

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL  
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

JULIANA DONCATTO BETTINELLI

**UTILIZAÇÃO DO LASER DE DIODO COMO ALTERNATIVA NO  
TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE EM RESTAURAÇÕES CAD/CAM**

Porto Alegre

2016

JULIANA DONCATTO BETTINELLI

**UTILIZAÇÃO DO LASER DE DIODO COMO ALTERNATIVA NO  
TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE EM RESTAURAÇÕES CAD/CAM**

Tese apresentada como parte dos requisitos para a obtenção do título de Doutora em Materiais Dentários pelo Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Gonçalves Mota

Porto Alegre

2016

JULIANA DONCATTO BETTINELLI

## **UTILIZAÇÃO DO LASER DE DIODO COMO ALTERNATIVA NO TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE EM RESTAURAÇÕES CAD/CAM**

Tese apresentada como parte dos requisitos para a obtenção do título de Doutora em Materiais Dentários pelo Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Aprovada em: \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_

### **BANCA EXAMINADORA:**

---

Profa. Dra. Daniela Botega – UFRGS

---

Profa. Dra. Catharina Costa – UFRGS

---

Prof. Dr. Diego Triches - PUCRS

---

Prof. Dr. Rogério Miranda Pagnoncelli - PUCRS

---

Prof. Dr. Eduardo Gonçalves Mota – PUCRS (orientador)

Porto Alegre

2016

Dedico esta tese ao meu  
esposo Airton e aos meus amados  
filhos Marina e Pedro Henrique,  
que são a razão da minha existência.

## **AGRADECIMENTOS**

Aos meus orientadores anteriores, Profa. Dra. Luciana Maiumi Hirakata e Hugo Mitsuo Silva Oshima.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Eduardo Gonçalves Mota, pela oportunidade, incentivo e ensinamentos.

Aos professores da disciplina de Materiais Dentários da PUCRS, pelo apoio.

Aos colegas de curso mestrado/doutorado em Materiais Dentários, pelo apoio, amizade e conselhos.

Ao Prof. Dr. Rogério Miranda Pagnoncelli que colaborou com a aplicação do laser nas cerâmicas CAD/CAM.

Ao Centro de Microscopia Eletrônica e Microanálise (CEMM) da PUCRS.

Ao Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Profa. Dra. Ana Maria Sphor.

A Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, ao Diretor Prof. Dr. Alexandre Bahlis.

A Secretaria da pós-graduação da faculdade de odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande Do Sul.

A CAPES pela bolsa de estudos.

A todas as pessoas que, direta ou indiretamente, contribuíram para a execução desta Tese de Doutorado.

“Daria tudo que sei, pela metade do que ignoro”  
(René Descartes)

## RESUMO

Desde a década de setenta, a aplicação da técnica CAD/CAM vem sendo sugerida na clínica odontológica com o objetivo de simplificar, automatizar e garantir níveis de qualidade com adaptações micrométricas das nossas próteses dentárias<sup>4,5</sup>. O objetivo deste estudo foi avaliar a viabilidade do laser de diodo, como alternativa ao ácido fluorídrico e jateamento com óxido de alumínio em comparação ao processo de usinagem no tratamento superficial dos seguintes materiais restauradores: cerâmica híbrida, resina nanocerâmica, cerâmica de silicato de lítio reforçada por zircônia, cerâmica feldspática, cerâmica vítrea com estrutura cristalina de dissilicato de lítio, cerâmica vítrea com estrutura cristalina de leucita. Foi confeccionado um corpo de prova para cada um dos sete materiais restauradores em CAD/CAM; e, este foi dividido em quatro partes. As dimensões dos corpos de prova foram de 1 cm de comprimento por 1cm de largura, na espessura de 1mm, cor A2. A área de superfície do corpo-de-prova foi subdividida em quadrantes; de forma que em (A) foi aplicado o laser de diodo, (B) recebeu o jateamento de óxido de alumínio, (C) recebeu a aplicação de ácido fluorídrico (5 ou 10%) ou limpeza com álcool isopropílico (10%); conforme indicação do fabricante, (D) não foi aplicado condicionamento e a superfície passou apenas pelo processo de usinagem. Foram realizadas imagens no aumento de 15.000 vezes (MEV). Para o teste de rugosidade superficial, foram tomadas dez medidas, com cut-off (valor de corte) 0,25. Os dados estatísticos obtidos foram submetidos à ANOVA e ao teste de Tukey. Sabendo-se da necessidade de buscar novas alternativas de um protocolo de condicionamento na superfície dos materiais restauradores em CAD/CAM, que fosse altamente eficaz, rápido, simplificado e principalmente seguro. Pode-se afirmar que a utilização do laser de diodo parece ser viável para o tratamento superficial da cerâmica vítrea com estrutura cristalina de leucita Empress CAD e cerâmica feldspática Cerec Blocs CAD/CAM, pois produziu alterações na superfície destas cerâmicas estudadas.

**Palavras-chave:** Materiais restauradores em CAD/CAM. Tratamento de superfície. Laser.

## ABSTRACT

Since the 1970s, the application of the CAD / CAM technique has been suggested in the dental clinic with the aim of simplifying, automating and guaranteeing quality levels with micrometric adaptations of our dental prostheses<sup>4,5</sup>. The objective of this study was to evaluate the viability of the diode laser as an alternative to hydrofluoric acid and aluminum oxide blasting compared to the machining process in the surface treatment of the following restorative materials: hybrid ceramics, nanoceramic resin, reinforced lithium silicate ceramics by zirconia, feldspathic ceramics, vitreous ceramics with crystalline structure of lithium disilicate, vitreous ceramics with crystalline structure of leucite. A specimen was prepared for each of the seven CAD / CAM restorative materials; And, this was divided into four parts. The dimensions of the specimens were 1cm in length and 1cm in width, in the thickness of 1mm, color A2. The surface area of the specimen was subdivided into quadrants; (A) was applied to the diode laser, (B) received the blasting of aluminum oxide, (C) received the application of hydrofluoric acid (5 or 10%) or cleaning with isopropyl alcohol (10%); As indicated by the manufacturer, (D) no conditioning was applied and the surface passed through the machining process only. Images were taken at a 15,000-fold increase (SEM). For the surface roughness test, ten measurements were taken, with cut-off 0.25. Statistical data were submitted to ANOVA and Tukey's test. Knowing the need to seek new alternatives of a conditioning protocol on the surface of restorative materials in CAD / CAM, it was highly effective, fast, simplified and mainly safe. It can be stated that the use of the diode laser seems to be feasible for the surface treatment of ceramic with crystalline structure of lecithin Empress CAD and ceramic feldspathic Cerec Blocs CAD / CAM, as it produced changes in the surface of these ceramics studied.

**Keywords:** Restorative materials in CAD / CAM. Surface treatment. Laser.

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1</b> - Dispositivos CAD, de captura e desenho, e fresagem CAM. A) Câmera intra oral para digitalização do preparo dentário. B) Programa de desenho assistido por computador com imagens em 3D (CAD). C) Fresadora (CAM). Fotos da autora. ....	50
<b>Figura 2</b> - Blocos para a confecção de restaurações CAD/CAM utilizados neste estudo. A) cerâmica híbrida Enamic, B) resina nanocerâmica Lava Ultimate, C) cerâmica de silicato de lítio reforçada por zircônia Suprinity, D) cerâmicas feldspáticas MarkII e Cerec Blocs, E) cerâmica de dissilicato de lítio Emax CAD, F) cerâmica vítrea com estrutura cristalina de leucita Empress CAD. Fotos dos catálogos dos fabricantes via internet. ....	50
<b>Figura 3</b> - Diagrama da divisão da área de superfície do corpo-de-prova .....	58
<b>Figura 4</b> – Delimitador de área em papel impermeável. ....	59
<b>Figura 5</b> - Jato de Óxido de Alumínio, delimitador de área e corpo de prova de cerâmica híbrida Enamic .....	59
<b>Figura 6</b> – Aplicação de álcool isopropílico 10% no corpo de prova de resina nanocerâmica Lava Ultimate .....	60
<b>Figura 7</b> - Aplicação de ácido fluorídrico 5% no corpo de prova de cerâmica de silicato de lítio reforçada por zircônia Suprinity .....	61
<b>Figura 8</b> - Aplicação de ácido fluorídrico 10% no corpo de prova de cerâmica feldspática Mark II .....	62
<b>Figura 9</b> - Aplicação do jato de óxido de alumínio no corpo de prova de cerâmica vítrea com estrutura cristalina de dissilicato de lítio E.max .....	63
<b>Figura 10</b> – Limpeza dos corpos de prova em cuba ultrassônica por 20 minutos em água destilada .....	64
<b>Figura 11</b> - Dispositivo de laser de diodo .....	64
<b>Figura 12</b> - Teste de Rugosidade Superficial realizado no rugosímetro Mitutoyo SJ-201. ....	65
<b>Figura 13</b> – Tratamentos de superfície analisados pelo MEV, Cerâmica Híbrida Enamic, (a) Enamic + Laser, (b) Enamic + Jato de Óxido de Alumínio, (c) Enamic + Ácido Fluorídrico 5%, (d) Enamic Controle .....	68
<b>Figura 14</b> – Tratamentos de superfície analisados pelo MEV, Resina Nanocerâmica Lava Ultimate, (a) Lava + Laser,(b) Lava + Jato de Óxido de Alumínio, (c) Lava + Limpeza com álcool isopropílico 10%, (d) Lava Controle .....	71

**Figura 15** – Tratamentos de superfície analisados pelo MEV, Cerâmica de Silicato de Lítio Reforçada por Zircônia Suprinity a ) Suprinity + Laser b) Suprinity + Jato de Óxido de Alumínio c) Suprinity + Ácido Fluorídrico 5% d) Suprinity Controle.....73

**Figura 16** – Tratamentos de superfície analisados pelo MEV, cerâmica feldspática Mark II (a) Mark II + Laser, (b) Mark II + Jato de Óxido de Alumínio, (c) Mark II + Ácido Fluorídrico 10%, (d) Mark II Controle.....75

**Figura 17** – Tratamentos de superfície analisados pelo MEV, Cerâmicas vítreas com estrutura cristalina de dissilicato de lítio E.max CAD (a) Emax CAD+ Laser, (b) Emax CAD + Jato de Óxido de Alumínio,(c) Emax CAD + Ácido Fluorídrico 10%,(d) Emax CAD Controle .....78

**Figura 18** – Tratamentos de superfície analisados pelo MEV, comparação dos tratamentos de superfície analisados pelo MEV na Cerâmicas vítreas com estrutura cristalina de leucita Empress CAD (a) Empress CAD+ Laser, (b) Empress CAD + Jato de Óxido de Alumínio,(c) Empress CAD + Ácido Fluorídrico 10%,(d) Empress CAD Controle .....80

**Figura 19** – Comparação dos tratamentos de superfície analisados pelo MEV da cerâmica feldspática CerecBlocs. (a) Cerec Blocs+ Laser; (b) Cerec Blocs + Jato de Óxido de Alumínio (c) Cerec Blocs + Ácido Fluorídrico 10% (d) cerec Blocs Controle .....82

## LISTA DE GRÁFICOS

- Gráfico 1** - Representação gráfica dos valores de rugosidade e os grupos com os tratamentos de superfície correspondentes à Cerâmica Híbrida Enamic.....68
- Gráfico 2** - Representação gráfica dos valores de rugosidade e os grupos com os tratamentos de superfície correspondentes à Resina Nanocerâmica Lava Ultimate.70
- Gráfico 3** - Representação gráfica dos valores de rugosidade e os grupos com os tratamentos de superfície correspondentes à Cerâmica de Silicato de Lítio Reforçada por Zircônia (Suprinity). .....73
- Gráfico 4** - Representação gráfica dos valores de rugosidade e os grupos com os tratamentos de superfície correspondentes à cerâmica feldspática MarkII.....75
- Gráfico 5** - Representação gráfica dos valores de rugosidade e grupos com os tratamentos de superfície correspondentes a Cerâmicas vítreas com estrutura cristalina de dissilicato de lítio Emax CAD .....77
- Gráfico 6** - Representação gráfica dos valores de rugosidade e os grupos com os Cristalina de Leucita Empress CAD tratamentos de superfície correspondentes à Cerâmicas Vítreas com Estrutura.....80
- Gráfico 7** - Representação gráfica dos valores de rugosidade e os grupos os tratamentos de superfície correspondentes à cerâmica feldspática cerec blocs.....82

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1</b> - Tabela comparativa dos protocolos de tratamento de superfície de cerâmicas descritos pelos fabricantes para cimentação adesiva .....	29
<b>Tabela 2</b> - Tabela comparativa da classificação dos materiais restauradores em CAD/CAM quanto ao condicionamento ao ácido fluorídrico.....	30
<b>Tabela 3</b> – Tabela de composições químicas dos materiais, marcas comerciais e fabricantes utilizados neste estudo. ....	57
<b>Tabela 4</b> – Tabela de análise de variância realizada na cerâmica híbrida Enamic...	67
<b>Tabela 5</b> – Tabela do teste de Tukey realizado na cerâmica híbrida Enamic .....	67
<b>Tabela 6</b> – Tabela dos elementos químicos em peso e porcentagem encontrados no EDS após o tratamento de superfície na cerâmica híbrida Enamic. ....	69
<b>Tabela 7</b> – Tabela de análise de variância realizada na resina nanocerâmica Lava Ultimate. ....	69
<b>Tabela 8</b> – Tabela do teste de Tukey realizado na resina nanocerâmica Lava Ultimate. ....	70
<b>Tabela 9</b> - Tabela dos elementos químicos em peso e porcentagem encontrados no EDS após o tratamento de superfície na resina nanocerâmica Lava Ultimate.....	71
<b>Tabela 10</b> – Tabela de análise de variância realizada na cerâmica de silicato de lítio reforçada por zircônia Suprinity .....	72
<b>Tabela 11</b> – Tabela do teste de Tukey realizado na cerâmica de silicato de lítio reforçada por zircônia Suprinity .....	72
<b>Tabela 12</b> – Tabela dos elementos químicos em peso e porcentagem encontrados no EDS após o tratamento de superfície na cerâmica de silicato de lítio reforçada por zircônia Suprinity .....	74
<b>Tabela 13</b> – Tabela de análise de variância realizada na cerâmica feldspática Mark II .....	74
<b>Tabela 14</b> - Tabela do teste de Tukey realizado na cerâmica cerâmica feldspática Mark II .....	74
<b>Tabela 15</b> – Tabela dos elementos químicos em peso e porcentagem encontrados no EDS após o tratamento de superfície na cerâmica feldspática Mark II .....	76
<b>Tabela 16</b> - Tabela de análise de variância realizada na cerâmica vítrea com estrutura cristalina de dissilicato de lítio E.max CAD. ....	76
<b>Tabela 17</b> - Tabela do teste de Tukey realizado na cerâmica vítrea com estrutura cristalina de dissilicato de lítio E.max CAD. ....	77

<b>Tabela 18</b> – Tabela dos elementos químicos em peso e porcentagem encontrados no EDS após o tratamento de superfície na cerâmica vítrea com estrutura cristalina de dissilicato de lítio E.max CAD.....	78
<b>Tabela 19</b> – Tabela de análise de variância realizada na cerâmica vítrea com estrutura cristalina de leucita Empress CAD .....	79
<b>Tabela 20</b> - Tabela do teste de Tukey realizado na cerâmica vítrea com estrutura cristalina de leucita Empress CAD.....	79
<b>Tabela 21</b> - Tabela dos elementos químicos em peso e porcentagem encontrados no EDS após o tratamento de superfície na cerâmica vítrea com estrutura cristalina de leucita Empress CAD. ....	81
<b>Tabela 22</b> - Tabela de análise de variância da cerâmica feldspática Cerec Blocs....	81
<b>Tabela 23</b> – Tabela do teste de Tukey realizado na cerâmica feldspática Cerec Blocs. ....	81
<b>Tabela 24</b> - Tabela dos elementos químicos em peso e porcentagem encontrados no EDS após o tratamento de superfície na cerâmica feldspática Cerec Blocs.....	83

## LISTA DE SÍMBOLOS E SIGLAS

% - Porcentagem

< - menor

> - maior

≅ - aproximadamente

°C - graus celsius

µm – micrômetro

10-MPD–10 - Metacrilóiloxidecil dihidrogênio fosfato

18Mpa.m<sup>1/2</sup> – Tenacidade à fratura

3D – Três dimensões

A2 – Cor dos materiais restauradores utilizados neste estudo

Abutments - pilares

Al – Alumínio

Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> - Óxido de Alumínio

AsGaAl - Arsenieto, Gálio e Alumínio

B<sub>2</sub>O<sub>3</sub> - Trióxido de Boro

Ca – Cálcio

CAD - Computer Aided Design, Desenho Assistido por Computador

CAM - Computer Aided Manufacturing, Manufatura Assistida por Computador

CaO - Óxido de Cálcio

cerec – reconstrução cerâmica (sistema de CAD/CAM)

Cerec Chairside - sistema feito especialmente para a clínica

Cerec III - Nova geração do cerec

cm - Centímetro

CO<sub>2</sub> – Dióxido de Carbono

Coping - infraestrutura

Cut back - corte

Distribuição de Weibull - distribuição de probabilidade contínua

EDS - Sistema de energia dispersiva

EOS – Câmera

Er: YAG - Érbio- ítrio, alumínio, granada

GaAlAs – arsenieto de gálio e alumínio

GaAs - arsenieto de gálio

glaze - esmaltar

He-Ne - hélio neônio

HF - Ácido Fluorídrico

HILT high intensity laser treatment (tratamento a laser de alta intensidade)

HIP - Hot Isostatic Pressed (Estrutura estável prensada através de tratamento térmico)

Hz - Hertz

InGaAlP - fosfeto de índio - gálio – alumínio

J - Joule

J/cm<sup>2</sup> – joule por centímetro quadrado

K – Potássio

K<sub>2</sub>O - Óxido de Potássio

Li<sub>2</sub>O - Óxido de Lítio

LILT low intensity laser therapy - Terapia a laser de baixa intensidade  
melting - fusão

MEV - Microscopia Eletrônica de Varredura

MgO - Óxido de Magnésio

mJ – megajoule

mm - Milímetro

mm<sup>2</sup> - milímetro quadrado

mol - é a grandeza quantidade de substância e corresponde a aproximadamente  $6,022 \times 10^{23}$  moléculas de uma dada substância

MPa – Megapascal

mW/cm<sup>2</sup> – miliwatt por centímetro quadrado

N – Newton

Na – Sódio

Na<sub>2</sub>O - Óxido de Sódio

NaF - Fluoreto de sódio

Nd: YAG- neodímio, ítrio, alumínio, granada

Nd: YLF - Neodímio-ítrio-lítio-flúor

nm - Nanômetro

O – Oxigênio

outsourcing – terceirização

$P_2O_5$  - Pentóxido de Fósforo

Ra – rugosidade média

S – Enxofre

s - segundo

Si - Silício

$SiO_2$  - Dióxido de Silício

slip casting - fundição

software - programa

TEGDMA – Trietilenoglicol Dimetacrilato

$TiO_2$  - Dióxido de Titânio

UDMA - Uretano Dimetacrilato

Vol - Volume

Windows NT- Sistema operacional

$Y_2O_3$  – Óxido de Ítrio

Y-TZP - estrutura de zircônia policristalina em estado tetragonal estabilizada por ítria

Y-TZP (Yttria Tetragonal Zirconia Polycrystal) - estrutura de zircônia policristalina em estado tetragonal estabilizada por ítria

Z100 – marca comercial de resina composta

ZLS – Cerâmica de silicato de lítio

Zn – Zinco

Zr – Zircônio

$ZrO_2$  - Dóxido de Zircônio

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>18</b>
1.1 MATERIAIS RESTAURADORES EM CAD/CAM .....	18
<b>1.1.1 Cerâmicas Feldspáticas</b> .....	<b>19</b>
<b>1.1.2 Cerâmicas Vítreas</b> .....	<b>20</b>
1.1.2.1 Cerâmicas vítreas com estrutura cristalina de leucita .....	20
1.1.2.2 Cerâmicas Vítreas com Estrutura Cristalina de Dissilicato de Lítio .....	21
<b>1.1.3 Cerâmicas aluminizadas</b> .....	<b>22</b>
1.1.3.1 Alumina Infiltrada por Vidro .....	22
1.1.3.2 Alumina Densamente Sinterizada .....	23
<b>1.1.4 Resinas</b> .....	<b>24</b>
1.1.4.1 Para Confecção de Elementos Provisórios .....	24
1.1.4.2 Para Confecção de restaurações definitivas .....	24
1.1.4.3. Resina Nanocerâmica .....	25
<b>1.1.5 Cerâmica Híbrida</b> .....	<b>25</b>
<b>1.1.6 Cerâmica de Silicato de Lítio Reforçada por Zircônia</b> .....	<b>25</b>
<b>1.1.7 Metais</b> .....	<b>26</b>
1.1.7.1 Para Abutments de Implantes e Infraestruturas de Coroas, Pontes e Próteses Removíveis .....	26
<b>1.1.8 Dióxido de Zircônio</b> .....	<b>26</b>
1.2 TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE DOS MATERIAIS RESTAURADORES EM CAD/CAM .....	29
<b>1.2.1 Materiais Restauradores em CAD/CAM Condicionáveis e Materiais Restauradores em CAD/CAM Não Condicionáveis</b> .....	<b>30</b>
1.2.1.1 Materiais Restauradores em CAD/CAM Condicionáveis .....	31
1.2.1.2 Materiais Restauradores em CAD/CAM Não Condicionáveis .....	32
1.2.1.2.1 Tratamento de superfície das Cerâmicas com Silicatização e Silanização .....	33
1.2.1.2.2 Tratamento de superfície das Cerâmicas com Jateamento com óxido de Alumínio .....	33
1.2.1.2.3 Tratamento de superfície das Cerâmicas com Jateamento com Óxido de Alumínio com <i>Primers</i> especiais ou utilização de cimentos especiais .....	36
<b>1.2.3 Lasers de Baixa e Alta Intensidade</b> .....	<b>37</b>

1.2.3.1 Tratamento de superfície dos Materiais Restauradores com Laser de Diodo .....	43
<b>2 OBJETIVO .....</b>	<b>44</b>
2.1 OBJETIVO GERAL .....	44
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	44
<b>3 REVISÃO DE LITERATURA .....</b>	<b>45</b>
3.1 TECNOLOGIA CAD/CAM .....	45
3.2 SISTEMAS CAD/CAM.....	47
<b>3.2.1 Sistema CAD/CAM Chairside .....</b>	<b>48</b>
<b>3.2.2 Sistema CAD/CAM para Laboratório .....</b>	<b>52</b>
3.2.2.1 Sistemas com Produção Centralizada.....	53
<b>4 MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>	<b>56</b>
4.1 CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA.....	58
4.2 TRATAMENTO SUPERFICIAL DOS CORPOS DE PROVA.....	58
4.3 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA (MEV).....	65
4.4 TESTE DE RUGOSIDADE SUPERFICIAL .....	65
4.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA .....	66
<b>5 RESULTADOS.....</b>	<b>67</b>
5.1 CERÂMICA HÍBRIDA.....	67
<b>5.1.1 Enamic.....</b>	<b>67</b>
5.2 RESINA NANOCERÂMICA.....	69
5.2.1 LAVA ULTIMATE .....	69
5.3 CERÂMICA DE SILICATO DE LÍTIO REFORÇADA POR ZIRCÔNIA.....	71
<b>5.3.1 Suprinity.....</b>	<b>71</b>
5.4 CERÂMICA FELDSPÁTICA .....	74
<b>5.4.1 Mark II.....</b>	<b>74</b>
5.5 CERÂMICAS VÍTREAS COM ESTRUTURA CRISTALINA DE DISSILICATO DE LÍTIO .....	76
<b>5.5.1 E.max CAD .....</b>	<b>76</b>
5.6 CERÂMICAS VÍTREAS COM ESTRUTURA CRISTALINA DE LEUCITA.....	78
<b>5.6.1 Empress CAD .....</b>	<b>78</b>
5.7 CERÂMICA FELDSPÁTICA.....	81
<b>5.7.1 Cerec Blocs.....</b>	<b>81</b>
<b>6 DISCUSSÃO .....</b>	<b>84</b>

<b>7 CONCLUSÃO .....</b>	<b>88</b>
<b>REFÊRENCIAS.....</b>	<b>89</b>



# SIPESQ

Sistema de Pesquisas da PUCRS

---

Código SIPESQ: 7296

Porto Alegre, 14 de setembro de 2016.

Prezado(a) Pesquisador(a),

A Comissão Científica da FACULDADE DE ODONTOLOGIA da PUCRS apreciou e aprovou o Projeto de Pesquisa "Utilização do laser de diodo de baixa intensidade como alternativa no tratamento de superfície em restaurações CAD/CAM".

Atenciosamente,

Comissão Científica da FACULDADE DE ODONTOLOGIA

---

## 1 INTRODUÇÃO

O desenvolvimento da informática revolucionou o mundo nas últimas décadas. No início da utilização dos computadores no cotidiano odontológico, que não dista muitos anos, consideravam-se consultórios informatizados aqueles em que um computador na mesa da secretária eliminava a agenda e continha as fichas clínicas dos pacientes. Algum tempo depois, as câmeras digitais passaram a ser utilizadas e trouxeram consigo redução dos custos e do tempo necessário para obtenção de imagens inerentes ao planejamento e execução dos mais variados tipos de tratamentos, segundo HILGERT et al. (2009)<sup>1</sup>; porém, mais especificamente na área da odontologia restauradora, uma grande mudança conceitual se estabelece pelo uso da tecnologia CAD/CAM na produção de restaurações. Em países desenvolvidos, a utilização desses sistemas é realidade, e números demonstram que a fase experimental de seu uso ficou há muito para trás. Em 2007, por exemplo, na Alemanha, foram produzidos 2,5 milhões de restaurações cerâmicas, das quais 72% tiveram em sua confecção o envolvimento de técnicas CAD/CAM<sup>2</sup>. Sendo assim, o desenvolvimento das tecnologias e conseqüente aumento da utilização dos métodos de planejamento e produção computadorizados resultaram em grande número de sistemas no mercado<sup>3</sup>. Esta tecnologia já estava presente na grande área da engenharia. Há alguns anos, a fabricação de diversos produtos industrializados já é realizada com auxílio da tecnologia CAD/CAM. Desde a década de setenta, a aplicação desta técnica vem sendo sugerida na clínica odontológica com o objetivo de simplificar, automatizar e garantir níveis de qualidade com adaptações micrométricas das nossas próteses dentárias<sup>4,5</sup>.

### 1.1 MATERIAIS RESTAURADORES EM CAD/CAM

A tecnologia de planejamento e produção computadorizada de restaurações dentárias pode ser utilizada para as mais diferentes situações clínicas. Isso, associado ao grande número de empresas fabricantes de equipamentos para o conceito CAD/CAM, resultou em uma miríade de materiais restauradores para a confecção de peças protéticas sob esse conceito<sup>6</sup>.

A primeira tarefa para tal sistema é proporcionar estética melhorada, mas eles também devem ter características biomecânicas que garantam longevidade

semelhante aos materiais cerâmicos convencionais. As propriedades mecânicas e físicas para permitir a estes materiais serem moídos rapidamente, resistir aos danos na usinagem, ser facilmente terminados (por exemplo, polidos, pintados ou vitrificados) antes da cimentação e ser funcionalmente estáveis. Esses materiais fornecem dois benefícios: peça altamente estética e abordagem minimamente invasiva. Estas restaurações, de fato, podem assemelhar-se a estrutura do dente natural em termos de cor e translucidez, uma vez que nenhuma transmissão de luz é bloqueada por uma subestrutura metálica<sup>7</sup>.

