

**FACULDADE MERIDIONAL – IMED
ESCOLA DE ODONTOLOGIA**

GUSTAVO DARTORA

**DESAJUSTE MARGINAL DE COROAS CERÂMICAS MONOLÍTICAS
CONFECCIONADAS PELO SISTEMA CAD/CAM**

PASSO FUNDO

2013

GUSTAVO DARTORA

**DESAJUSTE MARGINAL DE COROAS CERÂMICAS MONOLÍTICAS
CONFECCIONADAS PELO SISTEMA CAD/CAM**

Trabalho de conclusão de Curso apresentado pelo acadêmico de Odontologia Gustavo Dartora da Faculdade Meridional - IMED, como requisito indispensável para a obtenção de grau em Odontologia.

PASSO FUNDO

2013

GUSTAVO DARTORA

**DESAJUSTE MARGINAL DE COROAS CERÂMICAS MONOLÍTICAS
CONFECCIONADAS PELO SISTEMA CAD/CAM**

Professor Orientador:

Prof. Ms. Ataís Bacchi

Professor Co-orientador:

Prof. Dr. Aloísio Oro Spazzin

PASSO FUNDO

2013

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a minha família e amigos que sempre me apoiaram em todos os momentos de necessidade.

Ao Prof. Ms. Ataís Bacchi que sempre acreditou e me incentivou de forma a concluir este trabalho.

Dedico este trabalho.

AGRADECIMENTOS

Agradeço pelo apoio de minha família durante este período de aprendizagem, ao meu pai, meu mestre, que me auxiliou desde o princípio deixando-me livre para tomar minhas próprias decisões. A minha mãe que sempre caminhou a meu lado e a minha irmã com quem sempre pude contar.

Agradeço a todos os meus amigos que compreenderam todos momentos difíceis que passei.

Agradeço ao Professor Ms. Atáis Bacchi pelo, empenho e amizade neste longo caminho até a realização deste projeto.

Agradeço ao Professor Dr. Aloísio Oro Spazzin pela força no momento em que mais precisei.

Agradeço ao Laboratório Trevisani pelo apoio.

*“Querem que vos ensine o modo de chegar à ciência verdadeira?
Aquilo que se sabe, saber que se sabe; aquilo que não se sabe, saber que
não se sabe; na verdade é este o saber.”*

Confúcio

RESUMO

O presente trabalho teve como objetivo comparar o desajuste marginal de coroas monolíticas confeccionadas em cerâmica feldspática sinterizada e cerâmica reforçada por dissilicato de lítio pré-sinterizada através do sistema CAD/CAM (Cerec3 Sirona Brasil, São Paulo – SP, Brasil) e também comparar dois métodos de confecção: escaner intraoral e do troquel. Trata-se de uma pesquisa laboratorial, quantitativa, onde foram selecionados vinte e quatro dentes bovinos, fixados em resina acrílica quimicamente ativada e preparados em formato tronco-cônicos em um torno mecânico. Para cada dente foi confeccionado um elemento em cerâmica pura de acordo com os seguintes grupos: no grupo um (G1) foram confeccionados elementos de cerâmica vítrea reforçada por dissilicato de lítio (IPS e.max CAD) a partir de escaneamento intraoral; no grupo dois (G2) elementos de cerâmica feldspática a partir do escaneamento intraoral e no grupo três (G3) elementos de cerâmica feldspática a partir do escaneamento do troquel, totalizando 24 amostras (n=8). Após a confecção dos elementos o conjunto foi levado ao microscópio comparador 3D computadorizado (Mikro Vision; Leika, Alemanha) em aumento de 120 vezes com precisão de 0,5 µm. As médias de desajuste marginal de cada grupo foram obtidas e as mesmas submetidas à Análise de Variância. Os valores foram G1 - 41,6 (±6,4) µm, G2 - 40,0 (±12,2) µm e G3 - 44,8 (±9,3) µm. Não houve diferença estatística significativa entre os grupos (p=0,0610). O sistema CAD/CAM mostrou-se eficaz devido sua rapidez e fidelidade na produção das próteses, assim como ambas cerâmicas utilizadas e os métodos de escaneamento.

Palavras-chave: Adaptação cervical, Sistema CAD/CAM, Prótese fixa.

ABSTRACT

This study aimed was to compare cervical fit of monolithic crowns made of sintered feldspathic ceramic and reinforced lithium disilicate pre-sintered ceramic through the CAD / CAM system (Cerec3, Sirona Brasil, São Paulo – SP, Brasil) and also compare two methods of manufacture: intraoral scanner and die scanning. This is a laboratory research, quantitative, which were selected twenty-four bovine teeth. The teeth's were fixed in a chemically activated acrylic resin and prepared in a tapered trunk shape on a lathe. For each tooth was made a ceramic element according to the following groups: group one (G1) were fabricated glass ceramics reinforced by lithium disilicate (IPS e.max CAD) from intraoral scanning, in group two (G2) feldspathic ceramic elements from intraoral scanning and in group three (G3) feldspathic ceramic elements from scanning the die, totaling 24 samples (n = 8). After fabrication the elements were taken to a 3D computerized comparison microscope (Mikro Vision ; Leika , Germany) with an increase of 120 times and 0.5 μm of precision. The mean score of each group were obtained and submitted to analysis of variance. The values were G1 - 41.6 (± 6.4) μm G2 - 40.0 (± 12.2) μm and G3 - 44.8 (± 9.3) μm . There was no statistical difference between the groups ($p = 0.0610$). The CAD / CAM system was effective because of its speed and fidelity in the production of prostheses as well as both used ceramics and scanning methods.

Key Words: Cervical adaptation, CAD/CAM system, Fixed Prosthesis.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES E TABELA

Figura 01	Incisivo Inferior Bovino.....	25
Figura 02	Retenções radiculares para melhor fixação	25
Figura 03	Demarcação para a inclusão em acrílico	25
Figura 04	Dente fixado em Resina Acrílica Quimicamente Ativada (Jet – Artigos Odontológicos Clássico Ltda)	26
Figura 05	Dente Preparado de acordo com as dimensões descritas acima ..	27
Figura 06	Moldeira Individual	28
Figura 07	Sistema CAD/CAM (Cerec3, Sirona Brasil, São Paulo – SP, Brasil), fresadora.	29
Figura 08	Cerec AC - Escâner e computador para trabalhar com o software (Sirona Brasil, São Paulo – SP, Brasil)	30
Figura 09	Início do processo de fabricação da peça no software	30
Figura 10	Escaneamento direto do elemento dentário	31
Figura 11	Imagem em 3D do troquel pós delimitação do término cervical	31
Figura 12	Escolha das dimensões do elemento	31
Figura 13	Desenho da anatomia pronto	32
Figura 14	Valores da curva de temperatura e tempo de cristalização dos blocos E.max CAD	32
Figura 15	Bloco de cerâmica IPS e.max CAD C14 cor HT A2 (Ivoclar Vivadent Ltda, Barueri – SP, Brasil)	33
Figura 16	Coroa de IPS e.Max CAD (Ivoclar Vivadent Ltda, Barueri – SP, Brasil), fresada, pré-sinterizada	33

Figura 17	Coroa de IPS e.Max CAD (Ivoclar Vivadent Ltda, Barueri – SP, Brasil), fresada, pré-sinterizada	33
Figura 18	Bloco de cerâmica feldspática (CEREC Blocs, Sirona Brasil, São Paulo – SP, Brasil)	34
Figura 19	Coroa de cerâmica feldspática fresada, vista frontal	34
Figura 20	Coroa de cerâmica feldspática fresada, vista oclusal	34
Figura 21	Fixação do bloco de cerâmica na Fresadora	35
Figura 22	Coroa unitária pronta	36
Figura 23	Elemento de cerâmica feldspática fresado, vista frontal e oclusal..	36
Figura 24	Microscópio comparador 3D computadorizado (Mikro Vision; Leika, Alemanha)	37
Tabela 01	Valores das médias e desvio padrão da adaptação marginal (μm) em cada grupo	39

APRESENTAÇÃO

Acadêmico

Nome: Gustavo Dartora

E-mail: ustavo_dartora@hotmail.com

Telefones: Residencial: (54)21035078

Celular: (54)81228855

Área de Concentração

Clínica Odontológica – Prótese Dentária

Linha de Pesquisa

Propriedades físicas e biológicas dos materiais e das estruturas dentais

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	13
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	15
3	TEMA.....	23
4	OBJETIVOS.....	23
4.1	OBJETIVOS GERAIS.....	23
4.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	23
5	HIPÓTESE.....	23
7	METODOLOGIA.....	24
7.1	DELINEAMENTO DO ESTUDO.....	24
7.2	AMOSTRA.....	24
7.3	COLETA DE DADOS.....	24
7.3.1	CRITÉRIOS DE INCLUSÃO.....	25
7.3.2	CRITÉRIOS DE EXCLUSÃO.....	25
7.4	PROCEDIMENTOS.....	25
7.4.1	DENTES UTILIZADOS	25
7.4.2	FIXAÇÃO DOS DENTES EM RESINA ACRÍLICA.....	26
7.4.3	CONFEÇÃO DOS PREPAROS E OBTENÇÃO DOS CORPOS DE PROVA.....	26
7.4.4	MOLDAGEM E OBTENÇÃO DOS TROQUÉIS.....	27
7.4.5	CONFEÇÃO DAS COROAS TOTAIS CERÂMICAS	29
7.4.6	MENSURAÇÃO DOS DESAJUSTES MARGINAIS.....	37
7.5	ANÁLISE DOS DADOS	38

8	RESULTADOS.....	39
9	DISCUSSÃO	40
10	CONCLUSÃO	43
11	REFERENCIAS	44
12	ANEXOS	47
13	APÊNDICES	49

1 INTRODUÇÃO/JUSTIFICATIVA

A busca incansável pela estética levou à criação de sistemas cerâmicos livres de metal, cada qual com suas particularidades desde á sua composição até seu protocolo clínico. Existem a disposição do cirurgião dentista uma grande diversidade de sistemas que auxiliam nesta busca. Nesse sentido uma das questões está em determinar qual deles proporcionará restaurações bem adaptadas dentro de suas indicações.

