

FLÁVIA BARROS DELBONS

INFLUÊNCIA DE DIFERENTES MÉTODOS DE
CAPTURA DE IMAGEM NA ADAPTAÇÃO
MARGINAL E INTERNA DE RESTAURAÇÕES
CERÂMICAS FABRICADAS PELO SISTEMA
CAD/CAM – CEREC 3D: UM ESTUDO IN VITRO

FLORIANÓPOLIS

2010

FLÁVIA BARROS DELBONS

INFLUÊNCIA DE DIFERENTES MÉTODOS DE
CAPTURA DE IMAGEM NA ADAPTAÇÃO
MARGINAL E INTERNA DE RESTAURAÇÕES
CERÂMICAS FABRICADAS PELO SISTEMA
CAD/CAM – CEREC 3D: UM ESTUDO IN VITRO

Tese apresentada ao Programa de Pós-
Graduação em Odontologia da
Universidade Federal de Santa Catarina
como requisito para a obtenção do
título de Doutora em Odontologia, área
de concentração em Dentística.

Orientador: Prof. Dr. Élito Araújo
Co-orientador: Prof. Dr. Luiz Clóvis
Cardoso Vieira

FLORIANÓPOLIS

2010

Catálogo na fonte pela Biblioteca Universitária
da
Universidade Federal de Santa Catarina

D344i Delbons, Flávia Barros

Influência de diferentes métodos de captura de imagem na adaptação marginal e interna de restaurações cerâmicas fabricadas pelo sistema CAD/CAM - CEREC 3D [tese] : um estudo in vitro / Flávia Barros Delbons ; orientador, Elito Araújo. - Florianópolis, SC, 2010.

177 p.: ils., grafs., tabs.

Tese (doutorado) - Universidade Federal de Santa Catarina, Centro de Ciências da Saúde. Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Inclui referências

1. Odontologia. 2. Sistemas CAD/CAM. 3. Porcelana dentária. 4. Restaurações Intracoronárias. 5. Adaptação marginal (Odontologia). I. Araújo, Elito. II. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDU 616.314

FLÁVIA BARROS DELBONS

INFLUÊNCIA DE DIFERENTES MÉTODOS DE CAPTURA DE
IMAGEM NA ADAPTAÇÃO MARGINAL E INTERNA DE
RESTAURAÇÕES CERÂMICAS FABRICADAS PELO SISTEMA
CAD/CAM – CEREC 3D: UM ESTUDO IN VITRO.

Esta tese foi julgada adequada para a obtenção do título de DOUTOR EM
ODONTOLOGIA – ÁREA DE CONCENTRAÇÃO EM DENTÍSTICA e aprovada em
sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia da
Universidade Federal de Santa Catarina.

Florianópolis, 15 de dezembro de 2010.

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

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Élito Araújo
Orientador

Profa. Dra. Inger Campos Tunas
Membro

Prof. Dr. Fabiano Carlos Marson
Membro

Prof. Dr. Gilberto Müller Arcari
Membro

Prof. Dr. Guilherme Carpena Lopes
Membro

DEDICATÓRIA

Dedico esta realização aos meus pais, **Hélio** e **Cláudia**.

Muito obrigada por toda a educação que vocês me proporcionaram, todo o carinho de sempre, por estarem sempre tão próximos de mim, por todo o amor, enfim, obrigada por serem os meus pais. Vocês são a razão da minha vida. Se eu conseguir ser com os meus filhos a metade do que vocês foram comigo e com a minha irmã, já me sentirei realizada. Amo vocês.

A minha amiga e irmã, **Marília**, por ser tão companheira, conselheira, presente e cuidadosa comigo. E ainda obrigada por me dar o **Theo** como afilhado, o qual foi o melhor presente que eu poderia ter recebido. E ao meu cunhado, **Rodolfo**, por todo carinho e amizade, e ainda por cuidar bem da minha irmã. Amo vocês.

Ao meu marido, **Edson**, por estar ao meu lado, me confortando em momentos difíceis e compartilhando dos momentos alegres. Te admiro muito como pessoa e pelo profissional que és. Obrigada pela paciência durante esta fase difícil e por todo o ensinamento. Te amo!

AGRADECIMENTO

Ao **Prof. Dr. Élito Araujo**, meu orientador, por todo o incentivo, carinho, paciência e aprendizados, essenciais durante estes anos de doutorado. Foi muito valido te-lo ao meu lado nesta experiência profissional. Aproveito para agradecer o excelente convívio durante o estágio de docência. Muito Obrigada!

Ao **Prof. Dr. Luíz Clovís Cardoso Vieira**, meu co-orientador e coordenador do curso. Obrigada pela forma em que sempre me tratou, com muito carinho e respeito. E ainda, agradeço todo o ensinamento passado durante esses anos de convívio.

Ao **Prof. Dr. Sylvio Monteiro Junior**. Foi um grande prazer ter convivido com o senhor durante esses seis anos. Agradeço muito o carinho, a prestabilidade e todo o ensinamento.

Aos **professores doutores Luiz Narciso Baratieri, Mauro Amaral Caldeira de Andrada e Hamilton Pires Maia**, meu muito obrigada. Foi muito valido te-los comigo durante a realização deste sonho. Obrigada por todo o ensinamento e oportunidades.

Aos **professores Cezar Alves de Andrade, João Roberto Stanford Lins, Cléo Nunes de Souza, Luiz Antônio Miguel, Marianella Fadel, Sergio Rebelo, Dayane Machado Ribeiro e ao Nelson Makowiecky** pela companhia, carinho e valiosos ensinamentos durante o estagio de docência.

Aos **professores doutores Alfredo Meyer Filho, Gilberto Müller Arcari e Guilherme Carpena Lopes**, pelo agradável convívio e pelas experiências passadas.

À **Prof. Dra. Inger Campos Tunas**, por ter sido a professora que me apresentou à disciplina de dentística de forma inesquecível. Que me encantou e me fez seguir nesta disciplina.

Ao **Prof. Dr. Fabiano Marson**, por ter aceito o convite em participar da defesa desta tese, e por contribuir com os seus conhecimentos.

Ao **Prof. Dr. Gilberto Antônio Borges**, por toda a lição de vida e por ser sempre tão prestativo.

Aos meus colegas de doutorado **Beatriz, Fábio, Fernando, Jackeline, Jussara, Kazuza, Leandro, Letícia, Luciana, Luís, Mônica e Tiago**, por esses anos juntos, pelo convívio, pela troca de experiências e por participarmos juntos deste sonho.

Aos meus amigos **Fernando Melo e Tiago Melo**, por todos esse anos juntos, muito obrigada por todo o carinho, atenção, amizade e por todos os ensinamentos. Vocês foram muito importante durante essa caminhada. Muito Obrigada por tudo! Gosto muito de vocês!

À minha amiga **Kazuza Bueno Ferreira**, a nossa amizade, por estar sempre por perto (mesmo agora estando longe, fisicamente) disposta a ajudar, aconselhar. Muito obrigada pela amizade construída. Sinto saudades!

Ao meu amigo **Leandro Hilgert**, por todo o convívio e todo o conhecimento passado. E ainda, muito obrigada por realizar a estatística desta pesquisa. E a **Ana** por ter me acolhido em Brasília, de forma tão educada e atenciosa.

À **Luciana Maia Ribeiro**, por sempre estar disposta a ajudar, sempre passando muita calma. Foi muito bom te conhecer.

À **Dona Léia, à Dona Talita, ao Richard e ao Bruno** por exercerem com muita eficiência e atenção o trabalho que vos eis responsável. Muito obrigada por me ajudarem sempre que precisei e por todo o carinho em que sempre me receberam.

À **Ana Frandalozo**, secretária da pós graduação em odontologia, por estar sempre pronta para fornecer qualquer ajuda e informação, facilitando muito minha caminhada.

Ao **Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina**, no nome do **Prof. Dr. Ricardo de Souza Magini**, pela oportunidade da realização deste curso.

Ao **Giovanni Secco** pela correção do português, por ser sempre muito gentil e eficiente em seu trabalho, muito obrigada.

Ao **laboratório de Fisiologia do Desenvolvimento e Genética Vegetal da Universidade Federal da Santa Catarina**, na pessoa do **Prof. Dr. Miguel Pedro Guerra**, por permitir que eu pudesse utilizar o microscópio. E ainda agradeço a **Clarissa** e a **Neuza** por me ensinarem a usar o equipamento.

Ao **CNPq**, pelo auxílio-bolsa de julho a março/2010.

À **Fabiana e à Luciane** pelo trabalho executado no consultório.

Ao **Araujo atelier odontológico**, por serem sempre tão prestativos.

À empresa **Ivoclar Vivadent**, na pessoa do **Herbert Mendes**, pela doação dos materiais utilizados nesta pesquisa. E à **Camila Madruga e ao Adriano Covelli** por todo o auxílio dado durante a execução das restaurações, sempre com muita educação e dedicação. Muito Obrigada!

Ao **Geraldo Rondinelli** por todo o incentivo e todo o carinho durante esses anos de convívio.

À minha médica **Dra. Lílian Schwanz Lucas**, por todo o tratamento, por me auxiliar em horas difíceis, muito obrigada por tudo, você foi muito importante durante essa trajetória.

À **Francèle Monguilhott** e a sua **família**, por me acolherem de forma tão calorosa, me fazendo lembrar da minha família. Foi muito bom ter conhecido vocês!

À **Amanda, ao Renato e à Maria Clara**, por mesmo de longe, ficarem tão presentes na minha vida. A chegada da Maria Clara foi a maior emoção deste ano. Adoro vocês!

À **Daiana, ao Marcos, à Mariah, ao Lucca e a Taise** por cuidarem de mim. Ter vocês tão pertinho faz os meus dias serem mais especiais. Em especial ao meu pequeno grande amigo, **Lucca**, por cada sorriso, abraço e brincadeiras. Aprendi muito com você, te adoro muito!

À **Dona Isa e ao Dr. Edson** pelo carinho e convívio durante esses anos.

Ao **Sergio, à Elaine, à Mariah e à Dora**, pelo convívio e atenção que tem comigo.

À **Karina, ao Ricardo e a Pik**, obrigada pela amizade.

Aos amigos **Leonardo Buso e a Giovana Martins** por estarem sempre dispostos a ajudar, sempre com muito carinho.

Aos meus **tios, tias, primos, primas e sobrinho** por todo aconchego de sempre e por "cuidarem" dos meus pais, dando-os atenção e estando presente no dia a dia deles.

À **Deus** por me iluminar, me guiar nos meus trajetos de vida, me abençoar e por ter me oferecido a família que eu tenho.

RESUMO

DELBONS, Flávia Barros. Influência de diferentes métodos de captura de imagem na adaptação marginal e interna de restaurações cerâmicas fabricadas pelo sistema CAD/CAM – Cerec 3D: um estudo in vitro. 177 p. Tese (Doutorado em Odontologia – área de concentração: Dentística) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

O objetivo desta pesquisa foi avaliar in vitro a influência de diferentes métodos de captura de imagem na adaptação marginal e interna de restaurações cerâmicas do tipo inlay, fabricadas com o sistema Cerec 3. Para isso, utilizaram-se 10 dentes molares humanos hígidos. Nestes foram realizados preparos MOD. Formaram-se quatro grupos: o IVD, em que foi utilizada a câmera de captura de imagem intraoral Cerec 3 sobre o dente preparado; o IVG, no qual foi utilizada a mesma câmera intraoral, porém a leitura foi realizada sobre o modelo de gesso; o IG, em que a leitura foi feita com o escâner InEos sobre o modelo de gesso; e o LG, no qual a leitura foi realizada com a máquina Cerec Scan sobre o modelo de gesso. Logo, para cada um dos 10 dentes, foram confeccionadas 4 peças cerâmicas. As análises das adaptações marginal e interna foram realizadas antes e após o ajuste interno das restaurações. Para a análise da adaptação marginal, cada peça era colocada sobre o dente, e esse conjunto era levado a um microscópio óptico com aumento de 70 vezes. Para a análise da adaptação interna, utilizou-se a técnica da réplica, na qual foi usado um silicone para simular o cimento resinoso. Após a análise estatística, pôde-se concluir que o ajuste interno das peças é fundamental para que elas apresentem um valor da adaptação marginal clinicamente aceitável e que, quando o escaneamento foi realizado sobre o modelo de gesso, o escâner InEos foi o que apresentou melhor adaptação.

PALAVRAS-CHAVE: Cerec 3D. Porcelana Dentária. Restaurações Intracoronárias. Adaptação Marginal Dentária.

ABSTRACT

DELBONS, Flávia Barros. Influence of different image capturing methods of marginal and internal adaptation of ceramic inlays fabricated with the systems CAD/CAM – Cerec 3D: an in vitro study. 2010. 177 p. Tese (Doutorado em Odontologia – área de concentração: Dentística) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

The aim of this research was to evaluate in vitro the influence of different image capturing methods of marginal and internal adaptation of ceramic inlays fabricated with the CEREC 3 system. For such, 10 healthy human molars were used and MOD preparations were made. Four groups were created: The IVD, in which a CEREC 3 intraoral image capturing camera was used over the prepared tooth; the IVG, in which the same intraoral camera was used, but the capturing was accomplished over a plaster model; the IG, in which the capturing was accomplished with a InEos scanner over a plaster model; and the LG, in which the capturing was accomplished with a CEREC Scanning machine over a plaster model. Therefore, for each of the 10 teeth, 4 ceramic pieces were fabricated. Internal and marginal adaptations were analyzed before and after the internal adjustment of the restorations. For the analysis of marginal adaptation, each piece was placed on the tooth and then observed with an optical microscope where the image was enhanced by 70 times. For the analysis of internal adaptation, the replica technique was used in which silicone simulated resinous cement. After a statistical analysis, the conclusion was that the internal adjustment of the pieces is fundamental in order to obtain a clinically acceptable marginal adaptation value and, when scanning was executed over a plaster model, the InEos scanner presented the best adaptation.

KEYWORDS: Cerec 3D. Dental Porcelain. Inlays. Dental Marginal Adaptation.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AL	Alumínio
CAD/CAM Manufacturing	Computer-Aided Design / Computer-Aided
Ce	Céριο
CEREC	CE ramic RE Construction
°C	Graus centígrados
h	Hora
JAD	Junção Amelo dentinária
JCE	Junção Amelo cementária
Kg	Quilograma
MDP	Monômeros Adesivos Fosfatados
MEV	Microscopia eletrônica de varredura
Mg	Mágnésio
mm	Milímetros
MOD	Mésio ocluso distal
Mpa	Mega Pascal
s	Segundo
USPHS	Serviço de Saúde Pública dos Estados Unidos
µm	Micrometro
y	Ítrio

LISTA DE FIGURAS

1 – Pontas diamantadas utilizadas para o preparo cavitário dos dentes	84
2 – Mensuração da distância intercuspídea com paquímetro (A). Em detalhe, desenho esquemático dos 2/3 da distância intercuspídea (B).....	85
3 – Corte esquemático da caixa oclusal, com as principais características do preparo: parede pulpar plana e paralela à superfície oclusal, paredes vestibular e palatal ou lingual com uma divergência oclusal de 10°, ângulos externos nítidos e sem bisel e ângulos internos arredondados	86
4 – Mensuração da linha do equador do dente com um paquímetro e desenho esquemático sinalizando os 2/3, correspondentes à abertura do istmo	87
5 – Vista por oclusal do preparo das caixas distal (A) e mesial (B), com profundidades padronizadas em 2 mm	87
6 – Vista proximal distal (A) e mesial (B) do dente preparado	88
7 – Vista oclusal do dente preparado	89
8 – Moldeira adaptada de PVC perfurada com uma fresa de carbide de tungstênio (A). Material de silicone, pasta densa, sendo inserido na moldeira de PVC (B), enquanto o segundo operador inseria no interior do preparo o material de moldagem, pasta fluida (C)	92
9 – Leves jatos de ar sobre o material de moldagem, pasta fluida (A), para garantir uma fidelidade na moldagem. Conjunto moldeira/pasta densa sendo posicionado sobre o dente (B)	93
10 – Aspecto final da moldagem	94
11 – Pulverização do IPS Contrast Spray sobre o dente preparado ..	95
12 – Em detalhe, o modelo de gesso fixado na máquina Cerec Scan (A), e em menor aumento a escaneadora com sua tampa fechada, permitindo o escaneamento do modelo de gesso (B)	96

13 – Escâner InEos (A) e, em detalhe, o modelo de gesso posicionado no escâner, para ser escaneado (B)	97
14 – Digitalização do modelo de gesso preparado	98
15 – Digitalização do dente preparado após a pulverização com o pó de dióxido de titânio	98
16 – Imagem escaneada de um dos dentes preparados	99
17 – Modelo virtual tridimensional, criado a partir do escaneamento do elemento dental preparado	99
18 – Em azul, as margem do preparo, após a delimitação	100
19 – Margens das superfícies distal (A) e mesial (B), devidamente delimitadas	100
20 – Imagens da restauração sugerida pelo sistema, face externa (A) e interna (B)	101
21 – Restauração sobre o modelo virtual	101
22 – Alguns dos blocos cerâmicos utilizados na pesquisa	102
23 – Bloco e as pontas diamantadas posicionados na unidade fresadora Cerec Scan (A). Em detalhe, os desenhos das duas pontas (B e C)	103
24 – Base móvel do dispositivo sendo levada de encontro ao conjunto dente/peça cerâmica posicionado no centro da base fixa do dispositivo (A) e o conjunto corretamente posicionado (B)	105
25 – Peso sendo posicionado sobre a base móvel (A). Após 1 min, os parafusos são apertados, para possibilitar a remoção do peso (B).106	
26 – Em maior aumento, o apoio oclusal da base móvel posicionado no centro da peça cerâmica	107
27 – Esquema referente à localização das tomadas fotográficas de cada caixa proximal	108
28 – Spray para demarcação de contatos utilizado no ajuste interno das peças	109

29 – Spray para demarcação de contatos sendo borrifado no interior da peça	110
30 – Aferição da adaptação interna. Peça com spray sobre o modelo de gesso (A) e peça com spray sobre o dente preparado (B)	110
31 – Ponta diamantada esférica desgastando a área que não ficou marcada com o spray	111
32 – Silicone FIT CHECKER, utilizado para simular a linha de cimentação	112
33 – Silicone sendo colocado no dente preparado (A); em seguida, a peça posicionada sobre o dente e o silicone (B)	112
34 – Conjunto dente/peça/silicone no dispositivo para padronização da força aplicada	113
35 – Material de silicone de alta viscosidade utilizado para estabilizar a camada de silicone colocada anteriormente	114
36 – Silicone de alta viscosidade sendo colocado sobre o dente e o silicone correspondente à linha de cimentação	115
37 – Lamina de bisturi posicionada no centro de uma das caixas proximais, para a realização do corte no sentido méso-distal	116
38 – As duas partes do silicone, após o corte (A), e o lado do corte que foi levado para análise no microscópio (B)	116
39 – Em detalhe, as nove áreas examinadas em microscópio óptico	117
40 – Observe as duas linhas em amarelo, correspondente a distância entre a peça cerâmica e o dente. Em azul a distâncias máxima e mínima entre as duas linhas amarelas	118
41 – Observe as duas linhas em amarelo, correspondente aos limites do silicone branco, e em azul as medidas máxima e mínima da distância entre as linhas amarelas	119

42 – Resultados do teste de correlação de Pearson entre valores de desadaptação externa e interna antes do ajuste	140
43 – Resultados do teste de correlação de Pearson entre valores de desadaptação externa e tempo de ajuste	141
44 – Resultados do teste de correlação de Pearson entre valores de desadaptação interna e tempo de ajuste	142
45 – Resultados do teste de correlação de Pearson entre valores de desadaptação externa antes e após o ajuste	144
46 – Resultados do teste de correlação de Pearson entre valores de desadaptação interna antes e após o ajuste	145
47 – Resultados do teste de correlação de Pearson entre valores de desadaptação externa e interna após o ajuste	146
48 – IVD2 antes do ajuste da peça no dente. Nota-se que há pouco espaço entre o dente e a peça, e o mesmo espaço pode ser visto na película de silicone, correspondente à adaptação interna	154
49 – IG5 antes do ajuste. Peça no dente apresentando grande espaço entre o dente e a peça na região cervical. E na réplica de silicone também é notável o grande espaço correspondente à adaptação interna na mesma região	154

LISTA DE GRÁFICOS

- 1 - Gráfico de barras ilustrativo da soma de postos do teste estatístico de Kruskal-Wallis referente à adaptação marginal externa antes do ajuste127
- 2 - Gráfico de barras representativo da estatística descritiva da adaptação externa no momento antes do ajuste128
- 3 - Gráfico de barras ilustrativo da soma de postos do teste de Kruskal-Wallis referente à análise da adaptação marginal externa após o ajuste129
- 4 - Gráfico de barras representativo da estatística descritiva da adaptação externa no momento após o ajuste131
- 5 - Gráfico de barras ilustrativo da estatística descritiva da adaptação interna antes e após do ajuste134
- 6 - Representação gráfica do resultado da análise estatística de Kruskal-Wallis (soma de postos) da adaptação interna antes do ajuste136
- 7 - Representação gráfica do resultado da análise estatística de Kruskal-Wallis (soma de postos) da adaptação interna após o ajuste137

LISTA DE QUADROS

1 - Exemplos de cerâmicas estéticas e cerâmicas de infraestrutura. Este modelo de quadro foi retirado do livro State of the art of CAD/CAM restorations	42
2 - Cerâmicas estéticas para sistemas CAD/CAM	54
3 - Cerâmicas de infraestruturas para sistemas CAD/CAM	55
4 - Desenho experimental para análise da adaptação marginal externa	124
5 - Desenho experimental para análise da adaptação interna	133

LISTA DE TABELAS

- 1- Estatística descritiva da adaptação externa das variáveis independentes Escâner (LG, IG, IVG e IVD), Extensão (Coronal e Apical à JAD) e Ajuste (Antes e Depois)125
- 2- Valores das somas dos postos, após terem sido analisados pelo teste de Kruskal-Wallis126
- 3 - Valores das somas dos postos após terem sido analisados pelo teste de Kruskal-Wallis128
- 4 - Resultados do teste de comparação múltipla. O cruzamento entre escâneres está representado pelo valor de p (diferenças estatisticamente significativas marcadas em negrito, quando $p < 0,05$)130
- 5 - Apresentação em forma de grupamentos estatísticos das diferenças estatísticas significativas entre escâneres encontradas no teste de comparação múltipla130
- 6 - Valores, em micrômetros, da adaptação marginal dos quatro escâneres após o ajuste131
- 7 - Apresentação do resultado do teste estatístico de Mann-Whitney tomando como variável dependente a desadaptação média, e como variável independente a extensão proximal, independentemente do momento em relação ao ajuste e do escâner utilizado132
- 8 - Apresentação do resultado do teste estatístico de Mann-Whitney tomando como variável dependente a desadaptação média, e como variável independente o momento em relação ao ajuste (antes/após), independentemente da extensão proximal e do escâner utilizado132
- 9 - Estatística descritiva da adaptação interna das variáveis independentes Escâner (LG, IG, IVG e IVD) e Ajuste (Antes e Após)134
- 10 - Resultado do teste estatístico de Kruskal-Wallis tomando como variável dependente a desadaptação interna média, e como variável independente o escâner utilizado antes do ajuste135

- 11 – Resultado do teste estatístico de Kruskal–Wallis tomando como variável dependente a desconforto interna média, e como variável independente o escâner utilizado após o ajuste136
- 12 – Apresentação do resultado do teste estatístico de Mann–Whitney tomando como variável dependente a desconforto interna média, e como variável independente o momento em relação ao ajuste (antes/após)137
- 13 – Estatística descritiva do tempo de ajuste para cada um dos quatro escâneres138
- 14 – Resultados do teste estatístico de Kruskal–Wallis tomando como variável dependente o tempo de ajuste, e como variável independente os diferentes escâneres avaliados139

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	33
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	37
2.1 HISTÓRICO DA CERÂMICA NA ODONTOLOGIA	39
2.2 TECNOLOGIA CAD/CAM.....	44
2.2.1 HISTÓRICO DO SISTEMA CEREC	44
2.2.2 OUTROS SISTEMAS CAD/CAM	49
2.2.3 MATERIAIS RESTAURADORES PARA SISTEMAS CAD/ CAM	52
2.3 ADAPTAÇÃO MARGINAL E INTERNA	56
2.4 ESTUDOS CLÍNICOS DE ADAPTAÇÃO MARGINAL E INTERNA	69
3 PROPOSIÇÃO	77
4 MATERIAL E MÉTODOS	81
4.1 DIVISÃO DOS GRUPOS	89
4.2 PREPARO DOS CORPOS DE PROVA PARA A CAPTURA DAS IMAGENS	90
4.2.1 GRUPOS LG, IG E IVG	90
4.2.2 GRUPO IVD	94
4.3 PROCESSO DE CAPTURA DE IMAGENS	95
4.3.1 GRUPO LG	95
4.3.2 GRUPO IG	96
4.3.3 GRUPO IVG	97
4.4.4 GRUPO IVD	98

4.5 DESENHO E USINAGEM DAS RESTAURAÇÕES CERÂMICAS..	99
4.6 MEDIÇÃO DA ADAPTAÇÃO MARGINAL	103
4.7 MEDIÇÃO DA ADAPTAÇÃO INTERNA	111
4.8 ANÁLISE E MEDIÇÃO DA INTERFACE DENTAL E LINHA DE SILICONE	117
5 RESULTADOS	121
5.1 AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO EXTERNA	123
5.1.1 ADAPTAÇÃO EXTERNA ANTES DO AJUSTE	126
5.1.2 ADAPTAÇÃO EXTERNA, APÓS O AJUSTE	128
5.1.3 ADAPTAÇÃO EXTERNA, COMPARAÇÃO ENTRE EXTENSÕES	132
5.1.4 ADAPTAÇÃO EXTERNA, COMPARAÇÃO ENTRE MOMENTOS EM RELAÇÃO AO AJUSTE	132
5.2 AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO INTERNA	133
5.2.1 ADAPTAÇÃO INTERNA ANTES DO AJUSTE	135
5.2.2 ADAPTAÇÃO INTERNA, APÓS O AJUSTE	136
5.2.3 ADAPTAÇÃO INTERNA, COMPARAÇÃO ENTRE MOMENTOS EM RELAÇÃO AO AJUSTE	137
5.3 AVALIAÇÃO DO TEMPO DE AJUSTE	138
5.4 ANÁLISE DA CORRELAÇÃO ENTRE ADAPTAÇÃO EXTERNA E ADAPTAÇÃO INTERNA, ANTES DO AJUSTE	139
5.5 ANÁLISE DA CORRELAÇÃO ENTRE ADAPTAÇÃO EXTERNA E TEMPO DE AJUSTE	140
5.6 ANÁLISE DA CORRELAÇÃO ENTRE ADAPTAÇÃO INTERNA E TEMPO DE AJUSTE	142
5.7 ANÁLISE DA CORRELAÇÃO ENTRE ADAPTAÇÃO EXTERNA ANTES E APÓS O AJUSTE	143

5.8 ANÁLISE DA CORRELAÇÃO ENTRE ADAPTAÇÃO INTERNA ANTES E APÓS O AJUSTE	144
5.9 ANÁLISE DA CORRELAÇÃO ENTRE ADAPTAÇÃO EXTERNA E ADAPTAÇÃO INTERNA, APÓS O AJUSTE.....	145
6 DISCUSSÃO	147
7 CONCLUSÕES	157
REFERÊNCIAS	161
ANEXO	175

INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

A odontologia moderna tem sido marcada por tratamentos minimamente invasivos e pela substituição da estrutura dental perdida por materiais altamente estéticos, que copiam de forma fiel as características ópticas da estrutura dental perdida. Essa busca pelo mimetismo dental tem levado a um crescente desenvolvimento de materiais e técnicas restauradoras.

Dentro da gama de materiais, destacam-se as cerâmicas odontológicas, por terem características inigualáveis quando o assunto é a substituição de estrutura dental perdida. Algumas dessas características são: compatibilidade biológica, resistência a compressão e abrasão, estabilidade química, coeficiente de expansão térmica próximo ao da estrutura dental, propriedades ópticas (translucidez, opalescência e fluorescência) e excelente estética.