### **1.1.1 Cerâmicas Feldspáticas**

Mark II (VITA Zahnfabrik, Bäd Sackingen, Alemanha), é uma cerâmica de feldspato composta por óxido de alumínio ( $Al_2O_3$ ), dióxido de silício ( $SiO_2$ ), óxido de sódio ( $Na_2O$ ) e óxido de potássio ( $K_2O$ ), possui uma estrutura fina de cerâmica que não desgasta o antagonista e é clinicamente aprovada<sup>8</sup>. É fabricada a base de um pó de grão fino que produz uma cerâmica não porosa com cristais finos, melhorando a capacidade de polimento, e contribuindo para a diminuição do desgaste do dente antagonista e no aumento da resistência. A resistência deste material é de cerca de 130 MPa quando polido. No entanto, a resistência pode atingir os 160 MPa ou mais quando vitrificada, o que é cerca de duas vezes mais resistente que uma cerâmica feldspática convencional. O material tem excelentes qualidades estéticas e pode ser caracterizado superficialmente para obter melhores requisitos estéticos. A principal desvantagem destes blocos é o fato de serem monocromáticos, obrigando a uma maior caracterização com pigmentos depois de fresada a coroa. Este bloco de cerâmica monocromática apresenta uma grande variedade de cores e três tipos de gradiente de translucidez. Esta variedade de cores é característica destas cerâmicas, com o objetivo de atingir um elevado índice de estética.

Cerec Blocs (Sirona Dental, Salzburg, Alemanha), consiste em uma cerâmica feldspática finamente estruturada, biocompatível e com a aparência do esmalte natural do dente em relação à tonalidade e a resistência ao atrito com o antagonista<sup>9</sup>. Convencionais podem também ser utilizadas na forma de blocos pré-fabricados usinados por sistemas CAD/CAM, como as cerâmicas VITA Mark II, VITA Trilux e VITA Esthetic Line (VITA Zahnfabrik, Alemanha) e Sirona Cerec Blocs (Sirona, Alemanha). Esses materiais são disponibilizados em diferentes cores e em

níveis de translucidez variados<sup>10</sup>. Devido ao processo de sinterização industrial acredita-se que os materiais para processamento CAD/CAM apresentam maior homogeneidade intrínseca e, portanto, menor incidência de problemas originados por falhas estruturais das restaurações. A resistência flexural das cerâmicas feldspáticas usinadas é de aproximadamente 100 MPa<sup>11</sup>. O aprimoramento estético das restaurações CAD/CAM pode ser realizado pelos processos de caracterização extrínseca com pigmentos cerâmicos e glaze<sup>12</sup>, bem como pela técnica do cut back, na qual os terços incisal e parte do médio-vestibular da restauração usinada são desgastados e reconstruídos com a estratificação de cerâmicas aplicadas por técnicas convencionais<sup>13</sup>.

### **1.1.2 Cerâmicas Vítreas**

Usinadas por sistemas CAD/CAM. Para o processamento por tecnologia CAD/CAM existem blocos para usinagem de cerâmicas vítreas, também disponíveis em diferentes níveis de translucidez, matiz e croma. Novamente, as restaurações são usinadas a partir de um só bloco, ou seja, são monocromáticas, exceção feita a alguns blocos que apresentam uma variação gradual de translucidez e croma, que permite produzir peças cerâmicas com maior saturação e menor translucidez na cervical e menor croma e maior translucidez na incisal (Empress CAD Multi, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein). As restaurações usinadas podem ser aprimoradas esteticamente pela caracterização extrínseca ou pela técnica do cut back. Destacam-se nesse grupo de materiais as cerâmicas vítreas com estrutura cristalina de leucita (família Empress CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein; e, Paradigm C, 3M ESPE, St. Paul, EUA) e as cerâmicas vítreas com estrutura cristalina de dissilicato de lítio (família E.max CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)<sup>14</sup>.

#### **1.1.2.1 Cerâmicas vítreas com estrutura cristalina de leucita**

Empress CAD (Ivoclar/Vivadent AG FL-9494 Schaan, Liechtenstein), é perfeitamente adequado para a fabricação de restaurações unitárias altamente estéticas monocromáticas, tais como facetas, inlays, onlays, coroas anteriores e posteriores. Com a sua homogeneidade e comportamento de dispersão de luz,

Empress CAD proporciona um equilibrado efeito camaleão. Além das propriedades ópticas de luz, as restaurações de Empress CAD são diferenciadas por sua translucidez natural, alta estética, e uma resistência à flexão de 160 MPa. Os blocos cerâmicos reforçados por leucita são usinados em seu estágio final de cristalização e apresentam resistência flexural média de 160MPa<sup>15</sup>.

#### 1.1.2.2 Cerâmicas Vítreas com Estrutura Cristalina de Dissilicato de Lítio

E.max (Ivoclar/Vivadent AG FL-9494 Schaan, Liechtenstein), foi criado para fabricar restaurações estéticas e resistentes para dentes únicos, como facetas, incrustações, coroas parciais e coroas, utilizando a eficiente tecnologia CAD/CAM. Essas restaurações também podem ser cimentadas convencionalmente<sup>15</sup>. O dissilicato de lítio é uma cerâmica vítrea composta, particularmente, por quartzo, dióxido de lítio, óxido de fósforo, alumina, óxido de potássio, entre outros componentes. Esta composição cria um material resistente ao choque térmico (devido à baixa expansão térmica que ocorre durante o processamento)<sup>16</sup>. Os blocos reforçados por dissilicato de lítio são usinados em um estágio pré-cristalizado, onde os cristais ainda se encontram na forma de metasilicato de lítio, o que facilita a usinagem, pela menor resistência, e empresta aos blocos uma característica coloração azulada. Após usinadas as peças cerâmicas são levadas ao forno para um tratamento térmico específico, quando ocorre a cristalização final (metasilicato de lítio - dissilicato de lítio), na qual a cerâmica assume sua coloração, seu nível de translucidez e suas propriedades físico-mecânicas desejadas. Esta cerâmica tem uma resistência à flexão aproximada de 360-400MPa, o que é aproximadamente 2,5 vezes superior à de outros blocos cerâmicos disponíveis para restaurações CAD/CAM. As restaurações em dissilicato de lítio permitem tanto uma técnica de cimentação adesiva, como convencional, sendo que será aconselhável, sempre que possível, a técnica adesiva<sup>17-20</sup>.

### 1.1.3 Cerâmicas aluminizadas

#### 1.1.3.1 Alumina Infiltrada por Vidro

O sistema cerâmico InCeram (Vita) foi desenvolvido com o objetivo de diminuir os problemas referentes à resistência à fratura e a tenacidade. Este sistema cerâmico possui três variáveis, de acordo com o seu componente principal, sendo elas: InCeram Alumina, indicado para infraestruturas pequenas; InCeram Spinel, uma mistura de alumina e magnésio, proporcionando melhor translucidez e maior resistência, quando comparada à InCeram Alumina. É indicado para restaurações coronárias parciais e coroas unitárias anteriores; InCeram Zircônia, apresenta maior resistência à flexão e maior opacidade, indicado para infraestruturas pequenas e longas e pilares para implantes<sup>21-23</sup>. As infraestruturas cerâmicas de alumina infiltrada por vidro de lantânio formam a linha de materiais da empresa Vita, que é constituída pelo InCeram Spinel, InCeram Alumina e InCeram Zircônia. Os três materiais podem ser processados por métodos convencionais, na técnica conhecida por slip casting, por deposição eletroforética (sistema CeHa White ECS, C. Hafner, Alemanha) ou pela usinagem de blocos com pré-infiltração de vidro por sistemas CAD/CAM. Os blocos são processados em estado poroso e, após usinados, recebem a aplicação do vidro de lantânio e são levados ao forno, para que a infiltração ocorra, proporcionando-lhes as características físico-mecânicas desejadas. O uso da tecnologia CAD/CAM apresenta as vantagens do controle de espessura e considerável redução do tempo de produção, quando comparado à técnica convencional. O InCeram Spinel apresenta resistência flexural de aproximadamente 50MPa e alta translucidez, sendo indicado como coping de coroas anteriores sem substratos demasiadamente escurecidos. Esse material é constituído por uma fase cristalina de alumina, espinélio de magnésio ( $\approx 70\%$ ) e vidro de lantânio ( $\approx 30\%$ )<sup>24</sup>. O InCeram Alumina, com fase cristalina de alumina ( $\approx 70\%$ ) e vidro de lantânio ( $\approx 30\%$ )<sup>24</sup>, apresenta resistência flexural ao redor de 430MPa<sup>25,26</sup> e está indicado para coping de coroas anteriores e posteriores, bem como infraestruturas de pontes anteriores de até três elementos. O InCeram Zircônia é composto por uma estrutura cristalina de alumina e zircônia ( $\approx 70\%$ ) infiltrada por vidro de lantânio ( $\approx 30\%$ )<sup>24</sup>. Com resistência flexural biaxial média, segundo alguns trabalhos da literatura, de 550MPa<sup>25,26-28</sup>, está indicado como material para coping de coroas

posteriores e infraestruturas de pontes fixas de até três elementos. Seu uso no segmento anterior é limitado devido a sua grande opacidade, que dificulta a obtenção de resultados estéticos de excelência<sup>6</sup>.

### 1.1.3.2 Alumina Densamente Sinterizada

A empresa Nobel Biocare possui os sistemas cerâmicos Procera AllCeram e Procera AllZircon. O sistema AllCeram é composto por óxido de alumínio densamente sinterizado. É indicado para a confecção de infraestruturas de coroas unitárias anteriores e posteriores e próteses fixas de até três elementos. O sistema Procera AllZircon é composto por óxido de zircônio densamente sinterizado, apresenta elevada resistência flexural, sendo indicado para confecção de infraestruturas pequenas e longas, na região posterior e anterior, e pilares para implantes. Por possuir um elevado grau de opacidade apresenta como limitação a sua utilização em áreas de grande exigência estética<sup>29,23</sup>. As infraestruturas de alumina densamente sinterizadas são processadas pelos sistemas CAD/CAM em uma fase de pré-sinterização final, o que facilita o desgaste. Após usinagem, as peças produzidas são levadas ao forno para completar sua sinterização. A composição desses materiais é praticamente 100% de estrutura cristalina de alumina densamente sinterizada. São exemplos comerciais desse tipo de cerâmica os blocos InCeram AL (Vita, Alemanha), InCoris AI (Sirona, Alemanha) e o Procera Alumina (Nobel Biocare, Suécia), que têm resistência flexural de aproximadamente 650MPa<sup>26</sup>. A alumina densamente sinterizada está indicada para produção de copings para coroas anteriores e posteriores, infraestruturas de pontes anteriores e posteriores de até três elementos, bem como coroas primárias para próteses telescópicas. É válido lembrar que o processo de sinterização final acarreta contração da cerâmica, assim, os sistemas CAD/CAM usinam a alumina pré-sinterização final em volume maior, calculado exatamente para que, após densamente sinterizada, a peça apresente adaptação ideal<sup>6</sup>.

## 1.1.4 Resinas

### 1.1.4.1 Para Confeção de Elementos Provisórios

Atualmente, diversas empresas oferecem blocos de materiais resinosos específicos para confecção de provisórios de longa durabilidade, que são usinados após o planejamento automatizado das restaurações. Tal modelo de produção de provisórios é mais rápido do que as usuais técnicas convencionais que exigem enceramento e prensagem de acrílico. Os materiais restauradores disponíveis para processamento CAD/CAM apresentam propriedades físico-mecânicas superiores e ótima aceitação biológica, uma vez que os polímeros usados contam com alto grau de conversão, que é possível dada à polimerização em âmbito industrial<sup>30</sup>. Os blocos resinosos para confecção de provisórios podem ser usinados na forma final anatômica, como podem ser produzidas infraestruturas que serão, posteriormente, estratificadas pelo acréscimo manual de compósitos. A primeira forma de produção é a mais rápida, econômica e usual, e fica a estratificação das restaurações temporárias indicada para os casos de dentes anteriores em que o anseio estético na fase provisória é elevado. Citam-se alguns exemplos de materiais disponíveis no mercado para a produção de provisórios de longa duração: Artegral ImCrown (Merz, Alemanha); VITA CAD-Temp (Vita, Alemanha); ArtBloc Temp (Merz); ZENO PMMA (Wieland, Alemanha); Etkon Polycon ae (Etkon, Alemanha); Kavo Everest C-Temp para infraestruturas (Kavo, Alemanha)<sup>6</sup>.

### 1.1.4.2 Para Confeção de restaurações definitivas

A utilização de compósitos na produção de restaurações indiretas definitivas também é possibilitada por alguns sistemas CAD/CAM. Embora pouco utilizada e, portanto, com pequena disponibilidade de materiais, tal possibilidade terapêutica apresenta como vantagem, em relação às técnicas convencionais, a qualidade intrínseca do material restaurador, que é produzido sob rigor industrial. O principal bloco de resina composta indicado para realização de restaurações indiretas pelo processamento CAD/CAM é o Paradigm MZ100 (3M ESPE, EUA), cuja formulação se baseia na resina Z100, compósito que obteve grande sucesso comercial até recentemente<sup>6</sup>.

#### 1.1.4.3. Resina Nanocerâmica

Lava Ultimate (3M ESPE AG, Seefeld, Alemanha) é uma resina nanocerâmica, que é feita de cargas nanocerâmicas (aproximadamente 80%) incorporados em uma matriz orgânica. Este material inovador pode ser caracterizado e reparado por metacrilato e luz tanto intraoral como extraoral<sup>8</sup>. É um material recentemente introduzido pela marca 3M™ ESPE, disponível para vários sistemas CAD/CAM, inclusive o sistema CEREC®. É designado de resina nanocerâmica, que é quimicamente ligada a uma matriz resinosa durante a produção dos blocos. Ainda com estudos limitados, este novo material foi desenvolvido para apresentar propriedades híbridas de um compósito e de uma cerâmica. Tal como um compósito, a 3M™ ESPE advoga que este material terá resistência à fratura e não será friável. Como propriedade de uma cerâmica vítrea, este material será capaz de manter no tempo a textura e propriedades de polimento. Este material está disponível em oito cores e dois tipos de gradiente de translucidez sendo indicado para *onlays*, *inlays* e *facetadas*<sup>31</sup>. Segundo o fabricante, o Lava Ultimate não aceita tratamento de superfície com laser.

#### 1.1.5 Cerâmica Híbrida

Enamic (VITA Zahnfabrik, Bäd Sackingen, Alemanha) é um material híbrido recentemente desenvolvido que combina as características positivas dos materiais cerâmicos com os compósitos. Os poros na estrutura sinterizada da matriz cerâmica feldspática são preenchidas com um material polimérico. A porcentagem de peso é de 86% em peso da cerâmica e 14% em peso da parte polimérica, respectivamente. Esta combinação de materiais aumenta a resistência à fratura e a facilidade em manusear em comparação com as cerâmicas tradicionais<sup>8</sup>.

#### 1.1.6 Cerâmica de Silicato de Lítio Reforçada por Zircônia

Suprinity (VITA Zahnfabrik, Bäd Sackingen, Alemanha) é uma cerâmica de silicato de lítio (ZLS) enriquecido com zircônia (aproximadamente 10 % em peso). Esta nova vitrocerâmica apresenta um grão fino e estrutura homogênea, o que garante excelente qualidade do material e alta capacidade de carga. Graças a

excelente translucidez, fluorescência e opalescência deste novo material que atinge suas propriedades estéticas<sup>8</sup>.

### **1.1.7 Metais**

#### **1.1.7.1 Para Abutments de Implantes e Infraestruturas de Coroas, Pontes e Próteses Removíveis**

Os principais metais utilizados para a produção de infraestruturas com uso de tecnologia CAD/CAM são o cromo-cobalto, o titânio e as ligas nobres. O cromo-cobalto é utilizado em copings e arcabouços de pontes fixas e de próteses parciais removíveis. Sua produção pode ser realizada por sinterização a laser, usinagem ou fundição de padrões. O titânio é utilizado para infraestruturas de coroas, pontes e abutments para implantes. O processamento do titânio é bastante facilitado pelo processo de usinagem. A biocompatibilidade do titânio é um ponto bastante favorável, que estimula seu uso. Metais nobres podem ser trabalhados por processamento automatizado, como sinterização a laser, porém, os custos são altos. O uso de padrões de fundição impressos em 3D também é uma forma como a tecnologia CAD/CAM se encaixa no uso de tais ligas metálicas preciosas. Em vários países, o uso de cerâmicas de alta resistência, como o dióxido de zircônio, vem tomando o lugar das ligas nobres, devido ao alto custo dos metais e ao desenvolvimento do uso desses materiais cerâmicos, potencializado pela automatização<sup>6</sup>.

#### **1.1.8 Dióxido de Zircônio**

O dióxido de zircônio, também chamado de zircônia, é certamente o material que mais se desenvolveu e cujo uso foi potencializado pelo aprimoramento e crescente utilização das tecnologias de produção por sistemas CAD/CAM. Seus principais atrativos, como material para criação de infraestrutura é a elevada resistência flexural, adequada tenacidade à fratura, excelente biocompatibilidade e coloração e translucidez compatíveis com ótimos resultados estéticos. O dióxido de zircônio é capaz de substituir o metal das tradicionais próteses metalo cerâmicas em

grande número de casos, e seu custo de produção não é tão elevado como o das ligas metálicas nobres. O dióxido de zircônio ( $ZrO_2$ ) pode se apresentar em três fases cristalográficas: cúbica, tetragonal ou monoclinica, de acordo com a temperatura. Em temperatura ambiente, a forma em que a zircônia pura se apresenta é a monoclinica. Durante a transformação de fase de tetragonal para monoclinica (no resfriamento, abaixo de  $1173^\circ C$ ), ocorre aumento de volume do material de aproximadamente 4,5%, o que impossibilita o uso da zircônia nesse estado puro, já que tal aumento de volume em todo o corpo cerâmico levaria a uma falha catastrófica. Entretanto, a adição de óxidos estabilizadores ao dióxido de zircônio é capaz de mantê-lo em estado cúbico ou tetragonal à temperatura ambiente. Nas cerâmicas utilizadas em odontologia, o óxido mais usado é a ítria ( $Y_2O_3$ ), em concentração aproximada de 3 mol%, que estabiliza os cristais de dióxido de zircônio no estado tetragonal. Daí vem o porquê de esses materiais serem comumente chamados de Y-TZP (Yttria Tetragonal Zirconia Polycrystal), ou seja, uma estrutura de zircônia policristalina em estado tetragonal estabilizada por ítria<sup>32-34</sup>. Um dos fatos mais interessantes sobre o dióxido de zircônio estabilizado por ítria é que ele é parcialmente estabilizado. Caso sejam aplicadas forças mecânicas ou térmicas de determinada magnitude, podem ocorrer transformações localizadas do estado tetragonal para o monoclinico, acompanhadas do já relatado aumento de volume. Essa pode ser considerada uma das grandes vantagens da zircônia. No caso de uma trinca, por exemplo, o estresse produzido pelo início de sua propagação provoca uma transformação localizada dos cristais do estado tetragonal para o monoclinico. O aumento de volume desses cristais ao redor da trinca gera uma força compressiva que impede sua propagação, e dificulta, assim, a ocorrência de fratura<sup>32-34</sup>. Mais recentemente, foi desenvolvida uma formulação de dióxido de zircônio estabilizada por cério e com adição de nanocristais de alumina (Nano ZR, Matsushita Electric Works, Japão). Tal cerâmica apresenta resistência flexural de aproximadamente 1500MPa e a mais elevada tenacidade à fratura dentre as cerâmicas odontológicas comerciais ( $18MPa.m^{1/2}$ )<sup>35</sup>. A zircônia está indicada como material de infraestrutura para próteses odontológicas unitárias anteriores e posteriores, bem como para pontes de até 14 elementos. Coroas primárias e componentes terciários de próteses telescópicas, abutments (pilares) para implantes, assim como implantes cerâmicos, são outros exemplos do uso do dióxido de zircônio na odontologia. Os blocos de zircônia disponíveis para usinagem por

sistema CAD/CAM podem se apresentar em duas formas: corpo branco ou HIP. Os blocos em corpo branco representam um estágio pré-sinterizado da zircônia, que facilita a usinagem, porém, requer posterior sinterização, que é acompanhada de contração volumétrica de aproximadamente 20%, volume esse calculado e previsto pelos sistemas automatizados antes da usinagem. Os blocos HIP já se encontram em estágio completamente sinterizado, no qual a zircônia apresenta elevadas propriedades físico-mecânicas que acabam dificultando a usinagem. Embora não exista posterior contração ou necessidade de sinterização, a fresagem de blocos HIP exige equipamentos CAM mais robustos e maior tempo de usinagem. A fresagem da zircônia HIP, completamente sinterizada, pode gerar estresses em sua estrutura, os quais provocam a transformação do estado tetragonal para monoclinico, durante a fabricação das restaurações. Apesar de existirem técnicas para reverter essa transformação por meio de tratamentos térmicos, não é ainda consenso na literatura o quão adequado é esse procedimento. Acredita-se que o processamento da zircônia em corpo branco, seguido de sinterização, resulta em um material final mais consistente<sup>32</sup>. Outra vantagem da usinagem de blocos pré-sinterizados é a possibilidade de colorir a zircônia antes de sua sinterização final. Esse procedimento permite que o técnico em prótese dental inicie a estratificação da cerâmica de cobertura sobre uma infraestrutura com a cor mais adequada para as particularidades de cada situação clínica. Preconiza-se que as infraestruturas de dióxido de zircônio devem apresentar espessura mínima de 0,5 mm<sup>32</sup>. Entretanto, já foi demonstrado sucesso em dentes anteriores com apenas 0,3 mm de espessura do coping de zircônia, o que possibilita preparos menos invasivos ou representa mais espaço e liberdade de estratificação da cerâmica de cobertura para o ceramista<sup>36</sup>. Para dentes anteriores, existem ofertas comerciais, como a do sistema Procera Zircônia (Nobel Biocare) que sugere espessura de 0,4 mm. Para copings de coroas posteriores, a espessura mínima deve ser igual ou superior a 0,5 mm. No caso de pontes fixas, é importante atentar para a secção transversal dos conectores, que no segmento anterior deve ter área mínima de 6 mm<sup>2</sup>. No segmento posterior, a secção transversal do conector deve ter, no mínimo, 9 mm<sup>2</sup> para um pântico ou, ao menos, 12 mm<sup>2</sup>, no caso de dois pânticos adjacentes<sup>36</sup>. Além da área, a altura do conector é relevante para a resistência. Isso significa que, para pontes fixas com infraestruturas em dióxido de zircônio, deve existir altura dental mínima de 4 mm a 5 mm<sup>36</sup>. Portanto, em dentes com coroa clínica curta, a coroa necessita de ser

aumentada, ou os metais devem continuar sendo os materiais de eleição para criação das infraestruturas protéticas, já que apresentam sucesso com conectores de espessura reduzida<sup>37</sup>. São alguns exemplos comerciais de cerâmicas à base de dióxido de zircônio para uso odontológico: LAVA (3M ESPE), Zir CAD (Ivoclar Vivadent), InCeram YZ (Vita), Cercon (Degudent, Alemanha), InCoris ZI (Sirona, Alemanha), Procera Zirconia (Nobel Biocare, Suécia), Everest Z-Block (KaVo, Alemanha), ZENO Zr (Wieland, Alemanha), Zerion (Etkon, Alemanha), Denzir (Etkon)<sup>6</sup>.

## 1.2 TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE DOS MATERIAIS RESTAURADORES EM CAD/CAM

O tratamento da superfície cerâmica promove alterações na topografia, criando micro porosidades e rugosidades, o que por sua vez permite o aumento da área superficial disponível para adesão, favorece o embricamento mecânico para retenção do agente de união (silano) e ainda possibilita um melhor molhamento, pelo aumento da energia de superfície<sup>38</sup> (Tabela 1).

**Tabela 1** - Tabela comparativa dos protocolos de tratamento de superfície de cerâmicas descritos pelos fabricantes para cimentação adesiva

	Marcas Comerciais	Tratamento de superfície	Cimentação
<b>Feldspáticas</b>	VM7, VM9, VM13, Vitabloc Mark II, Vita Trilux, Duceram Plus, Duceram Kiss, Super Porcelain EX-3, Cerabien	HF 5-10% por 60-120 s	Cimento Resinoso Silanização
<b>Leucíticas</b>	Finesse All-Ceramic, IPS d.Sign Empress CAD, Esthetic Cergogold	HF 5-10% por 60 s	Cimento Resinoso Silanização
<b>A base de Dissilicato de Lítio</b>	E.max Press, Emax CAD	HF 5-10% por 20-30 s	Cimento Resinoso Silanização
<b>À base de Silicato de Lítio reforçado com zircônia</b>	VITA Suprinity	HF 5% por 20 s	Cimento Resinoso Silanização
<b>Híbridas</b>	VITA Enamic	HF 5% por 60 s	Cimento Resinoso Silanização
<b>À base de Zircônia e Ítrio</b>	Lava, In Ceran YZ, Procera All Zircon, Denzir, ICE Zircônia, Cercon, IPS e.ZirCAD, Monolíticas Lava All-Zircônia, VITA YZ HT Disc Prettau, Diazir	Limpeza com uso de álcool e uso de primers (iniciadores)	Cimento resinoso

Fonte: Lilian Costa Anami<sup>1</sup>, Marina Amaral<sup>2</sup>, Renata Marques Melo<sup>3</sup>

### 1.2.1 Materiais Restauradores em CAD/CAM Condicionáveis e Materiais Restauradores em CAD/CAM Não Condicionáveis

Um fator de grande relevância clínica dos materiais restauradores em CAD/CAM é a sua classificação quanto à sensibilidade da superfície ao ácido fluorídrico, dividindo-se em dois grupos (Tabela 2).

**Tabela 2** - Tabela comparativa da classificação dos materiais restauradores em CAD/CAM quanto ao condicionamento ao ácido fluorídrico

<b>Materiais Restauradores CAD/CAM</b>	<b>Condicionáveis</b>	<b>Não Condicionáveis</b>
Cerâmica Híbrida	X	
Resina Nanocerâmica		X
Cerâmica de Silicato de Lítio Reforçada por Zircônia	X	
Cerâmica Feldspática	X	
Cerâmica vítrea com estrutura cristalina de dissilicato de lítio	X	
Cerâmica vítrea com estrutura cristalina de leucita	X	

Os materiais restauradores em CAD/CAM considerados ácido condicionáveis são aquelas cuja matriz vítrea se degrada na presença do ácido fluorídrico, enquanto os materiais restauradores em CAD/CAM não condicionáveis; não são afetadas pelo tratamento de superfície por apresentarem baixo ou nenhum conteúdo de sílica, conseqüentemente sofrem pouca ou nenhuma degradação superficial na presença do ácido fluorídrico<sup>39</sup>.

O condicionamento com ácido fluorídrico e a aplicação de agente de união silano em cerâmicas à base de sílica aumenta a resistência de união entre restaurações livres de infraestrutura metálica e os cimentos resinosos, estas técnicas não melhoram a resistência de união entre cerâmicas à base de zircônia, pois seu elevado conteúdo cristalino as torna resistentes ao ácido fluorídrico. A adesão entre cerâmica e cimento resinoso pode ser mais efetiva e durável se retenções micromecânicas estiverem presentes na superfície daquela, pois uma superfície cerâmica rugosa permite que o cimento resinoso penetre nas microretenções. A análise em MEV demonstrou que os corpos de prova cerâmicos submetidos aos protocolos de jateamento utilizados neste estudo, no tempo de 20 segundos, apresentaram alterações em sua superfície quando comparados ao grupo controle<sup>40-43</sup>.