As cerâmicas feldspáticas e vítreas reforçadas são amplamente utilizadas na área reabilitadora devido à capacidade de união química com cimentos resinosos, estabilidade química, biocompatibilidade, boa resistência à compressão, translucidez e fluorescência semelhantes à estrutura dental (Borges et al., 2003; Guarda et al., 2013). Além disso, estas cerâmicas são amplamente utilizadas devido a abrangência de sua aplicação clínica, como a confecção de fragmentos cerâmicos, coroas unitárias e no caso de cerâmicas vítreas reforçadas por dissilicato de lítio, próteses parciais fixas para regiões até pré-molares. Se tratando de coroas, uma das recentes alterações visou utilizar estas cerâmicas como um corpo único, ou monolíticas, com o intuito de aumentar a resistência interna e evitar alguns inconvenientes como a delaminação entre o cóping e a cerâmica de cobertura.

Um dos sistemas atualmente impulsionado pela indústria e pelas pesquisas é a produção de restaurações e coroas cerâmicas através do sistema CAD/CAM. O termo CAD-CAM designa o desenho de uma estrutura protética num computador (*Computer Aided Design*) seguido da sua confecção por uma máquina de fresagem (*Computer Aided Manufacturing*). (WITKOWSKI, 2005; MÖRMANN, 2004; LIU P.R. 2005).

Em 1980, Werner Mormann e Marco Brandestini, na Suíça, desenvolveram o primeiro sistema a ser utilizado e comercializado de forma viável, que foi o CEREC (CEramic REConstruction). Os objetivos principais dessa tecnologia era obter um material de elevada qualidade, padronizar processos de fabricação e reduzir os custos de produção. (MÖRMANN, 2004; LIU P.R. 2005).

Os sistemas CAD-CAM apresentam basicamente três fases: 1) aquisição dos dados, chamada de escaneamento (óptica mecânica ou laser); 2) um Software para elaboração dos dados obtidos; 3) uma maquina automática, que seguindo as

informações do software, produz a peça a partir dos blocos do material desejado. (GIANNETOPOULOS S., VAN NOORT R., TSITROU E., 2012; LIU P.R., 2005).

O sistema Cerec no ano de 2000 alcançou sua terceira geração. Este pode obter imagens com a câmera intra-oral diretamente nos dentes ou através do modelo de gesso dando a opção de se excluir a etapa da moldagem. Recentemente, o sistema foi aprimorado com o Cerec in-Lab e uma nova escaneadora extra-oral in-Eos foi desenvolvida. Essa variabilidade na obtenção de imagens e sua influência na adaptação marginal são questões relativamente novas e ainda pouco estudadas. (DELBONS, 2007; GIORDANO, 2006; RUDOLPH, 2007; LUTHARDT, 2007).

No que diz respeito à aplicação para sistema CAD/CAM, cerâmicas feldspáticas e vítreas podem se apresentar de duas maneiras: como sinterizadas, sendo que após a fresagem é necessária apenas a maquiagem das estruturas ou aplicação do glaze, ou como pré-sinterizadas, as quais são fresadas em uma dimensão um pouco maior à dimensão final requerida, visto que, após a fresagem deve-se realizar o processo de sinterização final, o qual faz com que as peças sofram uma leve contração intrínseca.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Durante os últimos 20 anos, verificou-se um grande desenvolvimento da tecnologia CAD-CAM no que diz respeito à leitura das preparações dentárias (óptica, contato e digitalização a laser), aos programas de desenho virtual, aos materiais (alumina, zircônia e titânio) e a maquinação das restaurações protéticas. (LIU P.R., 2005).

Sabe-se que um dos primeiros sistemas CAD/CAM foi o CEREC I que revolucionou a odontologia, apresentando muitas limitações gráficas. Sua segunda geração do sistema foi o CEREC II, que introduziu modificações externas e internas que possibilitaram ao profissional desenhar e fresar uma anatomia oclusal semelhante a pré-existente na dentição hígida ou desenhando e confeccionando uma superfície oclusal compatível com a trajetória funcional do paciente. Já sua terceira geração, o CEREC III, recebeu novas tecnologias computacionais, que lhe forneceu melhor desempenho operacional, com resultados rápidos e de fácil utilização pelo operador, o que significou menor tempo para desenhar o contorno da restauração, armazenagem de dados e construção da superfície oclusal. Para os autores, o elemento chave nesta nova tecnologia é a captura óptica por infravermelho, onde a captura da imagem é feita através do scanner topográfico, produzindo um sinal elétrico e gerando dados em três dimensões na tela do computador. (BUSO et al.,2004).

Nos sistemas Cerec 2 e 3 o dentista necessita cobrir o dente preparado com uma fina e homogênea camada de óxido de titânio, o qual facilita a subsequente captura da imagem do preparo com uma câmera intra-oral. Seguindo-se a essa etapa, o dentista deve identificar as margens do preparo e bordas anatômicas em um monitor de computador que fará a produção da restauração. Todo este processo só teria efeitos práticos se associados a um software que permitisse gerir toda a informação recolhida. A restauração é usinada em poucos minutos a partir de blocos de cerâmica, através da usinagem controlada por uma máquina, sendo o procedimento de fresagem realizado através de uma ponta diamantada e um disco de desgaste (Cerec2) ou duas brocas cilíndricas diamantadas em uma unidade modular (Cerec3). Este sistema é indicado

para inlays, onlays, facetas, coroas totais e infraestruturas para coroas e fixas de até 4 elementos. (KREJCI et al., 1994).

Holmes et al., (1989) sugeriram a padronização das terminologias de desajuste marginal e das técnicas utilizadas para a realização das medidas. A partir daí a nomenclatura sugerida foi definida como: desajuste interno (medida perpendicular entre superfície interna do cópíng e a parede axial do dente), desajuste marginal (mesma que a anterior, porém até margem do cópíng), discrepância marginal vertical (desadaptação vertical marginal paralela ao eixo de inserção do cópíng), discrepância marginal horizontal (desadaptação horizontal marginal perpendicular ao eixo de inserção do cópíng), sobrecontorno marginal (distância perpendicular da abertura marginal até a margem do cópíng), subcontorno marginal (distância perpendicular da abertura marginal até o ângulo cavo-superficial do dente), discrepância marginal absoluta (combinação angular da abertura marginal até o sobrecontorno ou subcontorno; caso eles não existam, torna-se igual à abertura marginal) e discrepância de assentamento (distância perpendicular ao trajeto de inserção do cópíng, medida através de pontos arbitrários na superfície externa do cópíng e do dente, afastados da margem). Para os autores, a melhor terminologia é a discrepância marginal absoluta, uma vez que esta será sempre a maior medida de erro marginal, refletindo toda a desadaptação naquele ponto.

Em 1992, Inokoshi et al., avaliaram o desajuste marginal de inlays executadas pelo sistema CAD/CAM. Usando réplicas de pré-molares superiores nos quais foram feitas cavidades MOD com ângulos internos proximais definidos e arredondados. Após obtenção das restaurações a partir de dois *softwares* diferentes. As mensurações foram obtidas através de um microscópio modular X-Y sob magnitude de 5 x 12,5µm. Cinco pontos de medida ao longo de cada linha marginal (vestibular e lingual) da caixa oclusal foram avaliados. Na face proximal foram selecionados três pontos para cada linha marginal (vestibular, lingual e gengival). Na face oclusal não foram encontradas diferenças estatísticas significantes. Na face proximal as medidas foram diferentes da oclusal somente na região de ângulos. Para o software mais antigo a distância interfacial foi de 215 µm e de 176 µm para o software atualizado. Os resultados mostraram menor espaço marginal quando utilizado preparos com ângulos

arredondados e um novo software. Acrescentam que, devido à limitada precisão marginal das restaurações do sistema Cerec, seu sucesso é altamente dependente da resistência ao desgaste do agente cimentante e da efetividade de união do sistema adesivo utilizado.