Com a percepção de todas essas qualidades, as indústrias vêm investindo em grandes pesquisas de desenvolvimento de novas cerâmicas e técnicas de confecção. Dentre os inúmeros sistemas, o que tem tido um grande destaque é o sistema CAD/CAM. O desenho assistido por computador (CAD) e a fabricação assistida por computador (CAM) está disponível desde 1985, quando foi fabricada e cimentada em uma única consulta a primeira restauração cerâmica pelo método computadorizado. Esse sistema foi conhecido como sistema Cerec. Passados 25 anos, muitos avanços ocorreram, outros sistemas com a mesma tecnologia foram desenvolvidos, e a aceitação desse tipo de restauração tem sido crescente.

Todos os sistemas CAD/CAM disponíveis no mercado possuem três etapas para a confecção da restauração: digitalização do preparo dental, desenho da restauração e fabricação da peça cerâmica. O primeiro sistema computadorizado a possuir dois métodos de captura da imagem foi o Cerec. Logo, esse sistema atende tanto os

cirurgiões-dentistas, que oferecem a seus pacientes restaurações cerâmicas em uma única consulta, quanto os técnicos de laboratório.

As diversas cerâmicas utilizadas nesses sistemas computadorizados são disponibilizadas em forma de blocos pré-fabricados, e sua qualidade é garantida pelo fabricante. Esses blocos, quando comparados com as técnicas convencionais, se destacam por quase não apresentarem falhas internas. Isso pode ser explicado pelo fato de eles serem produzidos industrialmente, tornando-os menos susceptíveis a falhas humanas.

No sistema Cerec, há diferentes métodos de captura da imagem do elemento dental preparado. Esses métodos são: Cerec 3D, em que é usada uma câmera intraoral com raios infravermelhos, e a leitura é feita diretamente sobre o dente; Escâner InEos, em que a leitura é feita sobre o modelo de gesso com raios infravermelhos; e o Cerec Scan, que é um leitor a laser acoplado a uma máquina de fresagem.

Apesar de toda a evolução e das vantagens dos sistemas cerâmicos, existe um critério essencial para a longevidade dessas restaurações, a adaptação marginal e interna. Já é sabido que a desadaptação das peças cerâmicas pode levar à dissolução do agente cimentante, à microinfiltração, à retenção de biofilme e à lesões cariosas adjacentes, o que acarreta em um insucesso restaurador.

Com base nessas informações, o presente estudo teve como objetivo avaliar a influência de diferentes métodos de captura de imagem do sistema Cerec na adaptação marginal e interna de restaurações cerâmicas.

FUNDAMENTAÇÃO
TEÓRICA

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 HISTÓRICO DA CERÂMICA NA ODONTOLOGIA

Cerâmica é originada da palavra grega “keramos”, que significa “matéria queimada”.¹ Em outras palavras, a cerâmica é um composto inorgânico com propriedades não metálicas, comumente formado por elementos metálicos (alumínio, cálcio, lítio, magnésio, potássio, sódio, lantânio, estanho, titânio e zircônio) e elementos não metálicos (silício, boro, flúor e oxigênio). Caracteriza-se por uma fase cristalina circundada por uma fase vítrea.²

A porcelana é um tipo específico de cerâmica, branca e translúcida, mais fina, e tem que ter obrigatoriamente em sua composição o silicato de alumínio hidratado, também conhecido como caulim, podendo ou não ser vitrificada.³ Na odontologia as palavras porcelana e cerâmicas são usadas indistintamente. As cerâmicas odontológicas são formadas por sílica, que pode ser encontrada na forma de vidro amorfo (sílica fundida) ou na forma cristalina (quartzo), por feldspato e por argila, havendo uma tendência a predominar o feldspato em relação aos outros dois componentes.⁴ A cerâmica utilizada para reproduzir os dentes deve satisfazer dois aspectos principais: ser “branca” e translúcida.⁵

Os primeiros a manipular e a dominar a técnica de confecção da cerâmica foram os chineses, no século X. E foi só no século XVIII que os europeus tiveram os primeiros acessos a esse material, que ficou conhecido com “louças de mesa”. Em 1712, os europeus finalmente descobriram o segredo dos chineses, que a composição da cerâmica era formada basicamente por três elementos: caulim (argila chinesa), sílica (quartzo) e feldspato (mistura de silicatos de alumínio, potássio e sódio). Esse segredo foi revelado pelo missionário jesuíta Père François Xavier d’Entrecolles, que enviou para a França duas cartas detalhadas com todo o processo de confecção da porcelana.⁶

Em 1774, um farmacêutico francês, Alex Duchateau, insatisfeito com o mau cheiro de sua prótese total, confeccionada com dentes de marfim, resolveu trocá-la por próteses de cerâmica. Essa ideia surgiu após observar que os utensílios domésticos cerâmicos eram resistentes ao manchamento e à abrasão, além de altamente duráveis. Porém, ao se deparar com a contração incontrollável da cerâmica durante a queima, ele solicitou a ajuda de um dentista, Nicholas Dubois de Chemant. Essa união resultou no marco introdutório da cerâmica no meio odontológico.⁷

Dubois de Chemant publicou, em 1788, um livro sobre a produção de dentes artificiais. A partir dessa publicação vários cirurgiões-dentistas, de vários lugares do mundo, começaram a utilizar a porcelana para produzir dentes artificiais. Visto que os dentes produzidos por essa técnica eram muito brancos e opacos, em 1838, Elias Wildman desenvolveu uma porcelana mais translúcida e com o brilho mais próximo ao dos dentes naturais.⁸

Apesar dessa introdução da cerâmica no mercado odontológico, só no final do século XIX é que as próteses fixas foram desenvolvidas. Em 1887, Charles H. Land desenvolveu e patenteou a técnica da folha de platina. Desde então as coroas cerâmicas têm sido amplamente utilizadas.⁹

Com o intuito de aliar estética e resistência às restaurações cerâmicas, Brecker, em 1956, foi o primeiro a divulgar o uso da cerâmica em ligas de ouro.¹⁰ Esta só se tornou disponível comercialmente com a patente de Weinstein e colaboradores, em 1962. Três anos depois, em 1965, Mc Lean e Hughes desenvolveram coroas cerâmicas reforçadas por óxidos de alumínio (alumina), com o objetivo de melhorar a resistência sem prejudicar a estética. Mc Lean, junto com o Sced, em 1976, desenvolveu uma coroa cerâmica a base de alumina sobre folha de platina, para aumentar ainda mais a resistência à fratura.¹¹ Ao observarem todo esse desenvolvimento, Jones e Wilson afirmaram que qualquer aperfeiçoamento nas cerâmicas

seria possível apenas com modificações em sua composição e nas técnicas de fabricação.¹²

Com o uso cada vez maior de restaurações cerâmicas, notou-se que esse material possui algumas características inigualáveis dentro da gama de matérias capazes de reconstruir a estrutura dental perdida. Entre essas características podemos citar estabilidade química, alta resistência à compressão, estética excelente e duradoura, e biocompatibilidade. E ainda apresenta algumas propriedades com valores muito semelhantes ao esmalte dental e à porcelana feldspática, que são frequentemente os materiais antagonistas às restaurações cerâmicas. Isso acarreta um bom prognóstico para esse tipo de restauração. As propriedades supracitadas são: módulo de elasticidade; dureza; densidade; condutividade térmica; e coeficiente de expansão térmica.¹³

Atualmente são muitos os materiais cerâmicos encontrados no mercado. Isso se deve ao interesse cada vez maior dos profissionais da saúde e de seus clientes em reconstruir de forma fidedigna a estrutura dental perdida. Algumas propostas foram sugeridas para classificar os diferentes sistemas cerâmicos disponíveis. Uma forma breve de classificação esta relacionada com a sua composição estrutural (Quadro 1).

As cerâmicas altamente estéticas são predominantemente vítreas, com quantidade muito pequena de partículas (óxidos). São geralmente identificadas como cerâmicas ou vidros de cobertura e muitas vezes vêm acompanhadas das cerâmicas de infraestrutura, que possuem alto conteúdo cristalino. Essa predominância de fase cristalina é responsável pela resistência do material, uma vez que o cristal inibe a propagação de trinca.¹²

Dentre as cerâmicas de coberturas estão as feldspáticas convencionais (65–90 MPa), as feldspáticas reforçadas por 40–50% de leucita ou fluorapatitas (120–150

MPa) e as feldspáticas reforçadas por alumina ou zircônia (150–180 MPa). Em relação às cerâmicas de infraestruturas, elas podem ser divididas em dois grandes grupos: um grupo formado por cerâmicas com baixo conteúdo de vidro, compostas por 70% de dissilicato de lítio (350–450 MPa), por aluminizadas infiltradas por vidro (450–600 MPa) e por aluminizadas infiltradas por vidro com 70% de zircônia (600–650 MPa); o segundo grupo são as policristalinas, sem vidro em sua composição, que são as cerâmicas com alto teor de alumina (500–600 MPa) e as cerâmicas com óxidos de zircônio estabilizados por ítrio (1.000 MPa).¹²

MATRIZ	CARGA	PROCESSAMENTO	MARCA COMERCIAL
1- Cerâmicas Estéticas (vidro reforçado com partículas, alto conteúdo de vidro) Vidro de Alumino-silicato (Feldspático ou sintético)	Vidros de alta fusão, nefelina, albita (aprox. 40%)	CEREC 3	MARK II
		CEREC inLab	TriLuxe TriLuxe Forte
	Leucita (40% - 50%)	CEREC 3	EmpressCAD
		PRENSADA	Empress Esthetic OPC
2- Cerâmicas de Infra estrutura - Baixo conteúdo de vidro (vidro reforçado com partículas) Vidros Especiais de Silicato (alto conteúdo de lítio ou lantânio) - Policristalina (sem vidro) Alumina Zirconia	Dissilicato de Lítio (70%)	CEREC inLab	e.max CAD
		PRENSADA	e.max PRESS
	Alumina, Spinel Alumina / Zirconia (70%)	CEREC inLab	In-Ceram alumina
		DENTAL LAB	In-Ceram Spinell In-Ceram Zirconia
	Mg (3%)	CEREC inLab	In-Ceram AL
		CAD/CAM	Procera
	Y, Ce, Al (3% - 5%)	CEREC inLab	In-Ceram AZ / e.max ZirCAD
		CAD/CAM	Lava, Cercon, Procera

Quadro 1 - Exemplos de cerâmicas estéticas e cerâmicas de infraestrutura. Este modelo de quadro foi retirado do livro State of the art of CAD/CAM restorations 53.

Sabe-se que a cerâmica é um material altamente frível e que, para adquirir grandes forças de resistência, é preciso estar devidamente unida à estrutura remanescente. Logo, o conhecimento da composição do material cerâmico

torna imprescindível para selecionar o tipo de tratamento e o melhor material para a fixação.¹⁴ Já é sabido que restaurações cerâmicas cimentadas adesivamente com cimento resinoso propiciam uma diminuição da incidência de infiltração marginal, melhorando a resistência da restauração como um todo.^{15,16}

Para escolher o melhor agente de união, é necessário saber a composição química da cerâmica, para assim poder analisar se esta é ou não passível de ser condicionada por ácido. Para tal, podemos dividir as cerâmicas em dois grupos: as vítreas (ricas em sílica); e as cristalinas.¹⁷

As vítreas são passíveis de serem condicionadas por ácidos. Isso se deve ao fato de elas terem em sua composição uma grande quantidade de sílica, que é a única substância condicionável presente na cerâmica.¹⁸ Enquadram-se nesse grupo todas as cerâmicas de cobertura e a cerâmica de dissilicato de lítio. O tratamento da superfície interna dessas cerâmicas consiste na aplicação do ácido hidrófluorídrico, que é responsável por dissolver parte da sílica presente na matriz vítrea. Após algum tempo (o recomendável para cada tipo de cerâmica), deve-se lavar essa área para remover os silicatos (produtos resultantes do condicionamento), dando origem a uma superfície rugosa e altamente reativa, o que propiciará uma união micromecânica. Em seguida, deve-se realizar a secagem com jato de ar e aplicar o agente de união, silano, responsável pela ligação química entre o cimento resinoso e a superfície interna da cerâmica.¹⁹

O segundo grupo de cerâmicas, as cristalinas, não são passíveis de serem condicionadas com ácido. Para elas, é recomendável a cimentação convencional ou, ainda, a cimentação adesiva alternativa, que se baseia em duas opções. A primeira é o jateamento com óxido de alumínio (partículas de 50 μm a 100 μm) por 15 s, seguido de lavagem e secagem da superfície e da aplicação de um cimento resinoso modificado, que contém monômeros

adesivos fosfatados (10-MDP), que têm a capacidade de se unir quimicamente a óxidos metálicos, presentes nessas cerâmicas. Outra opção é a silicatização da superfície internada cerâmica, com sistemas específicos (ex.: Rocatec ou Coljet, 3M ESPE). Após essa incorporação de sílica, devem ser realizadas a lavagem e a secagem da superfície e aplicado um cimento resinoso, que não precisa conter monômero 10-MDP.²⁰

Vista a infinidade de materiais cerâmicos disponíveis no mercado, torna-se imprescindível que o cirurgião-dentista tenha habilidade e conhecimento para selecionar o material apropriado, a técnica e o agente de união para determinada situação clínica, e, ainda, a escolha deve atender à exigência estética do caso em questão. Esse conjunto de fatores será responsável pela longevidade clínica do tratamento restaurador.²¹

2.2 TECNOLOGIA CAD/CAM

2.2.1 HISTÓRICO DO SISTEMA CEREC

Na década de 70, o crescente avanço tecnológico nas indústrias teve reflexo na odontologia. Em 1977, Young e Altschuler lançaram a ideia de realizar a holografia a laser, para fazer um mapeamento intraoral. Passados seis anos, em 1984, Duret desenvolveu um sistema capaz de gerar coroas unitárias para cobrir restaurações. Esse sistema foi comercializado com o nome de Sopha Bioconcept, mas não teve boa aceitação no mercado, uma vez que tinha um custo elevado e era bastante complexo.²²

Em 1980, um dentista suíço chamado Werner Mormann idealizou um sistema dentário que pudesse produzir restaurações cerâmicas com alta qualidade estética, sem a necessidade da intervenção laboratorial^{23,24} e foi com o auxílio do engenheiro italiano Mario Brandestini que se tornou possível o desenvolvimento desse sonho.²⁵

Antes de adentrar nesse histórico, cabe a seguinte pergunta: o que é o sistema CAD/CAM? CAD (computer aided design) e CAM (computer aided manufacturing) significam o desenho de estruturas assistido por computador e a confecção desse desenho por uma máquina de fresagem.²⁶

A concretização do sonho de Morman e Bradestini só aconteceu em 19 de setembro de 1985, na Universidade de Zurique, depois de cinco anos de pesquisa e desenvolvimento. A primeira restauração confeccionada pelo sistema foi um inlay cerâmico, cimentado adesivamente na mesma consulta da fabricação da peça.²⁷ Uma vez criado o sistema, esse precisava de um nome. Então foi escolhido Cerec, uma abreviação de CERamic REConstrucion, reconstrução cerâmica auxiliada por computador.²⁸ Esse foi o primeiro sistema odontológico, CAD/CAM, disponibilizado comercialmente, pela Siemens, em 1989,²² e tinha como objetivo fornecer uma restauração durável, cosmética e não metálica em apenas uma consulta.
29,30

O Cerec teve basicamente três princípios: reconstrução estética com cerâmica; uma única consulta clínica; e a fabricação de restaurações do tipo inlay. Pacientes frequentemente passam por irritação, sensibilidade e/ou dificuldade de limpar dentes temporários; e a odontologia em uma consulta evita esses incômodos.³¹ Esse sistema era composto de uma unidade de captura óptica, um computador e uma fresadora; todas essas três unidades faziam parte de uma única máquina.³² O primeiro software utilizado pelo Cerec foi o COS, na versão 1.0, que apresentava limitações gráficas. Em 1991, houve a substituição dele pelo COS 2.0 e pelo COS 2.1.³³

Neste primeiro modelo do Cerec, a unidade fresadora era composta de um disco diamantado, o que impossibilitava a realização do desenho da anatomia oclusal, havendo então a necessidade da realização dessa

anatomia posteriormente à cimentação. Para tal, utilizavam-se pontas diamantadas.³⁴

O impacto dessa nova tecnologia para produzir restaurações dentárias não foi tão positivo quanto era esperado. Alguns fatores foram responsáveis por isso: o sistema só podia fabricar restaurações do tipo inlay e, como nos Estados Unidos esse tipo de restauração não era muito realizado, a ideia tornou-se desinteressante; o aparelho possuía um custo bastante elevado, tornando sua aquisição inviável para a maioria dos dentistas; o resultado estético ficava bastante prejudicado pelo uso do disco diamantado para fresagem dos blocos; e era um sistema de alta complexidade para a grande maioria dos profissionais com um conhecimento mínimo de computadores.³⁵

Com o intuito de suavizar ou até mesmo cessar as limitações do Cerec, foi lançado em 1994 o Cerec 2. Este possuía um microprocessador mais rápido e uma câmera de captura com alta resolução.²³ A tela do monitor permitia um aumento de 12 vezes e um espaço de 25 µm para cada pixel usado no desenho, e ainda imagem colorida, o que possibilitou um melhor delineamento das margens, resultando em melhor adaptação marginal das incrustações cerâmicas.³³ Além disso, a unidade de moagem passou a ser composta de um disco e de uma ponta diamantada, permitindo, assim, a fresagem das superfícies oclusais de inlays e onlays. Entretanto, o sistema não era capaz de produzir coroas totais, o que só se tornou possível três anos depois, com o desenvolvimento de um novo software.

23

A busca pelo aprimoramento do sistema fez a Siemens desenvolver a terceira geração do Cerec, em 2000.³⁶ O Cerec 3 obteve várias melhorias técnicas sobre o Cerec 2, entre elas a câmera intraoral tridimensional Cerec 3, a manipulação da imagem e a unidade de escultura. Nesta geração, a unidade fresadora passou a ter duas pontas diamantadas, uma cilíndrica e outra troncocônica, permitindo alta precisão de corte durante a fresagem das

peças. Além dessas inovações, o programa de construção e controle passou a ser realizado através da plataforma Windows NT. Com isso, a imagem, o preparo e o desenho da futura restauração passaram a ser realizados em um computador pessoal (PC).³⁷

Em março de 2003, na Mostra Odontológica Internacional (International Dental Show - IDS), a Sirona apresentou pela primeira vez o sistema Cerec 3D. A nova versão do programa foi conformada sobre a plataforma existente. Esse sistema não seria um novo Cerec, e sim um novo sistema de computador. Os princípios básicos do sistema Cerec não foram alterados, então o que difere o Cerec 3 do Cerec 3D é que neste último a estrutura tridimensional total de todo o desenho pode girar em todos os eixos, permitindo uma visualização completa de toda a peça cerâmica. São inúmeras as vantagens deste novo programa, entre as quais se destacam: menor tempo de exposição da câmera, o que elimina o movimento da câmera e as imagens borradas; o usuário tem a opção de fazer várias imagens do preparo, que podem ser sobrepostas, podendo o operador escolher a melhor tomada, e a justaposta, para aumentar o tamanho da impressão óptica; após leitura óptica do preparo, são geradas imagens tridimensionais dele, dos antagonistas (quando são registrados) e da superfície oclusal intacta antes do preparo; promove a detecção automática das margens do preparo, mas isso não impede que o operador modifique-a quando julgar necessário; e gera automaticamente uma proposta de restauração, que aparece como uma imagem tridimensional no monitor.³⁸⁻⁴⁰

Apesar de muitas melhorias no sistema, os professores Albert Mehl e Vocker Blanz notaram que ainda havia uma deficiência quando se tratava de desenho da anatomia oclusal da futura restauração. Um vez que as opções de reprodução dessa superfície só podiam ser realizadas a partir da dedução da forma da superfície oclusal do dente preparado, a partir do escaneamento da superfície preexistente, com um enceramento do dente em

questão, ou, ainda, a partir da imagem da dentição antagonista. Vista essa limitação, os professores mediram tridimensionalmente e analisaram 200 a 300 dentes livres de cárie, e então definiram mais de vinte características. Essas informações foram transferidas para uma base de dados. Com isso, os dentes da base de dados são continuamente modificados, até que as características morfológicas combinem com a superfície do dente preparado. Como esse processo é baseado exclusivamente nos dados derivados dos dentes naturais, os professores denominaram essa ferramenta como “modelo de dente biogénico”. Essa nova versão do programa é conhecida como Cerec 3D V3.00.⁴¹

Outra novidade foram as máquinas de fresagem Cerec MC XL e inLab MC XL, para os sistemas Cerec 3 e Cerec inLab respectivamente. As máquinas de fresagem precisam cumprir critérios rígidos em termos de precisão, velocidade, confiabilidade e facilidade de uso; e a versão anterior dessa máquina, tanto para o Cerec 3 quanto para o Cerec inLab, foi bem testada, aceita e aprovada. Mesmo assim se criou uma nova série, porque, apesar de as “antigas” cumprirem seus papéis, essa nova apresenta vantagens tais como: maior precisão e qualidade de superfície; tempo de fresagem reduzido em 60%; maior facilidade de trocar as brocas e inserir os blocos cerâmicos (isso porque a porta da câmara de fresagem está mais larga, logo o acesso é mais fácil e não há necessidade de ferramenta para prender os blocos em seu devido lugar; metade do barulho dos modelos anteriores; capacidade de fresar blocos com o dobro do tamanho, o que proporciona a realização de trabalhos com maiores extensões.⁴²

De qualquer forma, ainda estão disponíveis comercialmente as duas versões para cada sistema, ou seja, Cerec 3 e Cerec MC XL e Cerec inLab e Cerec inLab MC XL, o que permite que o profissional tenha liberdade de escolha entre os sistemas de fresagem.

As inovações e os aperfeiçoamentos do sistema dental CAD/CAM, Cerec 3D, também tiveram reflexo na unidade de registro. A nova câmera, Cerec AC Bluecam, opera com uma luz azul, produz imagem com muito mais clareza, foca mais rapidamente, reproduz imagens 3D mais brilhantes e ainda é menos exigente quanto à lisura de superfície escaneada.⁴³ A captura das imagens tornou-se muito mais rápida e fácil; para isso, é necessário que o operador apenas posicione a câmera sobre a região a ser “fotografada” e ela irá capturar no momento certo a imagem com foco. Dessa forma, o operador não tem que se preocupar em apertar nenhum botão para disparar a câmera. Sendo assim, a AC Bluecam proporciona um procedimento sem esforço, rápido e altamente preciso.⁴⁴ Como se pode notar, os sonhos de automação têm tido um impacto irreversível na área odontológica.⁴⁵ Em 2010, o sistema Cerec completa seu 25^o aniversário. Materiais e técnicas envolvendo esse sistema têm sido amplamente estudados. Prova disso foi uma recente pesquisa com a palavra “Cerec” no PubMed, tendo sido encontradas 402 referências sobre o assunto.⁴⁶

2.2.2 OUTROS SISTEMAS CAD/CAM

Posteriormente à ideia do professor Mormann e ao desenvolvimento e comercialização do sistema Cerec, outros sistemas dentários com a tecnologia CAD/CAM também foram lançados no mercado. Entre esses estão incluídos o Cerec 3 (Sirona, Bensheim, Alemanha), o Procera (Nolbel Biocare, Goteborg, Suécia), o Cercon (DeguDent, Dentisply Internacional Co., Alemanha), o Everest (Kavo, Lake Zurich, IL, EUA), o LAVA (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) e o Dentalad (Hint-ELS, Griesheim, Alemanha).^{21,24} Vale ressaltar que até 2007, quando foi lançado o E4D Dentist (D4D Technologies, EUA), o sistema Cerec era o único que oferecia duas modalidades, laboratorial e de consultório, conhecidos como Cerec inLab e Cerec 3D respectivamente.

Em 1990, foi lançado o sistema DSC President, que consiste na digitalização do modelo de cera, através do escâner a laser, Preciscan. A partir da imagem gerada, é sugerido pelo software, DSC Dentform, o tamanho dos conectores, as formas dos pôneicos para pontes e os copings; a unidade responsável pela fresagem é o Precimiel. É um dos poucos sistemas CAD/CAM capazes de fresar titânio e zircônia sinterizada.

Nessa mesma década, em 1994, foi introduzido pela empresa Nobel Biocare o sistema Procera/AllCeram, que produz infraestruturas de óxidos de alumínio ou óxido de zircônia sinterizada, para serem recobertas por uma cerâmica de coeficiente de expansão térmica compatível.⁴⁷ Para isso, os preparos são moldados e então são confeccionados troquéis de gesso, que são enviados para um laboratório, que irá realizar o escaneamento mecânico dele. Para a digitalização existem duas unidades: o Procera Piccolo, que é indicado para infraestruturas de coroas unitárias e facetas e abutments para implantes; e o Procera Forte, que, além de exercer todas as funções do Piccolo, é indicado em casos que serão confeccionadas infraestruturas para pontes. O próximo passo é enviar os arquivos para centros de produção específicos, localizados na Suécia e nos Estados Unidos. A partir dos dados obtidos do escaneamento, confeccionou-se por fresagem um troquel em material refratário, com dimensões aumentadas em 20% em relação ao troquel de gesso original, prevendo com isso a contração de sinterização da alumina. Sobre esse troquel é compactada alumina em pó com 99% de pureza, sob pressão de duas toneladas. O conjunto é levado ao forno a 500 °C, depois é removido o coping do troquel, que é levado a outro forno, a 1.640 °C, para a sinterização, que acarretará na contração do coping em 23%. Esse processo dura em torno de 5 h.

Em 2001, foi a vez da Degudent lançar seu sistema CAD/CAM, chamado de Cercon. Nesse sistema é usada a cerâmica à base de zircônia tetragonal policristalina

estabilizada por ítrio (γ -TZP). A restauração é confeccionada a partir do enceramento da estrutura no modelo de gesso duplicado. Esse enceramento é cuidadosamente removido e coberto por um pó de prata puro, e então é escaneado a laser. Na sequência o bloco de cerâmica é colocado no equipamento CERCONbrain para a fresagem. Após esse procedimento, a estrutura é levada ao forno CERCONheat a 1.350 °C, por 6 h, para ser sinterizada. Mais tarde, foi lançada a versão CAD, tornando esse sistema completo na versão CAD/CAM. Isso se tornou possível com a unidade digitalizadora Cercon Eye e com o software de planejamento Cercon Art, que são responsáveis pela digitalização dos modelos e planejamento virtual da infraestrutura respectivamente.⁴⁸

Seguindo essa evolução, a Kavo introduziu no mercado, em 2002, o Everest. Seu programa de funcionamento é baseado em digitalização do modelo de gesso, que dá origem a um modelo digital 3D, e a restauração é então confeccionada através do modelo virtual 3D, com um software usado para Windows. Esse sistema é capaz de produzir restaurações a partir de uma variedade de materiais, incluindo cerâmicas vítreas reforçadas por leucita, zircônia parcial ou totalmente sinterizada e titânio. Esse sistema é composto de unidades de digitalização, software, usinagem e sinterização.

Ainda em 2002, a 3M ESPE lançou seu sistema computadorizado, conhecido como LAVA. Para a digitalização do modelo de gesso, é utilizado um laser óptico, LAVA Scan ST. Para a digitalização intrabucal, é utilizado o escâner intraoral LAVA COS. Neste sistema a digitalização é realizada por meio de diversas capturas tridimensionais a cada segundo, dando origem a uma imagem de um modelo tridimensional. O material restaurador utilizado é a zircônia pré-sinterizada, e o modelo desenhado é 20% maior, para compensar a diminuição na sinterização. Após o desenho estar completo pelo programa LAVA CAD, um bloco de zircônia é devidamente medido e então selecionado para fresagem. O

bloco é codificado para registrar seu desenho especial. A precisão da fresagem é controlada por computador, e ainda, pode fresar até 21 copings sem supervisão ou intervenção manual. Depois de fresados os copings, são sinterizados para atingir suas dimensões, densidades e forças finais.

Em 2007, foi lançado o E4D com uma unidade de impressão óptica e planejamento e outra de usinagem. Quando comparado com seu concorrente direto, o Cerec, tem a vantagem de não precisar aplicar sobre a superfície a ser escaneada o pó de dióxido de titânio, para uniformizar a reflexão da estrutura.⁴⁸

Como se pode observar, houve no decorrer das últimas décadas um avanço no desenvolvimento de sistemas CAD/CAM; foram mencionados de forma sucinta alguns dos mais conhecidos e importantes disponíveis no mercado.

