were then removed, placed on implant replicas, and another curing procedure was performed to ensure complete curing of the materials.

After completion of the crown buildup and polymerization process, the crowns were grounded and polished. This was initiated with carbide burs in a slow speed handpiece, followed by silicon brushes, rubber tips, and as the final step, polishing paste (Metaldi<sup>R</sup> Microcrystalline Diamond Suspension, Buehler, IL) applied with a muslin buff.

The fabrication of a standardized positioning apparatus for the testing machine was accomplished using PVC tubing. The tubing was sectioned and positioned over a silicone key containing the implant/abutment assembly. Then, auto-polymerizing acrylic resin (Orthoresin, Degusadent, Hanau, Germany) was poured to produce a stable base containing the implant

(3.5mm in diameter and 8mm in length). This assembly allowed for the crowns to be seated, the locking taper activated, and setup on the testing machine (Instron 4466, Instron Corporation, EUA) accurately and consistently (Figure 3).

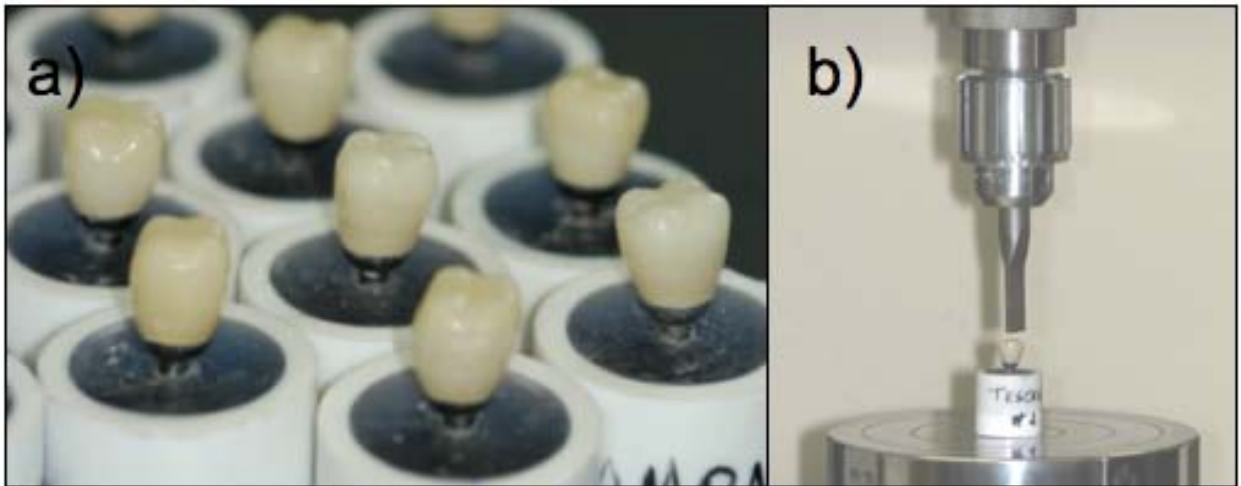


Figura 3 - (a) The crowns were adapted onto locking taper implants embedded in acrylic resin in PCV tubes, and were (b) positioned under an indenter which contacted one of the four cusps tip prior to single load to failure.

The crowns were loaded to failure in compression by applying a ramping force in one of the four cusps by means of an indenter (10mm by 2mm rectangular shape) at a 1mm/min rate. A force versus displacement curve was acquired for each specimen and the maximum load to failure was recorded. Qualitative fracture analysis was performed using stereomicroscopy (Sony Techno look, TW-TLIOM, Lake Forest, CA, USA), and scanning electron microscopy (Model 3500S, Hitachi, Osaka, Japan). The fracture mode was classified according to the crack propagation direction, with or without abutment surface exposure.

The statistical analysis was performed using ANOVA at 95% level of significant and Tukey's post-hoc method was utilized for multiple comparisons.

## RESULTS

The one- way ANOVA statistics summary is presented in Table 2. One-way ANOVA showed no significant differences between the loads to fracture observed for different groups.

Table 2 - One-way ANOVA statistics summary for single load to fracture obtained for the different composite materials. No significant differences were observed between groups ( $p > 0.85$ ).

Level	Count	Average (N)
Ceramage	16	1099 ± 105N
Diamond Crown	16	1155 ± 105N
Tescera	16	1130 ± 105N
Total	48	1128

Stereomicroscopic analysis of the fractures revealed two distinct types, one with and the other without abutment exposure (Figure 4).