Bibb et al., (2000), relatam que a imagem real dos preparos pode ser capturada através de uma câmara óptica intra-oral com infravermelho que escaneia diretamente a superfície do preparo ou através de um leitor a laser. Neste segundo caso o profissional precisa realizar uma moldagem do preparo para obtenção de um modelo, sendo este sim escaneado. Outros sistemas ainda necessitam que o técnico realize o enceramento da estrutura sobre o troquel para que o padrão em cera ou resina seja escaneado (Sistema Cercon). Como a digitalização do preparo depende da observação da projeção das franjas sobre o objeto, alguns problemas podem ocorrer quando as superfícies são transparentes ou altamente reflexivas e que serão facilmente contornados com a aplicação de uma fina camada de pó de dióxido de titânio sobre o objeto, de forma homogênea (40µm) conferindo-lhe uma superfície opaca e regular. O processo também necessita que as áreas de coletas de dados sejam alcançadas ou superfícies com grandes angulações, algumas vezes não são capturadas e dependendo da complexidade da superfície, serão necessárias outras imagens com angulações diferentes, portanto é necessário um bom isolamento do campo operatório, além do correto afastamento dos tecidos gengivais para exposição do termino cervical. Os autores concluem que a imagem 3D final se dará com o alinhamento dos dados de cada uma das imagens por meio de um software próprio. Para a realização do desenho da restauração podem ser usadas duas funções: Correlação ou Banco de dados. A correlação utiliza a imagem capturada previamente do preparo, ou seja da anatomia do dente inicial ou do enceramento de diagnóstico. Com a imagem capturada do preparo final, o programa faz a sobreposição das imagens iniciais e finais para construir uma restauração virtual.

Addi, S. et al., em 2002 avaliaram o desajuste marginal de inlays cerâmicas confeccionadas através do sistema CAD/CAM (Decim) e de dois sistemas laboratoriais, IPS Empress e OPC. Foram utilizados trinta pré-molares humanos, preparados para receber uma inlay MOD. Os dentes foram divididos em três grupos, 10 para Decim, 10

para IPS Empress e 10 para OPC. As restaurações do grupo Decim foram produzidas com o sistema CAD/CAM. Foram medidos o desajuste marginal e o desajuste interno pelos testes ANOVA e Scheffe's antes e pós-cimentação. Antes da cimentação não se obteve diferenças significativas no desajuste interno entre os três sistemas ($p > 0,05$). Pós-cimentação não houve diferença significativa entre o IPS Empress e Decim, porém o desajuste marginal foi significativamente maior para Opc do que para Empress e Decim ($p < 0,001$). O desajuste interno foi menor no sistema OPC do que no IPS Empress, mas não foi significativa. Concluiu-se que após a cimentação há apenas leves diferenças entre a adaptação das restaurações inlays feitas pelos diferentes sistemas. São necessários mais estudos para comprovar a diferença clínica entre os três sistemas.

Bindl & Mormann em 2005 avaliaram o desajuste marginal e interno de cópings cerâmicos confeccionados pelo sistema CAD/CAM. Foram feitos 12 cópings para cada tipo de sistema – Slipcast (In-Ceram Zircônia), prensagem a calor (Empress II) e CAD/CAM (Cerec in Lab, DCS, Decim e Procera). O desajuste marginal e interno foi avaliado com o microscópio eletrônico com 120x de aumento. O desajuste marginal do In-Ceram ($25 \pm 18\mu\text{m}$) foi significativamente menor do que Empress II ($44 \pm 23\mu\text{m}$). Procera e ($17 \pm 16 \mu\text{m}$) e Decim ($23 \pm 17\mu\text{m}$), não tiveram valores diferentes do In-Ceram ($25 \pm 18 \mu\text{m}$), mas foram menores do que o Empress II ($44\mu \pm 23 \mu\text{m}$) e Cerec in Lab ($43 \pm 23 \mu\text{m}$). DCS ($33 \pm 20\mu\text{m}$) não teve diferença quando comparado aos outros sistemas. O desajuste interno no corte vestibulo-lingual do Procera foi de ($136 \pm 68 \mu\text{m}$), maior do que Decim com ($81 \pm 30 \mu\text{m}$) e In-Ceram ($94 \pm 84\mu\text{m}$) enquanto que Empress II ($105 \pm 53 \mu\text{m}$), DCS ($110 \pm 79 \mu\text{m}$) e Cerec inLab ($114 \mu\text{m} \pm 58 \mu\text{m}$) não apresentaram diferenças significativas entre Decim, Procera e In-Ceram. O desajuste interno no corte méso-distal foi similar. À partir destes resultados os autores concluíram que o sistema CAD/CAM apresentou um desajuste equivalente aos sistemas cerâmicos convencionais.

Naert *et al.* (2005) fizeram dois estudos para avaliar o desajuste marginal do sistema Procera: um estudo *in vitro* (com 8 dentes humanos: 4 incisivos, 2 caninos e 2 pré-molares) e um estudo clínico (com 5 anos de 10 preservação). Para o estudo *in vitro* as avaliações de desajuste marginal foram avaliadas antes da cimentação (com

coping posicionado no dente preparado e no modelo de gesso), e após a cimentação (após secção das coroas). Sendo que 4 *copings* foram cimentados com cimento de ionômero de vidro e 4 *copings* cimentados com cimento resinoso. Durante o estudo clínico foram instaladas 300 coras em 165 pacientes no período entre 1994 e 1998. Antes da cimentação foi observado: a integridade da margem, forma e estética de acordo com o *CDA quality* (Califórnia Dental Association of Quality). Ao final de 2000 os pacientes foram avaliados de acordo com o índice de qualidade da *CDA*, e todas as complicações que ocorreram até este momento foram registradas. Os resultados do estudo *in vitro* mostraram a média de desajuste marginal no dente e do modelo de gesso de 30 μ m e 14 μ m respectivamente. Após a cimentação a média de desajuste vertical foi de 24 μ m para o ionômero de vidro e de 29 μ m para o cimento resinoso. Não houve diferença significativa entre os materiais ($p < 0,05$) e nem entre antes e após cimentação, ($P = 0,5$) para ionômero de vidro e ($P = 0,1$) para cimento resinoso. O estudo clínico apresentou apenas uma coroa fraturada e 6% de trincas na porcelana. Até a última avaliação, 1,8% das margens foram consideradas inaceitáveis. Dentre as restaurações avaliadas, 72 e 78% foram consideradas com anatomia, superfície e cor excelentes. Oitenta e sete por cento dos pacientes classificaram suas restaurações nota 7 de uma escala analógica de 0 a 10, para estética e função.

Oliveira *et al.*, (2007), realizaram um estudo sobre o assentamento marginal das coifas dos sistemas cerâmicos In-Ceram, IPS Empress II e Procera AllCeram. Inicialmente foram realizados 2 preparos para coroa total em 2 incisivos centrais superiores direitos de manequins idênticos, sendo um com terminação cervical em chanfro o outro com ombro de 90°; a partir desses 2 preparos 72 troqueis de gesso foram reproduzidos (através de moldagens com silicona de adição), para confecção de 72 coifas, sendo 24 para cada tipo de material cerâmico e destes metade para cada tipo de terminação cervical. Os troqueis foram enviados a laboratórios credenciados pelo fabricante para confecção dos troqueis, todas as coifas foram construídos com espessura padrão de 0,6mm. Estas coifas foram assentadas nos troqueis e nenhuma forma de otimizar a adaptação foi utilizada, visto que o objetivo deste trabalho era avaliar o desajuste marginal inicial, e devido ao fato de serem muito parecidos com o gesso, o que dificultaria a análise da fenda marginal pelo microscópio óptico, optou-se

por aplicar silicone de adição ao redor de toda terminação cervical, e o molde obtido de toda fenda marginal é que foi analisado e mensurado por um microscópio óptico com aumento de 40x. Para cada amostra 12 mensurações foram tomadas, totalizando oitocentas e sessenta e quatro medições. Os valores médios encontrados foram: In-Ceram Ombro 36,1 μ m e Chanfro 28,46 μ m; Procera AllCeram Ombro 25,77 μ m e 23,08 μ m Chanfro; IPS Empress II Ombro 29,51 μ m e 27,94 μ m Chanfro. Análise de variância de ANOVA, ao nível de significância de 5%, verificou-se que o desvio padrão dos grupos que receberam término cervical em ombro mostraram resultados elevados, quando comparados aos grupos que receberam término cervical em chanfro. Para análise estatística efetuou-se o teste de Turkey (5%) que evidenciou haver diferença estatística significativa entre os grupos Empress Ombro e Procera Ombro, e entre os grupos Empress Ombro e Procera Chanfro. O grupo Empress Ombro mostrou resultados estatísticos significantes piores, quando comparado com os grupos Procera Ombro e Procera Chanfro. Os resultados médios de desajuste marginal ficaram entre 23,08 μ m a 36,11 μ m, podendo ser considerados clinicamente aceitáveis, pois atingiram o critério de aceitabilidade clínica que varia entre 25 μ m e 40 μ m. Em relação ao melhor tipo de término cervical a análise não foi conclusiva, embora os desvios-padrão dos tratamentos que receberam término cervical em ombro tenham sido muito elevados, sugerindo que este tipo de terminação cervical poderia apresentar uma menor homogeneidade e por consequência pior reprodutibilidade em comparação aos tratamentos com término cervical em chanfro.