2.2.3 MATERIAIS RESTAURADORES PARA SISTEMAS CAD/CAM

O desenvolvimento em larga escala de sistemas CAD/CAM fez com que muitos materiais para essa tecnologia fossem disponibilizados no mercado. Entre essa gama de materiais estão as resinas para restaurações provisórias (um exemplo é o Vita CAD–Temp, um bloco que permite criar restaurações provisórias de alta qualidade)⁴⁹ e para restaurações definitivas (o primeiro bloco de compósito introduzido no mercado foi o Paradigm MZ100, que possui boas características, tais como suavidade com esmalte oposto, capacidade de adesão e redução da contração de polimerização, presente somente na linha de cimentação);⁵⁰ os metais para infraestruturas de coroas, pontes e próteses removíveis e para abutments de implantes; e as cerâmicas.⁵¹ Neste subitem são enfatizadas as cerâmicas atualmente disponíveis para sistemas automatizados.

As cerâmicas para sistemas CAD/CAM são disponibilizadas em forma de blocos pré-fabricados, o que as faz apresentar maior qualidade do que as cerâmicas similares processadas por métodos tradicionais de laboratório. Além disso, esses materiais devem ser capazes de ser transformados rapidamente, são resistentes a danos de usinagem e podem ser concluídos (polidos, tingidos ou caracterizados) facilmente antes da cimentação.⁵² Esses blocos são confeccionados sob condições específicas, em partículas de tamanhos aprimorados, temperatura de queima otimizada, tempo de calor adequado e uso de equipamentos especializados, além de serem menos susceptíveis a falha humana.⁵³

Os blocos de cerâmicas disponíveis podem ser divididos em dois grandes grupos, baseados em suas microestruturas: cerâmicas preenchidas por partículas e à base de vidro, contendo 50% de vidro ou mais em sua composição, que são as cerâmicas para confecção de restaurações estéticas; e as cerâmicas policristalinas, sem vidro em sua composição ou com um volume menor que 30% de vidro, que são as cerâmicas para infraestruturas.

A seguir são apresentados em forma de quadros (Quadros 2 e 3) os materiais disponíveis atualmente no mercado, com suas indicações, características e nome comercial.

CERÂMICAS ESTÉTICAS	CARACTERÍSTICAS	INDICAÇÃO	NOME COMERCIAL
FELDSPÁTICAS	<ul style="list-style-type: none"> - Polimento facilitado - Redução no desgaste do antagonista - Varias opções de cores e níveis de translucidez - Sensíveis ao ácido fluorídrico 	<ul style="list-style-type: none"> - Facetas - Inlays - Onlays - Overlays - Coroas 	<ul style="list-style-type: none"> - Vita mark II - Vita Triluxe - Sirona Blocs
VÍTREAS REFORÇADAS POR CRISTAIS DE LEUCITA	<ul style="list-style-type: none"> - Maior resistência - Varias opções de cores e três níveis de translucidez - Sensíveis ao ácido fluorídrico 	<ul style="list-style-type: none"> - Facetas - Inlays - Onlays - Overlays - Coroas 	<ul style="list-style-type: none"> - Empress CAD LT - Empress CAD HT - Empress CAD Multi - Paradigm C
VÍTREAS À BASE DE CRISTAS DE DISSILICATO DE LÍTIO	<ul style="list-style-type: none"> - Maior resistência - Blocos pré cristalizados - Necessita ser levada ao forno, pós usinagem, para cristalização - Sensíveis ao ácido fluorídrico 	<ul style="list-style-type: none"> - Facetas - Inlays - Onlays - Overlays - Coroas 	<ul style="list-style-type: none"> - e.max CAD MO - e.max CAD LT - e.max CAD HT

Quadro 2 – Cerâmicas estéticas para sistemas CAD/CAM.

CERÂMICAS DE INFRA-ESTRUTURA	CARACTERÍSTICAS	INDICAÇÃO	NOME COMERCIAL
VÍTREAS À BASE DE CRISTAS DE DISSILCATO DE LÍTIO	<ul style="list-style-type: none"> - Resistência flexural de 360 MPa - Opção de bloco com alta translucidez - Sensíveis ao ácido fluorídrico 	<ul style="list-style-type: none"> - Coroas unitárias - Pontes de até três elementos na região anterior 	<ul style="list-style-type: none"> - e.max CAD MO - e.max CAD LT - e.max CAD HT
ALUMINA INFILTRADA POR VIDRO (de lantânio) - Blocos porosos - infiltração após usinagem	<ul style="list-style-type: none"> - Resistência flexural de 350 MPa - Alta Translucidez 	<ul style="list-style-type: none"> - Coping para coroas anteriores 	VITA In-Ceram SPINELL
	<ul style="list-style-type: none"> - Resistência flexural de 430 MPa - Média translucidez 	<ul style="list-style-type: none"> - Coroas anteriores e posteriores - Pontes de até três elementos na região anterior 	VITA In-Ceram ALUMINA
	<ul style="list-style-type: none"> - Resistência flexural de 550 MPa - Baixa translucidez 	<ul style="list-style-type: none"> - Coroas posteriores - Pontes de até três elementos na região posterior 	VITA In-Ceram ZIRCONIA
ALUMINA DENSAMENTE SINTERIZADA	<ul style="list-style-type: none"> - Composição - estrutura cristalina de alumina densamente sinterizada - Necessita de sintetização após a usinagem 	<ul style="list-style-type: none"> - Coroas anteriores e posteriores - Coroas telescópicas - Pontes de até três elementos na região anterior e posterior 	<ul style="list-style-type: none"> - VITA In-Ceram 2000 AL - Procera Alumina - inCoris AI
DIOXIDO DE ZIRCÔNIO	<ul style="list-style-type: none"> - Elevada resistência flexural - Biocompatibilidade - Esta disponível em 2 formas: Corpo Branco (Pré sinterizado - necessita de sinterização após a usinagem) e HIP (Estagio completamente sinterizado) 	<ul style="list-style-type: none"> - Coroas anteriores e posteriores - Pontes de até quatorze elementos - Abutments para implantes 	<ul style="list-style-type: none"> - LAVA - ZirCAD - VITA In-Ceram YZ - Cercon - InCoris ZI - Procera Zirconia - Everest Z-Block

Quadro 3 – Cerâmicas de infraestruturas para sistemas CAD/CAM.

2.3 ADAPTAÇÃO MARGINAL E INTERNA

Apesar de toda a evolução dos materiais e sistemas cerâmicos, existem alguns fatores que são essenciais para o sucesso da restauração cerâmica, entre os quais se pode destacar a adaptação da incrustação cerâmica com o substrato, sendo um fator significativo para garantir a longevidade da restauração, uma vez que, quando há um aumento da discrepância marginal, pode ocorrer a dissolução do cimento⁵⁴ e a microinfiltração, que pode causar inflamação na polpa vital,⁵⁵ aumento de retenção de placa bacteriana e, em consequência, insucesso do tratamento restaurador.⁵⁶

Existe uma série de artigos publicados na literatura sobre adaptação marginal de restaurações dentárias. A seguir se abordarão alguns que avaliaram a adaptação de restaurações confeccionadas pelo sistema Cerec.

McLean e Von Fraunhofer⁵⁷ avaliaram a adaptação marginal e interna de inlays de ouro, coroas totais de ouro, coroas metalocerâmicas e coroas parciais de cerâmica aluminizada. Para essas avaliações foi utilizada a técnica da réplica. Assim que as restaurações foram concluídas, inseriu-se um material de moldagem à base de poliéter no interior de cada coroa e em seguida elas foram colocadas em seus respectivos dentes e mantidas sob pressão por 2 min. Passados esse tempo, as coroas foram removidas de seus dentes e sobre a película de poliéter foi colocada uma resina com o intuito de prover maior estabilidade. O conjunto poliéter/resina foi seccionado no sentido mesio-distal e analisado em microscópio óptico com aumento de 25 vezes. Os resultados de discrepância para os inlays nas paredes axiais foram de 105,3 μm , e nas paredes oclusais, de 142 μm , enquanto as coroas metalocerâmicas apresentaram os seguintes valores: 75,4 μm nas paredes axiais; e 138,6 na superfície oclusal. Para as coroas de porcelana aluminizada, as médias de discrepância nas paredes axiais e oclusal foram de 92,9 μm e de 112,3 μm respectivamente. Não foram encontradas diferenças

significativas entre os valores das espessuras de película dos quatro tipos de restaurações avaliados. Porém, os autores, embasados em um estudo clínico de cinco anos, com mais de 1.000 restaurações, observaram que fendas marginais com menos de 120 μm proporcionam restaurações clinicamente satisfatórias.

Krejci, Lutz e Reimer⁵⁸ compararam a adaptação marginal entre inlays cerâmicos CAD/CAM e feitos em laboratório, antes, durante e após a aplicação de carga. Para esse estudo foram selecionados 24 primeiros molares inferiores humanos hígidos, com tamanho e forma similares. Eles foram divididos aleatoriamente em 4 grupos, cada um representado pelo tipo de porcelana e seu método de fabricação, a saber: a) inlays cerâmicos vítreos Dicor MGC fabricados pelo sistema Cerec; b) inlays de porcelana feldspática fabricados pelo sistema Cerec; c) inlays cerâmicos vítreos feitos em laboratório; e d) inlays de porcelana feldspática feitos em laboratório. Depois de cimentados, os dentes restaurados foram submetidos a aplicação de carga oclusal, termociclagem, abrasão com escova dental e dentifrício, e degradação química *in vitro*. A avaliação quantitativa da adaptação marginal em microscopia eletrônica de varredura (MEV) foi feita nos intervalos de 0, 0,5, 1,0, 2,7 e 5 anos após a cimentação. A adaptação marginal inicial nas margens em esmalte foi excelente, independentemente da técnica de fabricação utilizada. Entretanto, a combinação dos testes térmico, mecânico e químico provocou desintegração da adaptação marginal dos inlays cerâmicos, independentemente do material.

Kawai et al.⁵⁹ examinaram a adaptação marginal e interna de restaurações do tipo inlay fabricadas com um sistema CAD/CAM, Celay. Para os preparos foram utilizados blocos de resina epóxica, em que foram realizadas cavidades classe I e II. Os preparos tiveram 10°, 20°, 30° e 40° de divergência. Posteriormente à fabricação dos inlays, estes foram cimentados e seccionados longitudinalmente em dois locais. Encontrou-se um valor

de adaptação melhor nas restaurações classe I do que nas restaurações classe II. Em geral, a média de discrepância marginal e interna dos inlays foi menor do que 100 μm . Logo, com base nesses resultados, os autores recomendam um valor de adaptação marginal e interna de 100 μm para restaurações do tipo inlay.

Sjögren⁶⁰ avaliou a adaptação marginal e interna de quatro tipos diferentes de inlays cerâmicos: Cerec, Celay, IPS Empress e Vita In-Ceram Spinell. Para esse estudo foram utilizados 50 pré-molares humanos hígidos. Dez deles foram preparados para restaurações Cerec (Cerec System, programa COS 2.0, Siemens) com caixas proximais agudas, e 10 para restaurações Cerec com caixas proximais em forma de U. Os outros 30 dentes foram preparados para inlays cerâmicos com base no conceito dos preparos padrão classe II, com fundo plano e ângulos arredondados. Todos os 50 preparos tinham ombros cervicais, e não foram feitos biséis cavossuperficiais. Posteriormente ao término dos preparos, os 30 dentes foram aleatoriamente divididos em 3 grupos de 10: inlays IPS Empress; Vita In-Ceram Spinell; e Celay. Após a confecção e a cimentação das peças cerâmicas, o gap marginal foi medido com um microscópio em 20 locais pré-selecionados, com um aumento de 10 vezes. Com o objetivo de avaliar a adaptação interna, realizou-se um corte a partir da superfície lingual até o centro mésio-distal do inlay, usando-se uma roda diamantada. Foram medidos 7 locais pré-selecionados, com um aumento de 10 vezes. Não houve diferença estatisticamente significativa na adaptação marginal entre os quatro sistemas de inlays estudados, com exceção dos inlays Cerec feitos para preparos com caixas proximais agudas, que tiveram gaps marginais mais amplos. Em relação à adaptação interna, o que apresentou melhor adaptação foi o Celay, enquanto nos outros sistemas não houve diferença estatística. Para os inlays Cerec, a caixa proximal em forma de U melhorou a precisão marginal ao redor da restauração.

Schmalz, Federlin e Reich⁶¹ avaliaram a influência do espaço para a cimentação e a composição de três agentes cimentantes no selamento marginal de inlays de Cerec II. Foram utilizados para essa finalidade quatro espaços para cimentação, sendo estes de 50 μm , 100 μm , 500 μm e 1.000 μm , e os seguintes agentes cimentantes: Cerec Duo Cement (Vita), Microfil Pontic C Cement (Kulzer) e Dual Cement (Ivoclar Vivadent). Essa avaliação foi feita através do MEV e da penetração de corante. Os autores constataram que, quando foi usado um gap de 1.000 μm e o cimento Duo Cement (baixa viscosidade), foi relatado na análise em MEV o maior gap, enquanto nessa mesma análise a combinação do espaço para cimentação de 100 μm com o cimento Microfil Pontic C (macroparticulado) apresentou o menor gap. Logo, constatou-se que o espaço para cimentação de até 100 μm não influencia na qualidade marginal e que espaços maiores que 100 μm podem ser compensados pela viscosidade do cimento, exceto para o espaço de 1.000 μm .

Molin, Karlsson e Kristians⁶² avaliaram, *in vitro*, a influência de diferentes espessuras, 20 μm , 50 μm , 100 μm e 200 μm , de dois agentes cimentantes, Mirage FLC e Vita Cerec, na força de união com duas cerâmicas, Mirage e Vita Cerec. Para esse estudo, os espécimes foram submetidos ao teste de microtração, com uma velocidade de 1 mm/min. Os autores concluíram, de acordo com os resultados, que as espessuras 50 μm e 100 μm apresentaram maior força adesiva.

Gemalmaz et al.⁶³ avaliaram a adaptação marginal de inlays cerâmicos antes e após a cimentação. Para isso foram preparadas 10 cavidades MOD em molares inferiores. A análise da adaptação marginal, anteriormente ao processo de cimentação, foi realizada a partir de réplicas do espaço entre a superfície interna dos inlays e as superfícies cavitárias, com silicone de adição de massa leve. A adaptação marginal antes e após a cimentação foi

avaliada pela mensuração da espessura do material de moldagem e da linha de cimentação respectivamente, realizada por um microscópio óptico com um aumento de 150 vezes. Apesar de não ter sido constatada uma diferença significativa do gap marginal antes e após a cimentação, observou-se um aumento numérico de 6,94 μm e de 23,25 μm nas margens oclusal e proximal respectivamente, após a cimentação.

Com o objetivo de examinar a precisão de recorte e a acurácia da adaptação de inlays em preparos MOD produzidos pelo sistema CAD/CAM, Mormann e Schug⁶⁴ realizaram um estudo em que foram utilizados os sistemas Cerec 2, com o programa COS 4.01, e Cerec 1, com o programa COS 2.1. Como materiais restauradores foram utilizados o Vita Mark II (Vita) e o Dicor MGC cerâmica vítrea clara (Dentsply). Quarenta espécimes de cada um dos dois materiais foram produzidos pela unidade teste (Cerec 2) e pela unidade controle (Cerec 1), totalizando 160 espécimes. A avaliação da adaptação marginal foi examinada por microscopia eletrônica de varredura, e foi constatado que a precisão de recorte da unidade Cerec 2 foi 2,4 vezes maior do que aquela obtida no Cerec 1; além disso, o Cerec 2 apresentou uma melhora de 30% na adaptação, comparando-se com aquela obtida no Cerec 1.

Sturdevant, Bayne e Heymann⁶⁵ mediram a adaptação marginal dos inlays Cerec 2 em preparos cavitários classe II de tamanho moderado. Foram realizados 10 preparos padronizados para inlays MOD. Em seguida, nas superfícies dos dentes, aplicou-se um pó para aquisição de imagens, para que as peças cerâmicas pudessem ser confeccionadas pelo sistema Cerec 2. Para medir a adaptação dos inlays, eles foram estabilizados com uma pequena gota de adesivo cianocrilato fino, somente no assoalho pulpar, longe das margens. Com uma câmera digital, em um aumento de 100 vezes, foram feitas as imagens da superfície oclusal e das proximais. Para cada

inlay, os gaps foram medidos em 12 localizações ao longo das margens interproximais e em 10 localizações ao longo da superfície oclusal. A adaptação ao longo das margens oclusais foi de $59 \mu\text{m} \pm 35 \mu\text{m}$, e nas margens proximais, de $97 \mu\text{m} \pm 66 \mu\text{m}$. Houve melhora de 34% na adaptação quando comparada com restaurações similares feitas em Cerec 1.

Martin e Jedynakiewicz⁶⁶, com o objetivo de quantificar a espessura da interface de cimento entre inlays gerados pelo sistema CAD/CAM Cerec 2 e o dente, e de determinar o efeito da viscosidade do cimento na espessura da interface, realizaram um estudo envolvendo 15 pré-molares humanos recém-extraídos e três sistemas de resina composta com viscosidade variável. Os dentes foram preparados usando-se um dispositivo padronizado de paralelização. Em seguida, foram realizadas restaurações do tipo inlay utilizando o sistema Cerec 2. Os dentes e os inlays correspondentes foram aleatoriamente divididos em 3 grupos de 5. Um compósito com viscosidade diferente foi usado para cada grupo como material cimentante. Esses materiais foram: Spectrum TPH (Dentsply Caulk), um compósito de alta viscosidade; Dyract (Dentsply DeTrey), um compômero de média viscosidade; e Nexus-High (Kerr), um compósito de baixa viscosidade. Subsequentemente, os dentes foram seccionados e foram tomadas medições em 21 pontos-chave com o auxílio de um sistema de microscopia óptica para análise de imagens. Após a análise estatística, pôde-se concluir que o sistema Cerec 2 apresentou uma melhora em relação à adaptação marginal, quando comparado com dados relatados na literatura sobre o Cerec, e que cimentos com uma viscosidade variável podem ser usados para a cimentação de inlays, sem afetar adversamente a largura da interface.

Parsell et al.⁶⁷ avaliaram o efeito da angulação da câmera na adaptação de restaurações CAD/CAM. Foram usados para esse estudo o sistema Cerec 2 e o bloco

cerâmico Vita Mark II. Na parte I desse estudo, foram confeccionados preparos classe I, que, em seguida, foram vazados em gesso-pedra. Um braço mecânico foi fabricado para posicionar a câmera de acordo com angulações experimentais. O ângulo de desvio da câmera apresentou as variações de 0°, 5°, 10° e 20° a partir do ideal no plano méσιο-distal, e de 0°, 5° e 10° a partir do ideal no plano vestibulolingual. A angulação ideal da câmera é definida como um desvio de 10° do corpo da câmera, o que resulta em uma superfície da lente da câmera aproximadamente paralela ao plano oclusal. Os gaps marginais entre a restauração e o preparo em gesso foram medidos usando-se as objetivas de um dispositivo para análise de microdureza. A parte II envolveu a observação clínica dos ângulos de desvio da câmera durante a impressão óptica de preparos posteriores classe II. Foi constatado nesse estudo que o sistema Cerec 2 é relativamente insensível a erros induzidos pelo operador atribuíveis a desalinhamentos na câmera menores que 5° nos planos vestibulolingual e méσιο-distal.

Addi et al.⁶⁸ avaliaram a adaptação marginal de dois tipos de cerâmicas termoprensadas (IPS Empress e OPC) e um sistema CAD/CAM (Denzir), antes e após a cimentação. Antes da cimentação, a adaptação das peças foi analisada em seus respectivos dentes e modelos de gesso, a partir da confecção de réplicas. Após a cimentação, foram avaliadas as adaptações marginal e interna. Os resultados revelaram que, quando comparada à adaptação dos três sistemas antes e após a cimentação, o IPS Empress foi o único que demonstrou haver diferença significativa, revelando um menor gap no modelo de gesso. Após a cimentação, o IPS Empress e o Denzir apresentaram um gap estatisticamente menor do que o material cerâmico OPC.

Um princípio chamado triangulação ativa, que é uma sombra projetada distalmente aos objetos iluminados, encontrado no sistema Cerec, fez com que Mou et al.⁶⁹

avaliassem a influência de diferentes ângulos de convergência e alturas do preparo dental na adaptação interna de coroas Cerec. Para essa pesquisa foram formados quatro grupos com diferentes combinações de ângulos de convergência e alturas oclusocervicais, ficando assim divididos: grupo 1 - ângulo de 20° e altura de 6 mm; grupo 2 - ângulo de 20° e altura de 4 mm; grupo 3 - ângulo de 12° e altura de 6 mm; e grupo 4 - ângulo de 12° e altura de 4 mm. Foram preparados 4 molares superiores direitos. Os dentes utilizados foram o typodont da KaVo, um para cada grupo, e foram confeccionadas 10 coroas para cada grupo pelo sistema Cerec 2. Posteriormente à confecção das coroas, foram feitas as medições da adaptação interna com a técnica da réplica do espaço para cimentação por meio de um sistema de análise de imagem. O espaço para cimentação mais espesso foi encontrado na parede distal ($185 \mu\text{m} \pm 28 \mu\text{m}$), seguido pela parede mesial ($119 \mu\text{m} \pm 26 \mu\text{m}$), enquanto nas paredes vestibulares e palatinas foram encontrados os espaços mais finos ($90 \mu\text{m} \pm 14 \mu\text{m}$ e $92 \mu\text{m} \pm 15 \mu\text{m}$ respectivamente). Houve pequena diferença na adaptação interna das coroas com os ângulos de 12° e 20° e paredes com altura de 4 mm e 6 mm. Porém, viu-se que o sombreamento criado pelo sistema de varredura Cerec pode ter tido um papel importante na espessura do cimento na parede distal.

Sato, Matsumura e Atsuta⁷⁰ avaliaram a influência da inclinação da cúspide e a convergência/divergência da parede cavitária na adaptação marginal em um sistema restaurador cerâmico esculpido mecanicamente. Foram preparados 60 inlays cerâmicos. O material restaurador selecionado para esse estudo foi uma porcelana feldspática (Vitablocs Mark II), e o sistema utilizado foi o Cerec 2 combinado com o programa COS.4.02. Um total de 60 blocos acrílicos retangulares foram esculpidos em 12 tipos de configurações cavitárias, cada um dos quais consistindo de 5 réplicas. Para o corte desses blocos utilizou-se um instrumento rotatório (Emco Compact 8). As 12 configurações cavitárias foram combinações de quatro

inclinações de cúspide (0° , 15° , 30° , 45°) e de três formas de caixa cavitária (expulsiva, regular e retentiva). As restaurações posteriormente à cimentação, com um agente cimentante de ativação dual, foram cortadas em duas metades, sendo então feita análise da adaptação através de um microscópio óptico. Os resultados demonstraram que a interação entre a inclinação da cúspide e a configuração da cavidade não foi significativa estatisticamente. Além disso, a adaptação das restaurações não foi afetada pela inclinação da cúspide. Entre as formas cavitárias avaliadas, a adaptação das restaurações às formas de caixa expulsiva e regular foi melhor do que a adaptação delas à forma de caixa retentiva quando a inclinação da cúspide foi de 0° ou de 15° . Não houve diferenças estatísticas entre as configurações cavitárias quando a inclinação da cúspide foi de 30° . Com a inclinação de 45° , a adaptação à cavidade expulsiva foi melhor do que com a retentiva. Dessa forma, com base nesse estudo, pode-se concluir que a forma do preparo cavitário em caixa regular ou expulsiva é preferível à forma em caixa retentiva para melhorar a adaptação marginal oclusal do sistema restaurador cerâmico Cerec 2.

Ferrari, Dagostin e Fabianelli⁷¹ observaram a eficácia de duas combinações de adesivo com resina composta na prevenção da deterioração marginal ao redor de restaurações cerâmicas. Foram realizadas cavidades classe II, méso-oclusais, padronizadas, em 26 molares livres de cárie e restauração. Posteriormente ao término dos preparos, realizaram-se as moldagens com poliéster. Os vazamentos foram feitos com gesso-pedra do tipo IV, e os inlays de IPS Empress II foram fabricados. Antes da realização da moldagem, os espécimes foram divididos aleatoriamente em 2 grupos. O grupo 1 foi cimentado com sistema adesivo Excite DSC (Vivadent) e com o cimento resinoso autopolimerizável Multilink (Vivadent). Nesse grupo o Excite DSC foi autoativado e não fotopolimerizado. No grupo 2 foi usado o Excite DSC (Vivadent) e o cimento resinoso de cura dual VariolinK II (Vivadent). O Excite DSC, neste grupo, foi fotopolimerizado por 20 s antes da

aplicação do cimento resinoso. Após o procedimento de cimentação, 3 espécimes de cada grupo foram avaliados em MEV. Foram observados a camada híbrida, tags de resina e ramificações laterais do adesivo. Os outros 10 espécimes de cada grupo foram imersos em solução de azul de metileno a 2% por 1 dia, para posterior avaliação da infiltração. Para esta foi utilizado um microscópio binocular com aumento de 20 vezes. Em ambos os grupos, a formação de tags de resina, ramificações laterais do adesivo e camada híbrida foram evidenciadas. Além disso, na interface entre o esmalte e a resina adesiva, não foi observado gap. No grupo 1, a camada híbrida foi predominantemente uniforme ao longo da interface entre os substratos dentais e o material adesivo; a espessura média do cimento foi de 62 μm , e a margem cervical foi posicionada abaixo da JCE. A adesão entre o material adesivo e o substrato dentário foi uniforme e contínua; nenhum gap foi detectado. No grupo 2, a espessura média do cimento foi de 82 μm , e observou-se a formação da camada híbrida ao longo da interface. No entanto, na margem cervical nem sempre ela foi uniforme e contínua. Em relação à margem gengival, 80% dos exemplares do grupo 1 demonstraram perfeito selamento nas margens cimento/dentina, e 90% nas margens em esmalte; nos exemplares do grupo 2 apenas 50% estavam livres de infiltração nas margens cervicais, e 80% apresentavam um selamento perfeito nas margens oclusais em esmalte. Concluíram que o sistema adesivo e o cimento resinoso autopolimerizável proporcionam melhor selamento marginal para inlays cerâmicos (IPS Empress II).

Federlin et al.⁷² avaliaram a influência do desenho do preparo e do material para a cimentação de coroas cerâmicas parciais na adaptação interna. Foram selecionados 144 molares humanos extraídos, que, depois de serem limpos, foram aleatoriamente divididos em 3 grupos. Para cada grupo foi feito um tipo de preparo: grupo 1 - cobertura das cúspides funcionais/preparo com término reto; grupo 2 - redução horizontal das cúspides

funcionais; e grupo 3 – redução completa das cúspides funcionais. As peças cerâmicas foram fabricadas com cerâmica Vita Mark II pelo sistema Cerec 3. Os materiais cimentantes utilizados foram Variolink II/Excite, Panavia F/ED Primer, Dyract/Primer&Bond NT e Fuji Plus/GC Cavity Conditioner. Após a cimentação, os espécimes foram expostos a termociclagem e a aplicação de carga mecânica simultaneamente, sendo em seguida impermeabilizados, para, então, serem colocados em solução de fucsina a 0,5% por 16 h, a 37 °C. Para a avaliação da penetração do corante, os dentes, depois de lavados, foram seccionados. Imagens digitais foram realizadas nas múltiplas seções e submetidas a um sistema para sua análise. Não foram encontradas diferenças entre os preparos 1, 2 e 3. A combinação do preparo 3 e do material cimentante Panavia F apresentou valores mais baixos de penetração do corante, especialmente na dentina. Em relação aos materiais cimentantes, o Panavia F e o Variolink II revelaram menos penetração do corante do que o Dyract e o Fuji Plus. Pôde-se concluir nesse estudo que a escolha do material cimentante provou ser mais relevante do que o desenho do preparo, em nível de adaptação interna.

Mehl et al.⁷³ compararam a integridade marginal entre restaurações MOD fabricadas com um compósito (Tetric) e com uma cerâmica (Vita Mark II) fabricada pelo sistema Cerec II, após termociclagem e aplicação de um simulador de forças oclusais. Após a análise estatística, pôde-se concluir que os inlays cerâmicos apresentam menor gap marginal que os inlays de resina composta.