Dois fatores principais contribuíram para a cimentação adesiva obter sucesso: o desenvolvimento das técnicas, dos sistemas adesivos e das resinas compostas capazes de se unir aos tecidos dentários<sup>44-46</sup>; e o entendimento da técnica de tratamento de superfície das cerâmicas ricas em sílica, realizada com ácido fluorídrico e silanização<sup>47,48-49</sup>; os atuais materiais cerâmicos reforçados, utilizados para a criação das infraestruturas de coroas e pontes fixas, não necessitam de união ao substrato para apresentar resistência mecânica adequada e, em sua maioria, não são sensíveis ao tratamento superficial com ácido fluorídrico e silano<sup>50</sup>.

Afirma também Hilgert et al.,2000, que conhecimento das características das cerâmicas utilizadas na confecção das restaurações protéticas sem metal é essencial para a escolha da estratégia de cimentação. De maneira simples, é possível dividir as cerâmicas odontológicas contemporâneas em dois grupos: cerâmicas sensíveis ao ataque do ácido fluorídrico e cerâmicas resistentes ao condicionamento por esse ácido<sup>51</sup>.

#### 1.2.1.1 Materiais Restauradores em CAD/CAM Condicionáveis

As cerâmicas condicionáveis são ricas em sílica, o ácido fluorídrico, quando aplicado sobre a superfície destas cerâmicas, cria micro retenções, o que aumenta a área superficial e expõe grupos hidroxila<sup>47,34,52</sup>. A superfície rica em sílica condicionada é, então, tratada com agente silano. O silano é uma molécula bifuncional que, em um lado, forma uma reação covalente de condensação com a terminação hidroxila da superfície cerâmica e, no outro, apresenta um grupamento metacrilato capaz de copolimerizar com as resinas<sup>52</sup>. Assim, além da retenção micromecânica pela penetração do cimento resinoso nas irregularidades promovidas pelo condicionamento ácido da cerâmica, existe uma união química resultante da silanização. As cerâmicas condicionáveis pelo ácido fluorídrico, também conhecidas como cerâmicas ricas em sílica, atualmente comercializadas são as feldspáticas convencionais e as vítreas reforçadas por leucita ou por dissilicato de lítio. O tempo ideal de condicionamento com ácido fluorídrico varia de acordo com o material utilizado, portanto, conhecer as propriedades e as instruções de uso de cada material é imprescindível para o sucesso da cimentação. Em geral, as cerâmicas feldspáticas convencionais são condicionadas com ácido fluorídrico a 9,5% por dois minutos, as vítreas reforçadas por leucita, por 60 segundos e as reforçadas por

dissilicato de lítio, por 20 segundos<sup>53-54</sup>. As cerâmicas feldspáticas convencionais e as vítreas reforçadas por leucita são comumente utilizadas na confecção de restaurações anatômicas do tipo facetas, *inlays*, *onlays* e coroas unitárias. Tais materiais restauradores não apresentam garantia de resistência suficiente para suportar estresses mecânicos sem que estejam suportados pela estrutura dentária remanescente. Para que tal suporte exista, é necessária ótima união entre a peça protética e o preparo, que é promovida pela cimentação adesiva. Assim, para sistemas cerâmicos condicionáveis feldspáticos ou vítreos reforçados por leucita, a cimentação adesiva é o procedimento recomendado pelos fabricantes<sup>54</sup>. Cerâmicas vítreas reforçadas por dissilicato de lítio apresentam maior resistência, quando comparadas com os demais materiais cerâmicos ricos em sílica. Sendo assim, além da possibilidade de serem condicionadas, silanizadas e cimentadas adesivamente com cimentos resinosos, elas também podem (caso o preparo apresente características que promovam boa retenção) ser cimentadas de maneira convencional<sup>55,56</sup>. As cerâmicas vítreas reforçadas por dissilicato de lítio estão indicadas para a confecção de infraestruturas cerâmicas para coroas unitárias e pontes fixas de três elementos na região anterior, bem como na produção de restaurações anatômicas<sup>51</sup>.

#### 1.2.1.2 Materiais Restauradores em CAD/CAM Não Condicionáveis

As cerâmicas não condicionáveis são cerâmicas óxidas de alta resistência à base de alumina ou zircônia, elas contêm alta quantidade de óxidos metálicos (>85%), como a alumina ou a zircônia, não são sensíveis ao ácido fluorídrico, nem têm sua superfície rica em sílica<sup>53,57</sup>. Dessa forma, a cimentação adesiva pelo processo de condicionamento e silanização não gera bons resultados. As cerâmicas não condicionáveis têm como principal característica sua grande resistência em comparação com as cerâmicas ricas em sílica, de forma que a indicação de uso dos materiais cerâmicos não sensíveis ao ácido fluorídrico é para a confecção de infraestruturas de coroas e pontes fixas, que serão recobertas por cerâmicas feldspáticas ou vítreas. Tal elevada resistência permite que as cerâmicas para infraestruturas não dependam de suporte dado pelo substrato dental via união adesiva, para resistir aos esforços oclusais<sup>50,58</sup>. Isso significa que, na existência de uma geometria de preparo favorável à retenção macro mecânica, é possível realizar

a cimentação pela técnica convencional<sup>58</sup>. Caso exista a necessidade ou a preferência profissional pela cimentação adesiva, é necessário tratar corretamente a superfície interna das restaurações com infraestruturas de cerâmicas não condicionáveis. Da mesma forma que o ácido fluorídrico e o silano promovem, respectivamente, união micromecânica e química nas cerâmicas condicionáveis, nos materiais não suscetíveis ao condicionamento, procura-se promover irregularidades superficiais e ligação química ao cimento resinoso<sup>50</sup>.

#### 1.2.1.2.1 Tratamento de superfície das Cerâmicas com Silicatização e Silanização

A silicatização consiste no jateamento da superfície interna da cerâmica com pó de óxido de alumínio especialmente tratado com sílica (sistemas Rocatec e Cojet – 3M ESPE, EUA). O impacto das partículas desse pó especial na superfície cerâmica gera, além de irregularidades superficiais, aumento localizado da temperatura (triboplasma), que faz com que a sílica das partículas se funda à superfície cerâmica (processo chamando de silicatização triboquímica). Assim, a superfície que antes não continha sílica fica, agora, recoberta por ela, permitindo que seja realizada a silanização e conseqüente união química aos cimentos resinosos<sup>50,54,59-60</sup>.

#### 1.2.1.2.2 Tratamento de superfície das Cerâmicas com Jateamento com óxido de Alumínio

A técnica de jateamento com partículas de óxido de alumínio é fácil e simples de ser executada. Por isso, essa técnica é amplamente utilizada na Odontologia para a cimentação adesiva de restaurações confeccionadas com cerâmicas ácido resistentes. No jateamento, as partículas são movidas em um fluxo de ar e se chocam contra a superfície interna das restaurações cerâmicas. O tamanho de partícula de alumina, dureza, velocidade, morfologia, fluxo e ângulo de impacto determinam a proporção da abrasão e, conseqüentemente, o padrão de rugosidade criado na superfície cerâmica<sup>61</sup>. Entretanto, não existe uma padronização dos parâmetros utilizados no jateamento de partícula. Assim, segundo Mosele et al. (2014), o principal desafio da aplicação clínica deste tratamento de superfície é encontrar um protocolo capaz de produzir um padrão de micro rugosidade superficial

que melhore a união com o cimento resinoso sem produzir defeitos que possam comprometer a resistência à fratura da restauração cerâmica; quais são os protocolos de jateamento utilizados nas pesquisas e qual protocolo resulta em melhores valores de resistência de união do cimento resinoso à cerâmica Y-TZP (estrutura de zircônia policristalina em estado tetragonal estabilizada por ítria) sem comprometer sua resistência mecânica<sup>62</sup>.

Pode-se observar que o jateamento com diferentes tamanhos de partícula e pressões afetam diretamente a topografia de superfície da cerâmica Y-TZP<sup>63-67</sup>. Foi avaliado o efeito de diferentes tamanhos de partícula de óxido de alumínio (50, 75, 100, 150  $\mu\text{m}$ ) na rugosidade de superfície da cerâmica Y-TZP e concluiu-se que o aumento da rugosidade é proporcional ao aumento do tamanho de partícula<sup>67</sup>. Este efeito também foi visualizado com a variação da pressão e o tempo de jateamento<sup>63,68</sup>. A variação da pressão do jateamento (0,15 para 0,45 MPa) melhorou a resistência de união para ambos tipos de cerâmica Y-TZP. Entretanto, não existiram diferenças estatísticas na resistência de união quando a variação da pressão foi de 0,15, 0,22 e 0,30 MPa, para a cerâmica Lava, e entre as pressões 0,15 e 0,22 MPa e 0,30 e 0,45 MPa para a cerâmica Procera Zirconia<sup>69</sup>. Uma investigação que também avaliou o efeito da pressão de jateamento na resistência de união da Y-TZP ao cimento resinoso relatou que o jateamento com a pressão de 0,05 MPa proporcionou o menor valor de resistência de união. As pressões de 0,10, 0,20, 0,40 e 0,60 MPa resultaram em valores de resistência de união semelhantes<sup>64</sup>. Outro estudo também observou diferentes valores de resistência de união quando a pressão testada variou de 0,10 para 0,25 MPa, utilizando partículas de óxido de alumínio de 50  $\mu\text{m}$ <sup>66</sup>. Por outro lado, Kern et al. (2009)<sup>63</sup>, não observaram influência da pressão de jateamento na resistência à tração entre a cerâmica Y-TZP e o cimento resinoso. O tratamento de superfície dos corpos-de-prova foi realizado utilizando partículas de óxido de alumínio de 50  $\mu\text{m}$  e pressão de 0,05 MPa ou 0,25 MPa. Outro parâmetro que variou nos estudos foi o tipo e tamanho de partícula utilizada no jateamento. A utilização de partículas de alumina modificadas por sílica teve como objetivo alcançar união micromecânica e química entre os substratos. A presença de sílica na superfície seria capaz de estabelecer uma união química com o agente silano. Entretanto, estudos que compararam a resistência adesiva da Y-TZP ao cimento resinoso utilizando o jateamento de partículas modificadas e o jateamento convencional encontraram valores de resistência semelhantes, mesmo

quando tamanhos de partículas diferentes foram utilizados<sup>65,70</sup>. Considerando que os profissionais são mais familiarizados e têm um acesso mais fácil ao jateamento de partículas de alumina, esse protocolo tem sido amplamente utilizado para o tratamento de superfície de cerâmicas ácido resistentes. Além disso, o jateamento com óxido de alumínio também se mostrou eficaz para a limpeza da superfície cerâmica contaminada com saliva e outros resíduos<sup>71</sup>. O tamanho de partícula mais utilizado nos estudos foi de 50 µm para partículas de óxido de alumínio e de 30 µm para as partículas de óxido de alumínio modificadas por sílica. A influência da variação do tamanho de partícula de óxido de alumínio na resistência de união da Y-TZP ao cimento resinoso foi avaliada, utilizando partículas de 50, 75, 100 e 150 µm com a pressão de 0,38 MPa. Concluiu-se que o tamanho de partícula não teve efeito nos valores de resistência de união<sup>67</sup>.

A agressão mecânica provocada pelo jateamento com partículas introduz defeitos na superfície da Y-TZP, mas a natureza e caráter desses defeitos não são totalmente compreendidos. O aumento da rugosidade observados nos estudos é decorrente da perda superficial do material cerâmico devido aos impactos repetitivos das partículas. As partículas são movidas em um fluxo de ar e se chocam contra a superfície interna da restauração cerâmica gerando tensões de compressão e ocasionando uma deformação plástica na superfície afetada. Dependendo do impacto das partículas, tensões de tração são geradas em volta das áreas de deformação plástica gerando microfissuras paralelas e/ou perpendiculares à superfície. Desta forma, para que a resistência mecânica não seja afetada, espera-se que os defeitos criados possam ser estabilizados por tensões de compressão em torno da trinca decorrentes da expansão volumétrica associada à transformação de fase da zircônia tetragonal para monoclinica. O efeito dos sistemas adesivos após o jateamento também foi investigado. O adesivo seria capaz de selar e modificar as falhas de superfície proporcionada pelo jateamento<sup>72</sup>. No entanto, Guess et al. (2010)<sup>73</sup>, avaliaram o comportamento da interface adesiva (restauração, cimento e substrato) quando as cerâmicas à base de Y-TZP foram submetidas ao jateamento por partícula de óxido de alumínio e ciclagem mecânica e concluíram que as cerâmicas jateadas apresentaram um comportamento mecânico diferente do grupo controle (sem jateamento). Ao simular a aplicação de uma carga de 200 N por 100.000 ciclos, a confiabilidade obtida por meio da análise de Weibull foi de 56% para o grupo jateado e 98% para o grupo controle. Outros estudos também

verificaram a redução da resistência mecânica da cerâmica Y-TZP quando jateadas por partículas óxido de alumínio<sup>74,75</sup>. Ainda, sugere-se que as partículas de óxido de alumínio se caracterizam por ser duras e com cantos agudos, e que o uso de abrasivos mais suaves como as partículas de óxido de alumínio modificadas por sílica (partículas arredondadas e macias) deve ser explorado nas investigações<sup>75</sup>.

#### 1.2.1.2.3 Tratamento de superfície das Cerâmicas com Jateamento com Óxido de Alumínio com *Primers* especiais ou utilização de cimentos especiais

O jateamento com óxido de alumínio com partículas de 50 µm-110 µm promove micro irregularidades na cerâmica e expõe uma superfície mais reativa. São aplicados, então, *primers* com afinidade para óxidos metálicos, que contêm monômeros fosfatados como o 10-MDP (10-metacrilóiloxidecil diidrogenofosfato). Tais monômeros, como os silanos, são moléculas bifuncionais que, em uma extremidade, unem-se aos óxidos metálicos da cerâmica e, na outra, apresentam grupamentos que copolimerizam com a matriz resinosa dos cimentos. Após a aplicação desse primer, podem ser utilizados cimentos resinosos comuns<sup>50</sup>.

A diferença dessa técnica em relação à anterior consiste, após o jateamento com óxido de alumínio, na utilização de sistemas de cimentação, nos quais os cimentos também contenham monômeros especiais como o 10MDP (10-metacrilóiloxidecil diidrogenofosfato)<sup>50,76</sup>.

Existem também trabalhos que sugerem que os melhores resultados de união entre cerâmicas não condicionáveis e sistemas de cimentação adesiva (principalmente em cerâmicas à base de dióxido de zircônio) são obtidos com monômeros fosfatados aplicados sobre superfícies silicatizadas e silanizadas. Isso quer dizer a utilização associada de um sistema de silicatização triboquímica seguido de silanização e de um primer ou cimento especial com monômeros fosfatados, como o 10MDP (10-metacrilóiloxidecil diidrogenofosfato)<sup>77-78</sup>. Outro tópico que gera dúvidas é a durabilidade da adesão realizada sobre superfícies cerâmicas não condicionáveis, uma vez que alguns estudos apontam grande redução da força de união após ciclagens térmicas e armazenamento por longos períodos<sup>79-80</sup>. Certo é que a cimentação adesiva de cerâmicas não condicionáveis é tema atualmente bastante discutido e que requer técnicas muitas vezes demasiadamente elaboradas e materiais especiais e caros. Assim, é realmente

necessário que apareçam evidências de sua vantagem sobre a cimentação convencional, de modo que se justifiquem os custos e o tempo requeridos para sua execução. Uma possível alternativa para isso pode ser a utilização de cimentos resinosos autoadesivos que, teoricamente, quando comparados à cimentação convencional, teriam vantagens, associados a um modo de uso igualmente simples e rápido<sup>81-82</sup>.

Estudos recentes mostram que saliva, sangue e gesso que possam entrar em contato com a superfície cerâmica após ajustes na boca ou nos modelos não são passíveis de limpeza com água ou álcool, interferindo sobremaneira na adesão às cerâmicas. Limpeza com ácido fosfórico a 37% por 60 segundos se mostrou o método mais eficaz de limpeza e deve ser utilizado caso não haja possibilidade de tratamento superficial prévio a cimentação<sup>83</sup>.

### **1.2.3 Lasers de Baixa e Alta Intensidade**

A radiação laser é eletromagnética não ionizante, sendo um tipo de fonte luminosa com características bastante distintas daquelas de uma luz fluorescente ou de uma lâmpada comum. A radiação laser é monocromática, ou seja, emite radiações em um único comprimento de onda. É uma radiação com coerência espacial e temporal, onde as ondas propagam-se com a mesma fase no espaço e no tempo. São estas características físicas, entre outras, que fazem o laser possuir propriedades terapêuticas importantes (Laser de Baixa Potência ou Terapêutico)<sup>84</sup>.

A tecnologia laser, assim como os efeitos biológicos causados pela sua radiação, tem sido muito estudados nas diversas áreas da Odontologia. Os lasers podem ser divididos em dois grupos: os cirúrgicos (alta potência) e os não cirúrgicos (baixa potência). Na terapia com lasers de baixa potência a energia dos fótons absorvidos é transformada predominantemente em efeitos fotoquímicos, fotofísicos e/ou fotobiológicos nas células e no tecido<sup>85</sup>.

Os lasers de baixa potência agem como moduladores teciduais<sup>86-88</sup>, anti-inflamatórios e analgésicos,<sup>89,90</sup> podendo ser usados em diversos procedimentos nas mais distintas áreas odontológicas como em semiologia entre outras.

Os lasers podem ser classificados de forma geral em: lasers de alta potência ou lasers cirúrgicos ou HILT, que possuem, por exemplo, indicações cirúrgicas (corte, coagulação, cauterização) e efeitos de ablação (preparos cavitários

odontológicos, prevenção); e lasers de baixa potência ou lasers terapêuticos ou LILT, muito utilizados para fins terapêuticos e bioestimuladores, agindo principalmente como aceleradores em processos cicatriciais<sup>92,93</sup>. Os diferentes tipos de laser são uma ajuda importante a prática profissional em associação com quase todas as especialidades odontológicas. O aumento substancial do interesse pela laserterapia tem sido notado em círculos científicos, devido ao significativo número de resultados satisfatórios com o tratamento<sup>94</sup>. Todo equipamento laser possui três elementos essenciais: (1) o meio laser, que pode ser de dióxido de carbono, de argônio, de hélio-neônio, de neodímio-ítrio alumínio-granada (NdYAG), de exímeros, de corantes, de rubi e de diodos semicondutores, como o de arseneto de gálio e alumínio (AsGaAl), entre outros; (2) a fonte de excitação, que pode ser uma lâmpada de flash ou um arco elétrico, que eleva as moléculas ou átomos do meio de irradiação laser do estado de repouso até um estado de excitação, cujo retorno ao estado de repouso gera a emissão espontânea de um fóton; e, por fim, (3) dois espelhos, situados nas extremidades de uma câmara ressonante, que refletem a luz emitida de volta as moléculas ou átomos do meio laser. Dessa maneira, o funcionamento desses três elementos gera uma emissão de luz que, ao incidir sobre outras moléculas ou átomos do meio, acaba por elevar ao estado de excitação novos elétrons que estavam em órbitas menores, os quais, por sua vez, ao retornarem ao estado de repouso, liberam novos fótons, ou seja, novas ondas de luz, que incidirão sobre outros átomos em repouso, formando uma reação em cadeia<sup>95</sup>. O entendimento da interação entre os lasers e os tecidos baseia-se principalmente no entendimento das reações que podem ser induzidas nesses tecidos pela luz laser. Cada tipo de laser resulta em luz de comprimento de onda específico, e cada comprimento de onda reage de uma maneira diferente com cada tecido. Outro fator importante é a densidade de energia, que é a quantidade de energia por unidade de área entregue aos tecidos. Temos também que considerar os fatores temporais, tais como: a forma de emissão de luz (contínua ou pulsátil), a taxa de repetição e a largura do pulso, para lasers de emissão pulsátil<sup>96,97</sup>. Todavia, além dos fatores inerentes do laser devemos observar as características peculiares de cada tecido, principalmente as que controlam as reações moleculares e bioquímicas, como coeficiente de absorção do tecido, coeficiente de espalhamento, índice de refração do tecido, tipos de célula, perfusão sanguínea, condução térmica, oxigenação do tecido, inflamação, infecção ou necrose<sup>97</sup>. A radiação laser interage

com a matéria viva por meio dos processos óticos de reflexão, transmissão, espalhamento e absorção. Ao incidir no tecido biológico, parte da luz não penetra, sendo refletida. A porção de luz que penetra no tecido será dividida em uma parte que será absorvida, outra parte que será espalhada e ainda outra que será transmitida. Quando a luz é absorvida, a energia entregue irá provocar efeitos: fotoquímicos, térmicos, por foto ablação, por ablação induzida por plasma e ainda por fotodisrupção<sup>98</sup>. Para que haja efeito clínico é necessário que a luz seja absorvida pelo tecido (primeira lei de foto biologia de Grotthus-Draper). A luz que é refletida, transmitida ou dispersada não tem nenhum efeito. A energia absorvida é medida em Joules/cm<sup>2</sup> é conhecida como densidade de energia ou fluência. A absorção da luz do laser depende da quantidade de cromóforo presente no tecido e da correspondência entre o comprimento de onda utilizado e as características de absorção daquele cromóforo. Uma vez absorvida, a luz pode causar três efeitos básicos: o foto térmico, o fotoquímico e o fotomecânico. O efeito foto térmico ocorre quando o cromóforo absorve a energia com o comprimento de onda correspondente e a energia luminosa se converte em calor capaz de destruir o alvo atingido. No efeito fotoquímico ocorre uma reação química após a absorção da luz por agentes fotossensibilizantes (endógenos ou exógenos), sendo o princípio básico da terapia fotodinâmica. A expansão térmica pode ocorrer de forma extremamente rápida, capaz de produzir ondas acústicas e destruição fotomecânica do tecido que a absorveu<sup>99,98</sup>. A profundidade de penetração da energia do laser nos tecidos depende da absorção e da dispersão. A dispersão da energia do laser é inversamente proporcional ao comprimento de onda. E quanto maior o comprimento de onda, mais profunda é a penetração da energia do laser. Comprimentos de onda entre 300 e 400 nm dispersam mais e penetram menos. Comprimentos de onda entre 1.000 e 1.200 nm dispersam menos e penetram mais. Entretanto, energias com comprimento de onda na faixa de infravermelho médio e superior do espectro eletromagnético são absorvidas superficialmente, já que o principal cromóforo desse comprimento de onda é a água presente no tecido<sup>99</sup>. A radiação laser vem sendo empregada em procedimentos operatórios com o objetivo de aumentar os benefícios cirúrgicos, melhorando o prognóstico clínico. Possui algumas vantagens, como desinfecção do campo operatório, ausência de vibração, vaporização das lesões, conforto para o paciente, propriedades anti-inflamatórias e bio estimuladoras, precisão na destruição tecidual, mínimo dano aos tecidos adjacentes, efeito

hemostático, redução da dor e do edema e possibilidade de controle microscópico e endoscópico<sup>100</sup>.

As propriedades terapêuticas do laser vêm sendo estudadas desde a sua descoberta por Einstein, em 1917. Porém somente em 1960, Maiman construiu o primeiro emissor de laser de rubi, usando uma barra de rubi sintético. Também na década de 60 houve o desenvolvimento dos lasers de hélio-neônio, neodímio-ítrio alumínio-granada e dióxido de carbono. Alguns estudos demonstraram o efeito do laser de rubi na cárie dental e verificaram as modificações *in vitro* e *in vivo*, macro e microscópicas, ocorridas no esmalte dentário após aplicação do laser de rubi, além de descreveram seu modo de ação e de comentarem sobre alguns experimentos na área odontológica<sup>101</sup>. Diferentes tipos de lasers têm sido propostos para uso na laserterapia, fornecendo energia de modo pulsado ou contínuo e tendo comprimentos de ondas no espectro visível e invisível. Diferentes dos lasers cirúrgicos que são utilizados com potência entre 1 e 100 Watts, a laserterapia de baixa potência tem sido aplicada com potências variando entre 1 e 300 Miliwatts<sup>102</sup>. O Laser de hélio-neônio emite luz contínua no comprimento de onda de 632,8 nanômetros e tem obtido bons resultados na cicatrização de feridas, do tecido ósseo e nervoso, sendo sua ação mais destacada em lesões superficiais. O Laser diodo arsenieto de gálio e alumínio possui emissão contínua e comprimento de onda de 620 a 830 nanômetros. Tem sido usado em estudos clínicos e experimentais na cicatrização óssea e na indução analgésica através da libertação endógena de opióides. Os lasers arsenieto de gálio e alumínio são conhecidos por terem alta penetração nos tecidos porque a hemoglobina e a água tem baixo coeficiente de absorção para ele. O comprimento de onda do laser arsenieto de gálio e alumínio aplicado na pele e mucosa oral, penetra nos tecidos e alcança a linha do nervo 4 a 8 milímetros sob a mucosa oral e o osso. Devido a essa penetração, o uso de lasers GaAIs tem sido proposto como modalidade de tratamento para parestesia do nervo trigêmeo e paralisia do nervo facial. O Laser diodo arsenieto de gálio emite luz pulsátil no comprimento de onda de 830 a 904 nanômetros no espectro infravermelho, penetrando profundamente nos tecidos subcutâneos devido à baixa absorção pela água e pigmentos da pele. Lasers de GaAs e GaAIs empregam maiores densidades de força com maior confiabilidade e menor custo. Os lasers de GaAs tem sido usados em cicatrização de feridas, do tecido ósseo e cartilaginoso. O Laser diodo fosfeto de índio - gálio – alumínio atua no espectro visível com

comprimento de onda de 685 nanômetros e modo de emissão contínuo. Este laser possui maior penetração nos tecidos que o Laser de hélio-neônio e tem sido usado em mucosites. Os Lasers de alta potência íon argônio, NdYAG e dióxido de carbono são usados como lasers cirúrgicos. Entretanto, quando aplicados numa densidade de energia extremamente baixa e desfocados, também podem ser empregados na laserterapia<sup>102</sup>.