Mais recentemente Barbosa, M. T., em 2008 avaliou o desajuste marginal e interno de coroas cerâmicas confeccionadas com três sistemas cerâmicos, CAD/CAM Cerec3, Cerecin-Lab com fresagem de blocos e.max e cobertura IPS e.max ceram e sistema injetável IPS Empress 2 com cobertura IPS e.max ceram. Foram utilizados dez molares humanos, preparados e confeccionadas três diferentes coroas cerâmicas para cada. Após o ajuste interno, novas réplicas foram realizadas para as mensurações da discrepância marginal absoluta. A avaliação do desajuste interno foi avaliada com a simulação de cimentação com um silicone de adição. As réplicas internas foram seccionadas nos sentidos mesio-distal e vestibulo lingual. Em cada plano foram realizadas 12 mensurações da espessura de película de silicone. O teste de Wilcoxon

pareado foi aplicado. Os valores médios e o desvio padrão das discrepâncias marginais absolutas das coroas após o ajuste interno foram de $77,0 \mu\text{m} \pm 13,7 \mu\text{m}$ para o grupo Cerec3, de $60,8 \mu\text{m} \pm 19,8 \mu\text{m}$ para o grupo Cerecin-Lab e de $58,4 \mu\text{m} \pm 18,2 \mu\text{m}$ para o grupo injetável. Entretanto, não houve diferença estatística significativa entre os grupos. Os valores médios e os desvios padrão da espessura de película na cervical foram de $52,3 \mu\text{m} \pm 17,1 \mu\text{m}$ para o grupo injetável, de $58,1 \mu\text{m} \pm 15,7 \mu\text{m}$ para o grupo Cerecin-Lab e de $62,8 \mu\text{m} \pm 10,1 \mu\text{m}$ para o grupo Cerec3. Após o ajuste interno, todas as coroas cerâmicas apresentaram valores de discrepância marginal absoluta inferiores a $120 \mu\text{m}$, considerados clinicamente aceitáveis.

Gordilho et al., em 2009, observaram que o patamar clinicamente aceitável de desadaptação era de até $120\mu\text{m}$, valor que foi superado nos estudos de Sulaiman *et al.*, (1997), com coroas de In-Ceram de $161\mu\text{m}$ e no ensaio *in vivo* de Boening et al. (2000), apud in Gordilho et al., (2009), com coroas de Procera All-Ceram alcançando resultado médio de $180\mu\text{m}$ em dentes anteriores e $245\mu\text{m}$ em dentes posteriores. Várias referências utilizadas nesse estudo são trabalhos que empregam como grupo controle coroas metalo-cerâmicas, isto por que, sabe-se que estas restaurações apresentam uma excelente qualidade de adaptação marginal, representando, portanto, um ótimo parâmetro de comparação. Por fim os autores concluíram que a alta qualidade de precisão de assentamento marginal das restaurações fixas é um dos fatores fundamentais para a manutenção da saúde do dente e dos tecidos circundantes.

Martins, M. L. et al. (2012) fizeram um estudo utilizando sistemas cerâmicos comparados ao sistema metalo-cerâmico, considerado por muitos autores o padrão ouro em adaptação marginal. Tiveram como objetivo investigar o desajuste interno de coroas feitas por ICA – In-Ceram Alumina, Y-TZP – IPS e.max ZirCAD, e metalo-cerâmicas. Foram feitas réplicas de resinas de coroas de primeiros molares e estas divididas em três grupos com 20 coroas cada. A adaptação interna foi medida utilizando a técnica da réplica que emprega um material de impressão que produz um corpo de luz de polivinil siloxano para simular o cimento. Foram analisados os espaços oclusais, axiais e a média total utilizando o teste ANOVA com o teste de comparação múltipla de Tukey's. Não obteve-se diferenças entre as diferentes áreas nas metalo-cerâmicas. Nos outros dois grupos o espaço axial foi significativamente menor que o espaço oclusal e a

média total. Não se observou diferenças no espaço axial entre os três grupos. Mas os espaços oclusais e a média total mostraram diferenças significantes para as coroas feitas em ICA e Y-TZP. Comparações entre ICA e Y-TZP mostraram que o espaço oclusal foi significativamente menor para o grupo Y-TZP. Concluiu-se que a média total de desajuste foram clinicamente aceitáveis, mas o grupo das metalo-cerâmicas mostraram valores relativamente menores.

3 TEMA

Sistemas CAD/CAM na obtenção de coroas livres de metal.

4 PROBLEMAS

Qual a fidelidade do sistema CAD/CAM?

Qual a diferença entre os métodos de confecção (troquel + escâner x escaneamento intrabucal)?

Qual a diferença entre as cerâmicas sinterizadas e pré-sinterizadas?

5 OBJETIVOS

5.1 OBJETIVOS GERAIS

Verificar a eficácia do sistema CAD/CAM na obtenção de elementos livres de metal.

5.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Comparar o desajuste marginal de coroas monolíticas confeccionadas em cerâmica feldspática sinterizada e cerâmica reforçada por dissilicato de lítio pré-sinterizada através do sistema CAD/CAM (Cerec3, Sirona Brasil, São Paulo – SP, Brasil) assim como os diferentes métodos de escaneamento : confecção de troquel e escaneamento x escaneamento direto intrabucal.

6 HIPÓTESE

A hipótese nula é de que não haverá diferença estatística significativa entre os fatores estudados.

7 METODOLOGIA

7.1 DELINEAMENTO DO ESTUDO

Este trabalho caracterizou-se por uma pesquisa laboratorial (quantitativa, comparativa) onde o objetivo foi comparar o desajuste marginal dos elementos livres de metal obtidos através do sistema CAD/CAM (Cerec3, Sirona Brasil, São Paulo – SP). Os grupos deste estudo foram divididos da seguinte maneira:

G1 – Coroas monolíticas de cerâmica vítrea reforçada por dissilicato de lítio pré-sinterizada (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent Ltda, Barueri – SP, Brasil), confeccionadas a partir do escaneamento da amostra com escâner intraoral.

G2 – Coroas monolíticas de cerâmica feldspática sinterizada (CEREC Blocs, Sirona, São Paulo – SP, Brasil), obtidas a partir do escaneamento da amostra com escâner intraoral.

G3 – Coroas monolíticas de cerâmica feldspática sinterizada (CEREC Blocs, Sirona, São Paulo – SP, Brasil), obtidas a partir do escaneamento do troquel com escâner intraoral.

7.2 AMOSTRA

Foram utilizadas vinte e quatro (24) amostras de dentes bovinos, incisivos inferiores, os quais foram limpos e armazenados em soro fisiológico. Os mesmos foram incluídos em acrílico para sua estabilização e submetidas a um torno mecânico para preparo. A partir dos preparos foram confeccionados vinte e quatro (24) peças de cerâmica pura utilizando o sistema CAD/CAM (Cerec3, Sirona Brasil, São Paulo – SP, Brasil).

7.3 COLETA DE DADOS

Para a coleta de dados os elementos e os dentes foram demarcados em quatro posições diferentes seguindo a mesma direção, o conjunto foi levado ao microscópio

comparador 3D computadorizado (Mikro Vision; Leika, Alemanha) em aumento de 120 vezes, com valores registrados em milímetros e precisão de 0,5 μ m. Três mensurações foram efetuadas em cada um dos quatro pontos assinalados, sendo realizada a média para cada ponto. Após, foi calculada a média do desajuste entre a coroa e o término cervical de cada dente.

7.3.2 CRITÉRIOS DE EXCLUSÃO

Foram descartadas peças com defeitos expressivos na fabricação.

7.4 PROCEDIMENTOS

7.4.1 DENTES UTILIZADOS

Foram selecionadas vinte e quatro (24) amostras de dentes bovinos, incisivos inferiores, selecionados de acordo com os seguintes critérios de inclusão: ausência de fraturas de esmalte ou dentina; dimensões e morfologia da coroa condizentes com as dimensões do preparo. Estes elementos foram todos limpos e armazenados em soro fisiológico. Os mesmos foram demarcados aproximadamente 3,0 mm abaixo da junção amelo-cementária para a fixação.



Figura 01 – Incisivo Inferior Bovino.



Figura 02 – Retenções radiculares para melhor fixação.



Figura 03 – Demarcação para a inclusão em acrílico.

7.4.2 FIXAÇÃO DOS DENTES EM RESINA ACRÍLICA

Inicialmente, foram realizadas retenções mecânicas nas raízes dos dentes, com disco de carburundum, montado em mandril e peça de mão para baixa rotação, com objetivo de evitar a soltura dos mesmos. Iniciou-se o procedimento de inclusão dos dentes. Os elementos foram posicionados centralmente em relação aos tubos de PVC acima da linha demarcada anteriormente. A inclusão dos dentes foram feitas em cilindros de PVC (Tigre NBR 5648 – Brasil), medindo 20 mm de diâmetro interno por 30 mm de comprimento, foi realizada com resina acrílica ativada quimicamente (Jet - Artigos Odontológicos Clássico Ltda, São Paulo – SP, Brasil), na cor rosa, até aproximadamente 3,0 mm aquém da junção cimento-esmalte. A mistura de monômero e polímero, proporcionada e preparada de acordo com as instruções do fabricante, foi vertida no interior dos cilindros de PVC sob vibração e o dente foi posicionado de modo que o longo eixo da coroa ficasse paralelo ao longo eixo do tubo de PVC, facilitando o procedimento de preparo da porção coronária dos elementos dentais.