Bortolloto, Onisor e Krejci⁷⁴ avaliaram in vitro a adaptação marginal de restaurações do tipo inlays. Para tal foram utilizados três materiais restauradores: bloco cerâmico (Vita Mark II); bloco resinoso (Paradigma); e resina composta para uso direto (Clearfil AP-X). As restaurações indiretas foram realizadas pelo sistema Cerec 3D. Para cada tipo de material restaurador foram realizados dois

protocolos de cimentação: um grupo com adesivo autocondicionante (Clearfil SE Bond); e outro com condicionamento ácido do esmalte previamente à aplicação do adesivo autocondicionante (Clearfil SE Bond). A análise da adaptação marginal foi realizada por um microscópio eletrônico de varredura, com 200 vezes de aumento. Para essa avaliação foram realizadas réplicas antes e após a aplicação de uma tensão termomecânica. A integridade marginal dos grupos nos quais os esmaltes foram pré-condicionados foi afetada negativamente pela carga termomecânica. O melhor resultado ao longo dessa investigação foi o grupo que utilizou bloco de resina e não teve seu esmalte pré-condicionado; neste foi atingida uma porcentagem de 80,2 de margens contínuas após a carga. Porém, estatisticamente não houve diferença desse grupo com o que utilizou bloco cerâmico, sem pré-condicionar o esmalte. O desempenho marginal mais baixo foi observado nos grupos com compósitos diretos, apesar do uso da técnica incremental de preenchimento.

Delbons⁷⁵ avaliou, *in vitro*, a adaptação marginal de dois sistemas cerâmicos, IPS Empress e Cerec inLab, em restaurações indiretas do tipo MOD. Foram utilizados 10 dentes molares humanos hígidos. Para avaliação da adaptação marginal, em cada dente foram analisadas duas peças cerâmicas, uma de cada sistema. Essa análise foi realizada em um microscópio óptico com aumento de 70 vezes, antes e após o ajuste, quando esse se fez necessário. Além de as peças serem avaliadas em seus dentes, também foi realizada a avaliação em seus respectivos modelos de gesso. Com base nos dados estatísticos, afirmou-se que não houve diferença estatística entre os dois sistemas quando a avaliação foi realizada nos modelos de gesso. Porém, houve uma tendência numérica, ou seja, o grupo formado por peças confeccionadas pelo sistema IPS Empress apresentou uma adaptação marginal cerca de duas vezes maior do que o sistema Cerec. Quando a análise foi realizada nos dentes, o IPS Empress apresentou uma adaptação estatisticamente superior.

Barbosa⁷⁶ avaliou a adaptação marginal e interna de coroas confeccionadas por três sistemas cerâmicos. Os sistemas utilizados foram: CAD/CAM Cerec 3; um sistema CAD/CAM Cerec inLab com infraestruturas cerâmicas obtidas pela fresagem de blocos de IPS e.max ZIRCAD e cobertura de IPS e.max Ceram; e um sistema injetável com infraestrutura de IPS Empress 2 e cobertura de IPS e.max Ceram. Todas as peças foram avaliadas em dois momentos, antes do ajuste interno e posteriormente ao ajuste. Para a avaliação da adaptação marginal foram feitas réplicas em resina epóxica das faces mesial, distal, vestibular e lingual. Essas foram avaliadas por meio de um microscópio eletrônico de varredura (MEV). Para a avaliação da adaptação interna simulou-se a cimentação das peças com um silicone de adição. As réplicas internas foram seccionadas nos sentidos vestibulolingual e méso-distal. O ajuste interno das coroas diminuiu em 36,6% os valores médios do espaço marginal de todos os grupos. Não houve diferença estatística entre os grupos. Após o ajuste, todas as coroas apresentaram valores de discrepância marginal absoluta inferiores a 120 µm, considerados clinicamente aceitáveis.

Costa et al.⁷⁷ avaliaram, *in vitro*, a influência do método de impressão óptica na adaptação marginal de onlays cerâmicos fabricados pelo sistema Cerec 3D. Para tal foram utilizados 12 molares humanos, sendo cada dente montado em um manequim com os dentes adjacentes devidamente posicionados. Essa montagem teve como objetivo simular uma situação clínica. Todos os dentes receberam preparos méso-oclusodistolinguais. Um único operador fabricou todas as peças cerâmicas; o material cerâmico utilizado foi o Vitablocks Mark II. Com base nos diferentes métodos de impressão óptica formaram-se 3 grupos. O primeiro foi o IP, no qual foi aplicado o pó de dióxido de titânio sobre o dente preparado e a leitura foi realizada pela câmera Cerec 3D. O segundo foi o EP, em que os dentes foram moldados com um material hidrocoloide reversível, vazados com polivinilsiloxano e,

em seguida, foi aplicado o pó de dióxido de titânio sobre o modelo de polivinilsiloxano. O escaneamento foi feito com a câmera Cerec 3D. No terceiro grupo, ES, o dente preparado foi moldado com silicone de adição e para o vasamento foi utilizado um gesso especial, que não necessita do pó de dióxido de titânio. Para a leitura foi utilizada a câmera Cerec 3D. A adaptação marginal foi mensurada por um microscópio óptico com 50 vezes de aumento, em 12 pontos, 3 em cada face da restauração. Após a análise estatística, os valores da adaptação para cada grupo foram: IP: 111,6; EP: 161,4; e ES: 116,8. Os grupos IP e ES não apresentaram diferença estatística e ambos apresentaram uma adaptação maior do que o EP. Com base nesses resultados, a adaptação marginal de onlays fabricados pelo sistema Cerec 3D não foi diferente quando a impressão óptica foi realizada intraoralmente no dente com o pó de dióxido de titânio, e extraoralmente no modelo de gesso sem o pó.

2.4 ESTUDOS CLÍNICOS DE ADAPTAÇÃO MARGINAL E INTERNA

Martin e Jedynakiewicz⁷⁸ realizaram uma revisão sistemática de ensaios clínicos ocorridos no período entre 1986 e 1997 com o objetivo de analisar o desempenho clínico de inlays cerâmicos confeccionados pela tecnologia CAD/CAM. Esse trabalho teve a finalidade de estabelecer a taxa de sobrevivência dessas restaurações e identificar os fatores que levavam às falhas. Apesar das variáveis existentes entre os estudos, tais como tamanho do estudo, tecnologia empregada, material cerâmico, escala de tempo para avaliação e protocolo de avaliação, pôde-se constatar que a fratura da cerâmica foi a principal razão de falha encontrada nessa revisão. Uma ocorrência comum foi a hipersensibilidade pós-operatória, porém, na maioria dos casos, essa foi de curta duração. De acordo com os estudos analisados, as restaurações executadas com o sistema Cerec têm estabilidade de cor e apresentam uma taxa de

desgaste clinicamente aceitável. Com base nessa análise, as restaurações apresentaram uma taxa de sobrevivência de 97,4% durante um período de 4,2 anos.

Moulin e Karlsson⁷⁹ realizaram uma avaliação clínica de três sistemas de inlays cerâmicos – Cerec, Mirage e IPS Empress – e de inlays de ouro. Foram confeccionados 80 inlays, em um total de 20 pacientes. Cada paciente recebeu pelo menos uma restauração de cada tipo de material restaurador indireto. Para a classificação dos inlays, usou-se o sistema de avaliação de qualidade da Associação Odontológica da Califórnia (CDA). Durante o período de acompanhamento de 5 anos, 5 (8%) dos inlays fraturaram, 4 IPS Empress e 1 Cerec. No entanto, com base nos critérios da CDA, 92% dos inlays cerâmicos e 100% dos inlays de ouro foram classificados como satisfatórios depois de 5 anos em atividade.

Reiss e Walther⁸⁰ analisaram clinicamente 1.010 restaurações totalmente cerâmicas, confeccionadas pela tecnologia CAD/CAM, em um total de 299 pacientes. O reexame foi conduzido de 9 a 12 anos após a cimentação. Na maioria dos casos (n = 988) foi utilizada uma cerâmica feldspática (Vita); no restante (n = 22), utilizou-se uma cerâmica vítrea (Dicor). Em preparos profundos, em que o operador sentia a necessidade de proteção pulpar, 258 dos 495 foram protegidos com sistema adesivo (Gluma, Bayer), e os demais foram protegidos com uma pequena aplicação de hidróxido de cálcio. De acordo com o método de Kaplan-Meier, a probabilidade de sobrevivência diminuiu de 90%, após 10 anos, para 84,9%, após 11,8 anos, sem perda adicional até a observação final, em 12 anos. Os dentes utilizados nesse estudo foram pré-molares (48,5%) e molares (51,5%); 93,3% dos dentes eram vitais antes do tratamento, e 6,7% eram não vitais e haviam sido tratados endodonticamente. Os dentes vitais apresentaram melhores resultados que os não vitais, da mesma forma que os pré-molares em relação aos molares. Quanto à proteção do complexo dentinopulpar, os que receberam a

aplicação do adesivo dentinário mostraram maior probabilidade de sucesso. Oitenta e uma falhas foram registradas durante o período de observação, sendo 50% delas fraturas da cerâmica e dente.

Thordrup, Isidor e Bindslev⁸¹ avaliaram clinicamente o desempenho de quatro tipos de inlays estéticos. Foram realizadas 58 restaurações estéticas posteriores, sendo 15 inlays cerâmicos diretos (Cerec), 15 inlays diretos de resina composta (Brilliant Direct Inlay), 14 inlays cerâmicos indiretos (Vita Dur N) e 14 inlays indiretos de resina composta (Estilux). As restaurações foram polidas 1 semana após a cimentação e foram avaliadas imediatamente após o polimento em 6, 12, 36, 48 e 60 meses após a cimentação. Nessa avaliação foram vistos: adaptação marginal, morfologia, compatibilidade de cor, textura superficial, sensibilidade e desconforto, e pontos de contato proximais. Usou-se o sistema de avaliação da qualidade da Associação Odontológica da Califórnia (CDA). Em geral, a adaptação marginal oclusal não apresentou desintegração adicional do cimento após 1 ano. Após 5 anos em função, 6 inlays foram substituídos e 3 inlays foram reparados. Oito inlays não puderam ser acompanhados. Não foram reveladas diferenças significativas entre os índices de sobrevivência dos diferentes tipos de inlays.

Pallesen e Van Dijken⁸² avaliaram o desempenho clínico de inlays de cerâmica sinterizada e de cerâmica vítrea processados através do sistema Cerec CAD/CAM. Para esse estudo, foram confeccionados 32 inlays, tendo cada paciente recebido 2 inlays, um feito com um bloco de cerâmica vítrea (Dicor MGC) e o outro com um bloco de cerâmica feldspática (Vita Mark II). A escolha do material foi feita aleatoriamente, após o preparo cavitário. As peças cerâmicas foram cimentadas com um compósito dual e avaliadas clinicamente usando-se os critérios modificados do Serviço de Saúde Pública dos Estados Unidos (USPHS),

após a inserção, em 8 meses, 2, 3, 5, 6 e 8 anos. Dos 32 inlays avaliados durante 8 anos, 3 falharam devido à fratura do material; 1 apresentou uma fratura em 3 anos; e os outros 2 fraturaram em 5 anos de uso clínico. Não foram observadas diferenças significativas entre a qualidade geral dos inlays Vita Mark II e Dicor MGC durante o período de acompanhamento. Com base nesses dados, pôde-se concluir que os inlays Cerec CAD/CAM apresentam boa durabilidade por, pelo menos, 8 anos.

Otto e De Nisco⁸³ realizaram um estudo de acompanhamento clínico de inlays e onlays fabricados com a tecnologia CAD/CAM durante um período funcional de 10 anos. Para esse estudo foram realizadas 200 restaurações em 108 pacientes. O material restaurador utilizado foi um bloco de cerâmica feldspática, Vita Mark I (Vita). As restaurações foram inspecionadas imediatamente após sua inserção e após 10 anos de uso clínico. A qualidade clínica foi avaliada usando-se os critérios do USPHS modificados, que se baseiam em qualidade marginal, contorno, textura superficial e compatibilidade de cor. Dos 200 inlays e onlays inseridos em 108 pacientes, 187 estavam disponíveis para exame de acompanhamento após 10 anos. A taxa de sobrevivência da Kaplan-Meier de 187 inlays e onlays durante 10 anos foi de 90,4%. Isso significou que 11 dos 89 pacientes tinham sofrido pelo menos uma falha nesse período de avaliação. Dessas falhas, 53% foram causadas por fratura da cerâmica, 20% foram fraturas dentais, outros 20% por lesão cariosa, e 7% por problemas endodônticos.

Posselt e Kerschbaum⁸⁴ avaliaram a longevidade de 2.328 inlays e onlays inseridos em 794 pacientes. Todas as restaurações foram fabricadas pelo sistema Cerec, e as peças foram produzidas e cimentadas em uma única consulta. Foram avaliados os seguintes critérios: sensibilidade, localização da restauração, número de superfícies restauradas, tratamento endodôntico,

tratamento de cárie profunda antes da inserção, entre outros. A taxa de sobrevivência foi de 95,5% após 9 anos; 35 restaurações foram consideradas falhas. Quarenta e quatro restaurações foram aleatoriamente selecionadas para realização de réplicas, para análise microscópica, 45,1% das restaurações exibiram uma margem perfeita e 47,4% apresentaram margens subpreenchidas.

Reich et al.⁸⁵ avaliaram o desempenho clínico de restaurações do tipo endocrown, onlay, coroa e faceta. Para esse estudo foram realizadas 58 restaurações em 26 pacientes, todas fabricadas pela tecnologia CAD/CAM, sistema Cerec 2. Após 3 anos, as restaurações foram reavaliadas nos seguintes critérios: integridade marginal, cáries secundárias, descoloração e forma anatômica. Das restaurações 97% foram classificadas como Bravo. Logo, os autores concluíram que restauração cerâmica extensa é uma boa opção para reparar grandes defeitos coronários.

Sjogren, Molin e Van Djiken⁸⁶ avaliaram por 10 anos inlays cerâmicos fabricados pela tecnologia CAD/CAM (Cerec). Para esse estudo foram utilizados 66 dentes, 53 pré-molares e 13 molares. Cada paciente recebeu pelo menos duas restaurações, sendo uma cimentada com resina composta híbrida de cura dual (Vita Duo Cement, Coltene) e a outra cimentada com resina composta híbrida curada quimicamente (Cavex Clearfil F2, Cavex), totalizando 27 pacientes. Dos 66 inlays, 54 foram fabricados diretamente na boca, ou seja, fez-se a leitura do preparo no próprio dente, sendo o restante fabricado a partir da leitura do modelo de gesso. Durante o período da pesquisa, 7 inlays foram substituídos devido a fraturas, problemas endodônticos ou sintomas pós-operatórios. Para o acompanhamento após 10 anos, estavam disponíveis 25 pacientes com 61 inlays. Três avaliadores mutuamente calibrados fizeram a análise das restaurações quanto a forma anatômica, adaptação marginal, compatibilidade de cor, descoloração marginal, rugosidade

superficial e lesão cariiosa. Observou-se uma taxa de falha baixa (1,1%) após 10 anos de serviço clínico; além disso, os inlays cimentados com resina quimicamente ativada apresentaram durabilidade maior que os inlays cimentados com resina composta de cura dual, sendo a taxa de sobrevivência de 100% e de 77% respectivamente.

Fasbinder et al.⁸⁷ realizaram um estudo clínico para avaliar o desempenho de restaurações do tipo inlay, de resina composta (Paradigm) e de cerâmica (Vita Mark II). Para cada material foram confeccionados 40 inlays, todos foram fabricadas por unidade Cerec 2. Ambos os materiais restauradores foram cimentados com um cimento resinoso dual (RelyX ARC). As restaurações foram avaliadas por dois examinadores e para tal foi utilizado o critério do sistema público de saúde norte-americano (PHS). As restaurações foram avaliadas nos períodos de 6 meses, 1, 2 e 3 anos. Não houve diferença estatística entre os dois materiais em relação à adaptação marginal no período de 3 anos.

Fasbinder⁸⁸ fez uma revisão da literatura sobre a efetividade do sistema CAD/CAM em consultórios odontológicos. Para tal ele revisou estudos clínicos realizados no período de 1985 a 2006, que incluíram inlay, onlay e coroas. Dentro desses estudos o autor encontra alguns problemas, tais como sensibilidade pós-operatória, fratura da restauração, combinação de cor, adaptação marginal e longevidade clínica. Porém, a sensibilidade pós-operatória no longo prazo não foi relatada. E ainda diante dos dados pode-se afirmar que a fratura da restauração é a principal falha de restaurações cerâmicas confeccionadas pelo sistema Cerec e que isso, na grande maioria das situações, ocorre devido à espessura insuficiente da porcelana. A taxa de sobrevivência dessas restaurações foi relatada em aproximadamente 97% por 5 anos e em 90% por 10 anos.

Thordrup et al.⁸⁹ investigaram o desempenho clínico de quatro tipos de inlays. Para esse estudo foram selecionados 37 pacientes. Os quatro materiais utilizados foram cerâmica direta (Cerec), cerâmica indireta (Vita Dur N), compósito direto (Brilliant DI) e compósito indireto (Estilux). As restaurações foram avaliadas após 1 semana, 6 meses e 1, 3, 4, 5 e 10 anos após a cimentação. O primeiro critério de avaliação foi a sobrevida do inlay; já a morfologia, a combinação de cor, a textura da superfície e a adaptação marginal foram critérios secundários. Após 10 anos, a sobrevida dos inlays foi semelhante e clinicamente aceitável.

Wrbas et al.⁹⁰ avaliaram o desempenho clínico de 60 inlays produzidos pelo sistema Cerec 3D, confeccionados por 50 estudantes de odontologia. Os estudantes tiveram um total de 7 meses de experiência clínica em dentística e mais 15 h de treinamento adicional sobre o sistema Cerec. As restaurações foram realizadas em molares e pré-molares. Todas as margens do preparo foram localizadas em esmalte e para todas as cavidades respeitou-se uma espessura mínima de 1,5 mm a 2,0 mm para o material restaurador. As peças foram produzidas a partir da fresagem de blocos de cerâmica feldspática (Vitablocs 3D Mark II, Vita) e foram cimentadas com cimento adesivo (Dual Cement, Ivoclar Vivadent). A avaliação começou 1 semana após a cimentação e após 6, 12 e 24 meses. Os inlays foram examinados de acordo com o critério do USPHS, que são: combinação de cor, textura de superfície, sensibilidade pós-operatória, forma anatômica, adaptação marginal, descoloração marginal e cáries secundárias. Todas as avaliações foram feitas simultaneamente por dois avaliadores previamente calibrados. A taxa de sobrevida das restaurações, de acordo com o método Kaplan-Meier, foi estimada em 93,3% após 2 anos.

Otto et al.⁹¹ avaliaram a longevidade clínica de restaurações confeccionadas pelo sistema Cerec 1. Essa

análise foi realizada em restaurações confeccionadas pelo próprio autor, entre 1989 e 1991. Um total de 200 inlays e onlays foram cimentados em 108 pacientes. A cerâmica utilizada foi a Vitamark I. Após um período de 17 anos, essas restaurações foram avaliadas de acordo com os critérios USPHS. Constatou-se, de acordo com o método Kaplan-Meier, que 88,7% das restaurações após 17 anos se apresentavam clinicamente satisfatórias. Um total de 21 falhas foram encontradas em 17 pacientes. Dessas, 76% foram atribuídas a fraturas, sendo 62%, a fratura da peça cerâmica, e 14%, a fratura dental. Outras razões para falhas foram: 19%, cárie dental; e 5%, problemas endodônticos.

Zimmer et al.⁹² avaliaram a sobrevida de restaurações cerâmicas confeccionadas pelo sistema Cerec 1 em um período de 10 anos. Todas as restaurações foram confeccionadas e cimentadas por um único cirurgião-dentista. Foram avaliadas 226 restaurações das 308 colocadas. Para a análise de sobrevida utilizaram-se os seguintes critérios: cárie secundária, qualquer tipo de perda da restauração, fratura da restauração, fratura do dente e infiltração marginal. A taxa de sobrevida foi de 94,7% (12 falhas) após 5 anos e de 85,7% (23 falhas) após 10 anos. Com base nesses achados, o autor concluiu que a sobrevida das restaurações Cerec 1 são comparáveis às taxas de restaurações com liga de ouro.

PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

Esta pesquisa teve como objetivo avaliar in vitro a adaptação marginal e interna e a necessidade de ajuste previamente à cimentação de restaurações cerâmicas MOD confeccionadas pelo sistema CAD/CAM – Cerec 3, nos seguintes modos de escaneamento (captura de imagem):

- Leitor a laser acoplado ao Cerec Scan sobre o modelo de gesso;
- Escâner InEos – raios infravermelhos sobre o modelo de gesso;
- Câmera de captura de imagem intraoral Cerec 3 – raios infravermelhos sobre o modelo de gesso; e
- Câmera de captura de imagem intraoral Cerec 3 – raios infravermelhos sobre o dente.

MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

Para este estudo optou-se por reutilizar 10 molares humanos, superiores e inferiores, que haviam sido previamente selecionados e utilizados na dissertação cujo título foi AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO MARGINAL DE DOIS SISTEMAS CERÂMICOS, IPS EMPRESS E CEREC inLAB, EM RESTAURAÇÕES MOD: UM ESTUDO IN VITRO.

Essa escolha deveu-se, por um lado, à dificuldade de achar dentes hígidos e livres de trincas, fendas, alterações estruturais, problemas que poderiam comprometer ou mascarar os resultados da pesquisa, e, por outro, por ambos os estudos terem metodologias similares.

Vale ressaltar que os elementos dentais foram obtidos por doação através de Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Anexo A), após a aprovação do projeto de pesquisa nº. 245/2005, pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade Federal de Santa Catarina (Anexo A).

No trabalho anterior, para estabilização dos dentes durante as fases da pesquisa, eles foram incluídos individualmente em anéis de PVC (bucha de redução soldável, Tigre S.A., Brasil), com diâmetro de 32 mm, que foram pressionados sobre uma lâmina de cera-utilidade (Epoxiglass Indústria e Comércio de Produtos Químicos Ltda.) e preenchidos com resina epóxica (Epoxiglass Indústria e Comércio de Produtos Químicos Ltda.). Nessa inclusão foi deixada exposta a coroa clínica e parte do terço cervical radicular (5 mm a partir da junção amelodentinária) de todos os dentes.

Posteriormente, todos os dentes selecionados (n = 10) foram submetidos a preparos MOD, para incrustações

cerâmicas. Para tal, foram utilizadas pontas diamantadas troncocônicas com extremidade arredondada 845 KR. 314.025 (Komet, Alemanha) e 847 KR. 314.023 (Komet, Alemanha), na confecção das caixas oclusal e proximais respectivamente, sendo substituídas a cada quatro preparos (Figura 1). Todos os preparos foram realizados por um único operador. Com o objetivo de executar preparos bem padronizados, foram preparados dois dentes por dia.

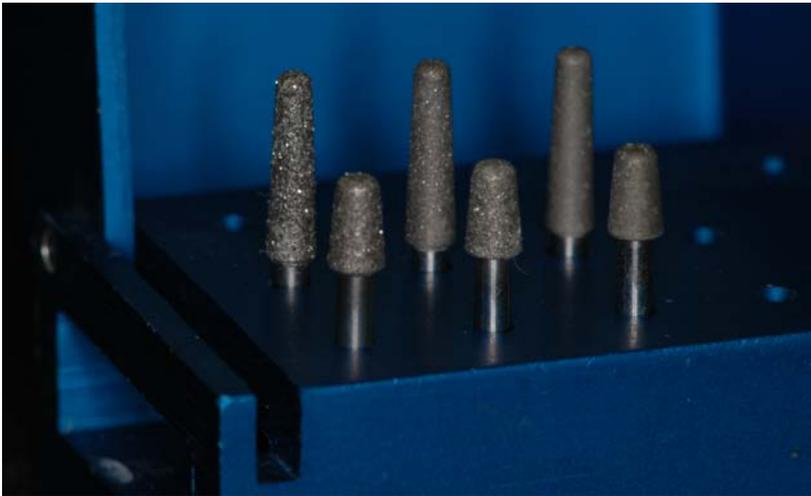


Figura 1 – Pontas diamantadas utilizadas para o preparo cavitário dos dentes.

As pontas diamantadas foram encaixadas em um contra-ângulo de rotação rápida 1:5 (Synea LS, W&H), com refrigeração ar/água. Com o objetivo de padronizar as dimensões dos desgastes, utilizou-se o paquímetro eletrônico digital Digimes 100.174 BL (DIGIMESS Instrumentos de Precisão Ltda., China).

Os preparos seguiram os seguintes princípios:

- abertura oclusal foi de $\frac{2}{3}$ da distância intercuspídea e com uma profundidade de 2 mm a partir do fundo do sulco (Figura 2);

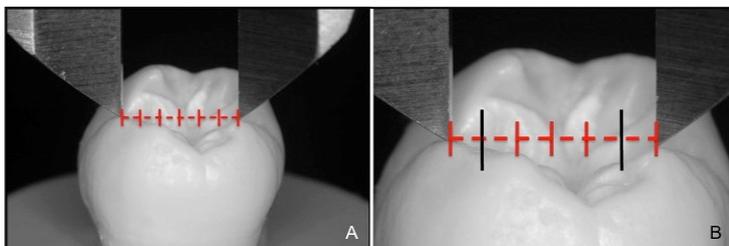


Figura 2 – Mensuração da distância intercuspídea com paquímetro (A). Em detalhe, desenho esquemático dos $\frac{2}{3}$ da distância intercuspídea (B).

- parede pulpar paralela à superfície oclusal (Figura 3);
- caixas proximais, com uma abertura do istmo de $\frac{2}{3}$ da linha do equador do dente (Figura 4) e com uma profundidade de 2 mm a partir da margem gengival (Figura 5);
- nas caixas oclusal e proximais as paredes circundantes vestibular e palatal ou lingual apresentaram uma divergência para oclusal em torno de 10° , conferida pelo próprio formato da ponta diamantada e com ângulos cavossuperficiais nítidos terminando em 90° , com a superfície externa do dente e sem bisel (Figura 3);
- a extensão da margem gengival nas caixas proximais foram aleatoriamente levadas 1 mm aquém da junção amelodentinária e 1 mm além da junção amelodentinária;

- todos os ângulos internos foram arredondados (Figura 3).

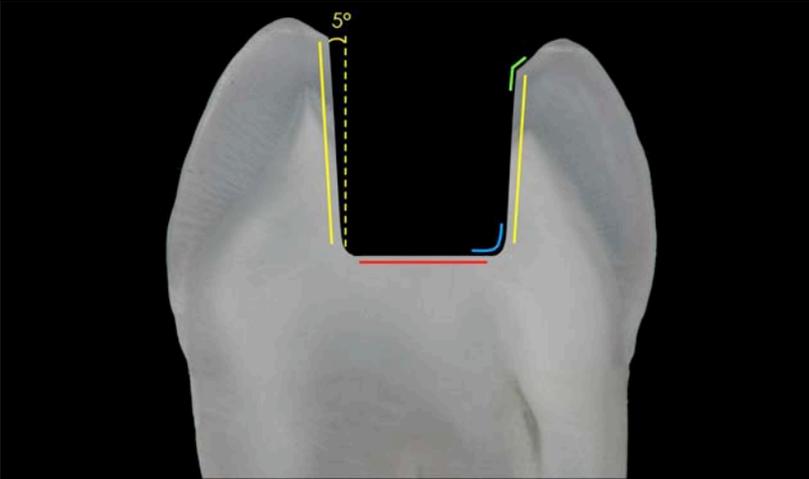


Figura 3 – Corte esquemático da caixa oclusal, com as principais características do preparo: **parede pulpar plana e paralela à superfície oclusal**, **paredes vestibular e palatal ou lingual com uma divergência oclusal de 10°**, **ângulos externos nítidos e sem bisel** e **ângulos internos arredondados**.