Diversos trabalhos têm sido desenvolvidos para buscar alternativas que aperfeiçoem a união entre a dentina e o sistema adesivo, tornando-a mais estável e duradoura. Uma alternativa é a irradiação de sistemas adesivos com laser, pois alguns autores relataram que houve um aumento significativo da resistência de união ao irradiar um sistema adesivo, já aplicado sobre a dentina, com um laser de Neodímio-ítrio-lítio-flúor; 1047nm, mas previamente à fotopolimerização<sup>103</sup>. Outra alternativa é o laser de Diodo que possibilita a escolha de vários comprimentos de onda sendo um deles (970 nm) próximo ao do laser Nd:YAG; 1064nm<sup>104</sup>; apresentando maior praticidade, devido ao seu tamanho e melhor custo benefício em relação ao laser Nd: YAG. Maenosono et al. (2015)<sup>105</sup> avaliando o efeito da irradiação com o laser de Diodo sobre sistemas adesivos aplicados sobre a dentina, antes da fotopolimerização, observaram um significativo aumento da resistência de união em sistemas adesivos simplificados. Apesar dessa interação obtida pela associação da irradiação laser aos diferentes sistemas adesivos, a análise de outras propriedades é necessária para melhor compreender o mecanismo pelo qual acontece este aumento na resistência de união. Visto que há uma relação entre a resistência de união e grau de sorção e solubilidade, é interessante analisar o efeito do laser nestas propriedades, podendo ser uma hipótese para determinação dos maiores valores de resistência de união obtido com a irradiação laser<sup>106</sup>. Devido à associação da resistência de união com o grau de conversão, aprecia-se que o laser através do aumento da temperatura possa melhorar a evaporação do solvente residual e conseqüentemente melhorar o grau de conversão, podendo ser uma hipótese para a determinação dos maiores valores de resistência de união obtida com a irradiação do laser<sup>107</sup>. ODA et al. (2001)<sup>108</sup>, avaliaram morfológicamente (MEV) a interface adesiva de restaurações de resina composta classe V em dentes bovinos, onde a dentina foi irradiada com laser Er:YAG, (frequência de 1,5Hz, 40mJ de energia por pulso, com uma fibra de 320µm de diâmetro, desfocado a 1mm de distância) e o laser Nd:YAG (2Hz de frequência, 80mJ de energia por pulso, focado),

em substituição do condicionamento ácido ou associado ao mesmo. Com base nas observações microscópicas, os autores concluíram que somente no tratamento da superfície da dentina com laser Er:YAG e condicionamento ácido houve penetração da resina na dentina. Nos tratamentos com laser Nd:YAG, houve apenas uma aparente superposição da resina na superfície dentinária, sugerindo que houve oclusão dos túbulos com características de fusão na dentina superficial. Outros estudos que avaliaram a morfologia a união entre adesivo/resina em dentina com laser Er:YA, corroboram com os resultados encontrado por esses autores Ghiggi et al. (2010); Ferreira et al. (2009)<sup>109,110</sup>. Recentemente, Maenosono et al. (2015)<sup>105</sup> investigaram o efeito da irradiação do laser de Diodo (970nm) após a aplicação de diferentes sistemas adesivos (Adper™ Scotchbond Multi-Purpose Plus, Adper™ SingleBond 2, Clearfil™ SE Bond, Adper™ EasyOne) na resistência adesiva imediata, através do teste de microtração. Utilizou-se potência de 0,8W, frequência de 10Hz, densidade de energia de 66,67 J/cm<sup>2</sup>, 80mJ de energia por pulso em um tempo de 30 segundos com varredura manual. Os resultados mostraram que o laser de Diodo melhorou a resistência adesiva de sistemas adesivos simplificados (Adper™ SingleBond 2, Adper™ EasyOne). De acordo com os autores, a utilização desse laser com esta técnica mostra-se promissora na obtenção de uma melhor adesão de sistemas adesivos simplificados ao tecido dentinário<sup>105</sup>. Dilsiz et al. (2009), avaliaram a eficácia clínica de um laser de Nd:YAG e de diodo 685nm no controle da hipersensibilidade dentinária e concluíram que o laser de diodo não foi tão eficaz quanto o de Nd:YAG<sup>111</sup>. Ainda nesse contexto, Umberto et al. (2012) utilizando um laser de diodo GaAlAs de 980nm, demonstraram que a aplicação desse laser foi melhor que o grupo controle no tratamento da hipersensibilidade dentinária. Vale ressaltar que, segundo o autor, lasers de diodo de alta potência (ex.: diodo de 808nm e de 980nm) podem ser capazes de provocar o melting dentinário, sendo assim uma opção interessante de tratamento<sup>112</sup>. Alguns autores têm estudado a aplicação de vernizes fluoretados associados com a irradiação do laser no intuito de aumentar a interação do laser com a superfície dentinária e obter uma maior e melhor obliteração dos túbulos. Umberto et al., em 2012, utilizaram um verniz a base de fluoreto de sódio associado à irradiação com laser de GaAlAs, (com 980nm e 0,5W de potência) e encontraram que essa associação foi capaz de proporcionar resultados mais favoráveis do que apenas a aplicação do laser ou do verniz isoladamente<sup>112</sup>.

Outra opção de tratamento de superfície que vem sendo proposta é a utilização do laser de Er:YAG<sup>113</sup>, visando melhorar a interação entre os cimentos resinosos e a superfície de Y-TZP. Porém o laser se aplicado com uma alta intensidade de energia (400mJ e 600mJ) produz efeitos indesejáveis como formação de fendas, perda de massa e alteração de cor. Cavalcanti et al. (2009)<sup>114</sup> aconselharam utilizar uma intensidade de irradiação menor (200mJ) juntamente com o jateamento de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> para haver um condicionamento menos agressivo.

#### 1.2.3.1 Tratamento de superfície dos Materiais Restauradores com Laser de Diodo

Estudos envolvendo a utilização do laser de diodo para ablação de cerâmica CAD/CAM são escassos, encontramos em nossas investigações; um estudo onde o laser produziu algumas alterações em uma cerâmica convencional de cobertura; Análise da Resistência ao Cisalhamento de Reparos em Cerâmicas após Diferentes Tratamentos de Superfície, 2013. Uma vez que os lasers de uso clínico não são utilizados para este fim; porém estas alterações não foram significativas de modo que evidenciassem sucesso para uma superfície de porcelana estar preparada para receber o processo restaurador; quer por falta de interação com a porcelana ou por presença de profundas alterações como trincas devido a um efeito fototérmico<sup>149</sup>.

## 2 OBJETIVO

### 2.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo deste estudo foi avaliar a influência do laser de diodo de alta intensidade como tratamento alternativo de superfície em restaurações CAD/CAM.

### 2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

O objetivo deste estudo foi avaliar a viabilidade do laser de diodo de alta intensidade, como alternativa ao ácido fluorídrico e jateamento com óxido de alumínio em comparação ao processo de usinagem no tratamento superficial dos seguintes materiais restauradores:

Cerâmica híbrida;

Resina nanocerâmica;

Cerâmica de silicato de lítio reforçada por zircônia;

Cerâmica feldspática;

Cerâmicas vítreas com estrutura cristalina de dissilicato de lítio;

Cerâmicas vítreas com estrutura cristalina de leucita.

### 3 REVISÃO DE LITERATURA

#### 3.1 TECNOLOGIA CAD/CAM

O termo CAD-CAM designa o desenho de uma estrutura protética em um computador seguido da sua confecção por uma máquina de fresagem<sup>115</sup>.

Trata-se de uma tecnologia muito utilizada em várias indústrias; como a aeronáutica e automobilística, atualmente é também encontrada em diversos campos da medicina<sup>116</sup>, e que teve a sua introdução na Odontologia, ao final da década de 70 e início da década de 80 do século passado, a Bruce Altschuler, nos EUA, François Duret, na França, e Werner Mormann e Marco Brandestini, na Suíça. Os objetivos principais dessa tecnologia eram, então, a automatização de um processo manual de modo a obter material de elevada qualidade, padronizar processos de fabricação e reduzir os custos de produção<sup>117,118,116,119</sup>. Desenvolvida pela indústria em 1977, Young e Altschuler<sup>120</sup> apresentaram a ideia de utilizar a holografia laser para fazer um mapeamento intraoral. Em 1984, Duret<sup>117</sup> desenvolveu o Sistema Duret de confecção de coroas unitárias. De acordo com este autor, as principais vantagens dessa técnica eram diminuir a grande dependência manual na fabricação das restaurações protéticas e, ao mesmo tempo, diminuir os custos. Todavia, o aparelho de Duret era demasiado complexo e dispendioso. Durante os últimos 20 anos, verificou-se um grande desenvolvimento da tecnologia CAD/CAM no que diz respeito à leitura das preparações dentárias, aos programas de desenho virtual, aos materiais (por exemplo, a alumina, a zircônia e o titânio) e à maquinação das restaurações protéticas<sup>115</sup>.

O uso de desenho assistido por computador; sistema CAD/CAM, em odontologia aumentou exponencialmente durante a última década, graças ao rápido desenvolvimento da tecnologia digital. A abordagem CAD/CAM foi introduzida na odontologia como uma ferramenta precisa, eficiente para produzir restaurações de alta qualidade, em oposição à maneira tradicional, que está propensa a numerosos erros subjetivos<sup>121</sup>. A tecnologia CAD/CAM consiste, portanto, no desenho de uma estrutura em computador seguido da sua confecção por uma máquina de fresagem<sup>122,123</sup>.

Os sistemas CAD-CAM apresentam basicamente três fases; a aquisição dos dados informativos sobre a morfologia dos preparos chamada de escaneamento

ótico, mecânico ou laser; um software para elaboração dos dados obtidos e para as aplicações do procedimento de fresagem; e uma máquina automática, que seguindo as informações do software, produz a peça a partir dos blocos do material desejado<sup>118,124</sup>.

Bernardes et al. (2012) explicam a sequência de trabalho, que pode ser de uma prótese dentária, modelo de gesso ou até mesmo a arcada dentária dos pacientes podem ser digitalizados, se transformando em arquivos (ou files) por processos de escaneamento. O escaneamento é uma técnica de digitalização de objetos reais a partir de imagens geradas por luz ou, originalmente, por contato. Assim, podemos ter *scanners* intraorais ou de bancada, a partir da captação do reflexo a luz ou por contato físico. De maneira geral, as decisões a respeito do uso de scanners dizem respeito da qualidade da imagem gerada, do tempo de escaneamento, da necessidade de preparo da amostra a ser escaneada, do tamanho do scanner, do volume interno do scanner, da forma com que a peça é escaneada e da tecnologia ótica empregada, bem como de como o paciente será escaneado, se a partir do modelo de gesso, moldagem ou com moldagem intraoral. Uma vez que as imagens são adquiridas pelo escaneamento, as mesmas são importadas para softwares de planejamento e manipulação das imagens captadas que serão trabalhadas com auxílio do computador. Normalmente os softwares para captura e trabalho com as imagens estão no mesmo computador em que o scanner está conectado. Nesses programas, as imagens ou o modelo de gesso virtual são trabalhados e as futuras restaurações são criadas; nele, os espaços edêntulos são preenchidos a partir da modelagem das imagens. Os softwares específicos para a prótese dentária têm um banco de dados ou biblioteca onde as formas dos dentes, dos componentes protéticos e implantes dentários estão arquivados. Assim, quando há a necessidade do enceramento virtual, o programa ajuda o programador inserindo a imagem determinada pelo operador, que fez o diagnóstico prévio da região a ser reabilitada ou do componente protético que será utilizado sobre o implante ou intermediário. Os softwares podem ser; abertos, esses importam imagens de quaisquer *scanners*, bem como exportam ou enviam dados para quaisquer máquinas de usinagem controlada; ou fechados, esses programas só aceitam recebimento e envio de dados para determinadas máquinas de captação de imagens e usinagem, ou seja, é um processo totalmente incomunicável entre os diferentes processos<sup>125</sup>.

O processo CAM, ou a manufatura auxiliada pelo computador, nada mais é do que a materialização ou fabricação da imagem virtual trabalhada no software CAD. Máquinas ou tornos controlados por computadores realizam os procedimentos de usinagem com alta precisão a partir de uma lista de movimentos escrita num código específico. Tal código permite o controle simultâneo de vários eixos para corte de material ou matéria prima. Assim, a forma e os cuidados do corte ou usinagem são respeitados e controlados de forma automatizada. É importante mencionar que, além da digitalização dos preparos dentários e dos dentes adjacentes (seja via impressão óptica ou convencional e posterior escaneamento), também são, na maioria dos casos, realizadas imagens do arco (ou modelo) antagonista e de um registro de mordida, de forma a possibilitar uma oclusão virtual e a confecção de restaurações com superfícies oclusais morfolologicamente mais adequadas e com contatos oclusais precisos<sup>1</sup>.

As características de preparação devem corresponder principalmente para a potencialidade do leitor ótico, bem como para as capacidades da máquina de fresagem, que estão relacionados com a forma e dimensão dos instrumentos de fresagem. Ângulos arredondados devem ser preferidos a fim de melhorar a distribuição da carga através do material e evitar picos de tensão<sup>126,127</sup>.

As tecnologias modernas têm melhorado o desempenho do sistema, mas o modo de trabalho não foi modificado. Uma impressão ótica é feita por meio de um dispositivo de digitalização, a fim de capturar os detalhes das estruturas de suporte, dos dentes e dos tecidos moles<sup>128</sup>.

A importância da preservação do tecido dentário levou ao desenvolvimento de técnicas ultraconservadoras em odontologia. Este conceito tem sido apoiado pela introdução contínua de novos adesivos e materiais restauradores livres de infraestrutura metálica; que oferecem confiabilidade clínica devido à melhora propriedades mecânicas<sup>129</sup>.

### 3.2 SISTEMAS CAD/CAM

Os sistemas CAD/CAM podem classificar-se segundo o local onde são utilizados: clínica ou laboratório.

### 3.2.1 Sistema CAD/CAM Chairside

O primeiro sistema a ser utilizado e comercializado de forma viável foi o Cerec (CEramic REConstruction - reconstrução cerâmica), desenvolvido por Morman e Brandestini, em 1980, na Universidade de Zurique, Suíça<sup>118,119,130</sup>.

A grande maioria dos sistemas funciona em laboratório; no entanto, o sistema Cerec é o único que apresenta ambas as modalidades: Chairside, especialmente para a clínica, e *inLab*, essencialmente para o laboratório. Previamente à digitalização da estrutura, há algumas considerações a fazer relativas à preparação dental. Além dos pressupostos habituais referentes à espessura do corte e ao material a utilizar, a estrutura dentária remanescente não pode ter ângulos vivos. As estruturas são executadas em cerâmica, e a presença de ângulos vivos induziria linhas de fratura do material. Além disso, o sistema de maquinação da peça protética, sobretudo a forma da ponta da broca e a sua espessura, não consegue reproduzir ângulos desse tipo. Normalmente, a linha de acabamento ideal nesses sistemas é o chanfro largo ou ombro com ângulo interno arredondado<sup>131</sup>.

O conceito chairside permite que, por meio de uma tecnologia de impressão óptica, planejamento CAD e produção CAM, etapas de moldagem e confecção de modelos provisórios sejam eliminadas. A restauração indireta é produzida e cimentada na mesma sessão em que o preparo é realizado. A produção de restaurações em consultório está voltada para *inlays*, *onlays*, *overlays*, coroas (sem copings) e facetas<sup>3</sup>.

As restaurações chairside são usinadas a partir de blocos de material restaurador monocromáticos ou com graduações de cor e translucidez pré-fabricadas. As peças protéticas usinadas apresentam boa capacidade de ser polidas e, em dentes posteriores, têm integração estética aceitável para grande parcela dos pacientes. Entretanto, em restaurações nas quais alto padrão estético é desejado (dentes anteriores e alguns casos na região posterior), é necessária a caracterização com pigmentos<sup>12</sup>. No caso de restaurações cerâmicas, o procedimento que mais bem apresenta resultados é a caracterização extrínseca e o glazeamento. Para isso, é necessária a aplicação manual dos pigmentos e do glaze e a sinterização deles, com a utilização de um forno cerâmico, em um protocolo de aproximadamente 20 minutos. Embora a caracterização possa ser realizada dentro do conceito chairside, muitas vezes, a necessidade de um forno cerâmico<sup>15</sup>.

Desenvolvido na Universidade de Zurique, o sistema Cerec foi o primeiro sistema CAD-CAM a alcançar êxito clínico e comercial. Por esse sistema é efetuada uma leitura óptica sem contato com a preparação dentária. O método de medição utilizado é o da triangulação ativa, com uma resolução de 25  $\mu\text{m}$ . A imagem 3D gerada é então transferida para um computador, no qual o programa CAD do sistema permite realizar o desenho da estrutura. A linha de acabamento é detectada automaticamente, podendo ser modificada também de forma manual, e é posteriormente executada na máquina de fresagem do mesmo sistema (CAM). Esta unidade apresenta duas brocas diamantadas que cortam a estrutura em quatro eixos de trabalho e com uma reprodutibilidade de corte de aproximadamente 30  $\mu\text{m}$ <sup>132</sup>. O fato de o bloco de cerâmica estar seguro num dos lados, impede a ação da broca nessa zona, que é posteriormente fresada manualmente.

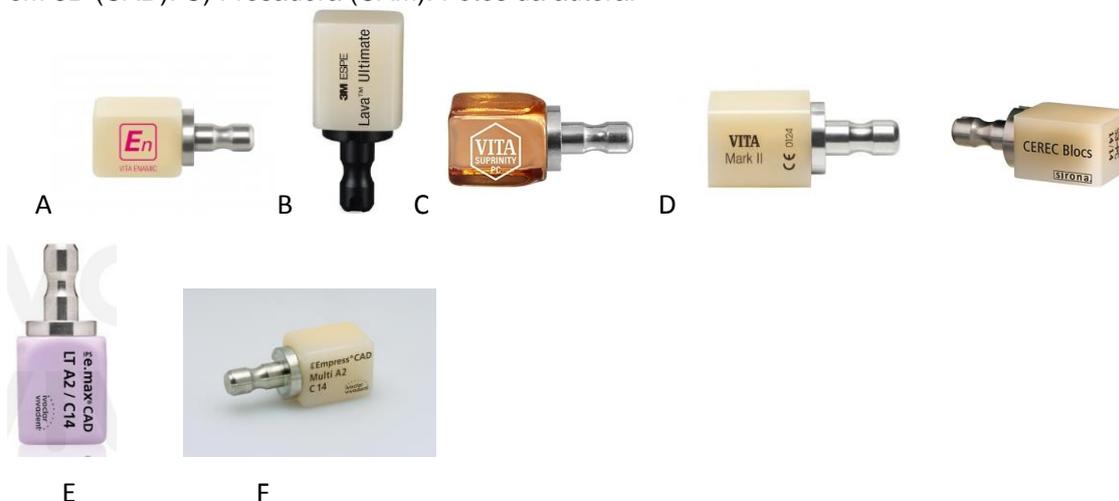
Lançado no ano de 2000, o Cerec III é a terceira geração da tecnologia, em que a construção e controle do software foram feitos pela plataforma do Windows NT (Microsoft) integrado a um computador e software. As novas tecnologias computacionais foram adicionadas nesta terceira geração, fornecendo melhor desempenho operacional, com resultados rápidos e de fácil uso pelo operador, significando menor tempo para desenhar o contorno da restauração, armazenagem de dados e construção da superfície oclusal. A unidade fresadora possui duas pontas montadas diamantadas para a fresagem, uma cilíndrica e uma tronco-cônica. As trocas de informações entre as unidades podem ser feitas via ligação por cabo ou onda de rádio, o que possibilita a colocação das unidades em locais diferentes. Assim, enquanto uma restauração está sendo desenhada pelo cirurgião-dentista a outra pode ser fresada com acompanhamento da equipe auxiliar do consultório. O elemento chave nesta tecnologia é a captura óptica por infravermelho, usando uma câmera como *scanner* topográfico ótico que captura a imagem, produz um sinal elétrico e gera os dados em três dimensões (3D) na tela de um computador (Cerec 3D)<sup>133</sup>. Na câmera intraoral houve modificações que melhoraram a captura e leitura da imagem. Este procedimento é chamado de impressão ótica em analogia a técnica de impressão física como material de moldagem. No Cerec III usa-se o método do princípio da triangulação ativa. A câmara projeta um padrão linear sob um ângulo de triangulação no preparo cavitário e a imagem projetada é registrada. Quando as linhas projetadas no preparo são visualizadas, o curso das linhas não mais aparece. Nesta fase as linhas não parecem planas, mas deslocadas localmente, dependente

da profundidade do preparo. O sensor da câmera registra estes deslocamentos, e o computador calcula a profundidade correspondente do preparo, permitindo o registro de profundidade de 20 mm. Outra característica importante apresentada nesta geração e a unidade fresadora, com a presença de um *scanner* a laser (Cerec Scan) que também pode ser utilizado para leitura dos preparos num modelo de gesso devidamente troquelizado e adaptado ao equipamento. Pode produzir uma ou múltiplas restaurações de uma única vez. Uma desvantagem do uso deste sistema e pelo fato do bloco de cerâmica estar seguro num dos lados, o que impede a ação da broca nessa zona, que e posteriormente fresada manualmente<sup>122</sup>.

Este sistema apresenta três componentes principais (Figura 1): uma tecnologia para digitalização da preparação dentária, um programa de desenho assistido por computador (CAD) e uma máquina de fresagem (CAM)<sup>134,135</sup>.



**Figura 1** - Dispositivos CAD, de captura e desenho, e fresagem CAM. A) Câmera intra oral para digitalização do preparo dentário. B) Programa de desenho assistido por computador com imagens em 3D (CAD). C) Fresadora (CAM). Fotos da autora.



**Figura 2** - Blocos para a confecção de restaurações CAD/CAM utilizados neste estudo. A) cerâmica híbrida Enamic, B) resina nanocerâmica Lava Ultimate, C) cerâmica de silicato de lítio reforçada por zircônia Suprinity, D) cerâmicas feldspáticas MarkII e Cerec Blocs, E) cerâmica de dissilicato de lítio Emax CAD, F) cerâmica vítrea com estrutura cristalina de leucita Express CAD. Fotos dos catálogos dos fabricantes via internet.

No Sistema Zirkonzahn é possível executar todas as possibilidades protéticas com maior qualidade estética e resistência comparado as tradicionais próteses em metalo cerâmica. A unidade de fresagem possui 4 e 5 eixos com sistema orbital (idêntico a fresagem manual) permitindo trabalhar com ambas as faces da peça sem desmontar os blocos de zircônia. Adequado para fresar zircônia e óxido de alumina pré-sinterizado, bern como resina<sup>136</sup>.

O sistema completo CAD/CAM Ceramiil Amann Girrbach possui calibragem e traço automático, alto desempenho e velocidade que usina cera, acrílico, zircônia, metal pré-sinterizado e bloco cerâmico feldspático para a produção de próteses cimentadas e parafusadas<sup>137</sup>.

O sistema E4D Dentist (D4D Technologies, EUA) foi recentemente lançado no mercado, e chamou atenção por ser o primeiro sistema CAD/CAM voltado para o consultório a concorrer comercialmente com o Cerec. De maneira similar a seu concorrente, o E4D apresenta uma unidade de impressão óptica e planejamento e outra de usinagem. Os materiais restauradores são produzidos pelas empresas Ivoclar Vivadent e 3M ESPE. Ainda não existem trabalhos publicados que avaliem o desempenho desse novo sistema. Uma das vantagens no seu protocolo de uso em comparação ao Cerec é a não necessidade de aplicar o pó de dióxido de titânio para regularizar o padrão de reflexão das estruturas, em grande maioria dos casos<sup>138</sup>.

O *scanner* (digitalizar) intraoral Cadent iTero (Cadent, EUA) apresenta estrutura física bastante similar à do concorrente da 3M ESPE. Entretanto, o método de digitalização óptica é diferente, feito por meio de imagens estáticas que utilizam o princípio de luz com focal paralela. O sistema solicita ao profissional (por meio de comandos de voz) que realize tomadas de imagem em diferentes ângulos e posições, para que seja formado o modelo tridimensional virtual. Os dados são enviados a um laboratório credenciado, e um centro de produção fabrica modelos físicos por processamento CAM. Os modelos físicos podem então ser utilizados pelo laboratório para produzir restaurações por técnicas automatizadas ou convencionais<sup>139</sup>.

### 3.2.2 Sistema CAD/CAM para Laboratório

O Cerec inLab (Sirona) é a versão para laboratório do sistema Cerec. As principais diferenças em relação ao sistema para consultório encontram-se no método de digitalização, software e nas possibilidades de utilização. A digitalização pode ser realizada por um escâner incorporado à unidade de usinagem. Ambas as versões de unidades de usinagem (inLab e inLab MCXL) estão disponíveis com um sistema de digitalização a laser, que escaneia modelos fabricados com um gesso específico. Outra forma de digitalizar os modelos, muito mais eficiente, é a utilização da unidade digitalizadora in EOS, capaz de realizar a tomada de imagens de maneira rápida e precisa. O programa do sistema inLab, além de possibilitar a produção de restaurações anatômicas, permite ao laboratório criar infraestruturas para coroas unitárias, pontes, abutments para implantes, dentre outros usos. O software e as unidades de usinagem são capazes de processar diversos materiais, como cerâmicas feldspáticas, vítreas reforçadas por leucita, vítreas à base de dissilicato de lítio pré-cristalização final, alumina pré-infiltração de vidro, alumina pré sinterização final, dióxido de zircônio pré-sinterização final, resinas compostas para restaurações provisórias e permanentes e resinas para confecção de padrões que possibilitam restaurações cerâmicas injetadas ou metálicas fundidas<sup>3</sup>.

O sistema Cercon (Cercon e All Ceramic; Degudent, Alemanha) foi introduzido no mercado apenas como um aparelho CAM. Nessa primeira versão, ainda bastante utilizada, o laboratório realizava o enceramento convencional da infraestrutura desejada e o sistema escaneava e copiava o padrão de cera, realizando, então, a usinagem. Mais recentemente, porém, o Cercon tornou-se uma solução CAD/CAM completa, pelo acréscimo de uma unidade digitalizadora (Cercon Eye) e de um software de planejamento (Cercon Art), que permite a digitalização de modelos e o planejamento virtual da infraestrutura. A unidade de usinagem Cercon Brain realiza o desgaste dos blocos de dióxido de zircônio que serão sinterizados na unidade Cercon Heat. Laboratórios de baixa ou média demanda podem adquirir apenas o *scanner* e o programa, realizar a fase CAD e utilizar a possibilidade de outsourcing da fase CAM. O pioneiro Cercon, apenas CAM, apresenta maior desadaptação marginal do que sistemas CAD/CAM, problema esse que, especula-se, será reduzido na versão CAD/CAM do sistema<sup>140,141</sup>.

O sistema Everest (Kavo Everest; KaVo, Alemanha) conta com unidades de digitalização, software, usinagem e sinterização. Destaques do sistema são a unidade de usinagem com cinco eixos e a grande variedade de materiais disponíveis: cerâmicas vítreas reforçadas por leucita, cerâmicas vítreas à base de dissilicato de lítio, dióxido de zircônio pré sinterização final ou em estado HIP, titânio, resina para confecção de elementos provisórios e resina para padrões de fundição. Recente trabalho avaliou a adaptação marginal de infraestruturas de pontes fixas produzidas em dióxido de zircônio com o sistema Everest. Os resultados comparam a adaptação ao sistema Procera, porém, apontam que o sistema LAVA é um tanto superior. Entretanto, os valores de desadaptação do sistema Everest demonstram-se plenamente aceitáveis para a prática clínica<sup>142</sup>.

O sistema Zeno Tec (Wieland Dental; Wieland, Alemanha), como muitos de seus concorrentes, é composto por uma unidade de digitalização, um software para CAD, uma unidade de usinagem e um forno para sinterização. Com o sistema Zeno Tec, é possível utilizar escâner óptico e software de código aberto, também compatíveis com outros sistemas CAM, no caso, a unidade digitalizadora e o software Dental Designer (3shape, Dinamarca). A empresa Wieland oferece para o sistema Zeno Tec a possibilidade de usinar infraestruturas em dióxido de zircônio, alumina, cromo-cobalto e titânio, restaurações provisórias em resina e padrões de fundição em resina ou em cera sintética. Há também a possibilidade de outsourcing da fase CAM<sup>3</sup>.

### 3.2.2.1 Sistemas com Produção Centralizada

LAVA é o sistema CAD/CAM da companhia 3M ESPE (LAVA; 3M ESPE, Alemanha) cujo protocolo consiste, em laboratório, na digitalização de modelos de gesso pelo scanner LAVA Scan ST e planejamento com o programa LAVA CAD. Os dados são enviados para um centro de produção (ou para grandes laboratórios que possuam as unidades de usinagem e sinterização), onde a infraestrutura em dióxido de zircônio é produzida. Em conjunto com o scanner intraoral LAVA COS, moldagem e, por consequência, modelagem em gesso também podem ser eliminadas do fluxo de trabalho. A adaptação marginal das peças produzidas pelo sistema LAVA varia de acordo com as publicações, ficando ao redor de 46µm (pontes de quatro

elementos)<sup>142</sup>, 15 $\mu$ m (ponte de três elementos), 65 $\mu$ m (ponte três elementos) todos valores que demonstram níveis plenamente aceitáveis de adaptação<sup>143</sup>.