Figura 04 – Dente fixado em Resina Acrílica Quimicamente ativada (Jet – Artigos Odontológicos Clássico Ltda, São Paulo – SP, Brasil)

7.4.3 CONFECÇÃO DOS PREPAROS E OBTENÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

Após a polimerização da resina, vinte e quatro preparos para coroa total de formato tronco cônico, foram confeccionados em torno mecânico (Magnum-cut, Bener - Brasil) com ferramenta de vídea, sob-refrigeração à água, com as seguintes dimensões:

parede oclusal com 4,2 mm de diâmetro, diâmetro cervical 6,0 mm e altura axial de 7,0 mm. A expulsividade foi determinada em 8° para todas as paredes axiais e a terminação cervical em ombro reto (Figura 8) para a padronização dos corpos de prova. Todos os preparos confeccionados foram realizados na ACF Industrial (Piracicaba-SP).

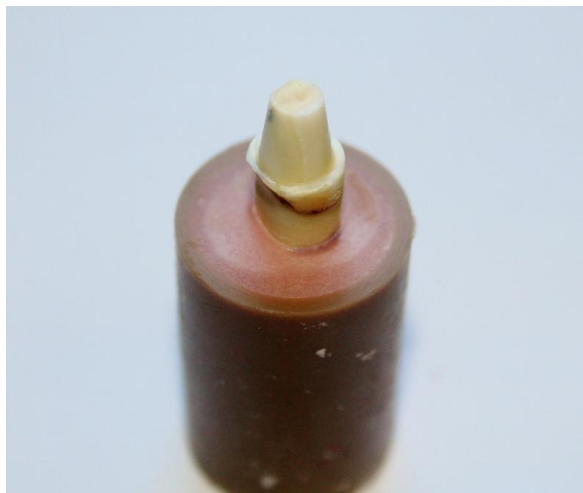


Figura 05 – Dente Preparado de acordo com as dimensões descritas acima.

7.4.4 MOLDAGEM E OBTENÇÃO DOS TROQUÉIS

As moldagens de cada preparo, do grupo 03, foram confeccionadas pela técnica do casquete. Esta técnica trata-se de uma moldagem unitária personalizada feita com casquetes individuais de acrílico combinadas com uma moldagem unitária e outra complementar. Primeiro a moldeira unitária (casquete) foi confeccionada com acrílico autopolimerizável (Dencrilay – DENCRIL Comércio de Plásticos Importação e Exportação Ltda, Pirassununga - SP, Brasil remove-se todos os excessos externos tendo sempre cuidado para não tocar na pestana e logo depois um alívio interno é feito com broca esférica para peça de mão número 06 ou 08 deixando-se aproximadamente um espaço interno de 1,0mm. A parte interna da moldeira foi limpada com monômero e um micro brush para remover detritos. Foi então utilizado adesivo para poliéter na parte interna da moldeira individual e realizada a moldagem com Impregnum Soft (3M ESPE do Brasil, Sumaré, Brasil), preenchendo a moldeira e o dente preparado com

movimentos circulares da cervical para a oclusal, circundando o dente. Convencionalmente em prótese, após esta etapa utiliza-se uma moldeira parcial para realizar a moldagem complementar que pode ser feita com alginato ou silicona. Neste estudo utilizou-se de alginato para a complementação da moldagem (Jeltrate Dustless – DENTSPLY, Petrópolis, RJ, Brasil).

Foram confeccionadas moldeiras individuais para facilitar o processo de moldagem e obtenção dos troquéis a partir de tubos de PVC (Tigre NBR 5648 – Brasil) com diâmetro de 30mm, medindo aproximadamente 50mm de altura. Utilizou-se tampões adequados para estes tubos de acordo com suas dimensões. Todos os procedimentos de moldagem foram realizados no Laboratório da Faculdade Meridional – IMED sob condições de temperatura ambiente. Os moldes foram preenchidos com gesso pedra tipo IV (Durone IV – DENTSPLY, Petrópolis, RJ, Brasil) proporcionado conforme as normas do fabricante e manipulado manualmente. Os moldes foram preenchidos sob vibração. Os troquéis foram removidos após uma hora e numerados de acordo com os respectivos dentes.



Figura 06 – Moldeira Individual

7.4.5 CONFECÇÃO DAS COROAS TOTAIS CERÂMICAS

No grupo um (01) as imagens foram obtidas através do escaneamento direto do dente preparado, as quais foram projetadas em 3D no software do sistema (Cerec3, Sirona Brasil, São Paulo – SP, Brasil). Para a realização do escaneamento é necessário o uso do spray de dióxido de titânio na evidência da superfície a ser escaneada. Os procedimentos de confecção dos corpos de prova através do sistema CAD/CAM foram realizados na OdontoCenter - Centro de Pós-Graduação em Passo Fundo - RS, Brasil.

Dentro das opções de fresagem que o sistema oferece utilizou-se o método normal com quatro brocas, 02 brocas cilíndricas, 02 tronco cônicas, todas diamantadas. O tempo de espera para cada elemento foi de aproximadamente 15 minutos.



Figura 07 – Sistema CAD/CAM (Cerec3 Sirona Brasil, São Paulo – SP, Brasil), fresadora.



Figura 08 – Cerec AC - Escâner e computador para trabalhar com o software (Sirona Brasil, São Paulo – SP, Brasil).



Figura 09 – Início do processo de fabricação da peça no software.



Figura 10 – Escaneamento direto do elemento dentário.

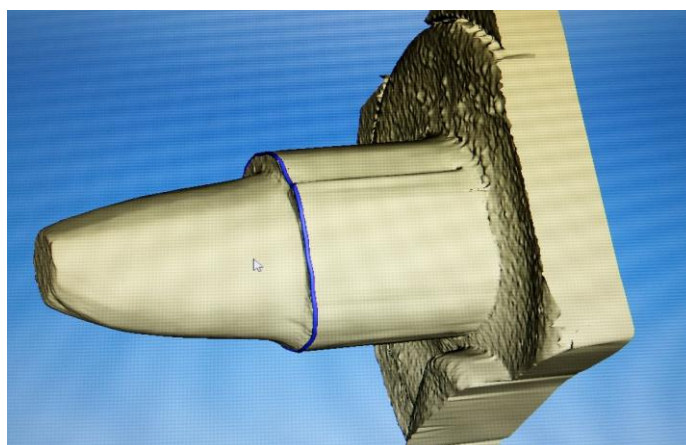


Figura 11 – Imagem em 3D do troquel pós delimitação do término cervical.

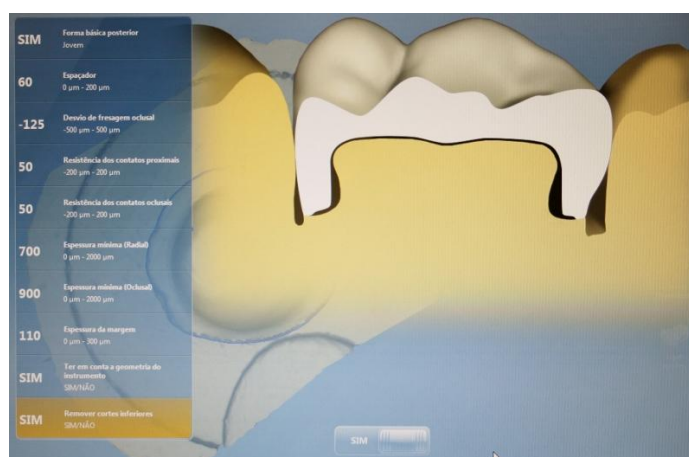


Figura 12 – Escolha das dimensões do elemento.

Selecionou-se dentro do sistema uma anatomia de dente modelo a partir de um desenho de dente jovem do elemento 16. As medidas padrões utilizadas para a obtenção das peças foram:

- Espaçador para cimento: 60 μm ;
- Desvio de Fresagem Oclusal: -125 μm ;
- Resistência dos Contatos Proximais 50 μm ;
- Resistência dos Contatos Oclusais 50 μm ;
- Espessura mínima Radial 700 μm ;
- Espessura mínima Oclusal 900 μm ;
- Espessura de margem 100 μm .

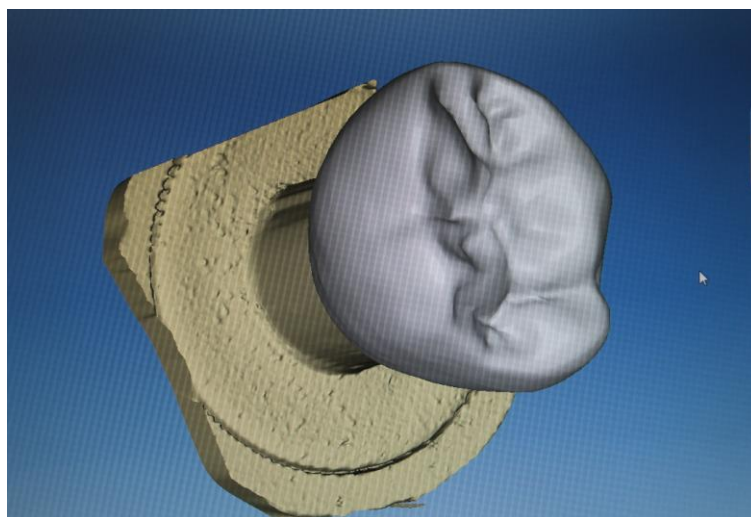


Figura 13 – Desenho da anatomia pronto.

Após a obtenção da peça removeu-se imperfeições aquém do término e as mesmas foram encaminhadas ao laboratório (Laboratório Trevisani Passo Fundo – RS) para o processo de sinterização de acordo com as especificações do fabricante.