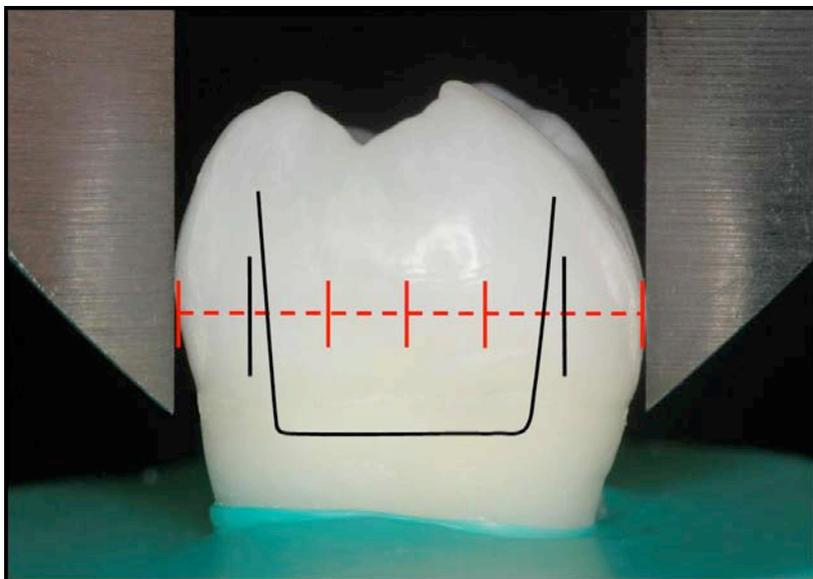


Figura 4 - Mensuração da linha do equador do dente com um paquímetro e desenho esquemático sinalizando os 2/3, correspondentes à abertura do istmo.

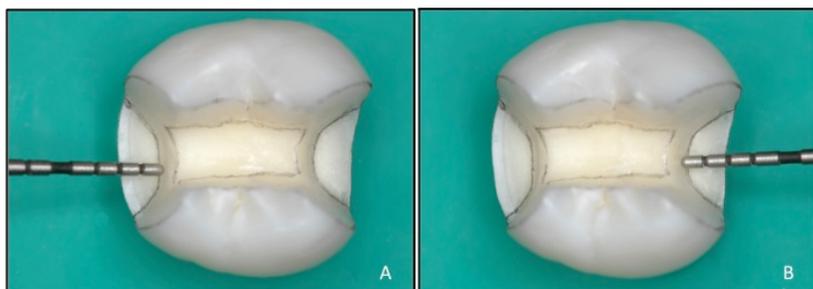


Figura 5 - Vista por oclusal do preparo das caixas distal (A) e mesial (B), com profundidades padronizadas em 2 mm.

Para o acabamento e o polimento dos preparos, foram usadas pontas diamantadas com o mesmo formato das inicialmente utilizadas, porém em ordem decrescente de granulação: 8845 KR. 314.025 e 845 KREF. 314.025 e

8847 KR. 314.023 e 847 KREF. 314.023 (Komet, Alemanha), na oclusal e proximais respectivamente. Elas também foram trocadas a cada quatro preparos. O aspecto final do preparo pode ser visto nas Figuras 6 e 7.

Após a realização da primeira pesquisa, os dentes preparados foram armazenados em água e mantidos sob refrigeração, sendo essa água trocada a cada 10 dias. Ao dar início a esta pesquisa, todos os preparos foram limpos com jato de bicarbonato de sódio (Gnatus, Brasil) e lavados com spray ar/água, para que a superfície ficasse livre de qualquer resíduo. Em todas as etapas desta pesquisa os dentes permaneceram armazenados em água.

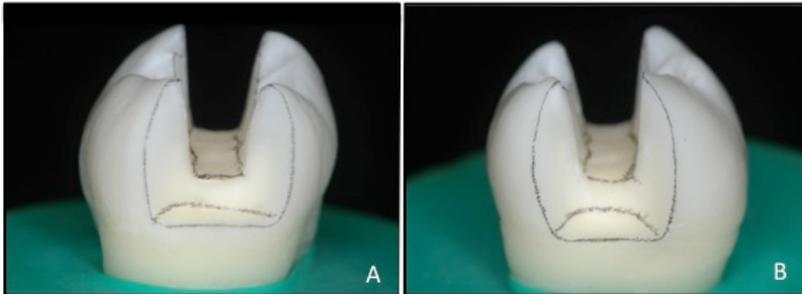


Figura 6 – Vista proximal distal (A) e mesial (B) do dente preparado.

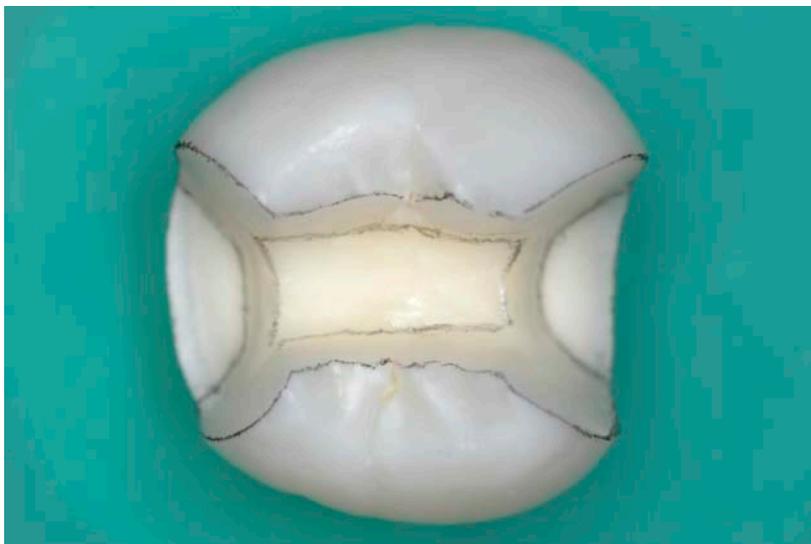


Figura 7 – Vista oclusal do dente preparado.

4.1 DIVISÃO DOS GRUPOS

Em todos os grupos as restaurações cerâmicas foram fabricadas pelo sistema Cerec 3. Este consiste na leitura óptica dos preparos, desenho computadorizado da futura restauração e usinagem da peça cerâmica. Sendo assim, a divisão dos grupos foi de acordo com o método de captura da imagem do preparo. Vale ressaltar que as incrustações cerâmicas foram fabricadas a partir de 10 preparos MOD em terceiros molares, e em todos os grupos utilizou-se uma cerâmica feldspática reforçada por cristais de leucita, Empress CAD (Ivoclar Vivadent), apresentada em forma de blocos pré-fabricados.

Grupo LG – Neste grupo a captura da imagem foi realizada por um leitor a laser acoplado ao aparelho Cerec

Scan. Essa leitura óptica foi feita sobre cada um dos 10 modelos de gesso, referentes aos dentes preparados.

Grupo IG – Para esse grupo foi utilizado o escâner InEos para a captura das imagens. Este é um aparelho do sistema Cerec que faz a leitura do modelo de gesso através de raios infravermelhos. Essa leitura óptica foi feita sobre cada um dos 10 modelos de gesso, referentes aos dentes preparados.

Grupo IVG – Neste foi utilizada a câmera de captura de imagem intraoral Cerec 3 sobre os modelos de gesso. Essa câmera faz a leitura por meio de raios infravermelhos. Essa leitura óptica foi feita sobre cada um dos 10 modelos de gesso, referentes aos dentes preparados.

Grupo IVD – Neste grupo também foi utilizada a câmera de captura de imagem intraoral Cerec 3, só que a leitura foi feita sobre os dentes preparados.

Dessa forma, foram 4 grupos, e para todos foram utilizados os mesmos 10 terceiros molares; logo, totalizaram 40 incrustações cerâmicas. Todas as restaurações cerâmicas foram produzidas por um único operador.

4.2 PREPARO DOS CORPOS DE PROVA PARA A CAPTURA DAS IMAGENS

4.2.1 GRUPOS LG, IG E IVG

Devido à leitura óptica nesses 3 grupos ter sido realizada sobre os modelos de gesso, fez-se necessária a moldagem dos elementos dentais, para assim originar os respectivos modelos de gesso. Dessa forma, cada dente foi moldado individualmente com silicone de adição virtual (Ivoclar Vivadent), pasta densa (Putty) (Ivoclar Vivadent,

Schaan JL 4048, Leichtenstein) e fluida (Light Body) (Ivoclar Vivadent, Schaan JL 4048, Leichtenstein). Previamente à moldagem, em cada moldeira foram executadas três perfurações com uma fresa de carbide de tungstênio n° H79Q. 104.040 (Komet, Alemanha), para permitir a retenção do material de moldagem. A moldagem foi realizada pela técnica de passo único. Dessa forma, a pasta fluida foi levada à cavidade ao mesmo tempo em que a pasta densa era manipulada por um segundo operador e inserida em uma moldeira adaptada de PVC (Cap soldável, Tigre S.A., Brasil), com uma de suas extremidades fechada, (Figura 8), que, então, foi devidamente posicionada sobre o preparo (Figura 9).

Realizou-se o vazamento 24 h após a obtenção dos moldes. Seguindo as instruções do fabricante, foi utilizado o gesso-pedra especial do tipo IV (Dentona CAM-base), para a obtenção dos modelos. Isso se deve ao fato de o gesso ser impregnado com pó de dióxido de titânio, o que permite uma reflexão mais uniforme do preparo.



Figura 8 - Moldeira adaptada de PVC perfurada com uma fresa de carbide de tungstênio (A). Material de silicone, pasta densa, sendo inserido na moldeira de PVC (B), enquanto o segundo operador inseria no interior do preparo o material de moldagem, pasta fluida (C).

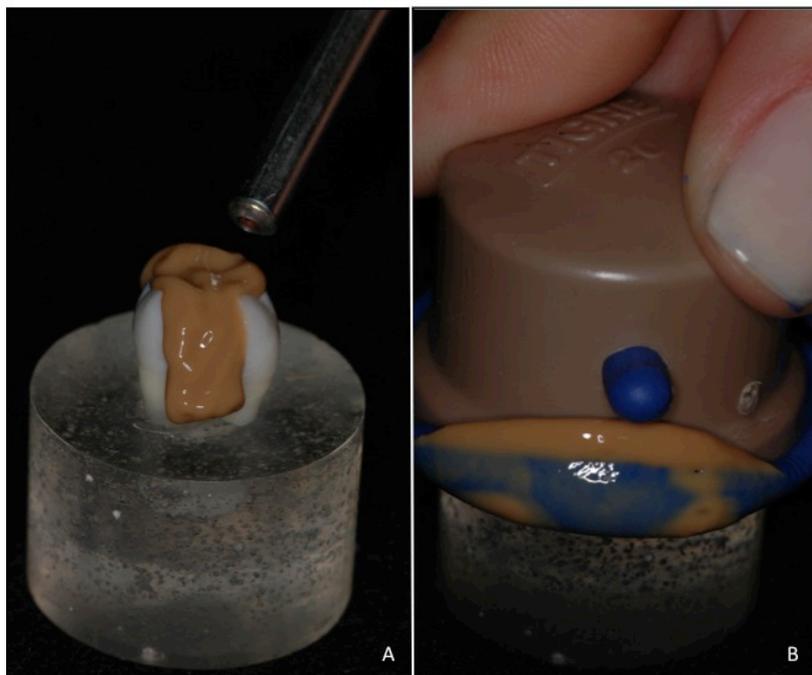


Figura 9 - Leves jatos de ar sobre o material de moldagem, pasta fluida (A), para garantir uma fidelidade na moldagem. Conjunto moldeira/pasta densa sendo posicionado sobre o dente (B).



Figura 10 – Aspecto final da moldagem.

4.2.2 GRUPO IVD

Neste sistema, as peças foram fabricadas a partir de um escaneamento de cada dente preparado. Para isso, os dentes receberam suaves jatos de ar; em seguida foi pulverizada uma camada uniforme e sem excessos de IPS Contrast Spray (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), que possibilitou a leitura óptica do dente preparado (Figura 11). É importante ressaltar que esse material não pode ser aplicado em excesso, para não prejudicar o assentamento da futura restauração.



Figura 11 – Pulverização do IPS Contrast Spray sobre o dente preparado.

4.3 PROCESSO DE CAPTURA DAS IMAGENS

4.3.1 GRUPO LG

Os modelos de gesso foram fixados, um de cada vez, em um dispositivo dentro da máquina Cerec Scan. Em seguida, fechou-se a tampa da máquina para que o leitor a laser pudesse ler toda a superfície do preparo (Figura 12).

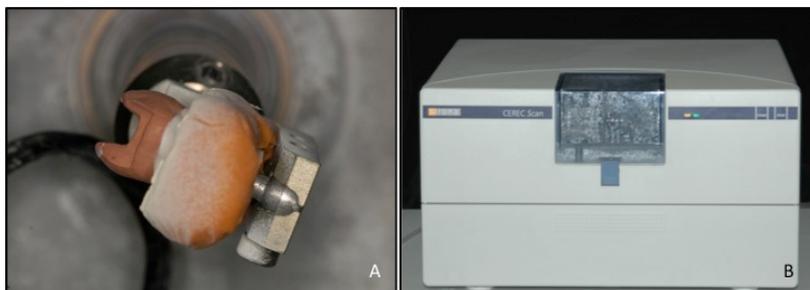


Figura 12 – Em detalhe, o modelo de gesso fixado na máquina Cerec Scan (A), e em menor aumento a escaneadora com sua tampa fechada, permitindo o escaneamento do modelo de gesso (B).

4.3.2 GRUPO IG

Cada troquel teve sua imagem capturada por meio de emissão de radiação infravermelha, pelo escâner laboratorial InEos (Sirona, The Dental Company, Alemanha) (Figura 13).



Figura 13 - Escâner InEos (A) e, em detalhe, o modelo de gesso posicionado no escâner, para ser escaneado (B).

4.3.3 GRUPO IVG

A digitalização dos modelos de gesso foi realizada por raios infravermelhos emitidos pela câmera de captura de imagem intraoral do sistema Cerec 3 (Sirona Dental Systems, EUA). Para isso, esta foi manualmente levada acima de cada modelo.

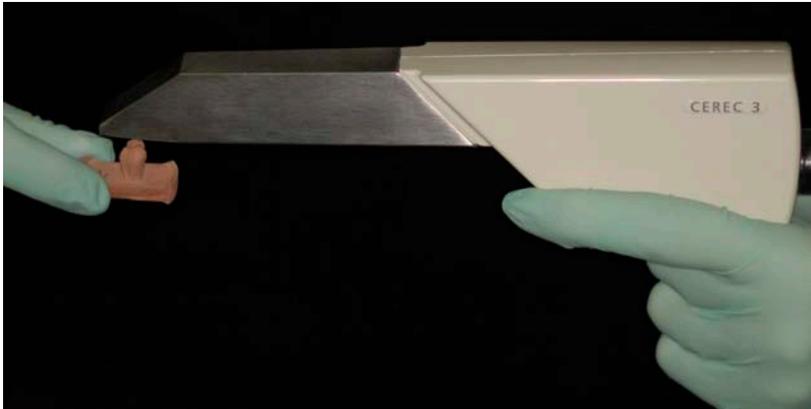


Figura 14 – Digitalização do modelo de gesso preparado.

4.4.4 GRUPO IVD

Neste grupo a digitalização também foi feita por raios infravermelhos emitidos pela câmera de captura de imagem intraoral, só que sobre cada dente preparado.

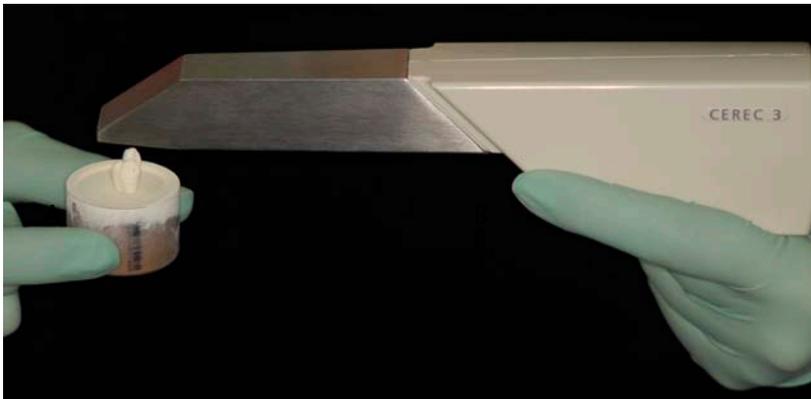


Figura 15 – Digitalização do dente preparado após a pulverização com o pó de dióxido de titânio.

4.5 DESENHO E USINAGEM DA RESTAURAÇÕES CERÂMICAS

A partir da impressão óptica, as imagens foram transferidas para um computador e o software do sistema criou um modelo virtual tridimensional (Figuras 16 e 17). Isso ocorreu nos quatro grupos, sendo que em cada grupo foram realizadas dez capturas, uma de cada dente e/ou modelo preparado, totalizando quarenta modelos virtuais.

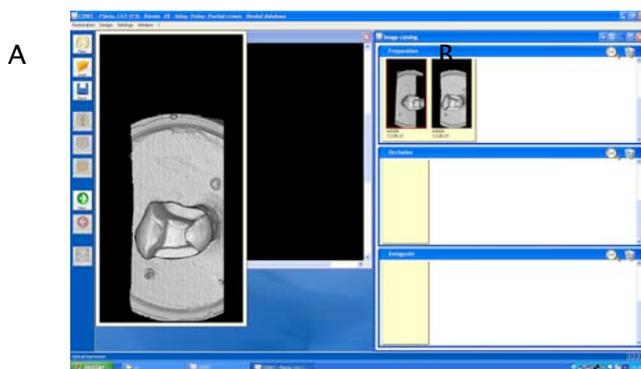


Figura 16 – Imagem escaneada de um dos dentes preparados.

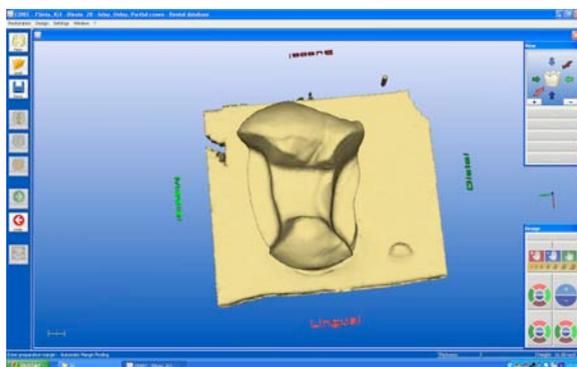


Figura 17 – Modelo virtual tridimensional, criado a partir do escaneamento do elemento dental preparado.

A partir dessa fase, foram informados ao software (Cerec 3D) os elementos dentais escaneados e o tipo de trabalho a ser executado, que neste estudo foi uma restauração do tipo inlay. Em seguida, delimitou-se pelo operador a margem externa do preparo e, para a aferição dessa delimitação, a imagem escaneada do modelo foi girada por vários ângulos (Figuras 18 e 19). Nos casos em que se fez necessária alguma modificação do término, o operador a fez.

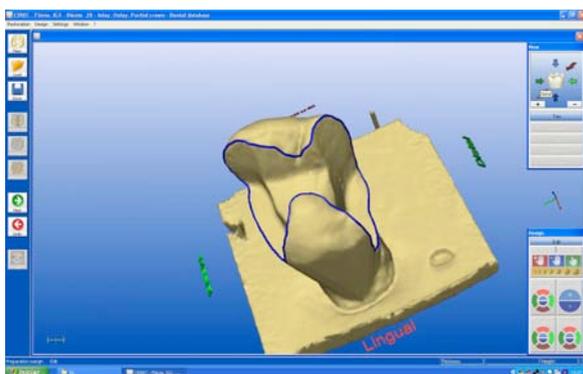


Figura 18 – Em azul, as margem do preparo, após a delimitação.



Figura 19 – Margens das superfícies distal (A) e mesial (B), devidamente delimitadas.

O passo seguinte foi a escolha de um tipo de banco de dados entre os diversos encontrados no programa. O escolhido foi o Ivoclar Vivadent. A partir dessa escolha, o programa fez automaticamente a sugestão do desenho da futura restauração (Figura 20). Concluída a restauração,

esta era colocada sobre o modelo virtual (Figura 21) e, quando necessária alguma correção no seu desenho, o operador a realizava com o auxílio de algumas ferramentas próprias para essa finalidade.



Figura 20 – Imagens da restauração sugerida pelo sistema, face externa (A) e interna (B).

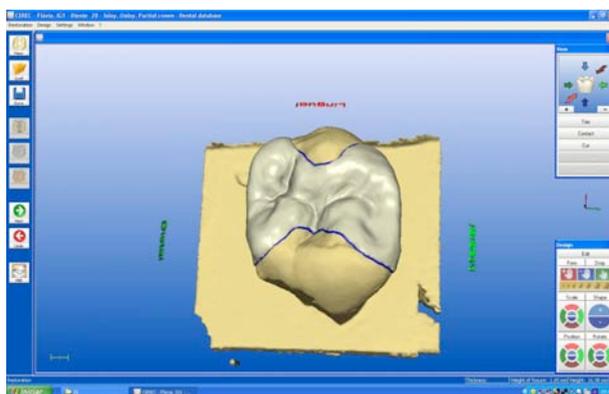


Figura 21 – Restauração sobre o modelo virtual.

Para todos os grupos utilizou-se cerâmica feldspática reforçada por leucita, comercializada em forma de blocos pré-fabricados chamados de IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) (Figura 22). Cada bloco foi

colocado individualmente na unidade fresadora Cerec Scan, composta de duas pontas diamantadas, uma cilíndrica, com diâmetro de 1,2 mm, e outra troncocônica, para a execução do corte, de acordo com o desenho previamente realizado (Figura 23). Após a conclusão das restaurações, foram iniciadas as avaliações da adaptação marginal e interna das mesmas.



Figura 22 – Alguns dos blocos cerâmicos utilizados na pesquisa.



Figura 23 – Bloco e as pontas diamantadas posicionados na unidade fresadora Cerec Scan (A). Em detalhe, os desenhos das duas pontas (B e C).

4.6 MEDIÇÃO DA ADAPTAÇÃO MARGINAL

A medição da adaptação marginal foi realizada nas seguintes situações:

- Grupos LG, IG e IVG: peças cerâmicas colocadas sobre os respectivos dentes sem nenhum ajuste prévio das restaurações; peças cerâmicas colocadas sobre os respectivos dentes após ajuste das restaurações sobre os modelos de gesso.

- Grupo IVD: peças cerâmicas colocadas sobre os respectivos dentes, sem nenhum ajuste prévio das restaurações; peças cerâmicas colocadas sobre os respectivos dentes, após ajuste das restaurações sobre os dentes preparados.

Essa avaliação foi realizada somente nas caixas proximais. Para tal, cada peça foi assentada e suavemente pressionada em seu respectivo dente. Com o objetivo de padronizar a força aplicada sobre as peças cerâmicas, utilizou-se um dispositivo metálico com duas bases, uma fixa, onde foi posicionado o dente com a peça, e uma móvel, onde foi posicionado um peso de 1/2 kg, direcionado exatamente no centro oclusal da incrustação cerâmica. Após um intervalo de 1 min, tempo padronizado para o assentamento da peça, os parafusos da base móvel foram apertados manualmente, e assim se removeu o peso, de forma a possibilitar o deslocamento do conjunto ao microscópio óptico e a estabilização da peça durante a mensuração da adaptação marginal (Figuras 24, 25 e 26).

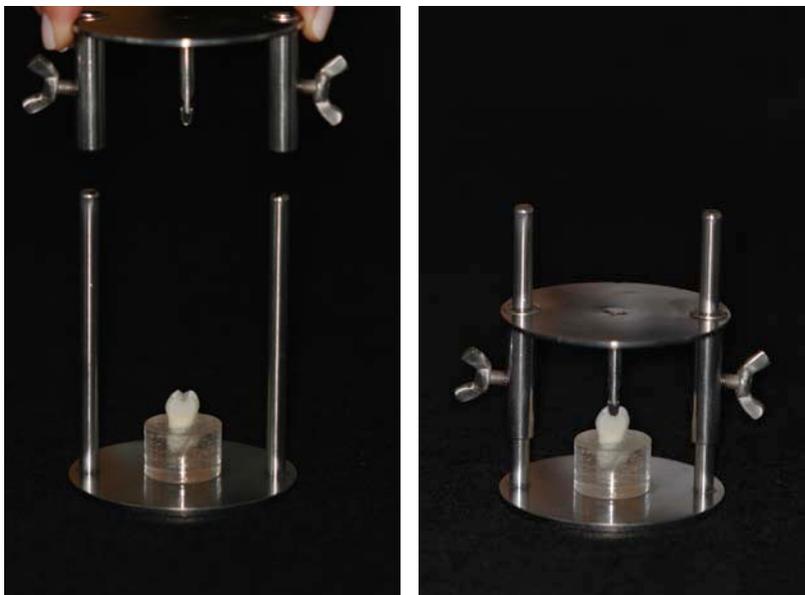


Figura 24 – Base móvel do dispositivo sendo levada de encontro ao conjunto dente/peça cerâmica posicionado no centro da base fixa do dispositivo (A) e o conjunto corretamente posicionado (B).

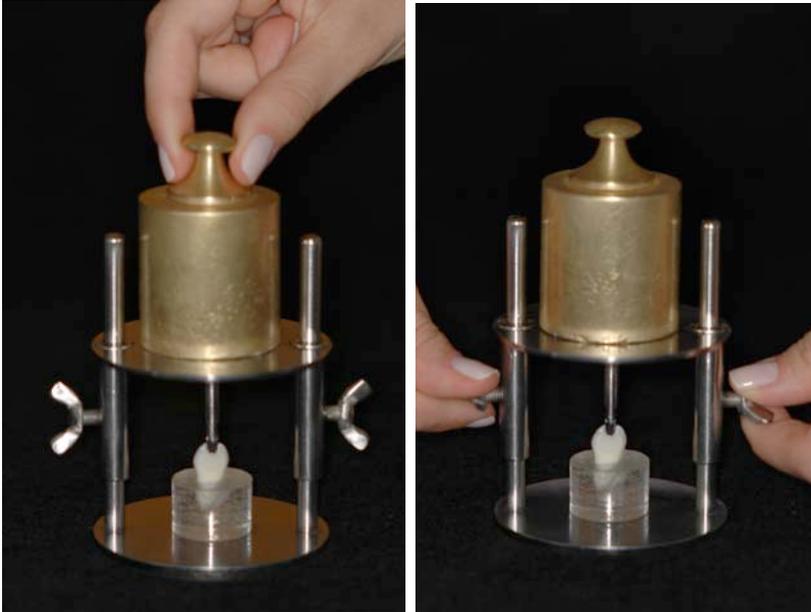


Figura 25 – Peso sendo posicionado sobre a base móvel (A). Após 1 min, os parafusos eram apertados, para possibilitar a remoção do peso (B).



Figura 26 – Em maior aumento, o apoio oclusal da base móvel posicionado no centro da peça cerâmica.

Dessa forma, o conjunto foi levado a um microscópio óptico (Estéreo Microscópio, Olympus SZH10, Japão) pertencente ao laboratório de fisiologia do desenvolvimento e de genética vegetal da Universidade Federal de Santa Catarina, com um aumento de 70 vezes, onde foram realizadas tomadas fotográficas de cada superfície proximal.

Devido ao aumento de 70 vezes, realizaram-se sete tomadas fotográficas de cada caixa proximal. Estas foram padronizadas da seguinte maneira: duas na parede vestibular, duas na parede palatal ou lingual, uma na cervical, uma no ângulo gengivovestibular e uma no ângulo gengivopalatal ou gengivolingual (Figura 27). Desta forma, por meio das tomadas fotográficas pôde-se avaliar a adaptação marginal através da mensuração do espaço entre a margem do preparo e a margem da restauração.

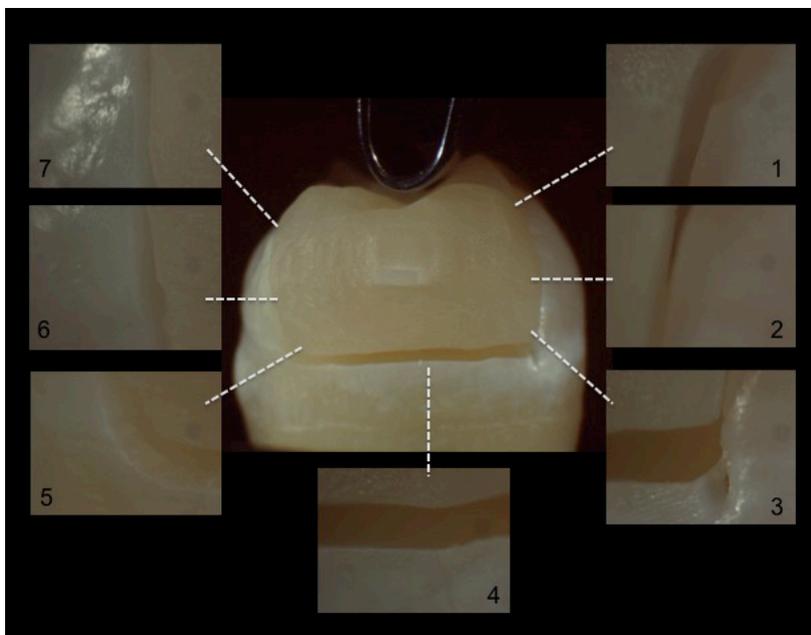


Figura 27 – Esquema referente à localização das tomadas fotográficas de cada caixa proximal.