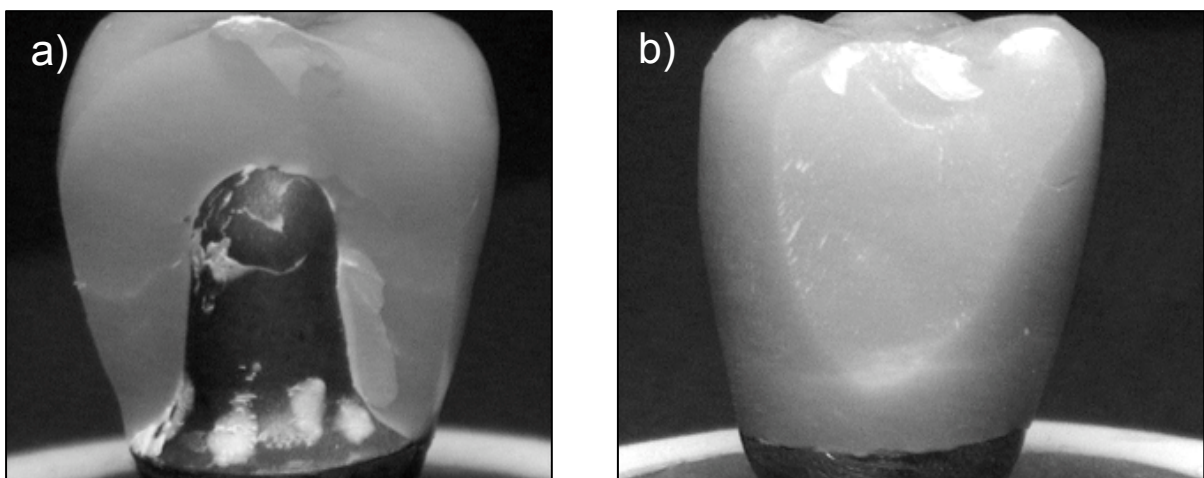


Figure 4 - Stereomicroscopy under various magnifications showed two fracture patterns for all materials tested. (a) With and (b) without exposure of the abutment metallic surface.

Fractures without abutment exposure occurred in approximately 80% of the Tescera samples, 60% of the Ceramage samples, and 40% of the Diamond Crown samples.

Fractographic analysis through MEV showed that irrespective of composite material, the fracture initiated in the region immediately below the contact between the indenter and cusp. At this region, crack initiation occurred due to complex plastically deformed regions, with subsequent propagation towards the crown cervical region (figure 5) which resulted or not into metallic abutment surface exposure.

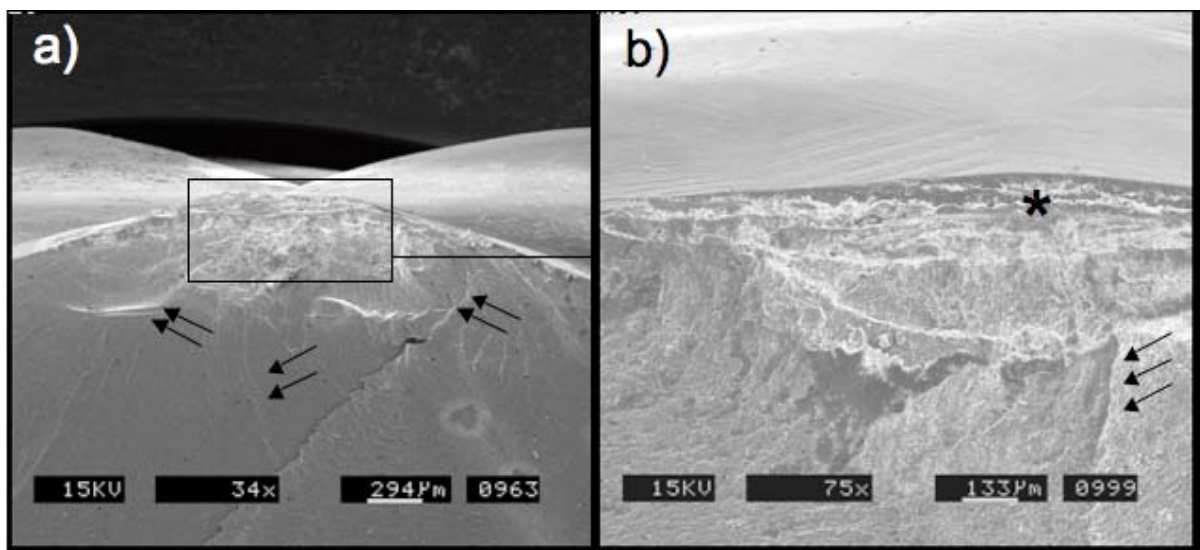


Figure 5 - Scanning electron microscopy analysis showed that irrespective of composite material, all cracks initiated at the region below the Hertzian contact between indenter and cusp tip, where plastic deformation was evident (\*). Higher magnification evaluation showed multiple crack propagation towards the cervical region of the crown (arrows).