Parâmetros de queima Cristalização/Glaze HT/LT

Forno	Temperatura de serviço B [°C/°F]	Tempo de fechamento S [min]	Acréscimo de temperatura t1 [°C/°F/min]	Temperatura de queima T1 [°C/°F]	Tempo de manutenção H1 [min]	Acréscimo de temperatura tz [°C/°F/min]	Temperatura de queima T2 [°C/°F]	Tempo de manutenção H2 [min]	Vácuo 1 11 [°C/°F] 12 [°C/°F]	Vácuo 2 21 [°C/°F] 22 [°C/°F]	Esfriamento lento L [°C/°F]	Decréscimo de temperatura t [°C/°F/min]
P300												
P500	403/757	6:00	90/162	820/1508	0:10	30/54	840/1544	7:00	550/820 1022/1508	820/840 1508/1540	700/1292	0
P700												

Figura 14 – Valores da curva de temperatura e tempo de cristalização dos blocos E.max CAD.

Devido a sinterização o sistema calcula automaticamente a distorção de 0,2% que os blocos sofrem fresando as peças levemente maiores, Neste processo, o IPS e.max CAD adquire a resistência final de 360 MPa e as propriedades estéticas desejadas para o dente, como tom, translucidez e refletividade.

O material de escolha para este grupo foram blocos de cerâmica IPS e.max CAD HT C14 (Ivoclar Vivadent Ltda, Barueri – SP, Brasil).



Figura 15 – Bloco de cerâmica IPS e.max CAD C14 cor HT A2 (Ivoclar Vivadent Ltda, Barueri – SP, Brasil).



Figura 16 – Coroa de IPS e.Max CAD (Ivoclar Vivadent Ltda, Barueri – SP, Brasil), fresada, pré-sinterizada.



Figura 17 - Coroa de IPS e.Max CAD (Ivoclar Vivadent Ltda, Barueri – SP, Brasil), fresada, pré-sinterizada.

O processo de obtenção de corpos de provas do grupo dois (02) foi o mesmo realizado para o grupo um (01), seguindo os mesmos passos e as mesmas medidas tomadas como padrões do elemento dentário. Houve diferença no material, o qual não exigia sinterização. O material de escolha para este grupo foram os blocos de cerâmica Feldspática monocromáticas 14/12 (CEREC Blocs - Sirona Brasil, São Paulo – SP).



Figura 18 – Bloco de cerâmica feudspática (CEREC Blocs, Sirona Brasil, São Paulo – SP, Brasil).

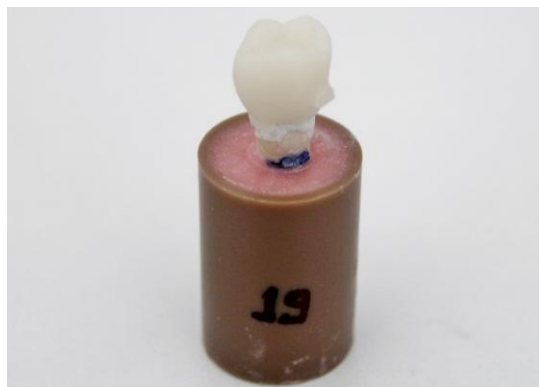


Figura 19 – Coroa de cerâmica feudspática fresada, vista frontal.



Figura 20 – Coroa de cerâmica feldspática fresada, vista oclusal.

Já no grupo três (03) o processo foi diferente, pois utilizou-se do scâner para a obtenção de imagens a partir dos troquéis. As medidas padrões do sistema CAD-CAM foram mantidas para os três grupos, assim como o modelo do elemento. Quanto ao material foram utilizados blocos de cerâmicas felpática monocromáticos 14/12 (CEREC Blocs, Sirona Brasil, São Paulo – SP, Brasil), o mesmo utilizado no grupo dois (02).

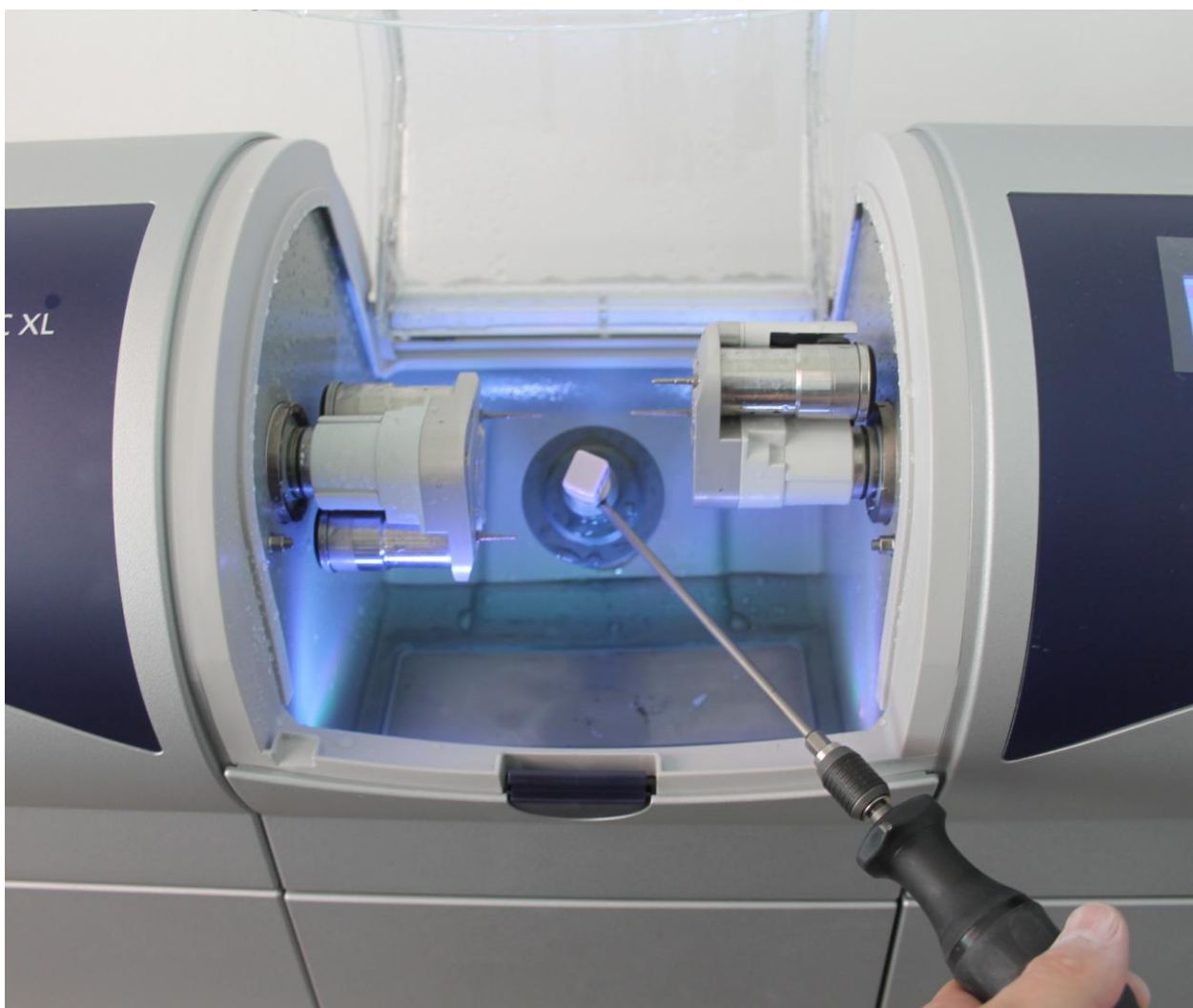


Figura 21 – Fixação do bloco de cerâmica na Fresadora.

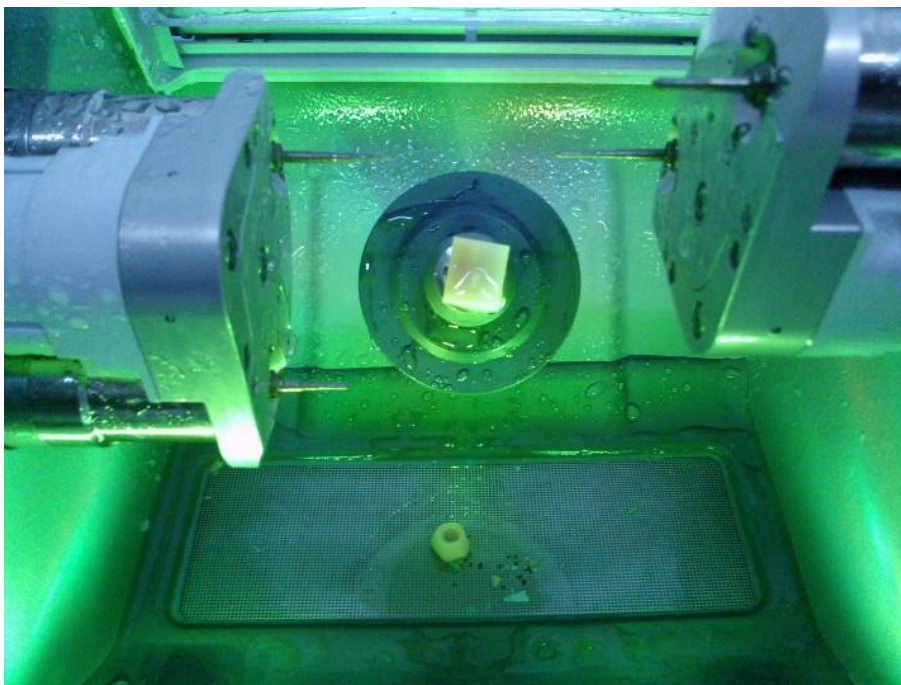


Figura 22 – Coroa unitária pronta.