Como citado anteriormente, em todos os grupos, a avaliação da adaptação foi realizada em dois momentos. No primeiro, avaliou-se a adaptação das peças exatamente como elas saíram da máquina fresadora, para que se pudesse ver a real facilidade e precisão do sistema; no segundo momento, avaliou-se a adaptação após um ajuste das peças, com a intenção de se aproximar da situação clínica diária.

Para a padronização do ajuste, esse foi realizado por um único profissional, utilizando-se um spray de demarcação de contatos (Arti-Spray BK 288, Bausch), próprio para tal finalidade (Figura 28). O spray foi borrifado no interior da peça, que foi assentada no preparo (Figuras 29 e 30). Ao remover a peça, as áreas que ficaram sem a demarcação do spray foram desgastadas com uma ponta

diamantada esférica nº 1012 (KG Sorensen, Brasil) (Figura 31). Esse procedimento foi realizado cuidadosamente, até a obtenção de uma adaptação adequada da incrustação ao dente e/ou gesso. O método de análise da adequada adaptação foi visual. Ainda, cronometrou-se o tempo necessário para a realização dos ajustes em todos os grupos. Nos grupos LG, IG e IVG, onde as peças foram fabricadas a partir do escaneamento dos modelos de gesso, optou-se por realizar os ajustes das peças sobre os modelos de gesso, enquanto no grupo IVD esses ajustes foram realizados com as peças sobre os dentes preparados, uma vez que o escaneamento foi realizado sobre estes.



Figura 28 – Spray para demarcação de contatos utilizado no ajuste interno das peças.

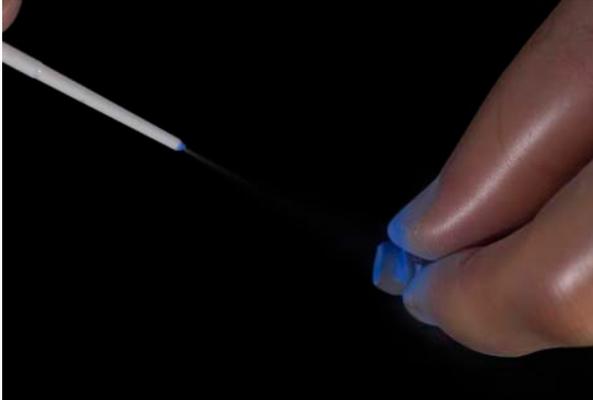


Figura 29 – Spray para demarcação de contatos sendo borrifado no interior da peça.

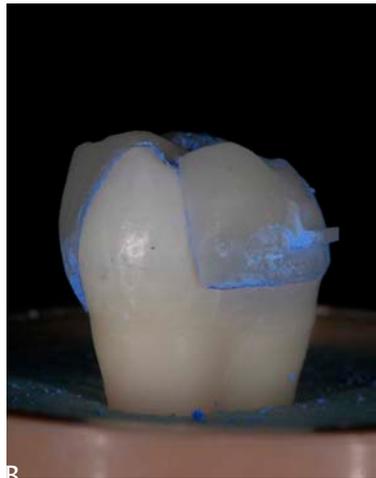
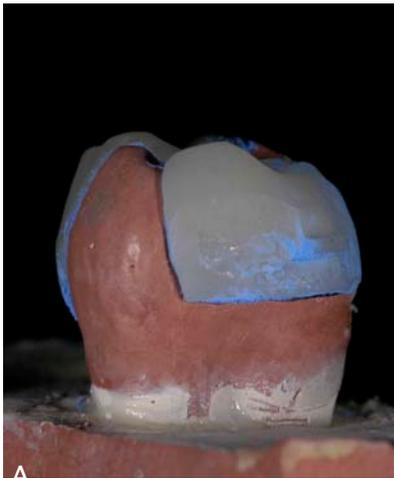


Figura 30 – Aferição da adaptação interna. Peça com spray sobre o modelo de gesso (A) e peça com spray sobre o dente preparado (B).

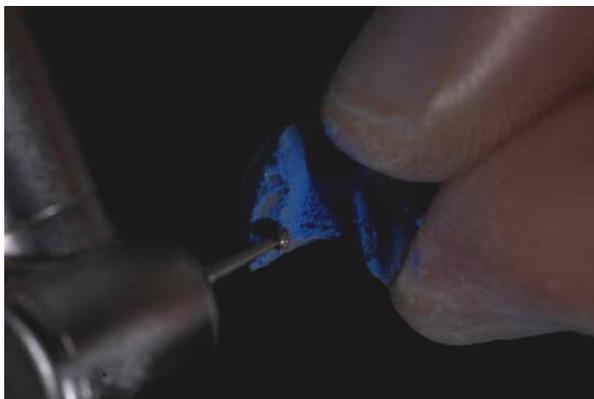


Figura 31 – Ponta diamantada esférica desgastando a área que não ficou marcada com o spray.

4.7 MEDIÇÃO DA ADAPTAÇÃO INTERNA

A medição da adaptação interna foi realizada da seguinte forma: um material de vinil polisiloxano de cor branca, para revelar pontos altos e pontos de pressão em vários tipos de prótese detal, FITCHECKER II (GC America) (Figura 32), foi colocado sobre a superfície de cada dente preparado, com o auxílio de uma ponta misturadora específica. Em seguida, a peça correspondente a cada dente foi encaixada no conjunto dente/material de moldagem (Figura 33). Esse procedimento teve como finalidade simular uma cimentação. Com o objetivo de padronizar a força aplicada sobre as peças cerâmicas, utilizou-se o mesmo dispositivo usado na medição da adaptação marginal, onde sobre esse foi posicionado um peso de 1/2 kg, direcionado exatamente no centro oclusal da incrustação cerâmica (Figura 34). O peso de 1/2 kg permaneceu sobre a base metálica do dispositivo até que o material de moldagem tomasse presa, por 5 min, tempo recomendado pelo fabricante.



Figura 32 – Silicone FIT CHECKER, utilizado para simular a linha de cimentação.

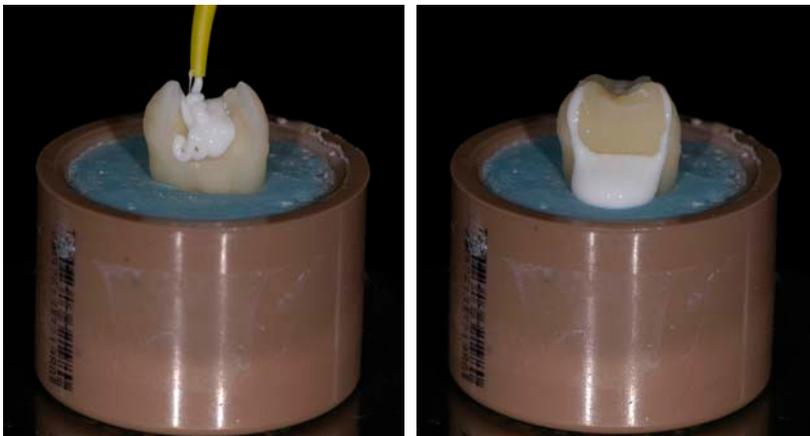


Figura 33 – Silicone sendo colocado no dente preparado (A); em seguida, a peça posicionada sobre o dente e o silicone (B).



Figura 34 - Conjunto dente/peça/silicone no dispositivo para padronização da força aplicada.

Na sequência, o conjunto dente/material de moldagem/peça foi removido do dispositivo e em seguida a incrustação cerâmica foi cuidadosamente retirada do dente. Com isso, pôde-se notar na superfície da peça ou na superfície preparada uma fina camada de silicone, que simulou a linha de cimentação. Para uma melhor estabilização dessa fina camada de silicone de adição,

colocou-se sobre ela um silicone de cor lilás com uma alta viscosidade, Examix NDS Monophase (GC America), com o auxílio de uma pistola e de uma ponta específica (Figuras 35 e 36). Após a presa desse segundo material, os dois silicões foram removidos da peça ou da superfície preparada, para serem analisados em microscópio óptico (Estéreo Microscópio, Olympus SZH10, Japão) pertencente ao laboratório de fisiologia do desenvolvimento e de genética vegetal da Universidade Federal de Santa Catarina, com um aumento de 70 vezes, onde foram realizadas tomadas fotográficas, para posterior medição da adaptação interna.



Figura 35 – Material de silicone de alta viscosidade utilizado para estabilizar a camada de silicone colocada anteriormente.



Figura 36 – Silicone de alta viscosidade sendo colocado sobre o dente e o silicone correspondente à linha de cimentação.

Em todos os grupos, a avaliação da adaptação interna foi realizada em dois momentos: no primeiro foi avaliada a adaptação das peças exatamente como elas saíram da máquina fresadora, para que se pudesse ver a real facilidade e precisão do sistema; e no segundo momento, avaliou-se a adaptação após um ajuste das peças, com a intenção de se aproximar da situação clínica diária.

Para a análise no microscópio, realizou-se um corte na guia de silicone, na região do centro da caixa proximal no sentido méso-distal (Figuras 37 e 38). Para cada dente foram realizadas nove tomadas fotográficas, devido ao aumento de 70 vezes, dado pelo microscópio (Figura 39). Desta forma, por meio de tomadas fotográficas pôde-se avaliar a adaptação interna através da mensuração da espessura do FIT CHECKER II.

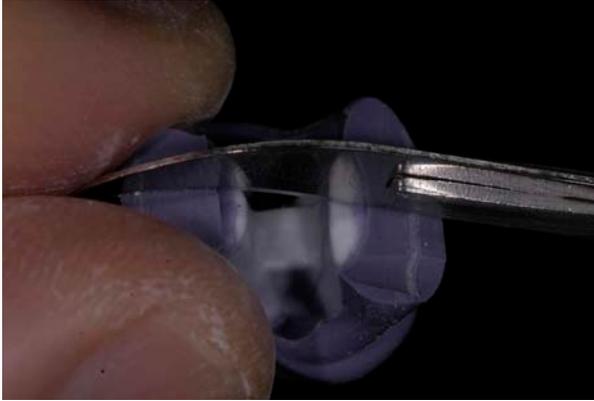


Figura 37 – Lamina de bisturi posicionada no centro de uma das caixas proximais para a realização do corte no sentido mésio-distal.

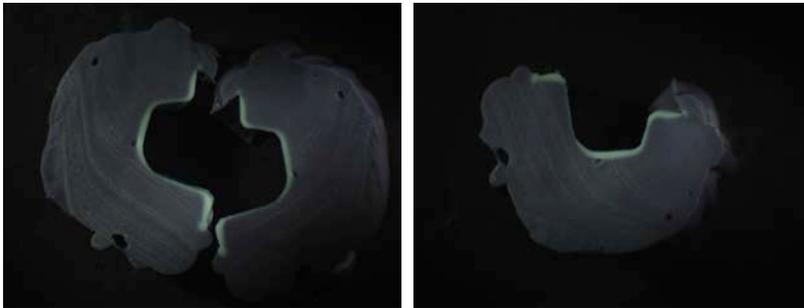


Figura 38 – As duas partes do silicone, após o corte (A), e o lado do corte que foi levado para análise no microscópio (B).

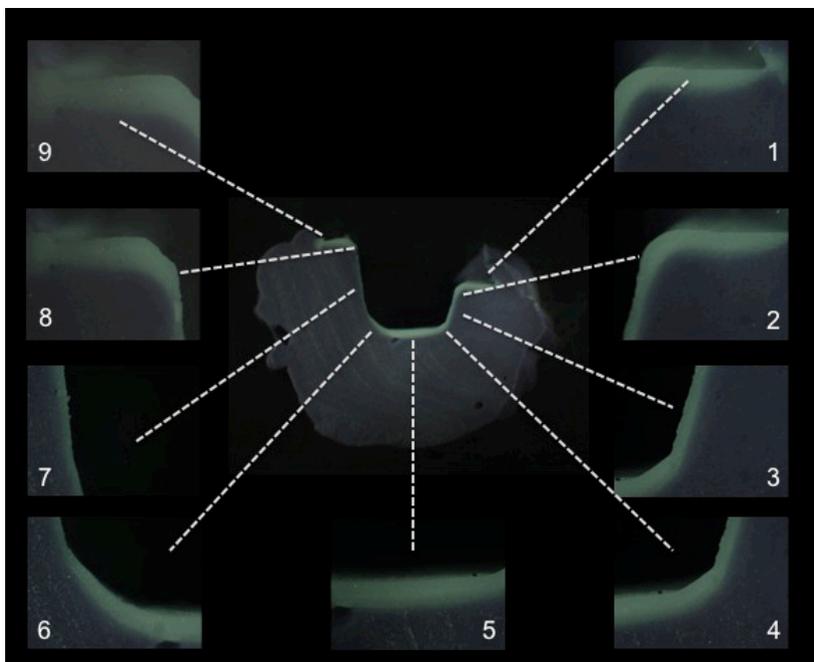


Figura 39 – Em detalhe, as nove áreas examinadas em microscópio óptico.

4.8 ANÁLISE E MEDIÇÃO DA INTERFACE DENTAL E LINHA DE SILICONE

Para a medição da interface dente/restauração (adaptação externa) e da linha de silicone (correspondente à adaptação interna), que foram devidamente documentadas pelas fotografias digitais, utilizou-se um programa para análise de imagens (Image Pro Plus 6.0). Nas fotografias correspondentes à adaptação marginal,

foram traçadas duas linhas, uma na borda da peça cerâmica e outra na borda do preparo. Para isso foi selecionada a área que visualmente apresentava o maior espaço entre essas duas regiões. Após a marcação, era dado um comando no programa e, então, automaticamente, era marcado o espaço entre essas linhas, que nada mais era do que o espaço correspondente à desadaptação. Eram fornecidas pelo sistema duas medidas, a máxima e a mínima, e a partir desses dados obtinha-se a média desses valores (Figura 40). Para calcular o espaço correspondente à adaptação interna, traçaram-se em cada fotografia duas linhas, cada uma em uma extremidade do material de silicone da cor branca, e então as larguras máxima e mínima eram registradas, e a media calculada (Figura 41).



Figura 40: Observe as duas linhas em amarelo, correspondente a distância entre a peça cerâmica e o dente. Em azul a distâncias máxima e mínima entre as duas linhas amarelas.

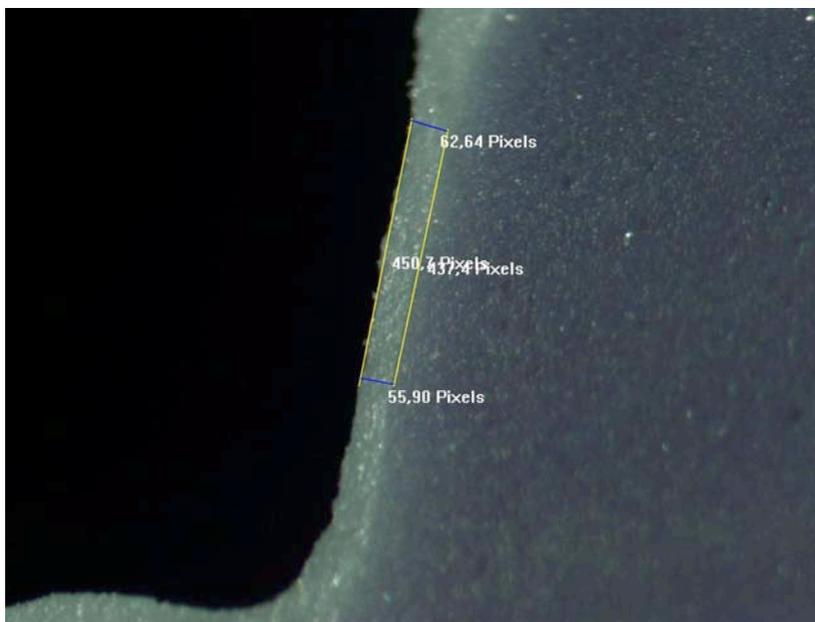


Figura 41: Observe as duas linhas em amarelo, correspondente aos limites do silicone branco, e em azul as medidas máxima e mínima da distância entre as linhas amarelas.

Após os cálculos das médias, avaliou-se se houve diferença no tamanho da interface entre os diferentes métodos de captura de imagem e se houve diferença na adaptação das peças antes e após o ajuste delas.

Os resultados foram analisados pelo teste estatístico análise de variância não paramétrico de Kruskal-Wallis.

RESULTADOS

5 RESULTADOS

Os resultados do presente estudo foram avaliados pelo pacote estatístico Statistica 8.0 (StatSoft, EUA). Nos subitens a seguir são apresentadas as estatísticas descritivas e comparativas entre variáveis.

5.1 AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO EXTERNA

Para a obtenção dos dados para análise da adaptação externa foram utilizadas as medidas de desadaptação mínima e máxima realizadas nas sete áreas de análise de cada face proximal em cada espécime. Para cada área de análise obteve-se um valor pela média aritmética da desadaptação máxima e da mínima. A média aritmética dos valores das sete áreas de análise formou o valor de desadaptação média de cada face. Cada espécime (dente) foi analisado estatisticamente a partir do valor médio de desadaptação na face proximal com o preparo estendido 1 mm apical à JAD e do valor da face com preparo 1 mm coronal à JAD.

O desenho experimental do estudo de adaptação externa encontra-se representado no Quadro 4.

Escâner	Extensão	Ajuste
LG	Coronal à JAD	Antes
		Após
	Apical à JAD	Antes
		Após
IG	Coronal à JAD	Antes
		Após
	Apical à JAD	Antes
		Após
IVG	Coronal à JAD	Antes
		Após
	Apical à JAD	Antes
		Após
IVD	Coronal à JAD	Antes
		Após
	Apical à JAD	Antes
		Após

Quadro 4 - Desenho experimental para análise da adaptação marginal externa.

Após a obtenção dos dados primários, pôde-se efetuar a estatística descritiva da adaptação externa, que é apresentada na Tabela 1.

Tabela 1: Estatística descritiva da adaptação externa das variáveis independentes Escâner (LG, IG, IVG e IVD), Extensão (Coronal e Apical à JAD) e Ajuste (Antes e Após).

Escâner	Extensão	Ajuste	Média (μm)	N	Coef. de Variação (%)	Desvio-padrão (μm)	Mínimo (μm)	Máximo (μm)	Mediana (μm)
LG	Coronal à JAD	Antes	338,17	10	32,93	111,37	183,66	499,56	336,73
LG	Coronal à JAD	Após	103,26	10	22,46	23,19	67,62	129,85	104,41
LG	Apical à JAD	Antes	374,66	10	32,02	119,95	195,58	558,29	349,12
LG	Apical à JAD	Após	122,91	10	36,62	45,01	48,72	174,78	138,21
IG	Coronal à JAD	Antes	304,49	10	74,47	226,74	95,20	884,32	227,57
IG	Coronal à JAD	Após	73,86	10	32,19	23,78	45,91	109,16	65,60
IG	Apical à JAD	Antes	314,77	10	60,17	189,39	160,52	770,39	274,60
IG	Apical à JAD	Após	87,92	10	28,47	25,03	68,77	155,63	84,71
IVG	Coronal à JAD	Antes	251,69	10	51,20	128,88	111,38	476,05	202,71
IVG	Coronal à JAD	Após	84,45	10	24,82	20,96	45,98	109,05	88,57
IVG	Apical à JAD	Antes	262,79	10	53,78	141,32	87,08	493,58	230,20
IVG	Apical à JAD	Após	108,27	10	25,69	27,81	71,83	158,29	107,09
IVD	Coronal à JAD	Antes	312,78	10	52,35	163,73	107,90	616,30	265,60
IVD	Coronal à JAD	Após	70,44	10	33,11	23,32	37,40	111,10	67,01
IVD	Apical à JAD	Antes	347,04	10	83,76	290,68	95,30	978,80	189,55
IVD	Apical à JAD	Após	65,17	10	39,39	25,67	29,63	118,20	61,30

Posteriormente à realização da estatística descritiva, os quatro diferentes escâneres foram comparados nos momentos anterior (Antes) e posterior (após) ao ajuste das peças, independentemente de sua extensão proximal, pelo teste não paramétrico de Kruskal–Wallis, com nível de confiança de 95%. A decisão pelo uso do teste não paramétrico foi fundamentada pelo considerável coeficiente de variação e ausência de homogeneidade de distribuição, fatores estes que não respeitam os preceitos das análises paramétricas.

5.1.1 ADAPTAÇÃO EXTERNA ANTES DO AJUSTE

A Tabela 2 apresenta o resultado do teste estatístico de Kruskal–Wallis tomando como variável dependente a desadaptação média, e como variável independente o escâner utilizado no momento antes do ajuste.

Tabela 2 – Valores das somas dos postos, após terem sido analisados pelo teste de Kruskal–Wallis.

Escâner	N	Soma dos postos
LG	20	1033
IG	20	771
IVG	20	653
IVD	20	783
	H=7,095	p=0,069

O teste de Kruskal–Wallis demonstrou não existir diferença entre os escâneres, com $p = 0,069$.

Gráfico 1 - Gráfico de barras ilustrativo da soma de postos do teste estatístico de Kruskal-Wallis referente à adaptação marginal externa antes do ajuste.

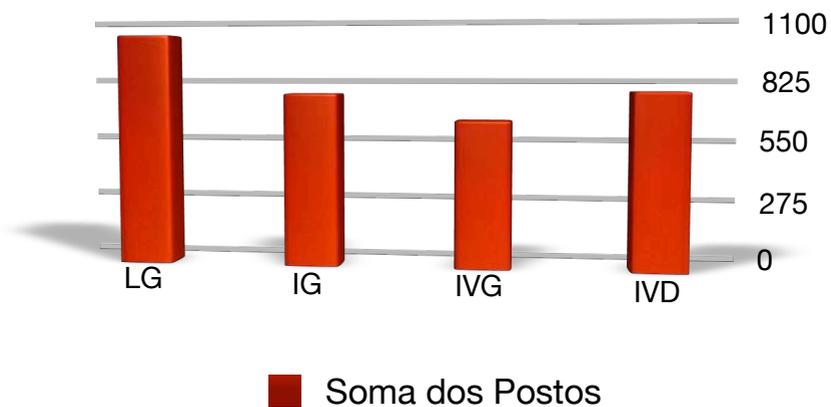
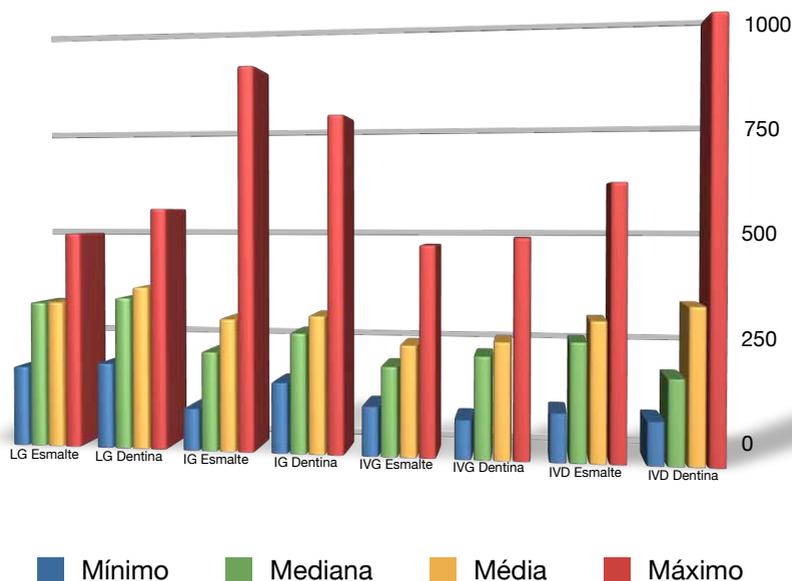


Gráfico 2 – Gráfico de barras representativo da estatística descritiva da adaptação externa no momento antes do ajuste.



5.1.2 ADAPTAÇÃO EXTERNA APÓS O AJUSTE

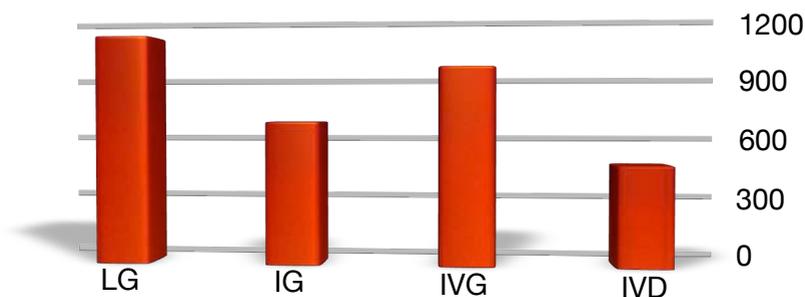
A Tabela 3 apresenta o resultado do teste estatístico de Kruskal-Wallis tomando como variável dependente a desadaptação média, e como variável independente o escâner utilizado no momento depois do ajuste.

Tabela 3 – Valores das somas dos postos, após terem sido analisados pelo teste de Kruskal-Wallis.

Escâner	N	Soma dos postos
LG	20	1108
IG	20	691
IVG	20	958
IVD	20	483
	H=21,463	p=0,000

O teste de Kruskal-Wallis demonstrou haver diferença estatisticamente significativa entre os escâneres, com $p = 0,000$.

Gráfico 3 - Gráfico de barras ilustrativo da soma de postos do teste de Kruskal-Wallis referente à análise da adaptação marginal externa após o ajuste.



■ Soma dos Postos

Em consequência da diferença estatística entre os escâneres depois do ajuste, realizou-se, então, um teste de comparações múltiplas para determinar a localização da diferença estatística entre os escâneres testados (tabela 4).

Tabela 4 – Resultados do teste de comparação múltipla. O cruzamento entre escâneres está representado pelo valor de p (diferenças estatisticamente significativas marcadas em negrito, quando $p < 0,05$).

Escâner (Média dos Postos)	LG (55,400)	IG (34,550)	IVG (47,900)	IVD (24,150)
LG		0,027296	1,00	0,000127
IG	0,027296		0,415574	0,941952
IVG	1,00	0,415574		0,007377
IVD	0,000127	0,941952	0,007377	

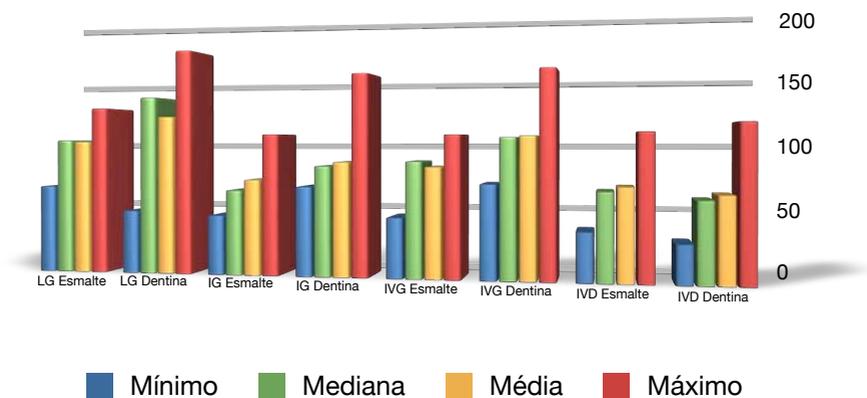
Tabela 5 – Apresentação em forma de grupamentos estatísticos das diferenças estatísticas significativas entre escâneres encontradas no teste de comparação múltipla.

Escâner	Média de Postos	Grupamento Estatístico
LG	55,40	a
IG	34,55	bc
IVG	47,90	ab
IVD	24,15	c

Tabela 6 - Valores, em micrômetros, da adaptação marginal dos quatro escâneres após o ajuste.