O sistema Etkon (Etkon; Alemanha) está ligado à companhia Straumann, marca mundialmente presente, especialmente na área da implantodontia. Esse sistema consiste em um escâner óptico e um software para CAD que, em laboratório, realizam as etapas de digitalização e planejamento. A produção das infraestruturas é realizada em um centro de produção que possibilita o uso de diversos materiais metálicos, cerâmicos e resinosos. A adaptação das peças produzidas por esse sistema foi avaliada como muito boa e superior a sistemas como o Cerec InLab e o Cercon (apenas CAM), com valores marginais de desadaptação de aproximadamente 29 $\mu$ m<sup>140</sup>.

O sistema Procera ([www.nobelbiocare.com](http://www.nobelbiocare.com); Nobel Biocare, Suécia) é pioneiro na produção de infraestruturas para coroas e pontes, bem como abutments para implantes, e atua desde 1994<sup>144</sup>. Nesse sistema, o laboratório recebe o molde e vaza o modelo de gesso que é, então, digitalizado por scanner mecânico. Existem dois tipos de unidades digitalizadoras: o Procera Piccolo, mais compacto e com menor custo, indicado para infraestruturas de coroas unitárias e facetas e abutments para implantes; e o Procera Forte, que possibilita todas as funções da versão Piccolo, além da digitalização de modelos com o objetivo de produzir infraestruturas para pontes. A fase CAD é realizada com o auxílio de um software específico para o sistema, que cria os dados que serão enviados por Internet ao centro de produção. A produção centralizada das infraestruturas é realizada na Suécia ou nos Estados Unidos, por um processo que envolve a criação de troqueis de maior volume (para compensar a contração de sinterização), prensagem do material cerâmico sobre os troqueis, usinagem na forma adequada, sinterização e controle de qualidade. Os materiais disponíveis são a alumina densamente sinterizada e o dióxido de zircônio. A adaptação das peças produzidas é relatada como muito boa, com valores dentro das margens de aceitabilidade clínica<sup>142,145-147</sup>.

Infinident, Digident, Compartis, Cara e outros diversos outros sistemas de produção centralizada estão disponíveis, como, por exemplo, o sistema Infinident (Sirona, Alemanha), que trabalha em conjunto com o sistema Cerec *inLab* e permite o uso de uma gama de materiais; o sistema Digident (Digident, Alemanha), que permite que os laboratórios enviem o modelo de gesso, e todo o processo de digitalização, CAD e CAM são executados pelo centro de produção; o sistema

Compartis (Degudent, Alemanha), que é o centro de produção para laboratórios que possuem a unidade digitalizadora e o software do sistema Cercon; o sistema Cara (Heraeus Cara; Heraeus, Alemanha), que é o sistema lançado pela empresa Heraeus, importante fabricante de materiais odontológicos<sup>3</sup>.

## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste trabalho foram avaliados sete materiais restauradores CAD/CAM, citados abaixo e com a sua composição, nome comercial e fabricante; citadas na Tabela 3.

Cerâmica híbrida;

Resina nanocerâmica;

Cerâmica de silicato de lítio reforçada por zircônia;

Cerâmica feldspática;

Cerâmica vítrea com estrutura cristalina de dissilicato de lítio;

Cerâmica vítrea com estrutura cristalina de leucita.

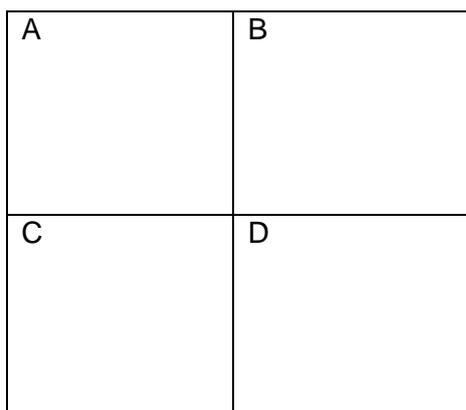
**Tabela 3** – Tabela de composições químicas dos materiais, marcas comerciais e fabricantes utilizados neste estudo.

Material	Composição	Marca Comercial	Fabricante
Cerâmica Híbrida	Peso é de 86 % em peso da cerâmica e 14% em peso da parte polimérica. Dióxido de Silício SiO <sub>2</sub> 58-63% Óxido de Alumínio Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 20-23% Óxido de Sódio Na <sub>2</sub> O 9-11% Óxido de Potássio K <sub>2</sub> O 4-6% Trióxido de Boro B <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 0,5-2% Dióxido de Zircônio ZrO <sub>2</sub> < 1% Óxido de Cálcio CaO< 1%	ENAMIC	VITA Zahnfabrik, BadSackingen, Alemanha
Resina Nanocerâmica	Cargas nanocerâmicas aproximadamente 80 % incorporados em uma matriz orgânica. As partículas cerâmicas estão constituídas por três camadas de cerâmicas diferentes que reforçam uma matriz de polímeros altamente reticulada; estas camadas são uma combinação de silício de 20 nanômetros não agregada/não aglomerada, zircônia de 4 a 11 nanômetros também não aglomerada/ não agregada e uma camada de um agregado /aglomerado de silício e zircônia composto de partículas de silício de 20 nm e zircônia de 4 a 11nm.	LAVA ULTIMATE	3M ESPE AG, Seefeld, Alemanha
Cerâmica de Silicato de Lítio Reforçada por Zircônia	Cerâmica de silicato de lítio (ZLS) enriquecido com zircônia aproximadamente 10 % em peso. ZrO <sub>2</sub> : 8 – 12% SiO <sub>2</sub> : 56 – 64% Li <sub>2</sub> O (óxido de lítio): 15 – 21% Pigmentos: < 10% Diversos: >10%	SUPRINITY	VITA Zahnfabrik, BadSackingen, Alemanha
Cerâmica Feldspática	SiO <sub>2</sub> : 56-64% Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> : 20-23% Na <sub>2</sub> O: 6-9% K <sub>2</sub> O: 6-8% CaO: 0,3-0,6% TiO <sub>2</sub> : 0,0-0,1% Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , SiO <sub>2</sub> , Na <sub>2</sub> O, K <sub>2</sub> O	MARK II  CEREC BLOCS	VITA Zahnfabrik, BadSackingen, Alemanha  Sirona Dental, Salzburg, Alemanha
Cerâmicas vítreas com estrutura cristalina de dissilicato de lítio	SiO <sub>2</sub> Conteúdo adicional: Li <sub>2</sub> O, K <sub>2</sub> O, MgO, Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> e outros óxidos	IPS E.MAX	Ivoclar/Vivadent AG FL-9494 Schaan, Liechtenstein
Cerâmicas vítreas com estrutura cristalina de leucita	Composto de aproximadamente 70% de cristais de metadisilicato de lítio que são incorporados a uma matriz vítrea e após nova cristalização transformam-se em dissilicato de lítio	IPS EMPRESS CAD	Ivoclar/Vivadent AG FL-9494 Schaan, Liechtenstein

Fonte: A composição foi obtida nos manuais fornecidos pelos fabricantes

#### 4.1 CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

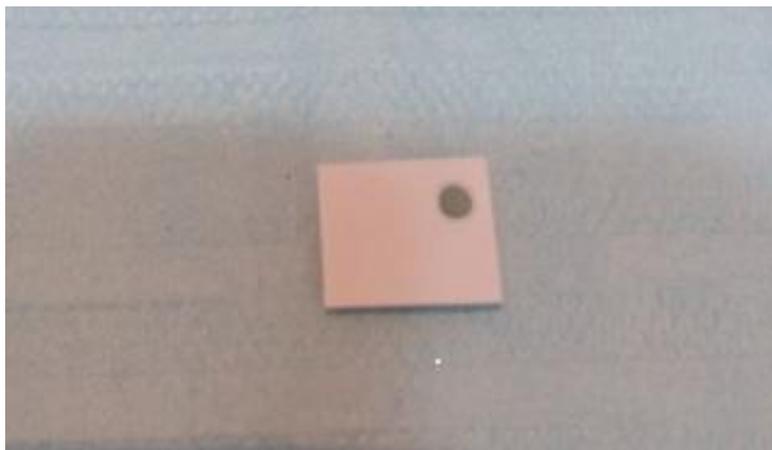
Foi confeccionado um corpo de prova para cada um dos sete materiais restauradores em CAD/CAM; e, este foi dividido em quatro partes. Os corpos de prova foram confeccionados a partir de blocos usinados e cristalizados quando indicado pelo fabricante. As dimensões dos corpos de prova foram de 1 cm de comprimento por 1cm de largura, na espessura de 1mm, cor A2. A área de superfície do corpo-de-prova foi subdividida em quadrantes como apresentado na Figura 4 de forma que em (A) foi aplicado o laser de diodo, (B) recebeu o jateamento de óxido de alumínio, (C) recebeu a aplicação de ácido fluorídrico (5 ou 10%) ou limpeza com álcool isopropílico (10%); conforme indicação do fabricante (D) não foi aplicado condicionamento e a superfície passou apenas pelo processo de usinagem.



**Figura 3** - Diagrama da divisão da área de superfície do corpo-de-prova

#### 4.2 TRATAMENTO SUPERFICIAL DOS CORPOS DE PROVA

Foi confeccionado um delimitador de área em papel impermeável com perfuração circular de 2 mm de diâmetro; realizada com um perfurador de aço, fixado com fita dupla face da marca 3M, que protegeu as demais faces do corpo de prova, enquanto uma delas estava sendo utilizada.



**Figura 4** – Delimitador de área em papel impermeável.

Os corpos de prova foram divididos em sete grupos: **Grupo 1:** Cerâmica Híbrida, Enamic; a) usinagem; b) limpeza em cuba ultrassônica por 20 minutos em água destilada, c) aplicação de laser por 30 segundos, à  $124 \text{ j/cm}^2$  ( $4000 \text{ mw/cm}^2$ ) de energia, em modo de exposição contínuo (TheraLase - DMC Equipamentos, São Paulo, Brasil), lavagem em água corrente por 30 segundos e secagem com jatos de ar a 1 cm de distância pelo tempo de 15 segundos; d) aplicação de jato contínuo de óxido de alumínio com partículas de  $50 \mu\text{m}$ , durante 20 segundos a uma distância de 1 cm, lavagem em água corrente por 30 segundos e secagem com jatos de ar a 1 cm de distância pelo tempo de 15 segundos; e) aplicação de ácido fluorídrico 5% (Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) por 60 segundos, lavagem em água corrente por 30 segundos e secagem com jatos de ar a 1 cm de distância por 15 segundos; f) limpeza em cuba ultrassônica por 20 minutos em água destilada.



**Figura 5** - Jato de Óxido de Alumínio, delimitador de área e corpo de prova de cerâmica híbrida Enamic

**Grupo 2:** Resina Nanocerâmica, Lava Ultimate; a) usinagem; b) limpeza em cuba ultrassônica por 20 minutos em água destilada, c) aplicação de laser por 30 segundos, à  $124 \text{ j/cm}^2$  ( $4000 \text{ mw/cm}^2$ ) de energia, em modo de exposição contínuo (TheraLase - DMC Equipamentos, São Paulo, Brasil), lavagem em água corrente por 30 segundos e secagem com jatos de ar a 1 cm de distância pelo tempo de 15 segundos; d) aplicação de jato contínuo de óxido de alumínio com partículas de  $50 \mu\text{m}$ , durante 20 segundos a uma distância de 1 cm, lavagem em água corrente por 30 segundos e secagem com jatos de ar a 1 cm de distância pelo tempo de 15 segundos; e) Limpeza com álcool isopropílico a 10%, lavagem em água corrente por 30 segundos e secagem com jatos de ar a 1 cm de distância por 15 segundos; f) limpeza em cuba ultrassônica por 20 minutos em água destilada.



**Figura 6** – Aplicação de álcool isopropílico 10% no corpo de prova de resina nanocerâmica Lava Ultimate

**Grupo 3:** Cerâmica de Silicato de Lítio Reforçada por Zircônia, Suprinity; a) usinagem e sinterização; b) limpeza em cuba ultrassônica por 20 minutos em água destilada, c) aplicação de laser por 30 segundos, à  $124 \text{ j/cm}^2$  ( $4000 \text{ mw/cm}^2$ ) de energia, em modo de exposição contínuo (TheraLase - DMC Equipamentos, São Paulo, Brasil), lavagem em água corrente por 30 segundos e secagem com jatos de ar a 1 cm de distância pelo tempo de 15 segundos; d) aplicação de jato contínuo de óxido de alumínio com partículas de  $50 \mu\text{m}$ , durante 20 segundos a uma distância de 1 cm, lavagem em água corrente por 30 segundos e secagem com jatos de ar a 1 cm de distância pelo tempo de 15 segundos; e) aplicação de ácido fluorídrico 5%

(Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) por 20 segundos, lavagem em água corrente por 30 segundos e secagem com jatos de ar a 1 cm de distância por 15 segundos; f) limpeza em cuba ultrassônica por 20 minutos em água destilada.



**Figura 7** - Aplicação de ácido fluorídrico 5% no corpo de prova de cerâmica de silicato de lítio reforçada por zircônia Suprinity

**Grupo 4:** Cerâmica Feldspática, Mark II; a) usinagem; b) limpeza em cuba ultrassônica por 20 minutos em água destilada, c) aplicação de laser por 30 segundos, à  $124 \text{ j /cm}^2$  ( $4000 \text{ mw/cm}^2$ ) de energia, em modo de exposição contínuo (TheraLase - DMC Equipamentos, São Paulo, Brasil), lavagem em água corrente por 30 segundos e secagem com jatos de ar a 1 cm de distância pelo tempo de 15 segundos; d) aplicação de jato contínuo de óxido de alumínio com partículas de  $50 \mu\text{m}$ , durante 20 segundos a uma distância de 1 cm, lavagem em água corrente por 30 segundos e secagem com jatos de ar a 1 cm de distância pelo tempo de 15 segundos; e) aplicação de ácido fluorídrico 10% (Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) por 60 segundos, lavagem em água corrente por 30 segundos e secagem com jatos de ar a 1 cm de distância por 15 segundos; f) limpeza em cuba ultrassônica por 20 minutos em água destilada.



**Figura 8** - Aplicação de ácido fluorídrico 10% no corpo de prova de cerâmica feldspática Mark II

**Grupo 5:** Cerâmicas vítreas com estrutura cristalina de dissilicato de lítio, E.max CAD; a) usinagem e sinterização; b) limpeza em cuba ultrassônica por 20 minutos em água destilada, c) aplicação de laser por 30 segundos, à  $124 \text{ j /cm}^2$  ( $4000 \text{ mw/cm}^2$ ) de energia, em modo de exposição contínuo (TheraLase - DMC Equipamentos, São Paulo, Brasil), lavagem em água corrente por 30 segundos e secagem com jatos de ar a 1 cm de distância pelo tempo de 15 segundos; d) aplicação de jato contínuo de óxido de alumínio com partículas de  $50 \mu\text{m}$ , durante 20 segundos a uma distância de 1 cm, lavagem em água corrente por 30 segundos e secagem com jatos de ar a 1 cm de distância pelo tempo de 15 segundos; e) aplicação de ácido fluorídrico 10%(Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) por 20 segundos, lavagem em água corrente por 30 segundos e secagem com jatos de ar a 1 cm de distância por 15 segundos; f) limpeza em cuba ultrassônica por 20 minutos em água destilada.



**Figura 9** - Aplicação do jato de óxido de alumínio no corpo de prova de cerâmica vítrea com estrutura cristalina de dissilicato de lítio E.max

**Grupo 6:** Cerâmicas vítreas com estrutura cristalina de leucita, Empress CAD; a) usinagem; b) limpeza em cuba ultrassônica por 20 minutos em água destilada, c) aplicação de laser por 30 segundos, à  $124 \text{ j /cm}^2$  ( $4000 \text{ mw/cm}^2$ ) de energia, em modo de exposição contínuo (TheraLase - DMC Equipamentos, São Paulo, Brasil), lavagem em água corrente por 30 segundos e secagem com jatos de ar a 1 cm de distância pelo tempo de 15 segundos; d) aplicação de jato contínuo de óxido de alumínio com partículas de  $50 \mu\text{m}$ , durante 20 segundos a uma distância de 1 cm, lavagem em água corrente por 30 segundos e secagem com jatos de ar a 1 cm de distância pelo tempo de 15 segundos; e) aplicação de ácido fluorídrico 10%(Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) por 20 segundos, lavagem em água corrente por 30 segundos e secagem com jatos de ar a 1 cm de distância por 15 segundos; f) limpeza em cuba ultrassônica por 20 minutos em água destilada.



**Figura 10** – Limpeza dos corpos de prova em cuba ultrassônica por 20 minutos em água destilada

**Grupo 7:** Cerâmica Feldspática, Cerec Blocs; a) usinagem; b) limpeza em cuba ultrassônica por 20 minutos em água destilada, c) aplicação de laser por 30 segundos, à  $124 \text{ j/cm}^2$  ( $4000 \text{ mw/cm}^2$ ) de energia, em modo de exposição contínuo (TheraLase - DMC Equipamentos, São Paulo, Brasil), lavagem em água corrente por 30 segundos e secagem com jatos de ar a 1 cm de distância pelo tempo de 15 segundos; d) aplicação de jato contínuo de óxido de alumínio com partículas de  $50 \mu\text{m}$ , durante 20 segundos a uma distância de 1 cm, lavagem em água corrente por 30 segundos e secagem com jatos de ar a 1 cm de distância pelo tempo de 15 segundos; e) aplicação de ácido fluorídrico 10%(Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) por 60 segundos, lavagem em água corrente por 30 segundos e secagem com jatos de ar a 1 cm de distância por 15 segundos; f) limpeza em cuba ultrassônica por 20 minutos em água destilada.



**Figura 11** - Dispositivo de laser de diodo

#### 4.3 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA (MEV)

Os corpos de prova foram analisados pelo microscópio eletrônico de varredura (modelo XL30, Phillips) para avaliar as características da superfície tratada; buscando trincas, fissuras, depressões ou qualquer outra característica física que comprove a viabilidade do uso de laser de diodo como alternativa no tratamento de superfície nas cerâmicas CAD/CAM; foram realizadas imagens no aumento de 15.000 vezes.

#### 4.4 TESTE DE RUGOSIDADE SUPERFICIAL

Os corpos de prova foram analisados pelo rugosímetro (Mitutoyo SJ-201, Mitutoyo do Brasil Ind. e Com. Ltda); para a realização das medidas. O rugosímetro, também conhecido como apalpador elétrico, determina o perfil de uma superfície, expressando numericamente a rugosidade em função das irregularidades presentes no material<sup>148</sup>. Foram tomadas dez medidas, em micrômetros, em cada tratamento de superfície nos sete tipos de materiais restauradores pesquisados, com cut-off (valor de corte) 0,25.



**Figura 12** - Teste de Rugosidade Superficial realizado no rugosímetro Mitutoyo SJ-201.

#### 4.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados obtidos foram coletados, tabulados e analisados estatisticamente com auxílio do SPSS 20.0 (Statistical Package for Social Science 20.0 for Windows, Microsoft Co, EUA); e submetidos à análise de variância ANOVA seguida do método de comparação múltipla; o teste de Tukey.

## 5 RESULTADOS

### 5.1 CERÂMICA HÍBRIDA

#### 5.1.1 Enamic

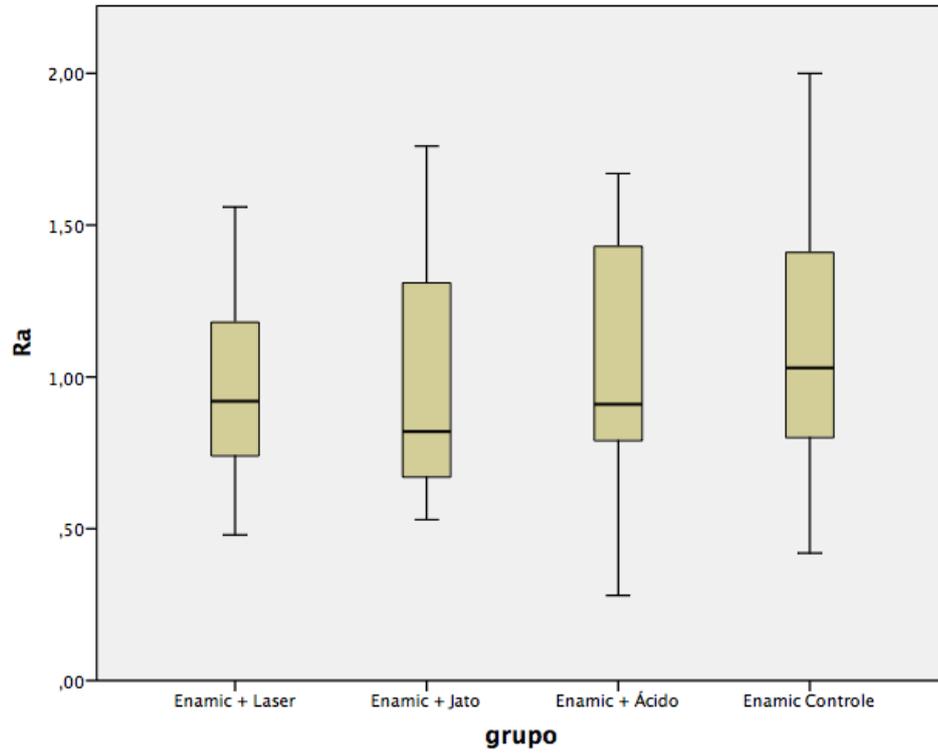
Os valores de rugosidade Ra ( $\mu\text{m}$ ) variaram de 0,9930 a 1,0760. Não houve diferença estatística significativa entre os grupos ( $p=0,892$ ). Estes resultados podem ser visualizados nas tabelas 4,5 e no gráfico 1. Na tabela 5 está representada a média e intervalos de confiança de 95%. Podemos também observar, na figura 13, que no primeiro quadrante (a), algumas fendas e poros, no segundo quadrante (b), uma superfície bem mais irregular que a primeira, no terceiro quadrante (c) podemos observar uma superfície bem característica de ataque ácido com poros bem visíveis. Na tabela 6, que representa o EDS realizado em cada tratamento de superfície, podemos notar a diminuição do elemento silício e do elemento sódio no quadrante (a), no qual o tratamento de superfície foi o laser e no terceiro quadrante (c) a diminuição do oxigênio no qual o tratamento de superfície foi o ácido fluorídrico 5%.

**Tabela 4** – Tabela de análise de variância realizada na cerâmica híbrida Enamic.

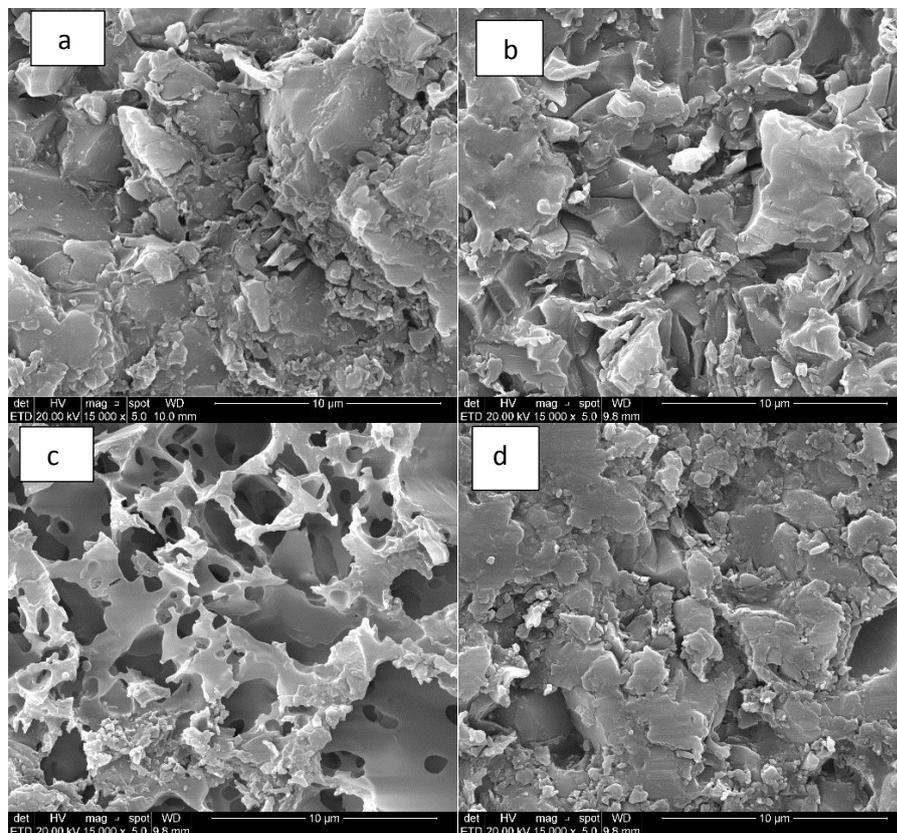
	Soma dos Quadrados	GL	Quadrado Médio	Estat F	p valor
Entre Grupos	0,106	3	0,035	0,205	0,892
Dentro Grupos	6,175	36	0,172		
Total	6,280	39			

**Tabela 5** – Tabela do teste de Tukey realizado na cerâmica híbrida Enamic

Grupo	Média	N	Desvio Padrão
Enamic + Laser	0,9380	10	0,32940
Enamic + Jato	0,9930	10	0,41188
Enamic + Ácido	1,0370	10	0,42654
Enamic Controle	1,0760	10	0,47538



**Gráfico 1** - Representação gráfica dos valores de rugosidade e os grupos com os tratamentos de superfície correspondentes à Cerâmica Híbrida Enamic



**Figura 13** – Tratamentos de superfície analisados pelo MEV, Cerâmica Híbrida Enamic, (a) Enamic + Laser, (b) Enamic + Jato de Óxido de Alumínio, (c) Enamic + Ácido Fluorídrico 5%, (d) Enamic Controle

**Tabela 6** – Tabela dos elementos químicos em peso e porcentagem encontrados no EDS após o tratamento de superfície na cerâmica híbrida Enamic.

Elemento	Laser	Jato de Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	HF 5%	Controle
O	33,70	31,09	22,66	31,57
Na	4,64	6,87	5,38	8,44
Al	13,19	16,61	13,95	16,66
Si	33,72	45,43	40,11	43,34
Zr	7,35		17,90	
K	7,40			

## 5.2 RESINA NANOCERÂMICA

### 5.2.1 LAVA ULTIMATE

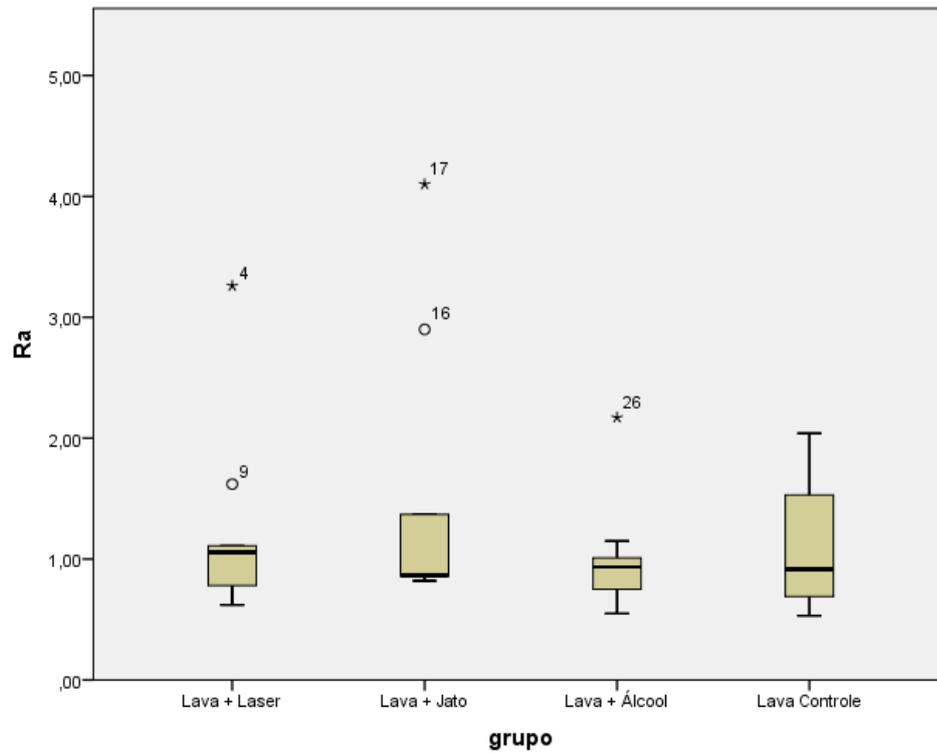
Os valores de rugosidade Ra ( $\mu\text{m}$ ) variaram de 0,9960 a 1,4550. Não houve diferença estatística significativa entre os grupos ( $p=0,599$ ). Estes resultados podem ser visualizados nas tabelas 7,8 e no gráfico 2. Na tabela 8 está representada a média e intervalos de confiança de 95%. Podemos também observar, na figura 14, que no primeiro quadrante (a), poucas alterações na superfície, no segundo quadrante (b), uma superfície um pouco mais irregular que a primeira, no terceiro quadrante (c) pouquíssima diferença comparado com o grupo controle. Na tabela 9 que representa o EDS realizado em cada tratamento de superfície, podemos notar a presença aumentada dos elementos alumínio, sílica e oxigênio no quadrante (b), no qual o tratamento de superfície foi o jato de óxido de alumínio; e também houve aumento do elemento oxigênio no quadrante (c) onde a superfície foi tratada com álcool isopropílico 10%.

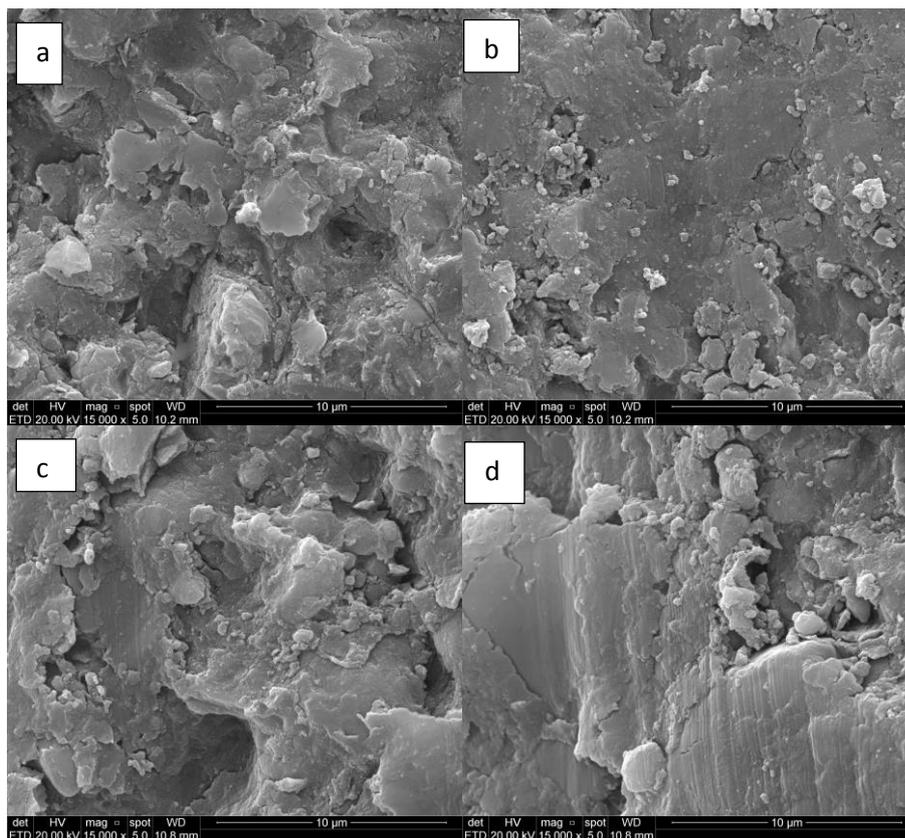
**Tabela 7** – Tabela de análise de variância realizada na resina nanocerâmica Lava Ultimate.

	Soma dos quadrados	GL	Quadrado 'Medio	Estat F	p valor
Entre Grupos	1,124	3	0,375	0,633	0,599
Dentro Grupos	21,324	36	0,592		
Total	22,448	39			

**Tabela 8** – Tabela do teste de Tukey realizado na resina nanocerâmica Lava Ultimate.

Grupo	média	n	Desvio Padrão
Lava + Laser	1,2270	10	0,76584
Lava + Jato	1,4550	10	1,12671
Lava + álcool	0,9960	10	0,44933
Lava Controle	1,1290	10	0,55808

**Gráfico 2** - Representação gráfica dos valores de rugosidade e os grupos com os tratamentos de superfície correspondentes à Resina Nanocerâmica Lava Ultimate.



**Figura 14** – Tratamentos de superfície analisados pelo MEV, Resina Nanocerâmica Lava Ultimate, (a) Lava + Laser, (b) Lava + Jato de Óxido de Alumínio, (c) Lava + Limpeza com álcool isopropílico 10%, (d) Lava Controle

**Tabela 9** - Tabela dos elementos químicos em peso e porcentagem encontrados no EDS após o tratamento de superfície na resina nanocerâmica Lava Ultimate

Elemento	Laser	Jato de Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Álcool Isopro 10%	Controle
O	23,05	25,27	25,37	22,94
Al		0,87		
Si	41,11	45,43	40,62	41,39
Zr	35,84	33,97	34,00	35,67

### 5.3 CERÂMICA DE SILICATO DE LÍTIO REFORÇADA POR ZIRCÔNIA

#### 5.3.1 Suprinity

Os valores de rugosidade Ra ( $\mu\text{m}$ ) variaram de 0,7950 a 1,7020. Houve diferença estatística significativa entre os grupos ( $p=0,01$ ). Estes resultados podem ser visualizados nas tabelas 10,11 e no gráfico 3. Na tabela 11 está representada a média e intervalos de confiança de 95%. Podemos também observar, na figura 15, que no primeiro quadrante (a), nenhuma alteração na superfície, no segundo quadrante (b), uma superfície um pouco mais irregular, no terceiro quadrante (c)

podemos observar uma superfície característica de ataque ácido. Na tabela 12 que representa o EDS realizado em cada tratamento de superfície, podemos notar no quadrante (a) a diminuição do elemento oxigênio e sílica, no qual o tratamento de superfície foi o laser, a presença aumentada do elemento alumínio e oxigênio no quadrante (b), no qual o tratamento de superfície foi o jato de óxido de alumínio e no quadrante (c) houve uma diminuição de sílica e aumento do oxigênio pela ação do ácido fluorídrico 5%.

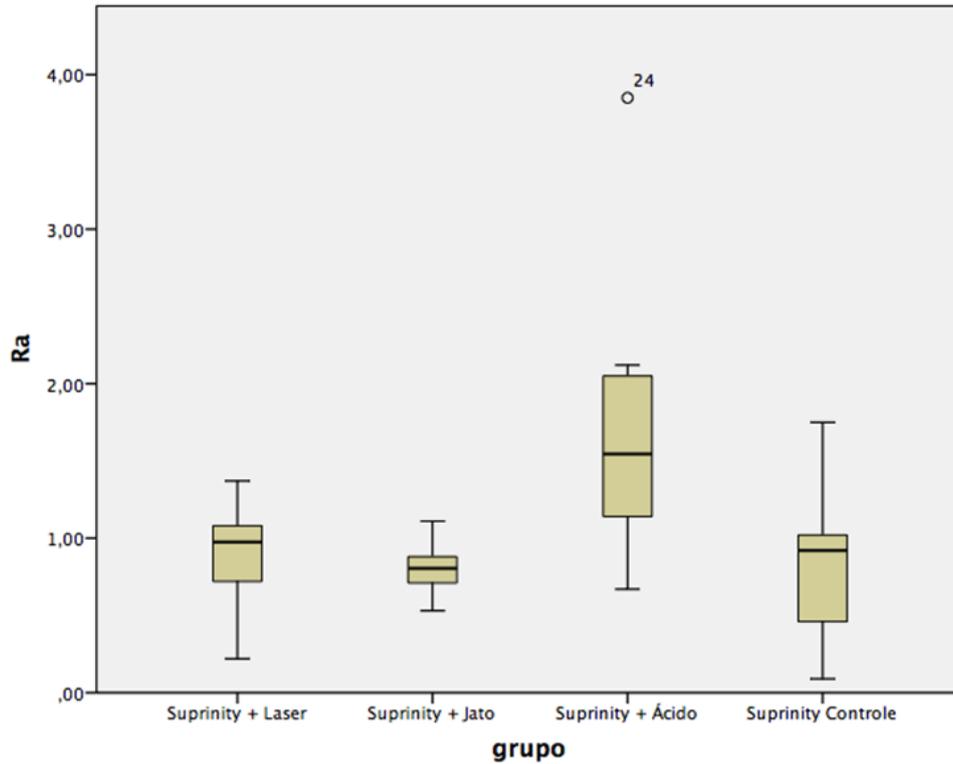
**Tabela 10** – Tabela de análise de variância realizada na cerâmica de silicato de lítio reforçada por zircônia Suprinity

	Soma dos Quadrados	GL	Media dos Quadrados	Estat F	p valor.
Entre Grupos	5,738	3	1,913	6,506	0,001
Dentro Grupos	10,584	36	0,294		
Total	16,323	39			

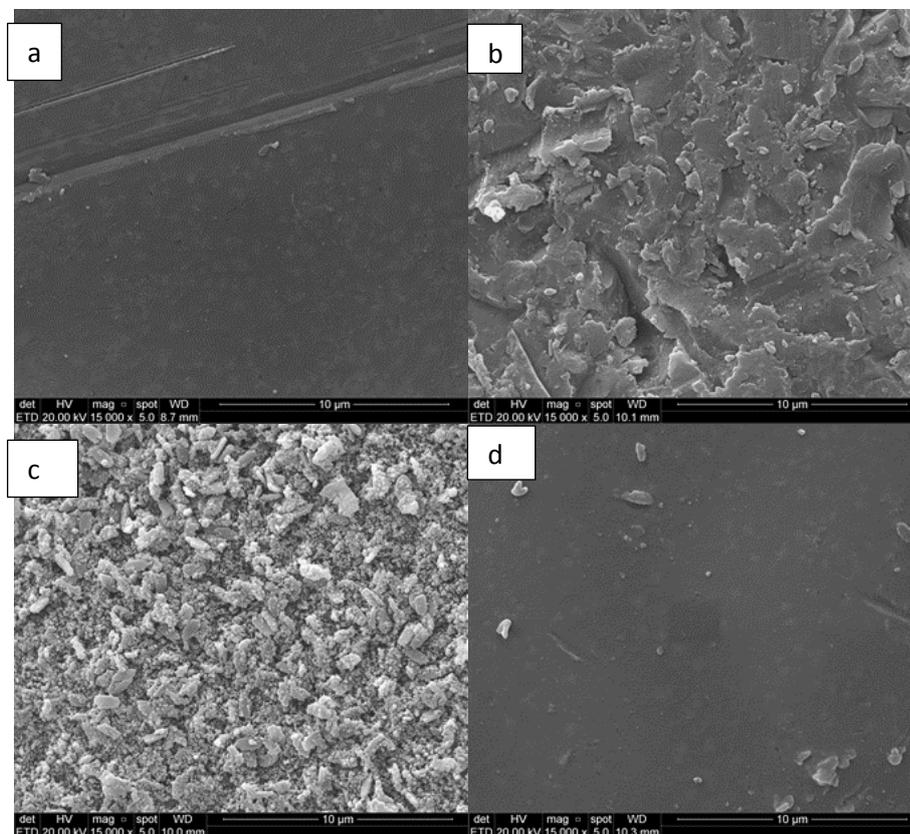
**Tabela 11** – Tabela do teste de Tukey realizado na cerâmica de silicato de lítio reforçada por zircônia Suprinity

Grupo	Media	N	Desvio Padrão
Suprinity + Laser <sup>b</sup>	0,8930	10	0,34007
Suprinity + Jato <sup>b</sup>	0,7950	10	0,15572
Suprinity + Ácido <sup>a</sup>	1,7020	10	0,88555
Suprinity Controle <sup>b</sup>	0,8070	10	0,50195

\* Médias seguidas de letras distintas diferem estatisticamente do teste ANOVA e Tukey



**Gráfico 3** - Representação gráfica dos valores de rugosidade e os grupos com os tratamentos de superfície correspondentes à Cerâmica de Silicato de Lítio Reforçada por Zircônia (Suprinity).



**Figura 15** – Tratamentos de superfície analisados pelo MEV, Cerâmica de Silicato de Lítio Reforçada por Zircônia a) Suprinity + Laser b) Suprinity + Jato de Óxido de Alumínio c) Suprinity + Ácido Fluorídrico 5% d) Suprinity Controle

**Tabela 12** – Tabela dos elementos químicos em peso e porcentagem encontrados no EDS após o tratamento de superfície na cerâmica de silicato de lítio reforçada por zircônia Suprinity

Elemento	Laser	Jato de Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	HF 5%	Controle
O	18,96	35,46	33,33	25,86
Al	1,82	3,52	0,72	1,54
Si	43,02	57,96	42,09	68,59
Zr	33,58			
K	2,63	3,06		

## 5.4 CERÂMICA FELDSPÁTICA

### 5.4.1 Mark II

Os valores de rugosidade Ra ( $\mu\text{m}$ ) variaram de 0,8230 a 2,1340. Houve diferença estatística significativa entre os grupos ( $p=0,01$ ). Estes resultados podem ser visualizados nas tabelas 13,14 e no gráfico 4. Na tabela 14 está representada a média e intervalos de confiança de 95%. Pode-se também observar, na figura 16, que no primeiro quadrante (a), houve uma alteração visível na superfície, no segundo quadrante (b), uma superfície um pouco menos alterada, no terceiro quadrante (c) podemos observar uma superfície bastante irregular. Na tabela 15 que representa o EDS realizado em cada tratamento de superfície, podemos notar no quadrante (a) o aumento dos elementos oxigênio, sódio, alumínio e a diminuição de sílica na qual superfície recebeu o tratamento com laser e no quadrante (c) também houve uma diminuição de sílica pela ação do ácido fluorídrico 10%.

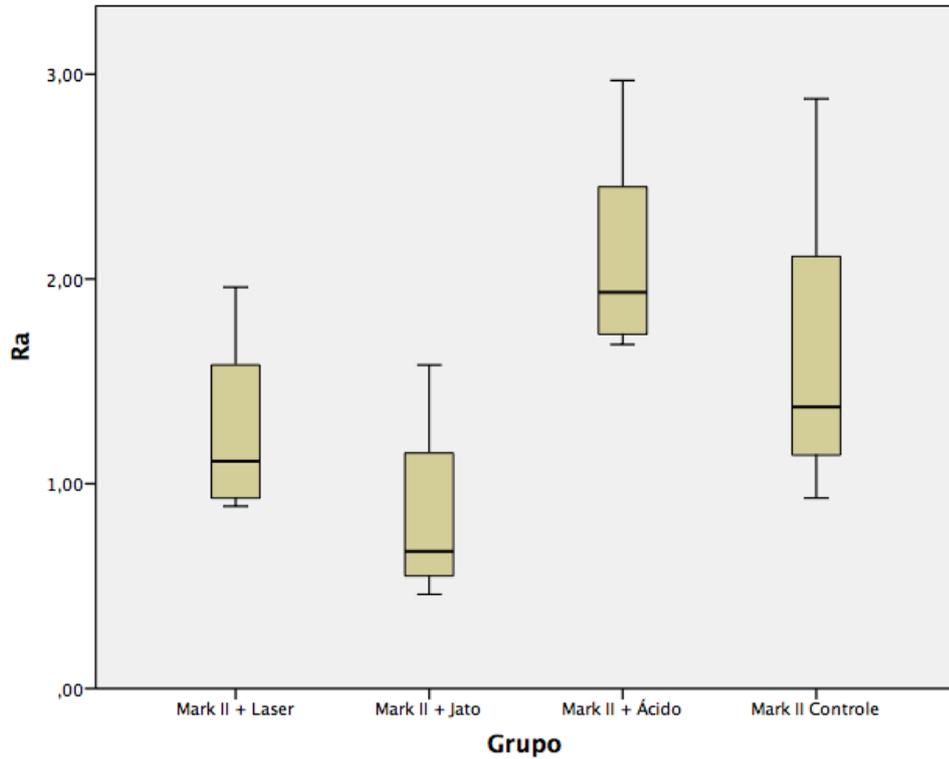
**Tabela 13** – Tabela de análise de variância realizada na cerâmica feldspática Mark II

	Soma dos Quadrados	GL	Média dos Quadrados	Estat F	p valor
Entre Grupos	9,175	3	3,058	13,336	0,001
Dentro Grupos	8,256	36	0,229		
Total	17,431	39			

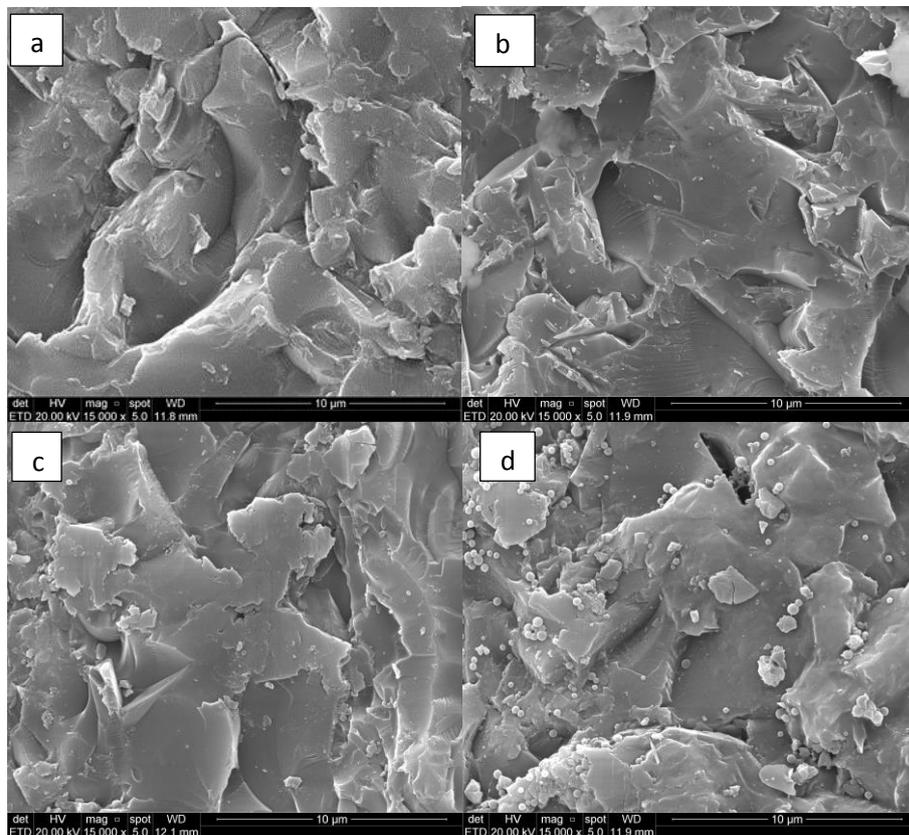
**Tabela 14** - Tabela do teste de Tukey realizado na cerâmica cerâmica feldspática Mark II

Grupo	Média	n	Desvio Padrão
Mark II + Laser <sup>bc</sup>	1,2600	10	0,38000
Mark II + Jato <sup>c</sup>	0,8230	10	0,38471
Mark II + Ácido <sup>a</sup>	2,1340	10	0,47859
Mark II Controle <sup>ab</sup>	1,5930	10	0,62918

\* Médias seguidas de letras distintas diferem estatisticamente do teste ANOVA e Tukey



**Gráfico 4** - Representação gráfica dos valores de rugosidade e os grupos com os tratamentos de superfície correspondentes à cerâmica feldspática MarkII.



**Figura 16** – Tratamentos de superfície analisados pelo MEV, cerâmica feldspática Mark II (a) Mark II + Laser, (b) Mark II + Jato de Óxido de Alumínio, (c) Mark II + Ácido Fluorídrico 10%, (d) Mark II Controle

**Tabela 15** – Tabela dos elementos químicos em peso e porcentagem encontrados no EDS após o tratamento de superfície na cerâmica feldspática Mark II

Elemento	Laser	Jato de Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	HF 10%	Controle
O	30,37	26,94	31,60	27,89
Na	10,44	6,15	7,87	4,83
Al	19,52	15,51	15,61	14,91
Si	32,19	42,54	37,74	43,67
K	6,00	8,86	7,19	8,70
Ca	1,48			

## 5.5 CERÂMICAS VÍTREAS COM ESTRUTURA CRISTALINA DE DISSILICATO DE LÍTIO

### 5.5.1 E.max CAD

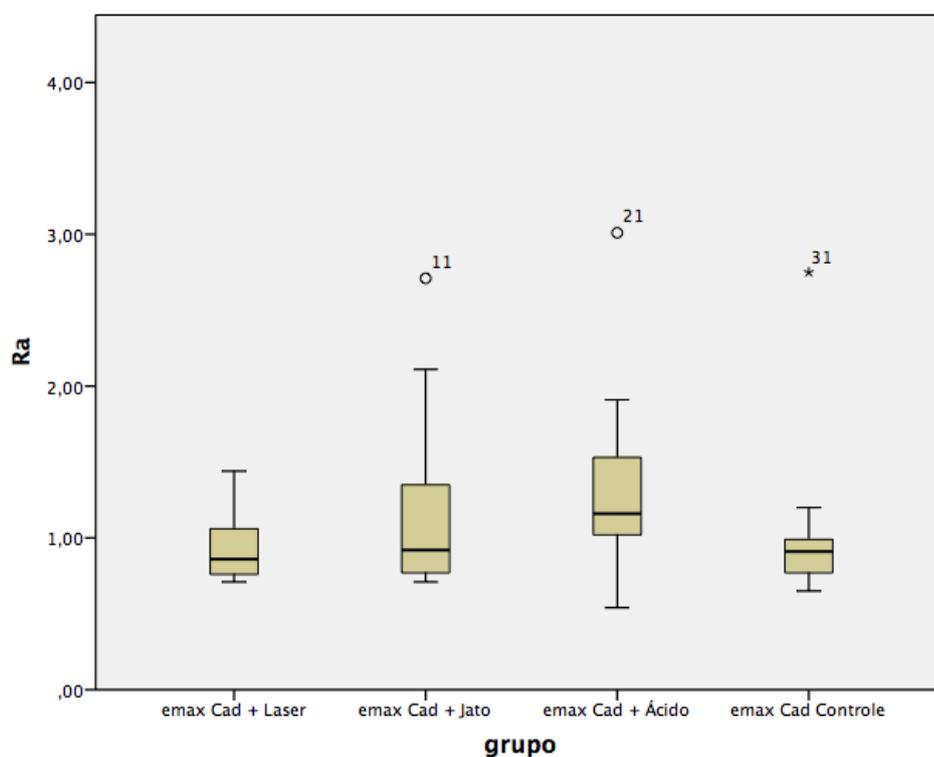
Os valores de rugosidade Ra ( $\mu\text{m}$ ) variaram de 0,9420 a 1,3730. Não houve diferença estatística significativa entre os grupos ( $p=0,395$ ). Estes resultados podem ser visualizados nas tabelas 16,17 e no gráfico 5. Podemos também observar, na figura 17, que no primeiro quadrante (a), poucas alterações na superfície, no segundo quadrante (b), uma superfície um pouco mais irregular que a primeira, no terceiro quadrante (c) podemos observar uma superfície característica de ataque ácido. Na tabela 18 que representa o EDS realizado em cada tratamento de superfície, podemos notar a diminuição pela metade em peso da sílica e o aparecimento do enxofre no quadrante (a), no qual o tratamento de superfície foi o laser, no quadrante (b) a diminuição do elemento oxigênio e o aumento do elemento alumínio, no qual o tratamento de superfície foi o jato de óxido de alumínio e no quadrante (c) houve aumento do oxigênio e diminuição da sílica, com a superfície tratada pelo ácido fluorídrico 10%

**Tabela 16** - Tabela de análise de variância realizada na cerâmica vítrea com estrutura cristalina de dissilicato de lítio E.max CAD.

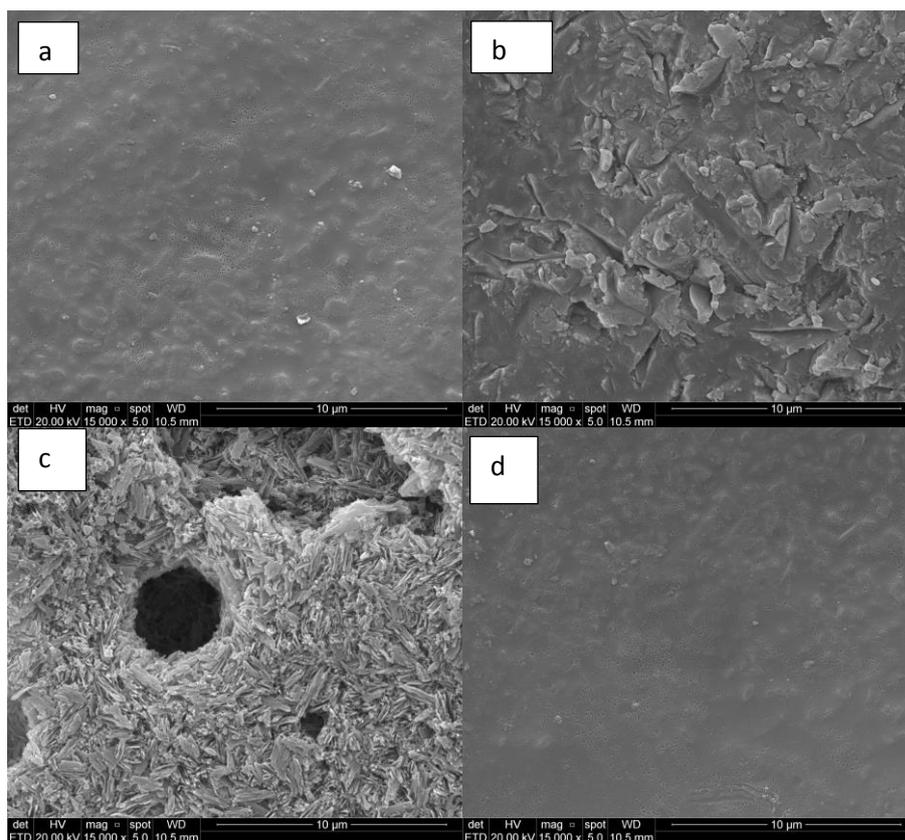
	Soma dos Quadrados	GL	Média dos Quadrados	Estat F	p valor
Entre Grupos	1,033	3	0,344	1,021	0,395
Dentro Grupos	12,148	36	0,337		
Total	13,181	39			

**Tabela 17** - Tabela do teste de Tukey realizado na cerâmica vítrea com estrutura cristalina de dissilicato de lítio E.max CAD.