Figura 23 – Elementos de cerâmica feudspática fresados, vista frontal e oclusal.

O processo totalizou vinte e quatro (24) amostras (n=8).

7.4.6 MENSURAÇÃO DOS DESAJUSTES MARGINAIS

Após a confecção das peças as mesmas foram submetidas a medições pré-cimentação com microscópio comparador 3D computadorizado (Mikro Vision; Leika, Alemanha) em aumento de 120 vezes, com precisão de 0,5 μm . Foram feitas quatro demarcações, uma em cada face da coroa, dente. Foram tomadas 03 mensurações para cada um dos 04 pontos. Após leitura das distâncias foi realizada a média para cada ponto e a partir destes a média de desajuste para cada dente. Após a média de cada dente obteve-se a média de desajuste marginal por grupo.



Figura 24 - Microscópio comparador 3D computadorizado (Mikro Vision; Leika, Alemanha).

7.5 ANÁLISE DOS DADOS

Após obtenção dos dados, os valores das médias foram submetidos à Análise de Variância, ANOVA.

8 RESULTADOS

A Tabela 01 mostra os valores médios e o desvio padrão do desajuste marginal (μm) das coroas cerâmicas para cada grupo. Os três grupos não apresentaram diferenças estatísticas significantes entre si ($p=0,0610$).

Tabela 1. Valores das médias e desvio padrão do desajuste marginal (μm) em cada grupo.

	G1	G2	G3
Adaptação	41,6 ($\pm 6,4$)	40,0 ($\pm 12,2$)	44,8 ($\pm 9,3$)

A análise de variância ($\alpha=0,05$) demonstrou não haver diferença estatística entre os grupos ($p=0,0610$).

9 DISCUSSÃO

Os grupos confeccionados sobre diferentes escaneamentos não demonstraram diferença significativa. Esta ausência de diferença pode ser creditada à fidelidade dos materiais utilizados e em sua precisão na reprodutibilidade, tanto do poliéster (Impregum Soft, 3M ESPE do Brasil, Sumaré, Brasil) utilizado como material de moldagem, quanto do gesso utilizado para o troquel (Gesso tipo IV, Durone - DENTSPLY, Petrópolis, RJ, Brasil). Apesar de não haver diferença estatística quanto ao desajuste marginal, o método do escaneamento direto consiste em uma maior praticidade para a aplicação clínica diária, não necessitando de procedimentos de moldagem e vazamento de modelos, bem como sendo mais econômico por não precisar de materiais de consumo relacionados. Assim, a hipótese nula aplicada para este estudo de que não haveria diferença estatística significativa entre os fatores estudados foi confirmada.

Nos diversos trabalhos apresentados, independentemente da metodologia empregada e da variedade de sistemas CAD/CAM utilizados observou-se um patamar clinicamente aceitável de desadaptação marginal de 120 μm , descritos por Gordilho *et al.*, em 2009, patamar encontrado também nos estudos de Barbosa M.T. (2008).

Oliveira *et al.* (2007) afirmam que o critério de aceitação clínica deveria variar entre 25 μm e 40 μm , valores questionáveis em função do tamanho das partículas da grande maioria dos cimentos e do pó de dióxido de titânio utilizado por alguns sistemas CAD/CAM que se aplicado de forma homogênea sobre o preparo pode chegar a uma camada de até 40 μm de acordo com Bibb *et al.*, (2000), o que dificultaria atingir a adaptação preconizada por Oliveira *et al.* (2007).

Em estudos realizados a mais de cinco anos havia uma maior dificuldade em se obter níveis compatíveis com estes estabelecidos, como podemos verificar nos estudos de Sulaiman *et al.*, (1997), com coroas de In-Ceram de 161 μm , no ensaio *in vivo* de Boening *et al.* (2000), apud in Gordilho *et al.*, (2009), com coroas de Procera All-Ceram alcançando resultado médio de 180 μm em dentes anteriores e 245 μm em dentes posteriores e nos estudos de Inokoshi *et al.* (1992) com distâncias interfaciais de 215 μm e de 176 μm .

Na busca de superar resultados de desajustes marginais considerados inadequados quando comparados as coroas metalocerâmica Barbosa, M. T., em 2008

avaliou o desajuste marginal e interno de coroas cerâmicas confeccionadas com três sistemas cerâmicos, CAD/CAM Cerec3, Cerecin-Lab com fresagem de blocos E.max e cobertura IPS E.max ceram e sistema injetável IPS Empress 2 com cobertura IPS E.max ceram. Os valores médios e o desvio padrão das discrepâncias marginais absolutas das coroas após o ajuste interno foram de $77,0 \mu\text{m} \pm 13,7 \mu\text{m}$ para o grupo Cerec3, de $60,8 \mu\text{m} \pm 19,8 \mu\text{m}$ para o grupo Cerecin-Lab e de $58,4 \mu\text{m} \pm 18,2 \mu\text{m}$ para o grupo injetável. Entretanto, não houve diferença estatística significativa entre os grupos, o que verificou-se também nos estudos anteriores.

Oliveira et.al. (2007) também evidenciam que o tipo de término cervical passa ter uma influência direta no desajuste marginal, considerando que o término em chanfro apresentou os melhores resultados de adaptação. Em relação ao melhor tipo de término cervical são necessários mais estudos, mas devido ao desvio padrão dos termos em ombro serem elevados ele sugere que este tipo de terminação poderia apresentar uma menor homogeneidade e por consequência uma pior reprodutibilidade em comparação ao término cervical em chanfro.

Dentre os resultados do presente estudo G1- $41,6(\pm 6,4) \mu\text{m}$, G2- $40,0(\pm 12,2) \mu\text{m}$ e G3- $44,8(\pm 9,3)$ com $p=0,0610$ e as limitações da pesquisa, tanto quanto do sistema utilizado, Cerec3 (Sirona Brasil, São Paulo – SP, Brasil), podemos observar que os métodos associados aos materiais empregados apresentaram valores de adaptação compatíveis com os estabelecidos pela literatura mesmo quando comparados aos melhores resultados encontrados, estes descritos por Bindl & Mormann em 2005, que avaliaram a adaptação marginal e interna de cópings cerâmicos confeccionados pelo sistema CAD/CAM obtendo médias de desadaptação marginal de $(25 \pm 18\mu\text{m})$ para In-Ceram, $(44 \pm 23\mu\text{m})$ para Empress II, $(17 \pm 16 \mu\text{m})$ para Procera, $(23 \pm 17\mu\text{m})$ para Decim, $(43 \pm 23 \mu\text{m})$ para Cerec inLab e $(33 \pm 20\mu\text{m})$ para DCS.

Quando comparado os resultados deste estudo com os obtidos pelos sistemas CAD/CAM, o presente trabalho mostrou-se muitas superior de acordo com Barbosa, M. T., em 2008, que apresentou resultados médios de desajustes marginais de $77,0 \mu\text{m} \pm 13,7 \mu\text{m}$ para o grupo Cerec3 e $60,8 \mu\text{m} \pm 19,8 \mu\text{m}$ para o grupo Cerecin-Lab, Inokoshi et. al (1992) que obtiveram médias de $176 \mu\text{m}$ para o grupo Cerec, Boening et. al. (2000), apud in Gordilho et al., (2009) que obtiveram $180 \mu\text{m}$ para coroas anteriores e

245 μm para posteriores com o sistema Procera All-Ceram e Bindl & Mormann (2005) que obtiveram médias de $(43 \pm 23 \mu\text{m})$ para o grupo Cerec In-Lab.

Quanto aos outros sistemas cerâmicos observaram-se melhores resultados nos estudos de Blind e Mormann (2005) para o grupo InCeram ($25 \pm 18\mu\text{m}$) e Oliveira et al. (2007) para os grupos InCeram 36,1 μm em ombro, 28,46 μm em chanfro, IPS Empress II 29,51 em ombro e 27,94 em chanfro. Já nos estudos de Sulaiman et al. (1997) e Barbosa, M.T. (2008) os resultados mostraram-se inferiores, 161 μm para o grupo InCeram e 58,4 μm para o grupo IPS Empress II respectivamente.

Tendo em vista estes dados acredito que a diferença entre os resultados dentro dos sistemas CAD/CAM estudados dá-se principalmente as versões dos sistemas empregados, como do software, assim como a evolução da câmara intra-oral que varia de acordo com o sistema, precisando ou não do spray de óxido de titânio. De maneira geral os sistemas CAD/CAM mostraram-se compatíveis aos sistemas cerâmicos estudados, não havendo diferenças estatísticas significativas. Fatores como diferenças nas metodologias empregadas, assim como a padronização dos corpos de prova e a reprodução do meio bucal devem ser levados em consideração.

10 CONCLUSÃO

Conclui-se que os sistemas CAD/CAM são viáveis e apresentam grande fidelidade em relação ao desajuste marginal das coroas quando comparados a outros sistemas cerâmicos, não havendo no presente trabalho diferenças significativas entre a aplicação do escâner bucal e a realização do escaneamento do troquel, bem como uma similaridade dos sistemas cerâmicos sinterizados e pré-sinterizados avaliados.

11. REFERÊNCIAS

- ADDI, S. et al. Interface gap size of manually and CAD/CAM-manufactured ceramic inlays/onlays in vitro. *Department of Dental Materials Science, Faculty of Medicine and Odontology, Umeå University, Umeå Sweden* v.30, p.53-58. 2002.
- BARBOSA, M. T. Avaliação in vitro da adaptação marginal e interna de coroas cerâmicas confeccionadas com sistemas injetável e cad/cam. Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Santa Catarina, Centro de Ciências da Saúde. Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Florianópolis, SC, 2008.
- BEUER F; SCHWEIGER J; EDELHOFF D. Digital Dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal, England* v.204, p.505-511. 2008.
- BINDL, A; MÖRMANN, W.H. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *Journal of Oral Rehabilitation*, v.32, p.441-7. 2005.
- BIRNBAUM, N. et al. 3D digital scanners: A high-tech approach to more accurate dental impressions. *Inside Dentistry, Newtown, PA*, v.5, n.4. 2009.
- BORGES et al. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *Journal of Prosthetics Dentistry, Chicago, Illinois* v.89, n.5, p.479-488. 2003.
- BUSO, L., MYASHITA, E.; KONNO, A.N.; MARTINS, G.R. Odontologia restauradora computadorizada: Cerec 3D. In: MIYASHITA, E. e FONSECA, A. S. Odontologia estética: o estado da arte. São Paulo: Artes Médicas, 2004.
- CORREIA, A. R. M. et al. CAD-CAM: informatics applied to fixed prosthodontics. *Revista de Odontologia da UNESP, Araraquara, SP*. v. 35, n.2, p.183-89. 2006.
- CHRISTENSEN, G.J. In-office CAD/CAM milling of restorations – the future? *Journal of the American Dental Association, Chicago* v.139, p.83-5. 2008.
- DELBONS, F. B. Avaliação da adaptação marginal de dois sistemas cerâmicos, IPS Empress e Cerec inLab, em restaurações MOD: um estudo *in vitro*. 2007. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2007.
- ELIAS, C.E; SANTOS C. Próteses cerâmicas produzidas por usinagem CAD/CAM. *Implantnews*, v.7, n.2, p.487-494, 2010.

- GIANNETOPOULOS, S; VAN NOORT, R; TSITROU, E. Evaluation of the marginal integrity of ceramic copings with different marginal angles using two diferentes free metal systems. *International Journal of Dentistry*, Recife, v.11, n.1, p. 55-65, jan/mar. 2012.
- GIORDANO, R. Materials for chair side CAD/CAM: produced restorations. *Journal of the American Dentistry Association*, Chicago, v.137, n.9, p.14-21, Sept. 2006.
- GORDILHO, A.C. et al. A adaptação marginal dos principais sistemas de cerâmica pura, *Revista Odonto*, São Bernardo do Campo, v.17, n.34, p.82-92, julho/dezembro. 2009.
- GUARDA et. al. Effect of surface treatments, thermocycling and cyclic loading on the bond strength of a resin cement bonded to a lithium disilicate glass ceramic. *Operative Dentistry*, Canada, v.38, n.2, p.208-217. 2013.
- HOLMES J.R. et al. Considerations in measurement of marginal fit. *Journal of Prosthetics Dentistry*, Chicago, v.62, p.405-408. 1989.
- INOKOSHI, S. et al. Marginal accuracy of CAD/CAM inlays made with the original and the updated software. *Journal of Dentistry*, Bristol, v.20, n.3, p.171-177, Jun.1992.
- KREJCI, I; LUTS, F; REIMER, M. Wear of CAD/CAM ceramic inlays: restorations, opposing cusps and luting cements. *Quintessence International*, Chicago v.25, p.199-207. 1994.
- KURBAD, A. Clinical aspects of all-ceramic CAD/CAM restorations. *International Journal of Computerized Dentistry*, Berlin v.5, n.2-3 p.183-97. 2002.
- LIU, P. R. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium*, v.26, p.507-16. 2005.
- MARTINS, M. L. et al., Internal fit of two all-ceramic systems and metal-ceramic crowns. *Journal of Applied Oral Science*, Bauru. v.2, p. 235-40. 2012.
- MORMANN, W. H. The origin of the Cerec method: a personal review of the first 5 years. *International Journal of Computerized Dentistry*, Berlin, v.7, n.1, p.11-24, 2004.
- NAERT el al. Precision of fit and clinical evaluation of all-ceramic full restorations followed between 0,5 and 5 years. *Journal of Oral Rehabilitation*, Malden v.32, n.1,p.51-57, Jan. 2005.
- OLIVEIRA, A. A. et al. Adaptação marginal de copings de três sistemas cerâmicos em função de dois tipos diferentes de terminação cervical. *Revista Ciência em Extensão*, São José dos Campos, v.3, n.2, p.27-42, junho. 2007.

RUDOLPH, H; LUTHARDT, R. G; WALTER, M. H. Computer-aided Analysis of the influence of digitizing and surfacing on the accuracy in dental CAD/CAM technology. *Computers in Biology and Medicine*, New York, v.37, n.5, p.579-587, May. 2007.

REKOW, E.D. CAD/CAM in dentistry. *Alpha Omegan*, Baltimore, v.84, n.4, p.41-4. 1991.

RITZBERGER, C. et al. Properties and Clinical Application of Three Types of Dental Glass-Ceramics and Ceramics for CAD-CAM Technologies. *Materials*, Pittsburgh, v.3, p.3700-3713. 2010.

SORENSEN, J. A. A rationale for comparison of plaque-retaining properties of crown systems. *Journal of Prosthetics Dentistry*, St. Louis, v.62, n.3, p.264-269, Sept. 1989.

TOUCHSTONE, A; NIETING, T; ULMER, N. The collaboration between dentists and laboratory technicians on CAD/CAM restorations. *The Journal of the American Dental Association*, Chicago, v.141, n.6, p.15-19. 2010.

VELASCO, L.G. Sistemas CAD/CAM é melhor ser aberto ou fechado? *Dentals Lab*, Curitiba, v.5, p.56-6. 2007.

WITKOWSKI, S. CAD-/CAM in dental technology. *Quintessence Dentistry Technology*, Chicago, v.28, p.169-84. 2005.

YILDIZ, C. et al. Marginal-internal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM crown restorations. *Dental Materials Journal*, Nagoya, v.32, n.1, p.42-47. 2013.

12. ANEXOS

Tabela mostrando os valores médios e o desvio padrão do desajuste marginal em um das coroas cerâmicas para cada amostra.

E.MAX/CAD – uccal uccal (G1)						
Amostra	Mean(μ m)	Média G1	DP G1	Valor Máximo	Valor Mínimo	
1	49,8	41,65	6,461313	49,8	29	
2	45,6					
3	40,9					
4	45,9					
5	45					
6	38					
7	29					
8	39					

FELDSPÁTICA – scanner bucal (G2)						
Amostra	Mean(μ m)	Média G2	DP G2	Valor Máximo	Valor Mínimo	
1	47,6	40,0625	12,21848	61	27,5	
2	35,5					
3	35,5					
4	28,6					
5	32,2					
6	27,5					
7	52,6					
8	61					

FELDSPÁTICA – troquel/scaner mesa (G3)						
Amostra	Mean(μ m)	Média G3	DP G3	Valor Máximo	Valor Mínimo	
1	50,1	44,825	9,346466	59,8	32,6	
2	35,8					
3	32,6					
4	53					
5	37					
6	45,5					
7	59,8					
8	44,8					

13. APÊNDICES

TERMO CONFIDENCIALIDADE DOS DADOS

Eu, INSIRA O NOME DO PESQUISADOR RESPONSÁVEL, declaro que todos os pesquisadores envolvidos no projeto intitulado INSIRA O TÍTULO DO PROJETO realizaram a leitura e estão cientes do conteúdo da Resolução CNS nº 196/96 e suas complementares. Comprometo-me a: somente iniciar o estudo após a aprovação pelo CEP-IMED e, se for o caso, pela Comissão Nacional de Ética em Pesquisa (CONEP); zelar pela privacidade e pelo sigilo das informações que serão obtidas e utilizadas para o desenvolvimento do estudo; utilizar os materiais e as informações obtidas no desenvolvimento deste estudo apenas para atingir o objetivo proposto no mesmo e não utilizá-los para outros estudos, sem o devido consentimento dos participantes. Declaro, ainda, que não há conflitos de interesses entre o/a (os/as) pesquisador/a(es/as) e participantes da pesquisa.

Assinatura do Pesquisador Responsável

Passo Fundo, ____ de _____ de ____.

TERMO DE AUTORIZAÇÃO DE LOCAL

Eu, _____, responsável pela ESCREVA O NOME DO LOCAL ONDE OS DADOS SERÃO COLETADOS autorizo o pesquisador ESCREVA O NOME DO PESQUISADOR RESPONSÁVEL PELA PESQUISA a coletar dados para a pesquisa intitulada ESCREVA O TÍTULO DO PROJETO, após aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade Meridional – CEP / IMED.

Passo Fundo, ____ de _____ de ____.

Assinatura do Responsável