Escâner	Média (µm)
LG	113,08
IG	80,89
IVG	96,36
IVD	67,80

Gráfico 4 - Gráfico de barras representativo da estatística descritiva da adaptação externa após o ajuste.



5.1.3 ADAPTAÇÃO EXTERNA, COMPARAÇÃO ENTRE EXTENSÃO

Tabela 7 – Apresentação do resultado do teste estatístico de Mann-Whitney tomando como variável dependente a desadaptação média, e como variável independente a extensão proximal, independentemente do momento em relação ao ajuste e do escâner utilizado.

Extensão	N	Soma de Postos
Coronal à JAD	80	6239
Apical à JAD	80	6641
		p=0,685

O teste de Mann-Whitney demonstrou não existir diferença estatisticamente significativa entre as extensões proximais, com $p = 0,685$.

5.1.4 ADAPTAÇÃO EXTERNA, COMPARAÇÃO ENTRE MOMENTOS EM RELAÇÃO AO AJUSTE

Tabela 8 – Apresentação do resultado do teste estatístico de Mann-Whitney tomando como variável dependente a desadaptação média, e como variável independente o momento em relação ao ajuste (antes/ após), independentemente da extensão proximal e do escâner utilizado.

Ajuste	N	Soma de Postos
Antes	80	9460
Após	80	3420
		p=0,000

O teste de Mann-Whitney demonstrou existir diferença estatisticamente significativa entre os momentos em relação ao ajuste, com $p = 0,000$.

5.2 AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO INTERNA

Os dados para análise da adaptação interna foram obtidos a partir das medidas, em micrômetros, das desadaptações mínima e máxima das nove áreas de análise do filme de silicone interposto entre a peça cerâmica e o dente e cortado no sentido mesio-distal. Com posse dos valores mínimos e máximos de cada espécime (dente), foi obtido um valor pela média aritmética. A média aritmética dos valores das nove áreas de análise formou o valor de desadaptação média de cada espécime (dente).

O desenho experimental do estudo de adaptação interna encontra-se representado no quadro 5.

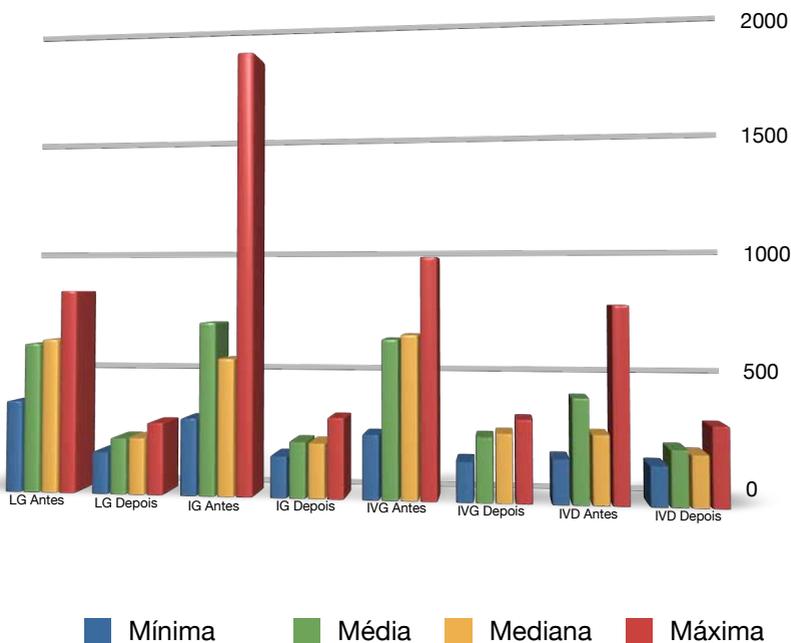
Escâner	Ajuste
LG	Antes
	Após
IG	Antes
	Após
IVG	Antes
	Após
IVD	Antes
	Após

Quadro 5 - Desenho experimental para análise da adaptação interna.

Tabela 9 – Estatística descritiva da adaptação interna das variáveis independentes Escâner (LG, IG, IVG e IVD) e Ajuste (Antes e Após).

Escâner	Ajuste	Média (μm)	N	Mínimo (μm)	Máximo (μm)	Desvio – padrão (μm)	Coef. de variação (%)	Mediana (μm)
LG	Antes	613,19	10	373,14	834,60	159,18	25,96	631,55
LG	Após	227,57	10	169,70	291,42	37,93	16,67	229,28
IG	Antes	704,61	10	311,19	1813,37	470,75	66,81	556,66
IG	Após	224,92	10	165,87	322,50	44,60	19,83	220,63
IVG	Antes	639,66	10	256,84	970,74	225,49	35,25	658,12
IVG	Após	255,78	10	158,26	326,33	51,06	19,96	269,98
IVD	Antes	413,58	10	175,54	778,61	252,93	61,16	271,19
IVD	Após	220,38	10	157,15	311,54	54,67	24,81	202,18

Gráfico 5 – Gráfico de barras ilustrativo da estatística descritiva da adaptação interna nos momentos antes e após o ajuste.



Os quatro diferentes escâneres foram comparados nos momentos anterior (Antes) e posterior (Depois) ao ajuste das peças, pelo teste não paramétrico de Kruskal-Wallis, com nível de confiança de 95%. A decisão pelo uso do teste não paramétrico foi em virtude do considerável coeficiente de variação e da ausência de homogeneidade de distribuição, fatores estes que não respeitam os preceitos das análises paramétricas.

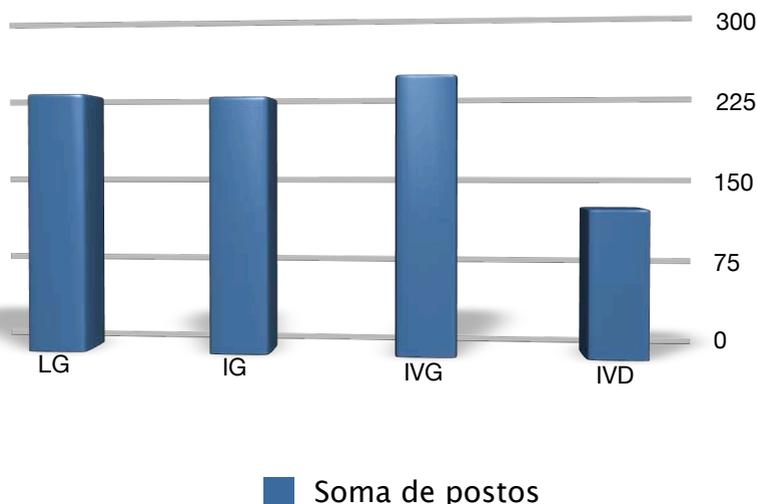
5.2.1 ADAPTAÇÃO INTERNA ANTES DO AJUSTE

Tabela 10 – Resultado do teste estatístico de Kruskal-Wallis tomando como variável dependente a desadaptação interna média, e como variável independente o escâner utilizado antes do ajuste.

Escâner	N	Soma dos postos
LG	10	227
IG	10	224
IVG	10	242
IVD	10	127
	H=6,072	p=0,108

O teste de Kruskal-Wallis demonstrou não existir diferença entre os escâneres, com $p = 0,108$.

Gráfico 6 – Representação gráfica do resultado da análise estatística de Kruskal-Wallis (soma de postos) da adaptação interna antes do ajuste.



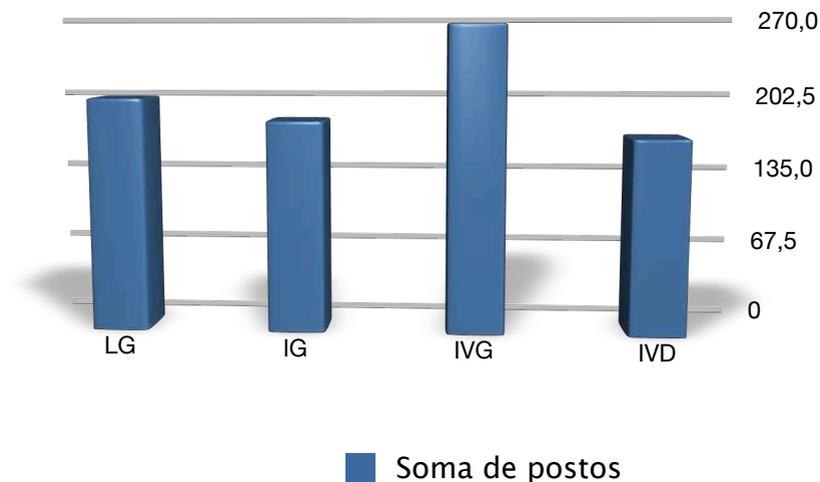
5.2.2 ADAPTAÇÃO INTERNA APÓS O AJUSTE

Tabela 11 – Resultado do teste estatístico de Kruskal-Wallis tomando como variável dependente a desadaptação interna média, e como variável independente o escâner utilizado após o ajuste.

Escâner	N	Soma dos postos
LG	10	202
IG	10	183
IVG	10	266
IVD	10	169
	H=4,031	p=0,258

O teste de Kruskal-Wallis demonstrou não existir diferença estatisticamente significativa entre os escâners, com $p = 0,258$.

Gráfico 7– Representação gráfica do resultado da análise estatística de Kruskal–Wallis (soma de postos) da adaptação interna após o ajuste.



5.2.3 ADAPTAÇÃO INTERNA, COMPARAÇÃO ENTRE MOMENTOS EM RELAÇÃO AO AJUSTE

Tabela 12 – Apresentação do resultado do teste estatístico de Mann–Whitney tomando como variável dependente a desadaptação interna média, e como variável independente o momento em relação ao ajuste (antes/após).

Extensão	N	Soma de Postos
Antes	40	2281
Após	40	959
		$p=0,000$

O teste de Mann-Whitney demonstrou existir diferença estatisticamente significativa entre os momentos em relação ao ajuste, com $p = 0,000$.

5.3 AVALIAÇÃO DO TEMPO DE AJUSTE

Cada uma das 40 peças cerâmicas teve o tempo necessário para seu ajuste cronometrado. Vale recordar que todos os ajuste foram realizados por um único operador. Segue abaixo a Tabela 13, que apresenta a estatística descritiva da avaliação do tempo de ajuste para cada um dos quatro escâneres avaliados.

Tabela 13 – Estatística descritiva do tempo de ajuste para cada um dos quatro escâneres.

Escâner	Média (seg.)	N	Mínimo (seg.)	Máximo (seg.)	Desvio padrão (seg.)	Coef.de variação (%)	Mediana (seg.)
LG	553,10	10	33,00	1020,00	317,80	57,46	555,50
IG	338,60	10	47,00	924,00	280,79	82,93	262,50
IVG	312,20	10	17,00	831,00	265,10	84,91	261,00
IVD	223,90	10	13,00	644,00	242,87	108,47	110,50

Os quatro diferentes escâneres foram comparados em relação ao tempo de ajuste das peças por eles produzidas, pelo teste não paramétrico de Kruskal-Wallis, com nível de confiança de 95%. A decisão pelo uso do teste não paramétrico foi fundamentada pelo considerável coeficiente de variação e pela ausência de homogeneidade de distribuição, fatores estes que não respeitam os preceitos das análises paramétricas.

Tabela 14 - Resultados do teste estatístico de Kruskal-Wallis tomando como variável dependente o tempo de ajuste, e como variável independente os diferentes escâneres avaliados.

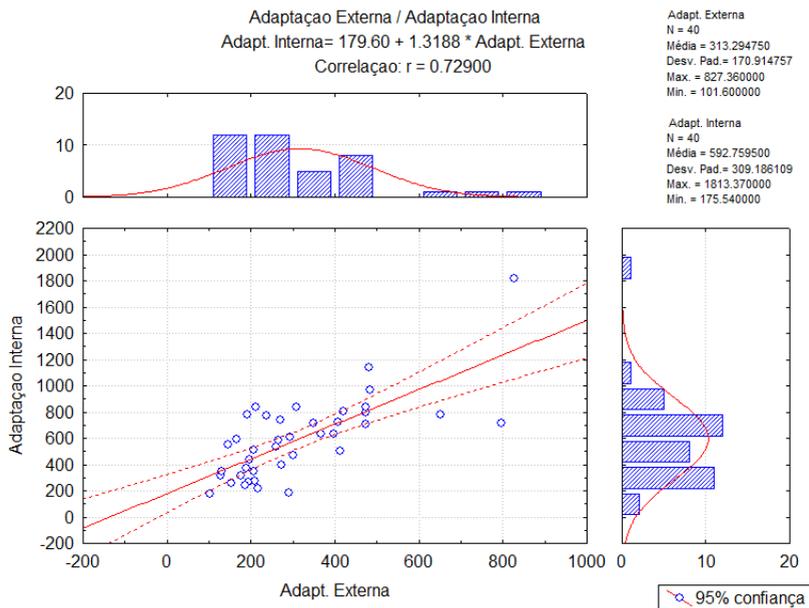
Escâner	N	Soma dos postos
LG	10	278
IG	10	205,5
IVG	10	192,5
IVD	10	144
	H=6,737	p=0,081

O teste de Kruskal-Wallis demonstrou não existir diferença estatisticamente significativa entre os escâneres, com $p = 0,081$.

5.4 ANÁLISE DA CORRELAÇÃO ENTRE ADAPTAÇÃO EXTERNA E ADAPTAÇÃO INTERNA ANTES DO AJUSTE

Os valores de desadaptação externa da face proximal com 1 mm coronal à JAD e com 1 mm apical à JAD tiveram sua média aritmética calculada para formar o valor de desadaptação externa do espécime como um todo. Os valores de desadaptação externa dos espécimes no momento anterior ao ajuste foram correlacionados aos valores de desadaptação interna dos espécimes também no momento anterior ao ajuste. A análise do valor “r” foi realizada pelo teste de correlação de Pearson, cujos resultados são apresentados a seguir, na Figura 42.

Figura 42 – Resultados do teste de correlação de Pearson entre valores de desadaptação externa e interna antes do ajuste.

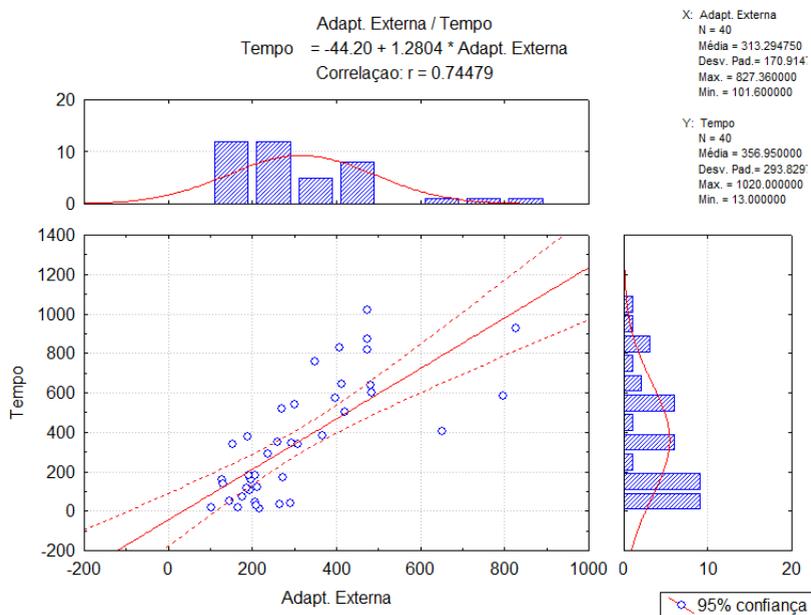


A correlação entre adaptação externa e adaptação interna antes do ajuste revelou um valor de $r = 0,729$ ($p = 0,000$), o que representa uma correlação de moderada a forte. Ou seja, o aumento da desadaptação externa está consideravelmente relacionado ao aumento da desadaptação interna e vice-versa, conforme pode ser observado no gráfico da Figura 42.

5.5 ANÁLISE DA CORRELAÇÃO ENTRE ADAPTAÇÃO EXTERNA E TEMPO DE AJUSTE

Os valores de desadaptação externa dos espécimes, no momento anterior ao ajuste foram correlacionados aos valores do tempo de ajuste necessário para as peças cerâmicas. A análise do valor “r” foi realizada pelo teste de correlação de Pearson, cujos resultados são apresentados a seguir, na Figura 43.

Figura 43 – Resultados do teste de correlação de Pearson entre valores de desadaptação externa e tempo de ajuste.



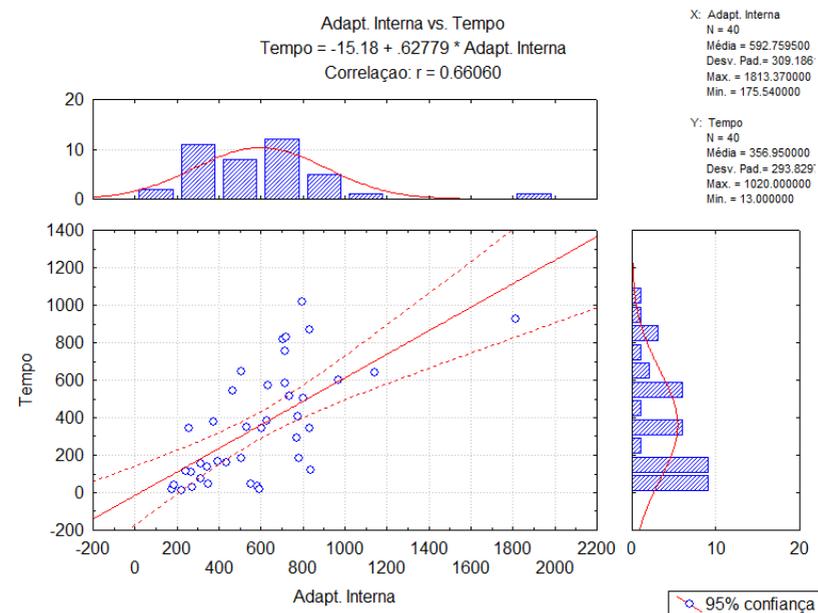
A correlação entre adaptação externa e tempo de ajuste revelou um valor de $r = 0,745$ ($p = 0,000$), o que representa uma correlação de moderada a forte. Ou seja, o aumento da desadaptação externa está consideravelmente relacionado ao aumento do tempo necessário para o ajuste

e vice-versa, conforme pode ser observado no gráfico da Figura 43.

5.6 ANÁLISE DA CORRELAÇÃO ENTRE ADAPTAÇÃO INTERNA E TEMPO DE AJUSTE

Os valores de desadaptação interna dos espécimes no momento anterior ao ajuste foram correlacionados aos valores do tempo de ajuste necessário para as peças cerâmicas. A análise do valor “r” foi realizada pelo teste de correlação de Pearson, cujos resultados são apresentados a seguir, na Figura 44.

Figura 44 – Resultados do teste de correlação de Pearson entre valores de desadaptação interna e tempo de ajuste.



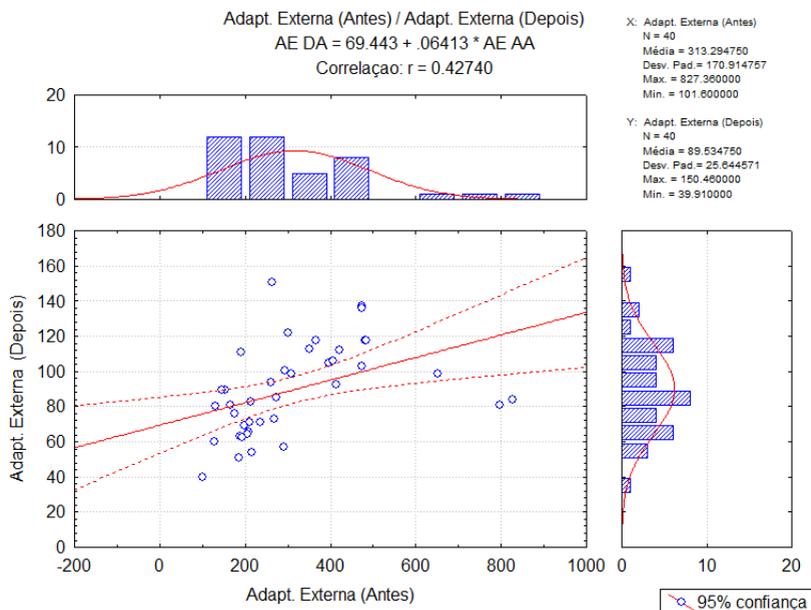
A correlação entre adaptação interna e tempo de ajuste apresentou um valor de $r = 0,661$ ($p = 0,000$), o que

representa uma correlação moderada. Ou seja, o aumento da desadaptação interna está relacionado ao aumento do tempo necessário para o ajuste e vice-versa, conforme pode ser observado no gráfico da Figura 44. Porém, essa correlação foi inferior à correlação do tempo de ajuste com a adaptação externa.

5.7 ANÁLISE DA CORRELAÇÃO ENTRE ADAPTAÇÃO EXTERNA ANTES E APÓS O AJUSTE

Foi analisada a correlação entre os valores de desadaptação externa dos espécimes no momento anterior ao ajuste com o momento depois do ajuste. A análise do valor “r” foi realizada pelo teste de correlação de Pearson, cujos resultados são apresentados a seguir, na Figura 45.

Figura 45 – Resultados do teste de correlação de Pearson entre valores de desadaptação externa antes e após o ajuste.

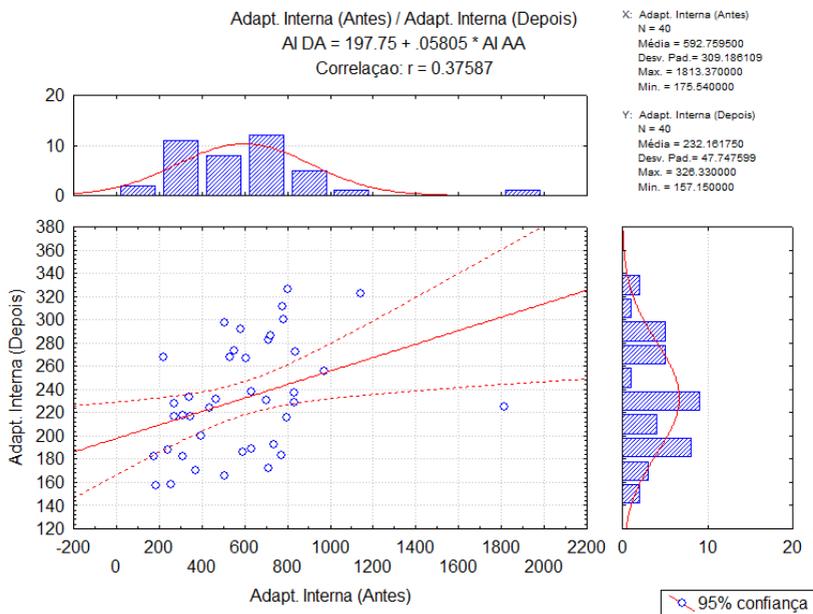


A correlação entre adaptação externa antes e após o ajuste revelou um valor de $r = 0,427$ ($p = 0,006$), o que representa uma correlação fraca.

5.8 ANÁLISE DA CORRELAÇÃO ENTRE ADAPTAÇÃO INTERNA ANTES E APÓS O AJUSTE

Os valores de desadaptação interna dos espécimes no momento anterior ao ajuste foram correlacionados aos valores de desadaptação interna dos espécimes no momento posterior ao ajuste. A análise do valor “r” foi realizada pelo teste de correlação de Pearson, cujos resultados são apresentados a seguir, na Figura 46.

Figura 46 – Resultados do teste de correlação de Pearson entre valores de desadaptação interna antes e após o ajuste.



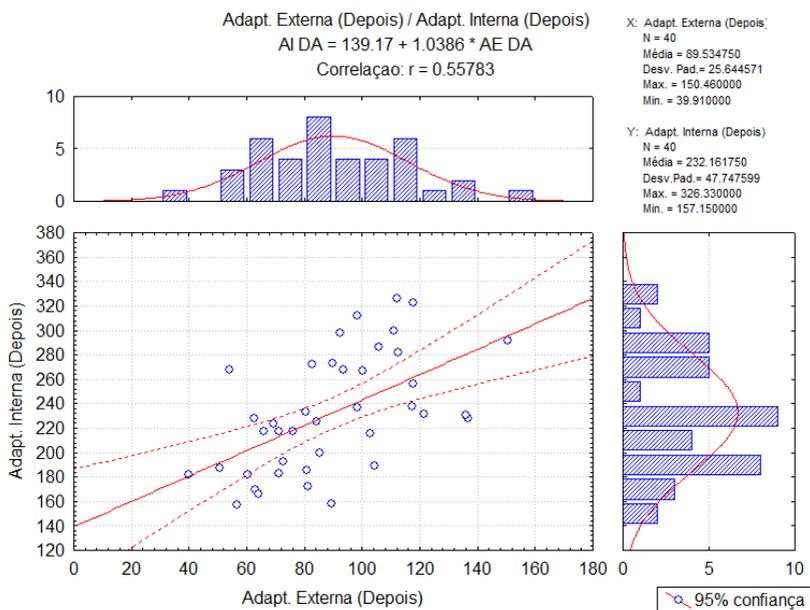
A correlação entre adaptação interna antes e após o ajuste apresentou um valor de $r = 0,375$ ($p = 0,017$), o que representa uma correlação fraca.

5.9 ANÁLISE DA CORRELAÇÃO ENTRE ADAPTAÇÃO EXTERNA E ADAPTAÇÃO INTERNA APÓS O AJUSTE

Os valores de desadaptação externa da face proximal com 1 mm coronal à JAD e com 1 mm apical à JAD tiveram sua média aritmética calculada para formar o valor de desadaptação externa do espécime como um todo.

Os valores de desadaptação externa dos espécimes no momento posterior ao ajuste foram correlacionados aos valores de desadaptação interna dos espécimes também no momento posterior ao ajuste. A análise do valor “r” foi realizada pelo teste de correlação de Pearson, cujos resultados são apresentados a seguir, na Figura 47.

Figura 47 – Resultados do teste de correlação de Pearson entre valores de desadaptação externa e interna após o ajuste.



A correlação entre adaptação externa e interna, após o ajuste, apresentou um valor de $r = 0,557$ ($p = 0,000$) o que representa uma correlação moderada. Ou seja, o aumento da desadaptação externa esta relacionado ao aumento da desadaptação interna e vice-versa, conforme pode ser observado no gráfico da Figura 47.

DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

A substituição de restaurações antiestéticas por materiais estéticos tem se tornado cada vez mais um procedimento de rotina nos consultórios dentários. Para atender a esses anseios dos pacientes, estão disponíveis no mercado dois grandes grupos de materiais que se assemelham à estrutura dental sadia, resina composta e porcelana, cada qual com suas características e indicações específicas.

Apesar de todo o desenvolvimento das porcelanas dentárias e de todas as suas características, como biocompatibilidade, estabilidade química, propriedades ópticas, alta estética, resistência a abrasão e a compressão, entre outras, é de fundamental importância para o sucesso estético e para a longevidade do tratamento restaurador que o profissional esteja atento e tenha conhecimento de uma série de detalhes, como características ideais do preparo dental, desenho da margem cervical, localização do término cervical, gerenciamento do tecido mole, uma moldagem fiel, estar aliado a um bom ceramista, aplicação de um correto protocolo de cimentação,²¹ e ainda realizar periódicas sessões de manutenção, assegurando-se de um bom prognóstico.

Dentre os diversos tipos de restaurações dentárias, pode-se destacar os inlays cerâmicos. Estes compreendem restaurações estéticas indiretas que envolvem as superfícies oclusais e proximais, não havendo envolvimento das cúspides.⁵⁴ Ao pensar em restaurações indiretas no segmento posterior, pode-se destacar esse tipo com sendo um dos mais conservadores, onde há menor desgaste de estrutura dental.

Em todo trabalho realizado na cavidade bucal, o dentista almeja que haja durabilidade, uma sobrevida longa. Para alcançar esse objetivo existem algumas características fundamentais, dentre as quais se pode destacar a adaptação marginal.