Qualitative analysis of the composites surfaces showed less voids in the Tescera's microstructure when compared to the other two materials (Figure 6).

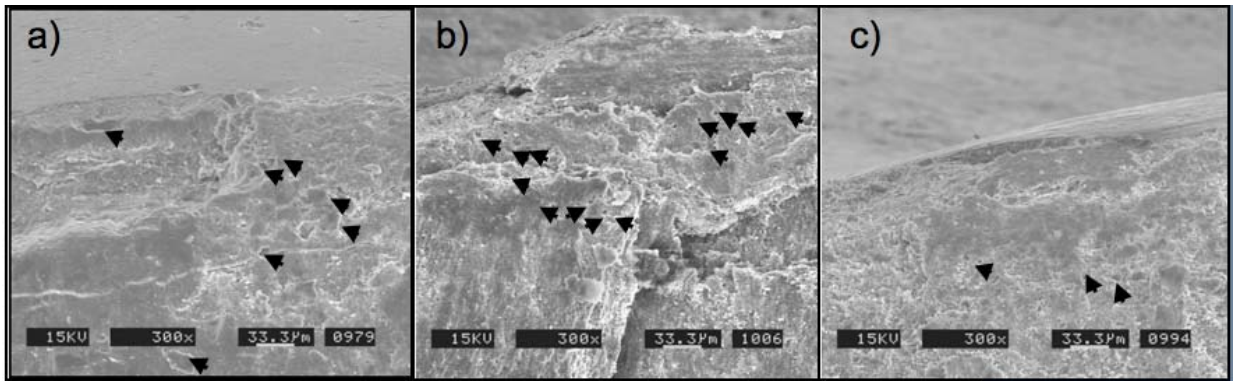


Figure 6 - Qualitative analysis of the scanning electron micrographs at various magnifications showed that a smaller amount of voids was present in the fractured surface of (c)Tescera, compared to (a) Ceramage, and (b) Diamond Crown.

## DISCUSSION

Development of indirect composites that can mimic the wear resistance and esthetics of porcelain has been subject of interest over the last two decades<sup>21</sup>.

Recently, the use of highly resistant polymers for the restoration of dental implants is gaining popularity, since ceramic materials have been presenting steady failure rate over the years, resulting in higher wear of the opposing dentition<sup>17</sup>, and speculations concerning a potentially faster degradation of the bone-implant interface<sup>4</sup>. Different studies<sup>4,22</sup> demonstrated that indirect composites could absorb mastication forces better, decreasing stress to the surrounding bone.

According to Woods<sup>23</sup>, decreasing the glass particle content in dental composites will lead to a decrease in wear on the opposing dentition. Other investigations have also shown that the wear of enamel against enamel, enamel against porcelain, and enamel against composite presented values of approximately 60µm, 100µm, and 30µm, respectively<sup>6,7</sup>.

Preliminary clinical and in-vitro studies suggest that these materials can fulfill the clinician and the patient's expectations, while maintaining a low cost<sup>17</sup>. However, the utilization of indirect composites for manufacturing IAC is a novelty in implant dentistry, and thus substantial laboratory-based and clinical research should be performed prior to indicating such treatment modality as an alternative to ceramic restorations.



When tested as integrated abutment crowns and submitted to resistance to fracture testing, the three different materials did not show significant differences ( $p > 0.85$ ) as presented on table 2. This finding is likely due to the fact that all materials used are considered second generation indirect composites, and likely have similar properties and compositions (60 to 70% ceramic particles in the composition, with particle size between 0.04 to 1  $\mu\text{m}$ , and elasticity modulus of at least 8.5 GPa)<sup>8, 10, 12</sup>.

Leinfelder<sup>11</sup>, analyzing the effects of complimentary polymerization procedures concluded that heat, pressure, and/or the absence of oxygen was capable of introducing enough energy to extend the polymerization rate beyond normal levels. It is a known fact that oxygen is a polymerization inhibitor<sup>10,16</sup> and its removal will generally result in a more translucent and wear resistant restorations<sup>10,16</sup>. However, the presence of voids in the bulk of the material (figure 6) will trap air in it, and as a result, the material surrounding this area could be partially inhibited during the polymerization process causing the region to be more prone to premature wear when exposed to mastication and attrition forces<sup>10,16</sup>.

While investigating alternative polymerization methods, Miara et al.<sup>12</sup> concluded that light curing using machines generating heat and pressure in the presence of nitrogen, can lead to a higher polymerization rate (98.5%) higher hardness, and as a consequence a better wear resistance. In addition, the utilization of pressure during the process may eliminate/decrease the number of bubbles/void spaces, slowing the superficial degradation process of the resin and also decreasing the number stress concentration features within the material bulk. Among the three composite materials utilized in the present study, only Tescera<sup>24</sup> was subjected to heat, pressure, and nitrogen atmosphere during curing, which can explain the smaller quantity of voids in the bulk of the material, which is in agreement with studies from Strohaber et al.<sup>19</sup>.

The fracture mode and crack propagation observed in our study was the same for all materials (figure 5). Due to the Hertzian<sup>25</sup> contact between the loading apparatus and the crown, a region of plastic deformation occurred below the area of contact, resulting in crack initiation and propagation towards the cervical area. However, the final mode of crack propagation is typically linked crack deflection, which is further influenced by the material microstructure and thereby the presence of voids that could not be eliminated during the curing process<sup>16</sup>. Thus, fractures with less topography are expected in materials with more homogeneous microstructures<sup>16</sup>.

Fracture analysis through stereomicroscopy showed that approximately 80% of the Tescera built crowns had fractures without abutment exposure (figure 4). The Ceramage and Diamond Crown specimens presented 60% and 40% of this type of fracture, respectively. These findings are in agreement with studies by Leinfelder et al.<sup>11</sup> and Miara et al.<sup>12</sup>, which showed that curing in the presence of heat and constant pressure decreased porosities in the composite bulk, leading to more homogeneous microstructures. We speculate that due to its more homogeneous microstructure, Tescera samples resulted in less crack deflections and resulted in fractures modes with less abutment exposures. A potential clinical advantage of this type of fracture relates to the fact that repairing and re-polishing procedures can be easily completed chairside, whereas fractures with abutment exposure will likely require laboratory procedures. Irrespective of fracture mode, IAC with any of the three materials tested could be repaired, while new ceramic restorations would be required to reestablish the tooth form and function.

## CONCLUSION

The constant evolution in dental materials has led the dental practitioner to adapt and embrace the biomaterials and biomechanics technological advances in an attempt to provide improved patient healthcare. Nowadays, the availability of indirect composite systems is broad and while each system has a proprietary composition, the final intent is to achieve short- and long-term clinical practice success.

The in-vitro results obtained in this study showed that three indirect composites with different compositions could withstand fracture when an occlusal load similar to the one typically associated with normal function was applied. Although each material had a different composition and handling technique, no significant differences were found concerning their single load to fracture resistance. However, fracture analysis revealed a lesser degree of defects in the microstructure of the crowns fabricated with a composite that required controlled heat and pressure application. Since more homogeneous microstructures have a tendency to present higher resistance to crack propagation and damage accumulation, further studies taking into consideration cyclic loading are under current investigation.

## REFERENCES

1. Levin RP. An overview of implant marketing. *Implant Dent* 1998; 7(1):50-4.
2. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981; 10(6):387-416.
3. Misch CE. *Contemporary implant dentistry*. Second Edition ed. St. Louis, Missouri: Mosby, Inc.; 1999.
4. Al-Malik MS. An investigation of the dynamic mechanical properties of dental root form implants [Master's thesis]. Birmingham, Alabama: University of Alabama at Birmingham; 1991.
5. Malament KA, Socransky SS. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years: Part I. Survival of Dicor complete coverage restorations and effect of internal surface acid etching, tooth position, gender, and age. *J Prosthet Dent* 1999; 81(1):23-32.
6. Hacker CH, Wagner WC, Razzoog ME. An in vitro investigation of the wear of enamel on porcelain and gold in saliva. *J Prosthet Dent* 1996; 75(1):14-7.
7. Freiberg RS, Ferracane JL. Evaluation of cure, properties and wear resistance of Artglass dental composite. *Am J Dent* 1998; 11(5):214-8.
8. Touati B. The evolution of aesthetic restorative materials for inlays and onlays: a review. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1996; 8(7):657-66; quiz 68.
9. McLaren EA, Rifkin R, Devaud V. Considerations in the use of polymer and fiber-based indirect restorative materials. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1999; 11(4):423-32; quiz 34.
10. Hirata R, Mazzetto AH, Yao E. Alternativas clínicas de sistemas de resinas compostas laboratoriais: quando e como usar. *J. Bras. Clin. Odontol. Integr.* 2000; 4(19):13-21.
11. Leinfelder KF. Indirect posterior composite resins. *Compend Contin Educ Dent* 2005; 26(7):495-503; quiz 04, 27.
12. Miara P. Aesthetic guidelines for second-generation indirect inlay and onlay composite restorations. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1998; 10(4):423-31; quiz 32.
13. Peutzfeldt A, Asmussen E. The effect of postcuring on quantity of remaining double bonds, mechanical properties, and in vitro wear of two resin composites. *J Dent* 2000; 28(6):447-52.

14. Wendt SL, Jr. The effect of heat used as a secondary cure upon the physical properties of three composite resins. I. Diametral tensile strength, compressive strength, and marginal dimensional stability. *Quintessence Int* 1987; 18(4):265-71.
15. Wendt SL, Jr. The effect of heat used as secondary cure upon the physical properties of three composite resins. II. Wear, hardness, and color stability. *Quintessence Int* 1987; 18(5):351-6.
16. Leinfelder KF. New developments in resin restorative systems. *J Am Dent Assoc* 1997; 128(5):573-81.
17. Kukrer D, Gemalmaz D, Kuybulu EO, Bozkurt FO. A prospective clinical study of ceromer inlays: results up to 53 months. *Int J Prosthodont* 2004; 17(1):17-23.
18. Shinkai K, Suzuki S, Leinfelder KF, Katoh Y. How heat treatment and thermal cycling affect wear of composite resin inlays. *J Am Dent Assoc* 1994; 125(11):1467-72.
19. Strohaber RA, Mattie DR. A scanning electron microscope comparison of microfilled fixed prosthodontic resins. *J Prosthet Dent* 1987; 57(5):559-65.
20. Urdaneta RA, Marincola M. The Integrated Abutment Crown, a screwless and cementless restoration for single-tooth implants: a report on a new technique. *J Prosthodont* 2007; 16(4):311-8.
21. Ahmad I. The versatility and enhanced aesthetics of laboratory-fabricated composite resin restorations. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 2000; 12(3):285-92; quiz 94.
22. Bertolotti RL. A new polymer glass utilized for modification and repair of fixed partial dentures. *Quintessence Int* 1997; 28(7):437-9.
23. Woods A. Artglass: a new restorative option to porcelain. *Miss Dent Assoc J* 1998; 54(2):36.
24. Suh BI. New concepts and technology for processing of indirect composites. *Compend Contin Educ Dent* 2003; 24(8 Suppl):40-2.
25. Silva NR, de Souza GM, Coelho PG, Stappert CF, Clark EA, Rekow ED, et al. Effect of water storage time and composite cement thickness on fatigue of a glass-ceramic trilayer system. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2007; 84B(1):117-23.

## 4 REFERÊNCIAS

ADELL, R et al. A 15 year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **Int. J. Oral Maxillofac Surg.**, Copenhagen, n.10, p.387-416, 1981.

AHMAD, I. The versatility and enhanced aesthetics of laboratory fabricate composite resin restorations. **Pract. Periodont. Aesthet. Dent.**, New York, v.12, n.3, p.285-292, 2000.

AL-MALIK, M.S. **An investigation of the dynamic mechanical properties of dental root from implants (master thesis)**. Birmingham: Al - University of Alabama Department of Prosthodontics, 1991.

BERTOLOTI, R.L. A new polymer glass utilized for modification and repair of fixed partial dentures. **Quintessence Int.**, Berlin, v.28, n.7, p.437-439, 1997.

FREIBERG, R.S.; FERRACANE, J.L. Evaluation of cure, properties and wear resistance of artglass dental composite. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.11, n.5, p.214-218, 1998.

HACKER, C.H.; WAGNER, W.C.; RAZZOOG, M.E. An in vitro investigation of the wear of enamel on porcelain and gold in saliva. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.75, n.1, p.14-17, 1996.

HIRATA, R.; MAZZETTO, A.H.; YAO, E. Alternativas clínicas de sistemas de resinas compostas laboratoriais: quando e como usar **JBC J. Bras. Clin. Odontol. Integr.**, Curitiba, v.4, n.19, p.13-21, 2000.

KUKRER, D. et al. A prospective clinical study of ceromer inlays; results up to 55 months. **Int. J. Prosthodont**, Lombard, v.17, n.1, p.17-23, Jan-Feb 2004.

LEINFELDER, K.F. Indirect posterior composite resins. **Compend. Contin. Educ. Dent.**, Jamesburg, v.26, n.7, p.495-503, Jul 2005.

LEINFELDER, K.F. New developments in resin restorations systems. **J. Am. Dent. Assoc.**, v.128, n.5, p.573-581, May 1997.

LEVIN, R. P. An overview of implant marketing. **J. Imp. Dent.**, v.7, n.1, p.50-54, 1998.

MALAMENT, K.A.; SOCRANSKY, S.S. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years: part I. Survival of Dicor complete coverage restorations and effect of internal surface acid etching, tooth position, gender, and age. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, n.81, p.23-32, 1999.

McLAREN, E.A.; RIFKIIN, R.; DEVARD, V. Considerations in the use of polymer and fiber-based indirect restorative materials. **Pract. Periodont. Aesthet. Dent.**, New York, v.11, n.4, p.423-432, May 1999.

MIARA, P. Aesthetic guidelines for second-generation indirect inlay and onlay composite restorations **Pract. Periodont. Aesthet. Dent.**, New York, v.10, n.4, p.423-431, May 1998.

MISCH, C.E. **Contemporary implant dentistry**. St. Louis: Mosby Year book, 1993.

PEUTZFELDT, A.; ASMUSSEN, E. The effect of postcuring on quantity of remaining double bonds, mechanical properties, and in vitro wear of two resin composites. **J. Dent.**, Guildford, v.28, n.6, p.447-452, Aug 2000.

SHINKAI, K. et al. How heat treatment and thermal cycling affect wear of composite resin inlays. **J. Am. Dent. Assoc.**, n.125, p.1467-1472, 1994.

SILVA, N.R., et al. Effect of water storage time and composite cement thickness on fatigue of a glass-ceramic trilayer system. **J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater**, v.84b, n.1, p.117-123, 2007.

STROHAVER, R.A. A Scanning electron microscope comparison of microfilled fixed prosthodontic resins. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, n.57, p.559-565, 1987.

SUH, B.I. New concepts and technology for processing of indirect composites. **Compend. Contin. Educ. Dent.**, Jamesburg, n.24, p.40-42 Aug 2003. Suppl 8.

TOUATI, B. The evolution of aesthetic restorative materials for inlays and onlays: a review. **Pract. Periodont. Aesthet. Dent.**, New York, v.8, n.7, p.657-666, Sep 1996.

URDANETA, R.A.; MARINCOLA, M. The integrated abutment crown, a screwless and cementless restoration for single-tooth implants: a report on a new technique. **J. Prosthodont.**, Philadelphia, v.16, n.4, p.311-318, July/Aug 2007.

WENDT JR, S.L. The effect of heat treatment used as a secondary cure upon the composite resins. I Diametral tensile strength, compressive strength, and marginal dimensional stability. **Quintessence Int.**, Berlin, n.18, p.18:265-271, 1987a.

WENDT JR, S.L. The effect of heat treatment used as a secondary cure upon the physical properties of three composite resins. II. Wear, hardness, and color stability. **Quintessence Int.**, Berlin, n.18, p.351-365, 1987b.

WENDT JR, S.L. Time as a factor in the heat curing of composite resins. **Quintessence Int.**, Berlin, v.20, n.4, p.259-263, 1989.

WOODS, A. Artglass: a new restorative option to porcelain. **Miss. Dent. Assoc. J.**, v.54, n.2, p.36, 1998.

A573t Andriani Júnior, Wilson

Teste mecânico de compósitos indiretos aplicados diretamente sobre abutments implanto-suportados / Wilson Andriani Júnior; orientador orientador Antonio Carlos Cardoso. – Florianópolis, 2007.

47 f.

Tese (Doutorado) – Universidade Federal de Santa Catarina. Centro de Ciências da Saúde. Programa de Pós-Graduação em Odontologia - Opção Implantodontia.

Inclui bibliografia.

1. Implantes dentários. 2. Coroa dentária. 3. Resinas compostas. I. Cardoso, Antonio Carlos. II. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDU 616.314-089.843



# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)