Grupo	Média	n	Desvio Padrão
emax Cad + Laser	0,9420	10	0,24697
emax Cad + Jato	1,2090	10	0,67580
emax Cad + Ácido	1,3730	10	0,67691
emax Cad Controle	1,0670	10	0,61147



**Gráfico 5** - Representação gráfica dos valores de rugosidade e grupos com os tratamentos de superfície correspondentes a Cerâmicas vítreas com estrutura cristalina de dissilicato de lítio Emax CAD



**Figura 17** – Tratamentos de superfície analisados pelo MEV, Cerâmicas vítreas com estrutura cristalina de dissilicato de lítio E.max CAD (a) Emax CAD+ Laser, (b) Emax CAD + Jato de Óxido de Alumínio,(c) Emax CAD + Ácido Fluorídrico 10%,(d) Emax CAD Controle

**Tabela 18** – Tabela dos elementos químicos em peso e porcentagem encontrados no EDS após o tratamento de superfície na cerâmica vítrea com estrutura cristalina de dissilicato de lítio E.max CAD.

Elemento	Laser	Jato de Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	HF 10%	Controle
O	24,28	20,71	33,83	25,03
Al	1,40	2,69	1,10	1,63
Si	36,68	62,15	53,38	60,74
S	28,48			
K	5,88	8,18	7,45	8,58
Zn	2,76	6,27	4,24	4,02

## 5.6 CERÂMICAS VÍTREAS COM ESTRUTURA CRISTALINA DE LEUCITA

### 5.6.1 Empress CAD

Os valores de rugosidade Ra ( $\mu\text{m}$ ) variaram de 1,1750 a 2,0090. Houve diferença estatística significativa entre os grupos ( $p=0,06$ ). Estes resultados podem ser visualizados nas tabelas 19,20 e no gráfico 6. Podemos também observar, na figura 18, que no primeiro quadrante (a), poucas alterações na superfície, no

segundo quadrante (b), uma superfície um pouco mais irregular que a primeira, no terceiro quadrante (c) podemos observar uma superfície característica de ataque ácido. Na tabela 21 que representa o EDS realizado em cada tratamento de superfície; no quadrante (c) foi observado um aumento do elemento oxigênio pelo tratamento com ácido fluorídrico.

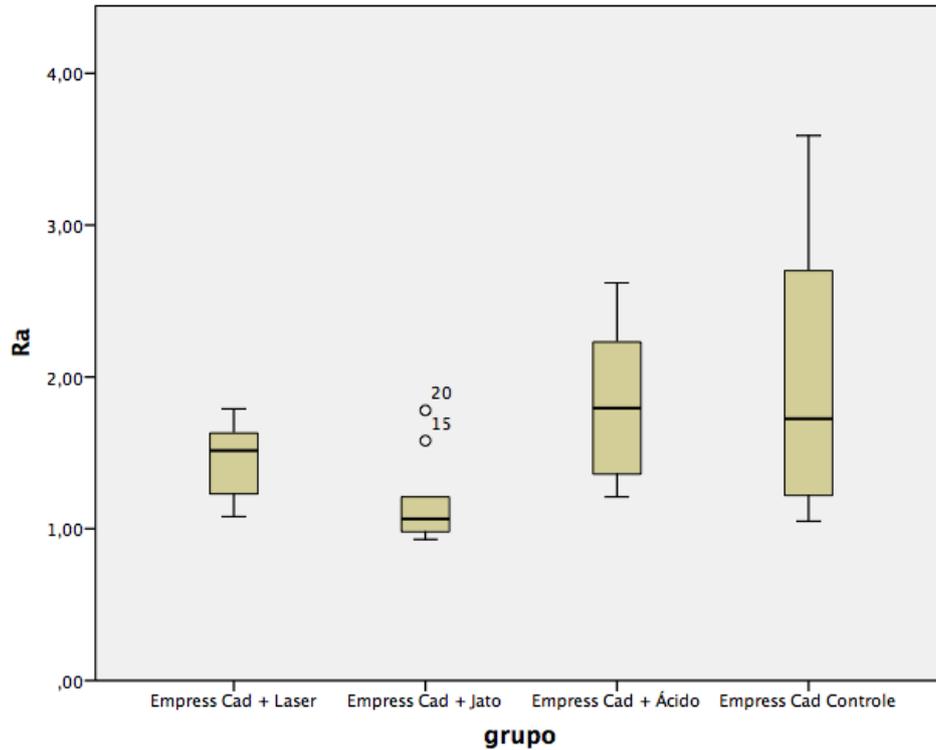
**Tabela 19** – Tabela de análise de variância realizada na cerâmica vítrea com estrutura cristalina de leucita Empress CAD

	Soma dos Quadrados	GL	Média dos Quadrados	Estat F	p valor
Entre Grupos	4,161	3	1,387	4,870	0,006
Dentro Grupos	10,254	36	0,285		
Total	14,416	39			

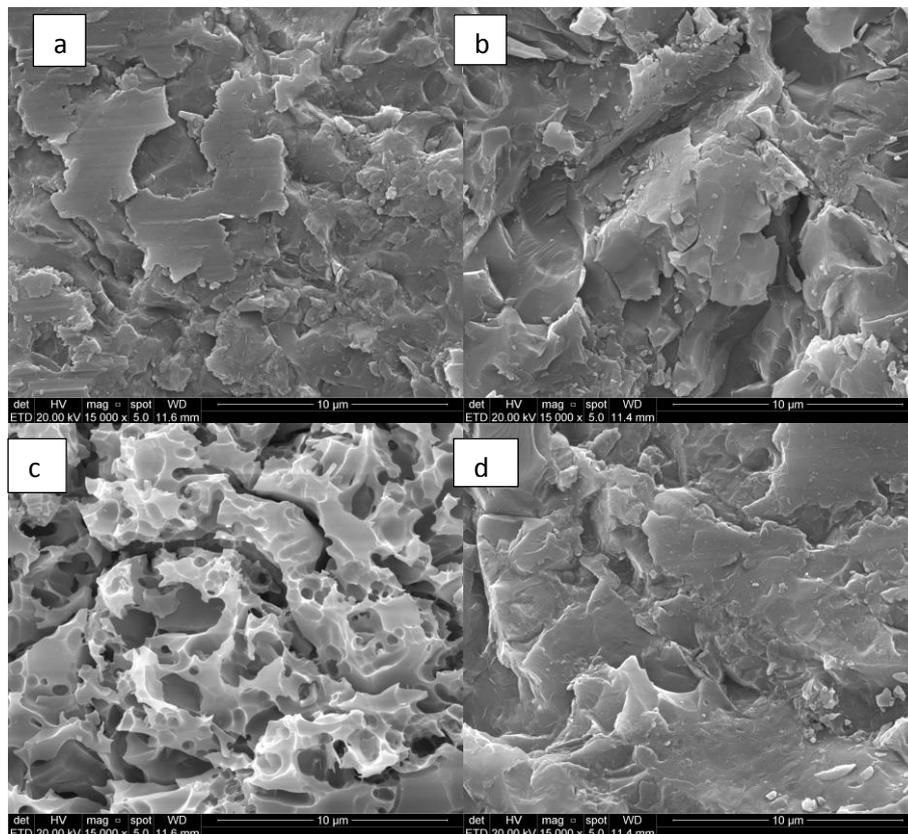
**Tabela 20** - Tabela do teste de Tukey realizado na cerâmica vítrea com estrutura cristalina de leucita Empress CAD.

Grupo	média	n	Desvio Padrão
emax Cad + Laser <sup>ab</sup>	0,9420	10	0,24697
emax Cad + Jato <sup>b</sup>	1,2090	10	0,67580
emax Cad + Ácido <sup>b</sup>	1,3730	10	0,67691
emax Cad Controle <sup>a</sup>	1,0670	10	0,61147

\* Médias seguidas de letras distintas diferem estatisticamente do teste ANOVA e Tukey



**Gráfico 6** - Representação gráfica dos valores de rugosidade e os grupos com os Cristalina de Leucita Empress CAD tratamentos de superfície correspondentes à Cerâmicas Vítreas com Estrutura



**Figura 18** – Tratamentos de superfície analisados pelo MEV, comparação dos tratamentos de superfície analisados pelo MEV na Cerâmicas vítreas com estrutura cristalina de leucita Empress CAD (a) Empress CAD+ Laser, (b) Empress CAD + Jato de Óxido de Alumínio,(c) Empress CAD + Ácido Fluorídrico 10%,(d) Empress CAD Controle

**Tabela 21** - Tabela dos elementos químicos em peso e porcentagem encontrados no EDS após o tratamento de superfície na cerâmica vítrea com estrutura cristalina de leucita Empress CAD.

Elemento	Laser	Jato de Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	HF 10%	Controle
O	24,18	26,69	34,02	28,34
Na	4,85	2,32	4,26	3,11
Al	12,32	12,45	10,46	12,06
Si	41,02	41,62	38,44	42,08
K	11,61	14,88	10,98	13,11
Ca	2,02	2,05	1,84	1,30

## 5.7 CERÂMICA FELDSPÁTICA

### 5.7.1 Cerec Blocs

Os valores de rugosidade Ra ( $\mu\text{m}$ ) variaram de 0,5500 a 1,5970. Houve diferença estatística significativa entre os grupos ( $p=0,001$ ). Estes resultados podem ser visualizados nas tabelas 22,23 e no gráfico 7. Podemos também observar, na figura 19, que no primeiro quadrante (a), poucas alterações na superfície, no segundo quadrante (b), uma superfície um pouco mais irregular que a primeira, no terceiro quadrante (c) podemos observar uma superfície característica de ataque ácido. Na tabela 24 que representa os EDS realizado em cada tratamento de superfície; nos quais foram observados no quadrante (b) a diminuição dos elementos oxigênio e sódio e aumento de sílica, no qual o tratamento de superfície foi o jato de óxido de alumínio, e no quadrante (c) foi observado o aumento do elemento oxigênio, no qual o tratamento de superfície foi o ácido fluorídrico 10%.

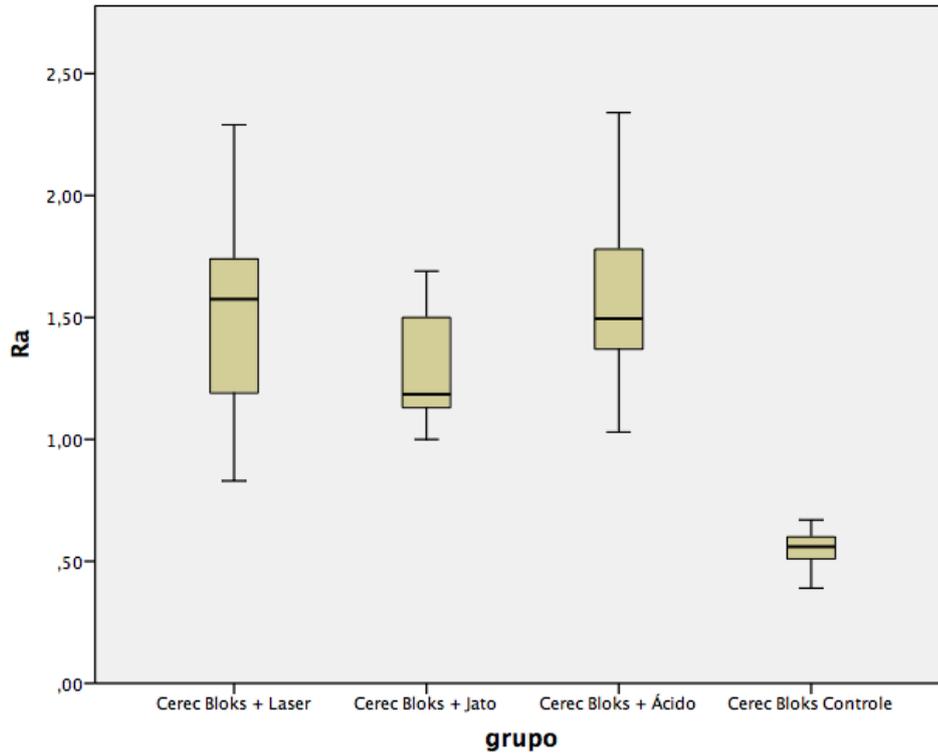
**Tabela 22** - Tabela de análise de variância da cerâmica feldspática Cerec Blocs

	Soma dos Quadrados	GL	Média dos Quadrados	Estat F	p valor
Entre Grupos	6,812	3	2,271	24,702	0,001
Dentro Grupos	3,309	36	0,092		
Total	10,122	39			

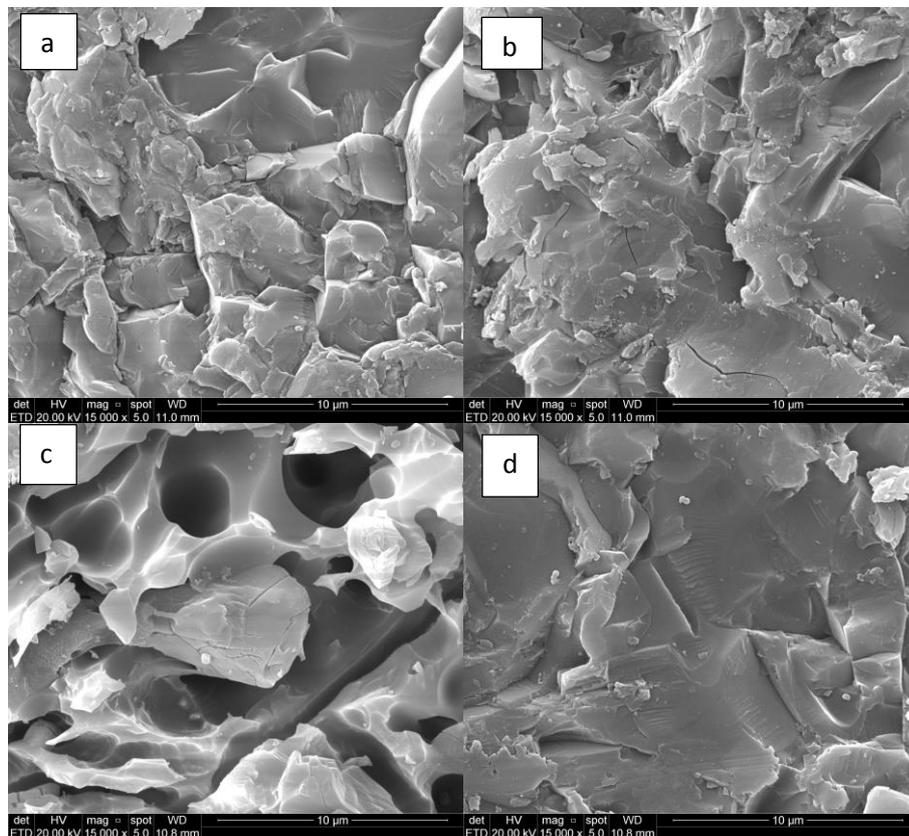
**Tabela 23** – Tabela do teste de Tukey realizado na cerâmica feldspática Cerec Blocs.

Grupo	Média	N	Desvio Padrão
Cerec Blocs + Laser <sup>a</sup>	1,5170	10	0,42450
Cerec Blocs + Jato <sup>a</sup>	1,2730	10	0,22745
Cerec Blocs + Ácido <sup>a</sup>	1,5970	10	0,35963
Cerec Blocs Controle <sup>b</sup>	0,5500	10	0,08028

\* Médias seguidas de letras distintas diferem estatisticamente do teste ANOVA e Tukey



**Gráfico 7** - Representação gráfica dos valores de rugosidade e os grupos os tratamentos de superfície correspondentes à cerâmica feldspática Cerec Bloks.



**Figura 19** – Comparação dos tratamentos de superfície analisados pelo MEV da cerâmica feldspática Cerec Bloks. (a) Cerec Bloks+ Laser; (b) Cerec Bloks + Jato de Óxido de Alumínio (c) Cerec Bloks + Ácido Fluorídrico 10% (d) Cerec Bloks Controle

**Tabela 24** - Tabela dos elementos químicos em peso e porcentagem encontrados no EDS após o tratamento de superfície na cerâmica feldspática Cerec Blocs.

Elemento	Laser	Jato de Al <sub>2</sub> O	HF 10	Corte
O	31,42	26,77	36,24	30,57
Na	8,38	5,11	6,01	9,41
Al	16,26	14,88	12,36	16,63
Si	37,02	44,55	38,13	36,26
K	6,92	8,71	7,27	6,14
Ca				1,00

## 6 DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar a viabilidade do laser de diodo, como alternativa ao jateamento com óxido de alumínio e ao ácido fluorídrico em comparação ao processo de usinagem no tratamento superficial dos seguintes materiais restauradores; cerâmica híbrida; resina nanocerâmica; cerâmica de silicato de lítio reforçada por zircônia; cerâmica feldspática; cerâmica vítrea com estrutura cristalina de dissilicato de lítio; cerâmica vítrea com estrutura cristalina de leucita. Sabendo-se da necessidade de buscar novas alternativas de um protocolo de condicionamento na superfície dos materiais restauradores em CAD/CAM, que fosse altamente eficaz, rápido, simplificado e principalmente seguro, estudos foram realizados, como podemos ler a seguir; buscando alterações na interface destes materiais tornando mais efetiva a sua cimentação.

Estudos envolvendo a utilização do laser de diodo para ablação de cerâmica CAD/CAM são escassos, encontramos em nossas investigações; um estudo onde o laser produziu alterações em uma cerâmica convencional de cobertura; Análise da Resistência ao Cisalhamento de Reparos em Cerâmicas após Diferentes Tratamentos de Superfície, em 2013. Uma vez que os lasers de uso clínico não são utilizados para este fim; porém estas alterações não foram significativas de modo que evidenciassem sucesso para uma superfície de porcelana estar preparada para receber o processo restaurador; quer por falta de interação com a porcelana ou por presença de profundas alterações como trincas devido a um efeito fototérmico<sup>149</sup>. Porém, a utilização do laser de diodo parece ser viável para o tratamento superficial da cerâmica CAD/CAM Cerâmica vítrea com estrutura cristalina de leucita Empress CAD e Cerâmica Feldspática Cerec Blocs; pois, produziu alterações na superfície destas (figuras 18 e 19).

Segundo afirma Yoshiyasu (2001) quando a luz é absorvida, a energia entregue irá provocar efeitos: fotoquímicos, térmicos, por foto ablação, por ablação induzida por plasma e ainda por fotodisrupção<sup>98</sup>; o que preconiza o fabricante da resina nanocerâmica Lava Ultimate é a não utilização do laser pelos seus efeitos térmicos o qual pode ser observado na figura 14 (a), onde podemos comprovar a orientação do fabricante.

Para Addison et al. (2007), a técnica de jateamento com partículas de óxido de alumínio é fácil e simples de ser executada. Por isso, essa técnica é amplamente

utilizada na Odontologia para a cimentação adesiva de restaurações confeccionadas com cerâmicas ácido resistentes. No jateamento, as partículas são movidas em um fluxo de ar e se chocam contra a superfície interna das restaurações cerâmicas. O tamanho de partícula de alumínio, dureza, velocidade, morfologia, fluxo e ângulo de impacto determinam a proporção da abrasão e, conseqüentemente, o padrão de rugosidade criado na superfície cerâmica<sup>61</sup>. Concluiu-se que ao criar rugosidade na superfície dos materiais restauradores em CAD/CAM, podemos promover o aumento na resistência de união, uma vez que o cimento resinoso escoar através desta superfície e também para dentro das irregularidades formadas pelo jateamento; porém deve-se buscar sempre uma união química com este cimento, no qual podemos observar nos resultados; tabela 7 e 8, da resina nanocerâmica e também pelas fotos do MEV (figura 14).

Segundo Oyague et al. (2009) o tratamento da superfície cerâmica promove alterações na topografia, criando microporosidades e rugosidades, onde os resumos deste estudo comprovaram, o que por sua vez permite o aumento da área superficial disponível para adesão, favorecendo o embricamento mecânico para retenção do agente de união (silano) e ainda possibilita um melhor molhamento, pelo aumento da energia de superfície<sup>38</sup>, onde também podemos observar na tabela 1; nos seguintes materiais restauradores: cerâmicas feldspáticas, Cerâmica vítrea com estrutura cristalina de leucita, Cerâmicas vítreas com estrutura cristalina de dissilicato de lítio, cerâmica de silicato de lítio reforçada por zircônia e cerâmicas híbridas e de acordo com Pospiech em 2002; as cerâmicas consideradas ácido condicionáveis são aquelas cuja matriz vítrea se degrada na presença do ácido fluorídrico, enquanto as cerâmicas não condicionáveis; não são afetadas pelo tratamento de superfície por apresentarem baixo ou nenhum conteúdo de sílica, conseqüentemente sofrem pouca ou nenhuma degradação superficial na presença do ácido fluorídrico<sup>39</sup>, onde nossas cerâmicas acima citadas foram degradadas na sua matriz vítrea, e a nossa resina nanocerâmica não apresentou esse resultado por possuir baixo conteúdo de sílica; a resina nanocerâmica, tem por indicação pelo fabricante o jateamento com óxido de alumínio, como podemos observar nas fotos do MEV na figura 19 ,dos tratamentos de superfície da resina nanocerâmica. procura-se promover irregularidades superficiais e ligação química ao cimento resinoso. Derand et al. (2000); Ozcan et al. (2003); Yoshida et al. (2006); Spohr et al. (2003); Hilgert et al. (2008); El-Mowafy (2003); Lopes et al. (2002); Van Noort

(2002); Calamia (1983; 1985)<sup>40-49</sup> afirmam que o condicionamento com ácido fluorídrico e a aplicação de agente de união silano em cerâmicas à base de sílica aumenta a resistência de união entre restaurações livres de infraestrutura metálica os cimentos resinosos; como a cerâmica híbrida, cerâmica de silicato de lítio reforçada por zircônia, Cerâmicas vítreas com estrutura cristalina de dissilicato de lítio e cerâmica vítrea com estrutura cristalina de leucita; podemos observar na tabela 3 que descreve a composição química dos materiais utilizados neste estudo.

Afirma Kern (2006) que os atuais materiais cerâmicos reforçados, utilizados para a criação das infraestruturas de coroas e pontes fixas, não necessitam de união ao substrato para apresentar resistência mecânica adequada e, em sua maioria, não são sensíveis ao tratamento superficial com ácido fluorídrico e silano<sup>50</sup>, os quais chamamos de materiais restauradores não condicionáveis, ou seja, resistentes ao condicionamento com ácido fluorídrico. Afirma também Hilgert et al. (2009) que conhecimento das características das cerâmicas utilizadas na confecção das restaurações protéticas sem metal é essencial para a escolha da estratégia de cimentação, como podemos comprovar na tabela 1 e também na tabela 3 que nos indica a composição dos materiais pesquisados<sup>51</sup>.

Van Noort (2002); Janda (2007) afirmaram que as cerâmicas condicionáveis são ricas em sílica, o ácido fluorídrico, quando aplicado sobre a superfície destas cerâmicas, cria micro retenções, o que aumenta a área superficial e expõe grupos hidroxila<sup>47,34,52</sup>, como observamos em nossas cerâmicas condicionáveis, ricas em sílica, esta superfície condicionada é, então, tratada com agente silano. Assim, além da retenção micromecânica pela penetração do cimento resinoso nas irregularidades promovidas pelo condicionamento ácido da cerâmica, existe uma união química resultante da silanização, abonaram Matinlinna et al. (2007)<sup>52</sup>. Kinnen et al. (2006); Edelhoff et al. (2005) concluíram que cerâmicas vítreas reforçadas por dissilicato de lítio apresentam maior resistência, quando comparadas com os demais materiais cerâmicos ricos em sílica. Sendo assim, além da possibilidade de serem condicionadas, silanizadas e cimentadas adesivamente com cimentos resinosos, elas também podem (caso o preparo apresente características que promovam boa retenção) ser cimentadas de maneira convencional<sup>55,56</sup>, como demonstra o MEV da figura 22. Porém, conforme Pedrazzi (2007), devido à natureza altamente corrosiva deste ácido, no entanto, a busca por alternativas para o condicionamento da

porcelana pode contribuir para um procedimento reparador mais seguro para o paciente<sup>150</sup>.

## 7 CONCLUSÃO

Os resultados obtidos neste estudo sugerem que: apesar de três materiais não demonstrarem diferença estatística significativa ao tratamento de superfície com laser, jateamento com óxido de alumínio, ácido fluorídrico quando comparados ao processo de usinagem (controle); Cerâmica Híbrida Enamic ( $p= 0,892$ ), Resina Nanocerâmica Lava Ultimate ( $p= 0,599$ ), Cerâmicas vítreas com estrutura cristalina de dissilicato de lítio E.max CAD ( $p=0,395$ ), os quatro restantes Cerâmica de Silicato de Lítio Reforçada por Zircônia Suprinity ( $p=0,01$ ). Onde; o tratamento de superfície que foi estatisticamente significativo foi a aplicação de ácido fluorídrico 5% por 20 segundos, Cerâmica Feldspática Mark II ( $p=0,01$ ). Onde; o tratamento de superfície que foi estatisticamente significativo foi a aplicação de ácido fluorídrico 10% por 60 segundos e a usinagem, cerâmica vítrea com estrutura cristalina de leucita Empress CAD ( $p=0,06$ ). Onde; o tratamento de superfície que foi estatisticamente significativo foi a usinagem e a aplicação do laser de diodo por 30 segundos e Cerâmica Feldspática Cerec Blocs ( $p=0,01$ ). Onde; o tratamento de superfície que foi estatisticamente significativo foi a aplicação de ácido fluorídrico 10% por 60 segundos, seguido da aplicação do laser de diodo por 30 segundos e aplicação do Jato de óxido de alumínio com partículas de 50  $\mu\text{m}$ , durante 20 segundos.

A partir das múltiplas observações realizadas neste estudo, pode-se afirmar que a utilização do laser de diodo parece ser viável para o tratamento superficial das cerâmicas cerâmica vítrea com estrutura cristalina de leucita Empress CAD e Cerâmica Feldspática Cerec Blocs CAD/CAM, pois produziu alterações na superfície destas cerâmicas estudadas, porém deverão ser realizados mais estudos, com diferentes metodologias, como: modificar a potência empregada, aumentar ou diminuir o tempo de irradiação, utilizar diferentes tipos e marcas comerciais de cerâmica CAD/CAM; buscando estabelecer um protocolo de uso para a validação da sua utilização na clínica diária para este fim.

## REFÊRENCIAS

1. HILGERT LA, SCHWEIGER J, BEUER F, ANDRADA MAC, ARAÚJO E, EDELHOFF D. CAD/CAM restorative dentistry: the present state-of-the-art part 1 – fundamentals of use. *Clínica - International Journal of Brazilian Dentistry*, Florianópolis, 2009;5(3): 294-303, jul./set.
2. PECANOV-SCHRÖDER A, EDELHOFF D, NOLL FJ, BEHRENS A. Experts Circle Ceramics and CAD / CAM "- one topic, three opinions (part 1). *Dent magazine*. 2008; (1):12-25.
3. HILGERT LA, SCHWEIGER J, BEUER F, ANDRADA MAC, ARAÚJO E, EDELHOFF D. CAD/CAM restorative dentistry: the present state-of-the-art. Part 2 – Restorative Possibilities and CAD/CAM Systems. *Clínica - International Journal of Brazilian Dentistry*, Florianópolis, 2009;5(4):424-435, out./dez.
4. WILDGOOSE DG, JOHNSON A, WINSTANLEY RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *J Prosthet Dent*. 2004;91:136-43.
5. LIU PR, ESSIG ME. Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent*. 2008;29:482, 4, 6-8.
6. HILGERT LA, SCHWEIGER J, BEUER F, ANDRADA MAC, ARAÚJO E, EDELHOFF D. CAD/CAM restorative dentistry: the present state-of-the-art Part 3 – Restorative materials for CAD/CAM systems. *Clínica -International Journal of Brazilian Dentistry*, Florianópolis,2010;6(1):86-96, jan./mar.
7. RAPTIS NV, MICHALAKIS KX, HIRAYAMA H. Optical behavior of current ceramic systems. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2006;26(1):31-41.
8. VITA ZAHNFABRIK H. RAUTER GMBH & CO.KG SPITALGASSE 3 D-79713 Bad Säckingen · Germany Tel. +49(0)7761/562-0 · Fax +49(0)7761/562-299 Hotline: Tel. +49(0)7761/562-222. Fax +49(0)7761/562-446. Disponível em: <http://www.vita-zahnfabrik.com>. Disponível em: <http://info@vita-zahnfabrik.com>.
9. GIORDANO R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc*, 2006;137 Suppl:14S-21S.
10. HILGERT LA et al. Odontologia restauradora com sistemas CAD/CAM – o estado atual da arte. Parte 3 - Materiais restauradores para sistemas CAD/CAM. *Clínica - Int J Braz Dent*, IN PRESS.
11. CASTILHO AA et al. Biaxial flexural strength of feldspathic ceramics on Cerec inLab system. *J Dent Res*, 2009; 88 Spec Iss A, #542.
12. REICH S, HORNBERGER H. The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 2002;88:44-9.

13. DEVIGUS A, LOMBARDI G. Veneers made from VITABLOCS® for CEREC®/inLab®. Bad Säckingen: Vita Zahnfabrik. 2005/2006. 44p.
14. HILGERT LA et al. Odontologia restauradora com sistemas CAD/CAM – o estado atual da arte. Parte 2 - Possibilidades restauradoras e sistemas CAD/ CAM. Clínica - Int J Braz Dent, IN PRESS.
15. IVOCCLAR VIVADENT AG Bendererstrasse 2 9494 Schaan Liechtenstein Tel. +423 235 35 35 Fax +423 235 33 60. Disponível: <http://www.ivoclarvivadent.com>.
16. HÖLAND W, RHEINBERGER V, APEL E, van 't Hoen C, Höland M, Dommann A, et al., Clinical applications of glass-ceramics in dentistry. J Mater Sci Mater Med, 2006; 7(11):1037-42.
17. MIYAZAKI T, HOTTAY, CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. Aust Dent J, 2011; 56 Suppl 1:97-106.
18. TROST L, STINESS, BURT L. Making informed decisions about incorporating a CAD/CAM system into dental practice. J Am Dent Assoc, 2006; 137 Suppl:32S-36S.
19. GUESS PC, ZAVANELLI RA, SILVA NR, BONFANTE EA, COELHO PG, THOMPSON VP. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. Int J Prosthodont, 2010;23(5):434-42.
20. FASBINDER DJ, DENNISON JB, HEYS D, NEIVA G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. J Am Dent Assoc, 2010; 141 Suppl 2:10S-4S.
21. VELOSO GE. Sistema CEREC *Chairside*. [Monografia]. Porto, 2008. Disponível em: <[www.bdigital.ufp.pt](http://www.bdigital.ufp.pt)>. Acesso em: 19 out. 2012.
22. VIDOTTI HA. Influência da ciclagem térmica e mecânica em água na resistência ao cisalhamento da união infraestrutura/porcelana de cobertura em diferentes sistemas totalmente cerâmicos. [Dissertação] Bauru, 2011. Disponível em: <[www.teses.usp.br](http://www.teses.usp.br)>. Acesso em: 24 nov. 2012.
23. VOLPATO CAM, GARBELOTTO LGD, ZANI I M, VASCONCELOS DK. Próteses Odontológicas: Uma visão contemporânea. Fundamentos e Procedimentos. São Paulo: Editora Santos, 2012.
24. KAPPERT HF, VERBLENDUNG VON OXIDKERAMIKEN. In: TINSCHERT J, NATT G. Oxide ceramics and CAD / CAM technologies. Cologne: DZV; 2007:47-58.
25. APHOLT W, BINDL A, LÜTHY H, MÖRMANN WH. Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed InCeram-Alumina and InCeram-Zirconia bars. Dent Mater. 2001 May;17(3):260-7.

26. ITINOCHE KM, OZCAN M, BOTTINO MA, OYAFUSO D. Effect of mechanical cycling on the flexural strength of densely sintered ceramics. *Dent Mater.* 2006 Nov;22(11):1029-34.
27. CHAI J, CHU FC, CHOW TW, LIANG BM. Chemical solubility and flexural strength of zirconia-based ceramics. *Int J Prosthodont.* 2007 Nov-Dec;20(6):587-95.
28. YILMAZ H, AYDIN C, GUL BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *J Prosthet Dent.* 2007 Aug;98(2):120-8.
29. GOMES E A, ASSUNÇÃO WG, ROCHA EP, SANTOS PH. *Cerâmicas odontológicas: o estado atual.* São Paulo, 2008. Disponível em: <[www.scielo.br](http://www.scielo.br)>. Acesso em: 28 ago. 2016.
30. SCHWEIGER J, BEUER F High-performance plastics for CAD / CAM production. *Digitentent News.* 2008 Dec; 2(10):12-9.
31. 3M ESPE. DIGITAL MATERIALS AND EQUIPMENT. 2012 [cited 2012. Disponível em:[http://solutions.3m.com/wps/portal/3M/en\\_US/3M-ESPE-NA/dental-professionals/products/category/digital-materials/](http://solutions.3m.com/wps/portal/3M/en_US/3M-ESPE-NA/dental-professionals/products/category/digital-materials/)
32. DENRY I, KELLY JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* 2008 Mar;24(3):299-307.
33. MANICONE PF, ROSSI IOMMETTI P, RAFFAELLI L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent.* 2007 Nov;35(11):819-26.
34. JANDA R. *Cerâmica Completas: composição, propriedades, aplicação e avaliação.* Quintessence Zahntech. 2007;33(1):46-60.
35. BAN S. Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. *Jpn Dent Sci Rev.* 2008;44:3-21.
36. BEUER F. Zirconia Restorations A treatment guide from A such as selection of patients to Z such as cementing. *ZWR - The German Dentist's Journal.* 2007; 116 (1+ 2): 21-4.
37. OH WS, ANUSAVICE KJ. Effect of connector design on the fracture resistance of allceramic fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 2002 May;87(5):536-42.
38. OYAGUE RC, MONTICELLI F, TOLEDANO M, OSORIOE, FERRARI M, OSORIO R. Influence of surface treatmentsand resin cement selection on bonding to densely-sinteredzirconium-oxide ceramic, *Dent. Mater. J.* 2009 25(2):172-179.
39. POSPIECH P. All-ceramic crowns: bonding orcementing? *Clin Oral Investig.* 2002 6(4):189-97.
40. DERAND P, DERAND T. Bond strength of luting cements to zirconium oxiceramics. *Int J Prosthodont* 2000 13(2):131-5.

41. ÖZCAN M, VALLITTU PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cements to ceramics. *Dent Mater* 2003;19(8):725-31.
42. YOSHIDA K, TSUO Y, ATSUTA M. Bonding of dualcured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2006;77(1):28-33.
43. SPOHR AM, SOBRINHO LC, CONSANI S, SINHORETI MA, KNOWLES JC. Influence of surface conditions and silane agent on the bond of resin to IPS Empress 2 ceramic. *Int J Prosthodont* 2003;16(3):277-282.
44. HILGERT LA, LOPES GC, ARAÚJO E, BARATIERI LN. Adhesive procedures in daily practice: essential aspects. *Compend Contin Educ Dent*. 2008 May;29(4):208-15.
45. EL-MOWAFY O. What if Michael Buonocore had been unsuccessful in his mission? *J Can Dent Assoc*. 2003 Mar; 69(3):144-5.
46. LOPES GC, BARATIERI LN, ANDRADA MAC, VIEIRA LC. Dental adhesion: present state of the art and future perspectives. *Quintessence Int*. 2002 Mar;33(3):213-24.
47. VAN NOORT R. Introduction to dental materials. 2nd ed. Edinburgh: Mosby; 2002.
48. CALAMIA JR. Etched porcelain facial veneers: a new treatment modality based on scientific and clinical evidence. *N Y J Dent*. 1983 Sep-Oct;53(6):255-9.
49. CALAMIA JR. Etched porcelain veneers: the current state of the art. *Quintessence Int*. 1985 Jan;16(1):5-12.
50. KERN M. Befestigung von Oxidkeramiken. In: Tinschert J, Natt G. Oxidkeramiken und CAD/CAM Technologien. Köln: DZV; 2006:59-64.
51. HILGERT LA, MONTEIRO JÚNIOR S, VIEIRA LCC, GERNET W, EDELHOFF D. The luting agent choice for ceramic restorations. *Clínica - International Journal of Brazilian Dentistry, Florianópolis*, 2009;5(2):194-205, abr./jun.
52. MATINLINNA JP, VALLITTU PK. Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces - an insight review of the chemical aspects on surface conditioning. *J Oral Rehabil*. 2007 Aug;34(8):622-30.
53. BORGES GA, SPOHR AM, DE GOES MF, SOBRINHO LC, CHAN DC. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent*. 2003 May;89(5):479-88.
54. SOARES CJ, SOARES PV, PEREIRA JC, FONSECA RB. Surface treatment protocols in the cementation process of ceramic and laboratory-processed composite restorations: a literature review. *J Esthet Restor Dent*. 2005;17(4):224-35

55. KINNEN B, SPIEKERMANN H, EDELHOFF D. Five-year clinical evaluation of Empress 2 restorations. *J Dent Res.* 2006;85(Spec Iss B):0073
56. EDELHOFF D, SPIEKERMANN H, BRAUNER J, YILDIRIM M. IPS Empress 2 adhäsiv und konventionell befestigt – Klinische Ergebnisse nach dreijähriger Tragedauer. *Dental- praxis* 2005;12(1-2):21-33
57. AWLIYA W, ODÉN A, YAMAN P, DENNISON JB, RAZZOOG ME. Shear bond strength of a resin cement to densely sintered high-purity alumina with various surface conditions. *Acta Odontol Scand.* 1998 Feb;56(1):9-13
58. EDELHOFF D, OZCAN M. To what extent does the longevity of fixed dental prostheses depend on the function of the cement? Working Group 4 materials: cementation. *Clin Oral Implants Res.* 2007 Jun; 18 Suppl 3:193-204
59. VALANDRO LF, OZCAN M, BOTTINO MC, BOTTINO MA, SCOTTI R, BONA AD. Bond strength of a resin cement to high-alumina and zirconia-reinforced ceramics: the effect of surface conditioning. *J Adhes Dent.* 2006 Jun;8(3):175-81.
60. BLATZ MB, SADAN A, KERN M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2003 Mar;89(3):268-74.
61. O. ADDISON PM, MARQUIS GJ FLEMING. “The impact of modifying alumina air abrasion parameters on the fracture strength of a porcelain laminate restorative material”, *Dent. Mater.* 2007;23:1332-41.
62. MOSELE JC et al. Effect of particle sandblasting on the bond strength and mechanical behavior of zirconia-based ceramics. *Review Cerâmica*, 2014;60:179-186.
63. M. KERN A, BARLOI B, YANG. “Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding”, *J. Dent. Res.* 2009; 88:817-22.
64. F. KOMINE R, FUSHIKI M, KOIZUKA K, TAGUCHI S, KAMIO H, MATSUMURA, Effect of surface treatment on bond strength between an indirect composite material and a zirconia framework”, *J. Oral. Sci.* 2012; 54:39-46.
65. D. RE, D, AUGUSTI I, SAILER D, SPREAFICO A, CERUTTI, “The effect of surface treatment on the adhesion of resin cements to Y-TZP”, *Eur. J. Esthet. Dent.*2008;3:186-96.
66. R. RE, D, AUGUSTI G, AUGUSTI A, GIOVANNETTI. “Early bond strength to low-pressure sandblasted zirconia: evaluation of a self-adhesive cement”, *Eur. J. Esthet. Dent.*2012;7:164-75.
67. Y. TSUO K, YOSHIDA M, ATSUTA, “Effects of aluminablating and adhesive primers on bonding between resin luting agent and zirconia ceramic” *Dent. Mater. J.* 2006;25:669-74

68. S. SHIMOE N, TANOUE K, KUSANO M, OKAZAKI T, SATODA, "Influences of air-abrasion and subsequent heat treatment on bonding between zirconia framework material and indirect composites", *Dent. Mater. J.* 2012;31:751-7.
69. T. T. HEIKKINEN LV, LASSILA JP, MATINLINNA PK, VALLITTU, "Effect of operating air pressure on tribochemical silica-coating", *Acta. Odontol. Scand.* 2007; 65:241-8.
70. H. L. DE CASTRO PH, CORAZZA T, DE A, PAES-JÚNIOR A, DELLA BONA, "Influence of Y-TZP ceramic treatment and different resin cements on bond strength to dentin", *Dent. Mater.* 2012;28:1191-7.
71. B. YANG S, WOLFART M, SCHARNBERG K, LUDWING R, ADELUNG M. KERN, "Influences of contamination on zirconia ceramics bonding", *J. Dent. Res.* 2007;86:749-53.
72. M. N. ABOUSHELIB H, WANG, "Effect of surface treatment on flexural strength of zirconia bars", *J. Prosthet. Dent.* 2010;104:98-104.
73. P. C. GUESS Y, ZHANG J W, KIM ED, REKOW VP, THOMPSON, "Damage and reliability of Y-TZP after cementation surface treatment", *J. Dent. Res.* 2010;89: 592-6.
74. Y. ZHANG BR, LAWN E D, REKOW VP THOMPSON, "Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics", *J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater.* 2004;15:381-6.
75. Y. ZHANG BR, LAWN, MALAMENT KAV, THOMPSON ED. REKOW, "Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics", *Int. J. Prosthodont.* 2006;19:442-8.
76. BLATZ MB, SADAN A, KERN M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2003 Mar;89(3):268-74.
77. ATSU SS, KILICARSLAN MA, KUCUKESMEN HC, AKA PS. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent.* 2006 Jun;95(6):430-6.
78. TANAKA R, FUJISHIMA A, SHIBATA Y, MANABE A, MIYAZAKI T. Cooperation of phosphate monomer and silica modification on zirconia. *J Dent Res.* 2008 Jul;87(7):666-70.
79. AKGUNGOR G, SEN D, AYDIN M. Influence of different surface treatments on the short-term bond strength and durability between a zirconia post and a composite resin core material. *J Prosthet Dent.* 2008 May;99(5):388-99.
80. AMARAL R, OZCAN M, VALANDRO LF, BALDUCCI I, BOTTINO MA. Effect of conditioning methods on the microtensile bond strength of phosphate monomer-based cement on zirconia ceramic in dry and aged conditions. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2008 Apr;85(1):1-9.

81. PALACIOS RP, JOHNSON GH, PHILLIPS KM, RAIGRODSKI AJ. Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. *J Prosthet Dent*. 2006 Aug;96(2):104-14.
82. KUMBULOGLU O, LASSILA LV, USER A, VALLITTU PK. Bonding of resin composite luting cements to zirconium oxide by two air-particle abrasion methods. *Oper Dent*. 2006 Mar-Apr;31(2):248-55.
83. PHARK J, DUARTE JR, S, KAHN H et al. Influence of contamination and cleaning on bond strength to modified zirconia. *Dental Materials*. 2009;25:1541-50.
84. CRISTIANE BP. Efeito do laser de diodo (808nm) de alta potencia no crescimento de cultura de células de fibroblastos humanos, 2005, 67f. Dissertação (mestrado em lasers em odontologia) Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares e Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, 2005.
85. COONAERT J, ADRIANS P, DE BOEVER J. Long-term clinical study of porcelain-fused-to-gold restorations. *J Prosthet Dent, St. Louis*, 1984;51(3): 338-42.
86. ÔZCAN M, NIEDERMEIER W. Clinical study on the reasons for and location of failures of metal-ceramic restorations and survival of repairs. *Int J Prosthodont, Lombard*, 2002 May/June;15(3):299-302.
87. MORENA R, BEAUDREAU GM, LOCKWOOD PE et al. Fatigue of dental ceramics in a simulated oral environment. *J Dent Res*; 1986;65(7):993-997.
88. SHERRIL CA, O'BRIEN WJ. Transverse strength of aluminous and feldspathic porcelain. *J Dent Res*; 1974;53(3):683-90.
89. KELLY JR, HUNTER BV, BRENYO MR, et al. Simulating clinical failure during in vitro testing of all-ceramic crowns. *J Dent Res*; 1998;77:78 (Abstract 1175).
90. AZER SS, DRUMMOND JL, CAMPBELL SD et al. Influence of core buildup material on the fatigue strength of an all-ceramic crown. *J Prosthet Dent*; 2001;86(6):624-31.
91. LEEVAILO JC, PLATT JA, COCHRAN MA et al. In vitro study of fracture incidence and compressive fracture load of all-ceramic crowns cemented with resin-modified glass ionomer and other luting agents. *J Prosthet Dent*; 1998;80(6):699-707.
92. CASTILHO FILHO T. Avaliação da ação da radiação laser em baixa intensidade no processo de osseointegração de implantes de titânio inseridos em tibia de coelhos [dissertação]. São Paulo (SP): Instituto de pesquisa energética nucleares da Faculdade de odontologia da Universidade de São Paulo, 2003. 64p.
93. ARAÚJO GS. Avaliação histológica do efeito do laser de baixa intensidade na resposta do tecido conjuntivo ao cimento endofill. [tese]. São Paulo (SP): Faculdade de Odontologia de Araraquara da Universidade Estadual Paulista, 2008. 84p.

94. HENRIQUES ACG, MAIA AMA, CIMÕES R, CASTRO JFL. A laserterapia na odontologia: propriedades, indicações e aspectos atuais. *Odontologia Clín Científ.* 2008;7:197-200
95. RENISCH L. Laser physics and tissue interactions. *Otolaryngol Clin North Am.* 1996;29:893-914.
96. CATÃO MHCV. Os benefícios do laser de baixa intensidade na clínica odontológica na estomatologia. *Rev Bras Patol Oral.* 2004;3:214-8.
97. CHAVANTE MC. Laser em bio-medicina: Princípios e prática. São Paulo: Ed Atheneu; 2009, p. 87.
98. YOSHIYASU RYA. Um estudo in vitro sobre os efeitos da irradiação pelo laser de Er:YAG combinado com a terapia com flúor na resistência ácida do esmalte de dentes submetidos a aparelho ortodôntico fixo. [dissertação]. São Paulo (SP): Instituto de Pesquisas Energéticas Nucleares da Faculdade de odontologia da Universidade de São Paulo, 2001. 83p.
99. MORIYAMA LT. Ablação de resinas compostas com laser de Er:YAG sob diferentes fluxos de água [dissertação]. São Paulo (SP): Instituto de Física de São Carlos da Universidade de São Paulo; 2006. 85p.
100. GOMES ASL, Lopes MWF, Ribeiro CMB. Radiação laser: aplicações em cirurgia oral. *Int J Dent.* 2007;6:17-20.
101. MARINHO SA. Efeito da terapia fotodinâmica (PDT) sobre culturas de *Candida sp.* e de células epiteliais: estudo in vitro. 2006. 161 f. Tese (doutorado) – Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 2006.
102. PROCKT AP, TAKAHASHI A, PAGNONCELLI RM. Uso de terapia com laser de baixa intensidade na cirurgia bucomaxilofacial. *Revista Portuguesa de Estomatologia. Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial;* 2008;49(4):247-255.
103. GONCALVES SED, ARAUJO MAM, DEMIAO AJ. Dentin bond strength: Influence of laser irradiation, acid etching, and hypermineralization. *J Clin Laser Med Surg,* 1999 Apr;17(2):77-85.
104. GUTKNECHT N. A odontologia e o Laser- Atuação do Laser na Especialidade Odontológica. São Paulo, 2004.
105. MAENOSONO RM et al. Diode laser irradiation increases microtensile bond strength of dentin. In: (Ed.). *Braz Oral Res.* Brazil, 2015;29:1-5.
106. HOSAKA K et al. Relationship between mechanical properties of one-step selfetch adhesives and water sorption. *Dent Mater,* 2010 Apr;26(4):360-367.
107. LETICIA FFB. Avaliação do grau de sorção, solubilidade e taxa de conversão de sistemas adesivos irradiados com laser de diodo. Dissertação/Tese apresentada a Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo, Bauru, 2015.

108. ODA M, OLIVEIRA DC, LIBERTI EA. [Morphologic evaluation of the bonding between adhesive/composite resin and dentin irradiated with Er:YAG and Nd:YAG lasers: comparative study using scanning microscopy]. *Pesqui Odontol Bras*, 2001 Oct-Dec 5(4):283-9.
109. GHIGGI PC et al. Effect of the Nd:YAG and the Er: YAG laser on the adhesivedentin interface: a scanning electron microscopy study. *Photomed Laser Surg*, 2010 Apr;28(2):195-200.
110. FERREIRA LS et al. Effects of Nd:YAG Laser Irradiation on the Hybrid Layer of Different Adhesive Systems. *J Adhes Dent*, 2009;11(2):117-125.
111. DILSIZ A, AYDIN T, CANAKCI V, GUNGORMUS M. Clinical evaluation of Er:YAG, Nd:YAG, and diode laser therapy for desensitization of teeth with gingival recession. *Photomed Laser Surg*. 2010;28 (Suppl 2):S11-7.
112. UMBERTO R, CLAUDIA R, GASPARE P, GIANLUCA T, ALESSANDRO DEL V. Treatment of dentine hypersensitivity by diode laser: a clinical study. *Int J Dent*. 2012.
113. MAEDA FA. Avaliação da influência de diferentes tratamentos de superfície na resistência de união ao cisalhamento entre zircônia Y-TZP e cimento resinoso [Tese de Doutorado]. Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2012.
114. CAVALCANTI A, FOXTON R, WATSON T, OLIVEIRA M, GIANNINI M, MARCHI G. Bond Strength of Resin Cements to a Zirconia Ceramic with Different Surface Treatments. *Oper Dent*. 2009;34(3):280-7.
115. CORREIA ARM, FERNANDES JCAS, CARDOSO JAP, LEAL DA SILVA CFC. CAD-CAM: a informática a serviço da prótese fixa. *Revista de Odontologia da UNESP*. 2006;35(2):183-89.
116. WITKOWSKI S. (CAD-)/CAM in dental technology. *Quintessence Dent Technol*. 2005;28:169-84.
117. DURET F, BLOUIN JL, DURET B. CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc*. 1988;117:715-20.
118. LIU PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium*. 2005;26:507-16.
119. MORMANN WH. The origin of the Cerec method: a personal review of the first 5 years. *Int J Comput Dent*. 2004;7(1):11-24.
120. YOUNG JM, ALTSCHULER BR. Laser holography in dentistry. *J Prosthet Dent*. 1977;38:218-25.
121. MIYAZAKI T, HOTTA Y, KUNII J, KURIYAMA S, TAMAKI Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*. 2009;28(1):44-56.

122. CORREIA ARM, SAMPAIO FERNANDES JCA, CARDOSO JAP, LEAL DA SILVA CLC. CAD-CAM: informatics applied to fixed prosthodontics. Rev Odontol UNESP, 2006;35(2):83-89.
123. OTTO T, DE NISCO S. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. Int J Prosthodont, 2002;15(2):122-8.
124. GIANNETOPOULOS S, VAN NOORT R, TSITROU E. Evaluation of the marginal integrity of ceramic copings with different marginal angles using two different CAD/CAM systems. Dent Mater 2010; Available online 18 August; In Press, Corrected Proof.
125. BERNARDES SR, TIOSSI R, SARTORI IAM, THOMÉ G. Tecnologia CAD/CAM aplicada a prótese dentária e sobre implantes: o que é, como funciona, vantagens e limitações. Revisão crítica da literatura. Jornal ILAPEO, Volume 06 | nº 01 | Jan. Fev. Mar. 2012.
126. SANNINO G, GLORIA F, OTTRIA L, BARLATTANI A. Influence of finish line in the distribution of stress through an all ceramic implant-supported crown. A 3D Finite Element Analysis. Oral Implantol. 2009;2(2):14-27.
127. GUESS PC, ZAVANELLI RA, SILVA NR, BONFANTE EA, COELHO PG, THOMPSON VP. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure models and reliability after fatigue. Int J Prosthodont. 2010;23(5):434-442.
128. MÖRMANN WH. The evolution of the CEREC system. J Am Dent Assoc. 2006;137; (Suppl:7S-13S).
129. TSITROU EA, HELVATJOGLU-ANTONIADES M, VAN NOORT R. Preliminary evaluation of the structural integrity and fracture mode of minimally prepared resin bonded CAD/CAM crowns. J Dent. 2010;38(1):16-22.
130. SIRONA THE DENTAL COMPANY. CAD/CAM Systems [citado em 2005 Nov 20]. Disponível em: <http://www.sirona.com>.
131. TINSCHERT J, NATT G, HASSENPFUG S, SPIEKERMANN H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. Int J Comput Dent. 2004;7(1):25-45.
132. SIRONA DENTAL SYSTEMS GmbH. CEREC 3 - CEREC Scan - Instrucciones de uso de la Unidad de tallado. 1-54.2004.
133. MIYASHITA E, FONSECA AS. Odontologia estética: o estado da arte. São Paulo: Artes Médicas, 2004.
134. STRUB, JR, REKOWED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. J Am Dent Assoc, 2006;137(9):1289-96.

135. FUSTER-TORRES MA, ALBALAT-ESTELA S, ALCAÑIZ-RAYA M, PEÑARROCHA-DIAGOM. CAD / CAM dental systems in implant dentistry: update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 2009; 14(3):E141-5.
136. ZIRKONZAHNUSAINC supportUSA@zirkonzahn.com.
137. AMANN GIRRBACH AG Herrschaftswiesen 1 6842 Koblach | Austria.
138. CULP L, MCLAREN E. The evolution of digital dentistry and the digital dental team. *Int Dent SA*. 2008;10(4):52-9.
139. DALIN J. The future of impressions. *Dent Econ*. 2007 Jun [cited 2008 Dec 12];97(6). Available from: [http://www.dentaleconomics.com/articles/article\\_display.html?id=296261](http://www.dentaleconomics.com/articles/article_display.html?id=296261).
140. BEUER F, AGGSTALLER H, EDELHOFF D, GERNET W, SORENSEN J. Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dent Mater*. 2009 Jan;25(1):94-102.
141. BINDL A, MÖRMANN WH. Fit of all-ceramic posterior fixed partial denture frameworks in vitro. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2007 Dec;27(6):567-75.
142. VIGOLO P, FONZI F. An In Vitro evaluation of fit of zirconium-oxide-based ceramic four-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems, before and after porcelain firing cycles and after glaze cycles. *J Prosthodont*. Dec;17(8):621-6.
143. REICH S, WICHMANN M, NKENKE E, PROESCHEL P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci*. 2005 Apr;113(2):174-9.
144. LIU PR, ESSIG ME. Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent*. 2008 Oct;29(8):482-8.
145. BEUER F, NAUMANN M, GERNET W, SORENSEN JA. Precision of fit: zirconia three-unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig*. 2009 Sep;13(3):343-9.
146. MAY KB, RUSSELL MM, RAZZOOG ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent*. 1998 Oct;80(4):394-404.
147. GONZALO E, SUÁREZ MJ, SERRANO B, LOZANO JF. Marginal fit of zirconia posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont*. 2008 Sep-Oct;21(5):398-9.
148. ZANETTI JJ. Mecânica Geral – acabamento superficial. CFP SENAI Artes Gráficas, 1994, p.35-67.
149. BETTINELLI JD. Análise da resistência ao cisalhamento de reparos em cerâmicas após diferentes tratamentos de superfície. (Dissertação de mestrado) Porto Alegre: Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 2013.

150. HAMILTON PEDRAZZI. Resistência adesiva ao cisalhamento de reparos em porcelana condicionada com laser. 2007, 89f. Tese (doutorado em reabilitação oral) Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, 2007.