A adaptação marginal diz respeito ao espaço entre o dente preparado e a peça cerâmica, que deve ser devidamente preenchido com um agente cimentante, promovendo, dessa forma, um bom selamento marginal.⁷⁵ Esse espaço entre a peça cerâmica e o dente deve estar entre 50 μm e 100 μm , para que haja uma maior força adesiva do conjunto dente/restauração.⁶² Quando esse espaço é inferior a 50 μm , a união pode ser prejudicada, por se tratar de uma linha de cimentação muito fina e, portanto, uma interface frágil.⁵⁴ Já quando esse espaço é maior que 100 μm , a linha de cimentação poderá sofrer desgaste por abrasão, levando a um valamento marginal.⁶¹ Essa degradação do agente de união poderá levar à infiltração marginal, podendo ter como consequência machamento marginal, lesão cariiosa e desenvolvimento de patologias pulpares, o que levará o tratamento restaurador ao fracasso. No que diz respeito à adaptação interna, foi relatado em um estudo que avaliou a espessura ideal do cimento em restaurações cerâmicas do tipo inlay que essa deve ser de até 100 μm .⁵⁸ Em outro estudo,⁷⁸ a dimensão média do espaço interno foi de 211 μm , e ainda houve relato de uma dimensão interna média em restaurações inlay produzidas pelo sistema Cerec entre 224 μm e 228 μm .⁶⁰

Ao se pensar em restaurações cerâmicas, sabe-se que são diversos os meios de fabricação das mesmas. Atualmente está em destaque a tecnologia de desenho e fabricação auxiliado por computador (CAD/CAM), introduzida na odontologia na metade da década de 80.²³ Desde então vem sendo aprimorada e amplamente utilizada em âmbito mundial. Essa tecnologia consiste em captura dos dados por meio de escaneamento intraoral ou sobre o modelo de gesso; desenho da restauração, que é feito através de softwares CAD, onde o desenho da futura restauração é projetado virtualmente na tela de um computador e na fabricação da restauração. Para tal é utilizada a tecnologia CAM. Nesta etapa a restauração pode se confeccionada por dois métodos, o da subtração, no

qual a restauração é fabricada a partir de um bloco cerâmico pré-fabricado, e o método aditivo, que tem sido utilizado para gerar copings e molduras para pontes. Neste é utilizado óxido de alumina puro e de cerâmicas com base de zircônia com partículas cerâmicas nanodispersas menores que 100 nanômetros.²³

Dentro desse universo de tecnologia CAD/CAM, existe um número substancial de sistemas que utilizam essa tecnologia. O presente estudo trabalhou apenas com o Sistema Cerec 3D. A escolha por ele foi baseada em dois princípios: o primeiro por esse sistema ser o primeiro CAD/CAM disponível comercialmente, além de ter sido estimado em 2001 que havia 10.000 dentistas usuários de tecnologia CAD/CAM e, desses, 7.000 eram usuários do sistema Cerec. Nesta mesma data afirmou-se que já haviam sido produzidas cerca de 8 milhões de restaurações com a tecnologia CAD/CAM, 4 milhões delas com o sistema Cerec de consultório.³⁵ E o segundo motivo pela escolha do sistema Cerec foi que esse possui alguns métodos de captura de imagem.

Observados esses fatores, esta pesquisa avaliou a influência de diferentes métodos de captura de imagem de preparos MOD na adaptação marginal e interna das peças cerâmicas em seus respectivos dentes.

Para avaliação da adaptação externa existem alguns tipos de microscópios disponíveis para estudo. O escolhido para esta pesquisa foi o estereomicroscópio, pela sua qualidade nas imagens, facilidade de manuseio, possibilidade de arquivo das imagens e disponibilidade na Universidade. Esse tipo de microscópio foi eleito para esse fim por alguns autores.^{57, 60 e 75}

Na análise da adaptação interna, utilizou-se o mesmo microscópio. Porém, neste teste foi analisado a réplica do cimento. Ou seja, os dentes não foram cimentados com cimento adesivo, porque era de interesse da pesquisa que o mesmo dente recebesse as quatro

peças, fabricadas a partir de diferentes métodos de escaneamento, para que os dentes não fossem considerados variáveis. Nessa técnica da réplica interna,⁵⁷ coloca-se um material de moldagem entre a peça e o dente, para que seja simulado o espaço que seria preenchido pelo cimento. No presente trabalho o material de moldagem utilizado foi um silicone de adição,^{68,69} Fit Checker. Foi escolhido esse material devido a sua consistência similar a um cimento resinoso.

Posteriormente à análise estatística, observou-se que os valores de adaptação externa antes do ajuste não se enquadravam entre os 50 µm e os 100 µm, considerado o espaço clinicamente aceitável. Ainda se pôde notar que não houve diferença estatística entre os quatro métodos de escaneamento do preparo, fato esse que pode ter sido atribuído aos altos valores dos coeficientes de variação, o que corrobora outros trabalhos,^{75,60,65,68} que afirmam que, apesar de o Cerec ser um sistema automatizado, ele sofre variações durante o processo de produção da restauração.

Dando continuidade à análise, notou-se a necessidade de as peças serem ajustadas, uma vez que visualmente elas apresentaram um espaçamento entre o dente preparado e o modelo de gesso muito além do ideal.

Posteriormente ao ajuste, verificou-se que havia diferença estatística entre os quatro tipos de escaneamento, em relação a adaptação externa. Com o intuito de verificar onde estavam essas diferenças, realizou-se um teste de comparações múltiplas. Este apontou que o InEos apresentou uma adaptação melhor que o Cerec Scan e ainda que a câmera de captura de imagem intraoral do sistema Cerec 3, quando usada sobre o dente preparado, apresentou melhores valores de adaptação do que quando a mesma foi utilizada sobre o modelo de gesso preparado. Sobre a câmera de captura de imagem intraoral do sistema Cerec 3 no dente preparado, pode-se afirmar que apresentou um valor de adaptação superior ao Cerec Scan. Logo, com base nessas afirmações,

pode-se concluir que, quando o escaneamento for no gesso, o mais indicado é que seja realizado pelo InEos e que, quando o escaneamento for no dente, a câmera de captura de imagem intraoral do sistema Cerec 3 é a mais indicada no quesito adaptação marginal.

Os valores de adaptação marginal após o ajuste ficaram dentro do valor considerado ideal. Porém, não se encaixaram nesse valor o grupo em que o escaneamento foi realizado por laser no modelo de gesso e o grupo em que o escaneamento foi realizado pela câmera de captura de imagem intraoral do sistema Cerec 3 sobre o modelo de gesso na região apical à JAD. Vale ressaltar que esses valores não ultrapassaram 20 μm do valor ideal, conhecido como 100 μm . Com base nesse relato, confirma-se a afirmação de quanto o ajuste se faz necessário para se alcançar uma adaptação clinicamente aceitável.^{75,76} No entanto, é necessário que haja um treinamento prévio da técnica e a utilização de materiais específicos, para que seja realizado um ajuste consciente, sem provocar danos à peça cerâmica.

Durante a análise da extensão da cavidade, não foi encontrada diferença estatística, porém houve uma tendência numérica para valores menores de desadaptação quando a margem estava localizada coronalmente à junção amelodentinária. Esse achado pode ter como uma possível explicação a maior facilidade de escaneamento em margens com menor extensão. Essa tendência corrobora o estudo realizado por Krejci⁵⁸.

Os quatro métodos de escaneamento utilizados nesta pesquisa não apresentaram diferença estatística antes do ajuste, porém o coeficiente de variação foi muito elevado. Pôde-se observar durante a avaliação dos resultados da adaptação interna como os dados desta estão intimamente relacionados com os da adaptação externa. E, ainda, avaliando a adaptação externa e interna, é possível avaliar em duas dimensões a adaptação da peça cerâmica

no dente. Alguns exemplos para essa afirmação estão apresentados na fotografias abaixo (Figuras 48 e 49).

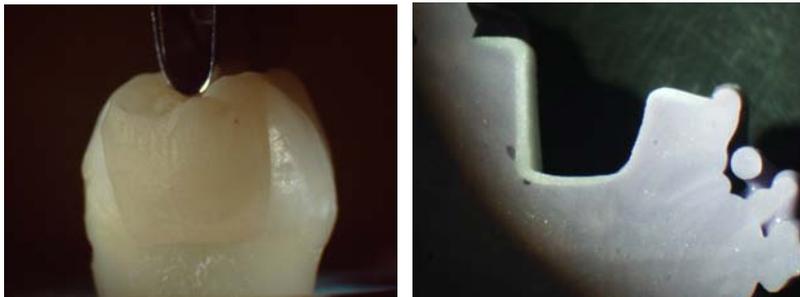


Figura 48 – IVD2 antes do ajuste da peça no dente. Nota-se que há pouco espaço entre o dente e a peça, e o mesmo espaço pode ser visto na película de silicone, correspondente à adaptação interna.



Figura 49 – IG5 antes do ajuste. Peça no dente apresentando grande espaço entre o dente e a peça na região cervical. E na réplica de silicone também é notável o grande espaço correspondente à adaptação interna na mesma região.

Na figura acima fica claro o quanto é importante avaliar vários pontos entre a peça e o dente, para que se obtenha um real valor de adaptação interna. Isto porque, se fossem medidos, por exemplo, apenas três pontos, um na vestibular, um na cervical e outro na lingual ou palatal, o valor de adaptação não seria fiel ao que se vê.

Quando a análise foi realizada após o ajuste, também não foi encontrada diferença estatística entre os métodos de escaneamento. Os valores de adaptação internas após o ajuste se assemelharam ao de um trabalho realizado por Martin e Jedynakiewicz.

Quando a análise foi feita nos dois momentos, antes e depois do ajuste, foi encontrada diferença estatística, o que confirma mais uma vez a necessidade de se realizar o ajuste das peças antes de cimentá-las.

O presente estudo teve como objetivo averiguar se dentro dos diferentes métodos de escaneamento existentes no sistema Cerec 3D havia diferença na adaptação marginal e interna de inlays cerâmicos. As pesquisas se fazem necessárias para que os cirurgiões-dentistas possam aplicar de forma adequada e consciente materiais e técnicas em seus pacientes, proporcionando tratamentos de alta qualidade e garantindo, assim, a longevidade.

CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

De acordo com a metodologia aplicada na presente pesquisa e com os resultados encontrados, pode-se concluir que:

- 1) em inlays cerâmicos confeccionados com o sistema CAD/CAM Cerec é de extrema importância que se realize o ajuste da peça antes da cimentação, para que se tenha maior adaptação marginal e interna da restauração com o dente;
- 2) quando o escaneamento é realizado sobre o dente preparado, a câmera de captura de imagem intraoral oferece uma adaptação marginal clinicamente aceitável, após o ajuste interno;
- 3) quando o escaneamento é realizado sobre o modelo de gesso, o método de captura de imagem que apresenta melhor adaptação marginal é o InEos (raios infravermelhos); e
- 4) apesar de o sistema de confecção das peças ser um sistema automatizado, foram encontradas grandes variações nos resultados de adaptação interna e externa, demonstrando não haver uma padronização na adaptação das peças, e ainda confirmando que o profissional que o manipula precisa ter bons conhecimentos do sistema.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

1. ROSENBLUM, M.; SCHULMAN, A. A review of all-ceramic restorations. **JADA**, v. 128, p. 297-307, 1997.
2. DELLA BONA, A.; SHEN, C.; ANUSAVICE, K. J. Work of adhesion of resin on treated lithia disilicate-based ceramic. **Dent. Mater.**, v. 20, p. 338-344, 2004.
3. BORGES, G. A.; SPOHR, A. M.; CORRER SOBRINHO, L.; CONSANI, S.; SINHORETI, M. A. C. História e atualidades das cerâmicas odontológicas. **Rev. ABO Nac**, v. 9, n. 2, p. 112-117, 2001.
4. GRAIG, R. G.; POWERS, J. M. Materiais dentários restauradores. 11. ed. São Paulo: Santos, 2004. 704 p.
5. ROULET, F. J.; JANDA, R. Future ceramic systems. **Operative Dentistry**, v. 6, p. 211-228, 2001.
6. JONES, D. W. Development of dental cerâmicas: an historical perspective. **Dent. Clin. North. Am.**, v. 29, n. 4, p. 621-644, 1985.
7. KELLY, J. R.; NISHIMURA, I.; CAMPBELL, S. D. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. **J. Prosthet. Dent.**, v. 75, n. 1, p. 18-32, 1996.
8. CAPON, W. A. Porcelain – its properties. **J. Am. Dent. Assoc.**, p. 1459-1463, 1927.
9. WILDGOOSE, D. G.; JOHNSON, A.; WINSTANLEY, R. B. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. **J. Prosthet. Dent.**, v. 91, n. 2, p. 136-143, 2004.
10. BRECKER, C. S. Porcelain backed to gold: a new medium in prosthodontics. **J. Prosthet. Dent.**, n.6, p. 801, 1956.

11. McLean, J. W. The science and art of dental ceramics. **Operative Dentistry**, v. 16, p. 149–156, 1991.
12. DELLA BONA, A. Adesão às cerâmicas: evidências científicas para o uso clínico. São Paulo: Artes Médicas, 2009.
13. SOBRINHO, L. C.; BORGES, G. A.; SINHORETI, M. A. C.; CONSANI, S. Materiais cerâmicos. In: MIYASHITA, E. (Org.). Odontologia estética: o estado da arte. São Paulo: Artes Médicas, 2004.
14. PARREIRA, G. G.; SANTOS, L. M. Cerâmicas odontológicas: conceitos e técnicas: inter-relação cirurgião-dentista/técnico em prótese dentária. Cidade: Santos, 2005.
15. MAGNE, P. Immediate dentin sealing: a fundamental procedure for indirect bonded restorations. **J. Esthet. Rest. Dent.**, v. 17, p. 144–154, 2005.
16. MAGNE, P.; SO, W. S.; CASCIONE, D. Immediate dentin sealing supports delayed restoration placement. **J. Prosthet. Dent.**, v. 98, n. 3, p. 166–174, 2007.
17. MEYER FILHO, A.; SOUZA, C. N. DE. Desmistificando a cimentação adesiva de restaurações cerâmicas. **International Journal of Brazilian Dentistry**, v. 1, n. 1, p. 50–57, 2005.
18. SENSI, L. G.; MARSON, F. C.; SOUZA, S. M. DE; BARATIERI, L. N.; MONTEIRO JUNIOR, S. Cimentação adesiva de restaurações cerâmicas. **International Journal of Brazilian Dentistry**, v. 1, n. 3, p. 236–246, 2005.
19. BLATZ, M. B.; SADAN, A.; KERN, M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. **J. Prosthet. Dent.**, v. 89, p. 268–274, 2003.
20. BLATZ, M. B.; CHICHE, G.; HOLST, S.; SADAN, A. Influence of surface treatment and simulated aging and

bond strengths of luting agents to zircônia. **Quintessence Int.**, v. 38, n. 9, p. 745–753, 2007.

21. DONAVAN, T. E. Factors essential for successful all-ceramic restorations. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 139, n. 9, p. 14–18, 2008.

22. LIU, P. R. A Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. **Compendium**, v. 26, n. 7, p. 507–513, 2005.

23. STRUB, J. R.; REKOW, D.; WITKOWSKI, S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 137, n. 9, p. 1289–1296, 2006.

24. STUTES, R. D. CAD/CAM. **Shanghai J. Stomatol**, v. 15, n. 5, p. 449–455, 2006.

25 – BUSO, L.; BOTTINO, M. A.; MIYASHITA, E. Cerec 3. In: Bottino, M. A. (Org.). *Nuevas Tendencias*. São Paulo: Artes Médicas, 2008.

26. PALLIN, W.; BURKE, F. J. T. Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology. **Dent. Update**, v. 32, p. 566–572, 2005.

27. MÖRMANN, W. H.; BRANDESTINI, M. The fundamental inventive principles of Cerec CAD/CAM. MÖRMANN, W. H. (Ed.). *State of the art of CAD/CAM restorations: 20 years of Cerec*. New Malden: Quintessence, 2006.

28. MORMANN, W. H. The evolution of the CEREC system. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 137, n. 9, p. 7–13, 2006.

29. MORIN, M. Cerec: the power of technology. **Compendium**, v. 22, n. 6, p. 27–29, 2001.

30. POTICNY, D. Simplified ceramic restorations using CAD/CAM technologies. **Pract. Proced. Aesthet. Dent.**, v. 16, n. 5, p. 353–358, 2004.

31. TROST, L.; STINES, S.; BURT, L. Making informed decisions about incorporating a CAD/CAM system into dental practice. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 137, n. 9, p. 32–36, 2006.
32. LEINFELDER, K. F.; ISENBERG, B. P.; ESSIG, M. E. A new method for generating ceramic restorations: a CAD/CAM system. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 118, n. 6, p. 703–707, 1989.
33. BUSO, L.; MIYASHITA, E.; KONNO, A. N.; MARTINS, G. R. Odontologia restauradora computadorizada: Cerec 3D. MIYASHITA, E. (Ed.). *Odontologia estética: o estado da arte*. São Paulo: Artes Médicas. 2004.
34. HEHN, S. The evolution of a chairside CAD/CAM system for dental restorations. **Compendium**, v. 22, n. 6, p. 4–7, 2001.
35. CHRISTENSEN, G. J. Computerized restorative dentistry. State of the art. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 132, p. 1301–1303, 2001.
36. BEUTTELL, J. What a difference 20 years make. **International Journal of Computerized Dentistry**, v. 9, p. 55–59, 2006.
37. MORMANN, W. H.; BINDL, A. The Cerec 3: a quantum leap for computer-aided restorations: initial clinical results. **Quintessence Int.**, v. 31, n. 10, p. 699–712, 2000.
38. SCHENK, O. Cerec classic: the inlay with cerec 3D step-by-step. **International Journal of Computerized Dentistry**, v. 6, p. 67–73, 2003.
39. SCHNEIDER, W. Cerec 3D: a new dimension in treatment. **International Journal of Computerized Dentistry**, v. 6, p. 57–66, 2003.

40. MASEK, R. Designing in 3D: a more visual approach to cerec correlation. **International Journal of Computerized Dentistry**, v. 6, p. 75–82, 2003.
41. DUNN, M. Biogeneric and User-friendly: the Cerec 3D software Upgrade V3.00. **International Journal of Computerized Dentistry**, v. 10, p. 109–117, 2007.
42. SCHNEIDER, W. No compromises: the new Cerec MC XL and inLab MC XL milling machines. **International Journal of Computerized Dentistry**, v. 10, p. 119–126, 2007.
43. POTICNY, D. J. CAD/CAM In-office technology: innovations after 25 years for predictable, esthetic outcomes. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 141, n. 6, p. 5–9, 2010.
44. STEINBRENNER, H. The new cerec AC bluecam recording unit: a case report. **International Journal of Computerized Dentistry**, v. 12, p. 71–77, 2009.
45. REKOW, E. D. Dental CAD/CAM systems: a 20-year success story. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 137, p. 5–6, 2006.
46. FASBINDER, D. J. The Cerec system: 25 years of chairside CAD/CAM dentistry. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 141, n. 6, p. 3–4, 2010.
47. ODMAN, P.; ANDERSSON, B. Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. **The International Journal of Prosthodontics**, v. 14, n. 6, p. 504–509, 2001.
48. HILGERT, L. A.; SCHWEIGER, J.; BEUER, F.; ANDRADA, M. A. C.; ARAÚJO, E.; EDELHOFF, D. Odontologia restauradora com sistema CAD/CAM: o estado atual da arte. Parte 2 – Possibilidades restauradoras e sistemas CAD/CAM. **International Journal of Brazilian Dentistry**, v. 5, n. 4, p. 424–435, 2009.

49. BALTZER, A.; KAUFMANN-JINOIAN, V. VITA CAD-Temp for inLab and Cerec 3D. **International Journal of Computerized Dentistry**, v. 10, p. 99-103, 2007.
50. RUSIN, R. P. Properties and applications of a new composite block for CAD/CAM. **Compendium**, v. 22, n. 6, p. 35-41, 2001.
51. HILGERT, L. A.; SCHWEIGER, J.; BEUER, F.; EICHBERGER, M.; ANDRADA, M. A. C.; ARAÚJO, E.; EDELHOFF, D. Odontologia restauradora com sistemas CAD/CAM: o estado atual da arte. Parte 3 - Materiais restauradores para sistemas CAD/CAM. **International Journal of Brazilian Dentistry**, v. 6, n. 1, p. 86-96, 2010.
52. GIORDANO. R. Materials for chairside CAD/CAM: produced restorations. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 137, p. 14-21, 2006.
53. KELLY, R. Machinable ceramics. MÖRMANN, W. H. (Ed.). State of the art of CAD/CAM restorations: 20 years of Cerec. New Malden: Quintessence, 2006.
54. MEYER FILHO, A.; VIEIRA, L. C. C.; ARAUJO, E.; BARATIERI, L. N. Ceramic inlays and onlays: clinical procedures for predictable results. **J. Esthet. Restor. Dent.**, v. 15, n. 6, p. 338-352, 2003.
55. JEDYNAKIEWICZ, N. M.; MARTIN, N. Cerec: science, research, and clinical application. **Compendium**, v. 22, n. 6, p. 7-13, 2001.

56. BLIND, A.; MORMANN, W. H. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown: copings on chamfer preparations. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 32, p. 441-447, 2005.
57. McLEAN, J. W.; VON FRAUNHOFER, J. A. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. **Br. Dent. J.**, v. 131, n.3, p.107-111, Aug.1971.
58. KREJCI, I.; LUTZ, F.; REIMER, M. Marginal adaptation and fit of adhesive ceramic inlays. **J. Dent.**, v.21, p. 39-46, 1993.
59. KAWAI, K. et al. Marginal adaptability and fit of ceramic milled inlays. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 126, n. 10, p. 1414-1419, Oct. 1995.
60. SJÖGREN, G. Marginal and internal fit of different types of ceramic inlays after luting: an in vitro study. **Acta Odontol. Scand.**, v. 53, p. 24-28, 1995.
61. SCHMALZ, G.; FEDERLIN, M.; REICH, W. Effect of dimension of luting space and luting composite on marginal adaptation of a class II ceramic inlay. **J. Prosthet. Dent.**, v. 73, p. 392-399, 1995.
62. MOLIN, M. K.; KARLSSON, S. L.; KRISTIANSEN, M. S. Influence of film thickness on joint bend strength of a ceramic/resin composite joint. **Dent. Mater.**, v. 12, p. 245-249, 1996.
63. GEMALMAZ, D. et al. Marginal adaptation of a sintered ceramic inlay system before and after a cementation. **J. Oral Rehab.**, v. 24, p. 646-651, 1997.

64. MORMANN, W. H.; SCHUG, J. Grinding precision and accuracy of fit of Cerec 2 CAD/CIM inlays. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 128, p. 47-53, 1997.
65. STURDEVANT, J. R.; BAYNE, S. C.; HEYMANN, H. O. Marginal gap size of ceramic inlays using second-generation CAD/CAM equipment. **J. Esthet. Dent.**, v. 11, p. 206-214, 1999.
66. MARTIN, N.; JEDYNAKIEWICZ, N. M. Interface dimensions of Cerec-2 MOD inlays. **Dent. Mater.**, v. 16, p. 68-74, 2000.
67. PARSELL, D. E. et al. Effect of camera angulation on adaptation of restorations CAD/CAM. **J. Esthet. Dent.**, v. 12, p. 78-84, 2000.
68. ADDI, S. et al. Interface gap size of manually CAD/CAM: manufactured ceramic inlays/ onlays in vitro. **J. of Dentistry**, v. 30, p. 52-58, 2002.
69. MOU, S. H. et al. Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. **J. of Prosthetic Dentistry**, v. 87, p. 248-255, 2002.
70. SATO, K.; MATSUMURA, H.; ATSUTA, M. Relation between cavity design and marginal adaptation in a machine-milled ceramic restorative system. **J. of Oral Rehabil.**, v. 29, p. 24-27, 2002.
71. FERRARI, M.; DAGOSTIN, A.; FABIANELLI, A. Marginal integrity of ceramic inlays luted with a self-curing resin system. **Dent. Mater.**, v. 19, p. 270-276, 2003.
72. FEDERLIN, M. et al. Partial ceramic crowns: influence of preparation design and luting material on internal adaptation. **Operative Dentistry**, v. 29, n. 5, p. 560-570,

2004.

73. MEHL, A. et al. Stabilization effects of CAD/CAM ceramic restorations in extended MOD cavities. **J. Adhes. Dent.**, v. 6, n. 3, p. 239–245, 2004.

74. BORTOLOTTI, T.; ONISOR, I.; KREJCI, I. Proximal direct composite restorations and chairside CAD/CAM inlays: Marginal adaptation of a two-step self-etch adhesive with and without selective enamel conditioning. **Clin. Oral Invest.**, v. 11, p. 35–43, 2007.

75. DELBONS, F. B. **Avaliação da adaptação marginal de dois sistemas cerâmicos, IPS Empress e Cerec inLab, em restaurações MOD: um estudo in vitro.** 2007. 112 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

76. BARBOSA, M. T. **Avaliação in vitro da adaptação marginal e interna de coroas cerâmicas confeccionadas com sistema injetável e CAD/CAM.** 2008. 168 f. Dissertação (Mestrado em Dentística) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

77. COSTA, JB da; PELOGIA, F.; HAGEDORN, B.; FERRACANE, J.L. Evaluation of different methods of optical impression making on the marginal gap of onlays created with Cerec 3D. **Operative Dentistry**, v. 35, n. 3, p. 324–329, 2010.

78. MARTIN, N.; JEDYNAKIEWICZ, N.M. Clinical performance of CEREC ceramic inlays: a systematic review. **Dent. Mater.**, v. 15, p. 54–61, 1999.

79. MOLIN, M. K.; KARLSSON, S. L. A randomized 5-year clinical evaluation of 3 ceramic inlays systems. **Int. J. Prosthodont.**, v. 13, n. 3, p. 194–200, 2000.

80. REISS, B.; WALTHER, W. Clinical long-term results and 10-year Kaplan–Meier analysis of Cerec restorations. **Int. J. of Computerized Dentistry**, v. 3, p. 9–23, 2000.
81. THORDRUP, M.; ISIDOR, F.; BINDSLEV, P. H. A 5-year clinical study of indirect and direct resin composite and ceramic inlays. **Quintessence Int.**, v. 32, n. 3, p. 199–205, 2001.
82. PALLESEN, U.; VAN DIJKEN, J. W. V. An 8-year evaluation of sintered ceramic and glass ceramic inlays processed by the Cerec CAD/CAM system. **Eur. J. Sci**, v. 108, p. 239–246, 2001.
83. 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**, v. 5, p. 122–128, 2002.
84. POSSELT, A.; KERSCHBAUM, T. longevity of 2328 chairside cerec inlays and onlays. **International Journal of Computerized Dentistry**, v. 6, p. 231–248, 2003.
85. REICH, S. M.; WICHMANN, M.; RINNE, H.; SHORTALL, A. Clinical performance of large, all-ceramic CAD/CAM – generated restorations after three years: A pilot study. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 135, p. 605–612, 2004.
86. SJOGREN, G.; MOLIN, M.; VAN DJIKEN, J. W. V. A 10-year prospective evaluation of CAD/CAM-manufactured (Cerec) inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite. **Int. J. Prosthodont.**, v. 17, n. 2, p. 241–246, 2004.

87. FASBINDER, D. J.; DENNISON, J. B.; HEYS, D. R.; LAMPE, K. The clinical performance of CAD/CAM – generated composite inlays. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 136, p. 1714–1723, 2005.
88. FASBINDER, D. J. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. **J. Am. Dent. Assoc.**, v.137, n.9, p. 22–31, 2006.
89. THORDRUP, M.; ISIDOR, F.; HORSTED–BINDSLEV, P. A prospective clinical study of indirect and direct composite and ceramic inlays: ten–year results. **Quintessence Int.**, v. 37, n. 2, p. 139–144, 2006.
90. WRBAS, K. T.; HEIN, N.; SCHIRRMEISTER, J. F.; ALTENBURGER, M. J.; HELLWIG, E. Two–year clinical evaluation of Cerec 3D ceramic inlays inserted by undergraduate dental students. **Quintessence Int.**, v. 38, n. 7, p. 575–581, 2007.
91. OTTO, T.; SCHNEIDER, D. Long–Term clinical results of chairside cerec CAD/CAM inlays and onlays. **INT. J. Prosthodont**, v. 21, n. 1, p. 53–59, 2008.
92. ZIMMER, S.; GOHLICH, O.; RUTTERMANN, S.; LANG, H.; RAAB, WH–M.; BARTHEL, C. R. Long–term survival of Cerec restorations: a 10–year Study. **Operative Dentistry**, v. 33, n.5, p. 484–487, 2008.

ANEXO

ANEXO A – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA.