

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

FACULDADE DE ODONTOLOGIA

Virgínia Angelica Silva Barros

**INFLUÊNCIA DO AGENTE CIMENTANTE E DESAJUSTE INTERNO NA
ADAPTAÇÃO MARGINAL DE COROAS EM RESINA NANOCERÂMICA**

BELO HORIZONTE

2016

Virgínia Angelica Silva Barros

**INFLUÊNCIA DO AGENTE CIMENTANTE E DESAJUSTE INTERNO NA
ADAPTAÇÃO MARGINAL DE COROAS EM RESINA NANOCERÂMICA**

Tese de doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do grau de Doutor(a) em Odontologia.

Área de concentração: Clínica Odontológica

Orientador: Prof. Dr. Allyson Nogueira
Moreira

FACULDADE DE ODONTOLOGIA- UFMG

BELO HORIZONTE

2016

FICHA CATALOGRÁFICA

B277i
2016
T
Barros, Virgínia Angélica Silva
Influência do agente cimentante e dejasuste interno na
adaptação marginal de coroas em resina nanocerâmica / Ana
Virgínia Angélica Silva Barros. – 2016.
85 f.: il.

Orientador (a): Allyson Nogueira Moreira

Tese (Doutorado) – Universidade Federal de Minas
Gerais, Faculdade de Odontologia.

1. Resinas dentárias. 2. Cimentos dentários. 3. Coroa
do dente. I. Moreira, Allyson Nogueira. II. Universidade
Federal de Minas Gerais. Faculdade de Odontologia. III.
Título.

BLACK D047

Biblioteca da Faculdade de Odontologia - UFMG

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A **Deus**, por me conceder força e motivação para esta importante conquista.

Ao **Prof. Dr. Allyson Nogueira Moreira**, pela orientação deste trabalho, atenção, confiança depositada e respeito.

Aos meus **queridos pais, irmãos e sobrinha** pelo sincero amor, respeito e por acreditarem e me apoiarem incondicionalmente. Amo muito vocês!

Ao **André**, por ser parte fundamental da minha vida. Meu maior incentivador... Seu carinho, companheirismo, confiança e paciência foram essenciais nessa caminhada.

AGRADECIMENTOS

Ao *Prof. Luiz Thadeu de Abreu Poletto* não há palavras que explicitem minha gratidão! Tudo que sou e sei na Odontologia devo a você... Obrigada pelas oportunidades, incentivos e conselhos. Você foi e sempre será um grande mestre!

À minha *família* que mesmo de longe sempre transmitiu energias positivas!!!

À *família do André* pelo carinho e por me receberem tão bem na vida de vocês!

Aos professores *de Dentística* pela parceria e participação fundamental neste trabalho! Os ensinamentos de vocês foram muito valiosos... Muito obrigada!

A *Prof. Raquel Ferreira* pela ajuda e paciência com a análise estatística!

Ao *laboratório Dental Support* em nome do Leandro e do técnico Sávio pela disponibilidade e receptividade com que me acolheram, interrompendo sua produção para me permitir trabalhar em seus equipamentos. Meus sinceros agradecimentos!

Ao *laboratório Coterc* em nome do Telmo que disponibilizou o seu espaço profissional e seus equipamentos para confecção dos corpos de prova. Muito obrigada!

Aos meus amigos de Doutorado, *Laís e Emerson*, foi muito bom contar com vocês esses quatro anos, juntos tornamos essa caminhada mais divertida e agradável. E também a todos os amigos da área e de outras áreas, foi muito bom conviver com todos!

Aos *professores de Clínica Odontológica* da FO-UFMG, obrigada pelo acolhimento e ensinamentos!

Ao *Bruno* funcionário do laboratório de pesquisa da ODR, pela paciência, boas idéias e otimismo!

Aos *professores da pós-graduação* da FO-UFMG, que contribuíram para minha formação profissional.

Ao colegiado de pós-graduação, em nome da Prof. *Isabela Almeida Pordeus*.

Às agências de fomento *CNPq* e *FAPEMIG* pelo apoio financeiro.

À empresa *3M ESPE* aos cuidados de *Rose*, pelo fornecimento dos cimentos necessários para esta pesquisa.

Às funcionárias da pós-graduação *Beth, Laís* e *Letícia* pela disponibilidade e ajuda.

*“Todos querem o perfume das flores, mas poucos
sujam as mãos para cultivá-las.”*

Augusto Cury

LISTAS DE ABREVIATURAS E SIGLAS

UFMG	Universidade Federal de Minas Gerais
Fig.	Figura
Kgf	Kilograma-força
mm	Milímetro
µm	Micrômetro
MPa	Megapascal
Nm	Nanômetros
Min.	Minutos
n	Número de amostras por grupo
°C	Graus Celsius
%	Porcentagem
ZrO ₂	Óxido de zircônio ou Dióxido de Zircônia
mm ²	Milímetro quadrado
N	Newtons
Y-TZP	Zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítrio
CAD/CAM	Computer Aided Design / Computed Aided Manufactured
IPS Empress II	Cerâmica injetada de vidro de dissilicato de lítio
CEREC	Chairside Economical Restorations Esthetic Ceramic
In-Ceram IZ	Zircônia sinterizada infiltrada por alumina
In-Ceram YZ	Zircônia pré-sinterizada parcialmente estabilizada por ítrio
Vita VM7	Porcelana de cobertura da Vita
Vita VM9	Porcelana de cobertura da Vita

3M ESPE Empresa de produtos odontológicos

LAVA ULTIMATE Resina nanocerâmica

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Escaneamento pelo sistema CEREC do dente preparado	43
Figura 2- Imagens fornecidas pelo software do sistema CEREC após escaneamento do dente preparado	44
Figura 3- Confecção dos troquéis em cera	45
Figura 4- Amostras experimentais para determinação do desajuste interno	45
Figura 5- Fresadora CEREC / Bloco de resina nanocerâmica Lava Ultimate e parâmetros do sistema CEREC	46
Figura 6- Troquéis metálicos	47
Figura 7- Marcações realizadas nas faces vestibular, palatina, mesial e distal	48
Figura 8- Observação no microscópio comparador digital Mitutoyo TM50	49
Figura 9- Divisão dos grupos de acordo com o cimento utilizado e o desajuste interno estabelecido	50
Figura 10- Cimentos utilizados	51
Figura 11- Paralelômetro e dispositivo usado para posicionamento dos troquéis ...	53

LISTA DE QUADROS

Quadro 1- Cimentos utilizados no experimento	50
--	----

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1- Desadaptação marginal antes da cimentação (média e IC da média) segundo os dois desajustes internos (70 e 100 micrômetros) 57

LISTA DE TABELAS

Tabela 01- Média, desvio padrão e coeficiente de variação da desadaptação marginal dos dois grupos antes da cimentação	56
Tabela 02- Resultados teste Shapiro Wilk	58
Tabela 03- Resultados teste de Levene	58
Tabela 04- Resultados Anova one way cimento/desajuste interno	58
Tabela 05- Média do gap marginal entre coroa e troquel segundo os três cimentos avaliados em cada desajuste interno	59

RESUMO

A adaptação marginal é um dos requisitos fundamentais para a longevidade e o sucesso das restaurações. O objetivo desse estudo foi avaliar a influência do desajuste interno associado à diferentes agentes cimentantes na desadaptação marginal de coroas em resina nanocerâmica (Lava Ultimate 3M ESPE) confeccionadas pelo sistema CAD-CAM. A partir do escaneamento de um preparo de coroa total em um pré-molar, foram obtidos 36 modelos em metal. Esses foram divididos em seis grupos de acordo com o desajuste interno (70 μm ou 100 μm) e o cimento (Fosfato de zinco- SS White, Cimento de ionômero de vidro- Ketac Cem 3M/ESPE e Cimento resinoso- Relyx Ultimate 3M/ESPE). Após escaneamento de todos os modelos as coroas foram confeccionadas a partir da fresagem de blocos de resina nanocerâmica (Lava Ultimate 3M/ESPE). Com auxílio de microscópio óptico comparador (40X) foram medidas as desadaptações marginais prévia e posteriormente à cimentação, sendo considerados 8 pontos ao longo do término em todas as faces do corpo de prova. Os valores obtidos após serem submetidos aos testes two-way anova e teste t, demonstraram que as coroas confeccionadas com desajuste interno de 70 μm apresentam desadaptação marginal inferior estatisticamente significativa às coroas com desajuste interno de 100 μm . Para o desajuste interno de 70 μm o grupo do cimento fosfato de zinco apresentou o menor gap marginal, sendo que este valor não foi estatisticamente diferente em relação ao grupo do Ketac Cem. Ainda com esse desajuste, o grupo do Ketac Cem não apresentou diferença estatística significativa em relação ao grupo do Relyx Ultimate, no entanto esse último promoveu “gap” marginal estatisticamente maior em relação ao grupo do cimento fosfato de zinco. Para o desajuste interno de 100 μm não houve diferença estatisticamente significativa no “gap” marginal entre os três cimentos avaliados. O presente estudo demonstrou através da metodologia utilizada, que a menor desadaptação marginal observada nas restaurações de Lava Ultimate, foi proveniente do desajuste interno de 70 μm . Neste grupo os cimentos de fosfato de zinco e de ionômero de vidro demonstraram melhor comportamento comparado ao cimento resinoso, embora o cimento de ionômero de vidro numericamente, mas não estatisticamente tenha apresentado resultado inferior ao do fosfato de zinco.

Palavras-chave: desadaptação marginal; resina nanocerâmica; desajuste interno; sistemas CAD-CAM; cimentos odontológicos.

ABSTRACT

“Influence of the cement agent and internal mismatch in the marginal adaptation of nanoceramic resins crowns”

The marginal adaptation is one of the basic requirements for the longevity and success of restorations. The aim of this study was to evaluate the influence of the internal imbalances associated with different luting agents on marginal leakage of crowns Nanoceramic resin (Lava Ultimate 3M ESPE) made by CAD-CAM system. From the scanning of a full crown preparation in a pre molar were obtained 36 metal models. These were divided into six groups according to the internal imbalances (70 or 100 micrometres) and cement (SS White Zinc phosphate, glass ionomer cement Ketac Cem 3M / Espe and resinous cement Relyx Ultimate 3M / Espe). After scanning all models crowns were made from milling Nanoceramic resin blocks (Lava Ultimate 3M / Espe). With the aid of optical comparator microscope (40X) were measured prior marginal mismatches and after the cementation, being considered 8 points along the end in all specimen faces. The values were submitted to ANOVA two-way test and t test. Results showed that crowns made with internal imbalances of 70 uM show statistically significant lower marginal leakage to the crowns with internal imbalances of 100 micrometres. For the internal imbalances 70 uM zinc phosphate cement group showed the lowest “gap” marginal, and this figure does not show a statistically significant difference compared to Ketac Cem group. Even with this misfit, Ketac Cem group showed no statistically significant difference in relation to Relyx Ultimate group, though the latter showed a statistically significant difference compared to zinc phosphate cement group. For the internal imbalances of 100 micrometres there was no statistically significant difference in the “gap” marginal among the three cements. This study demonstrated through the methodology used, the lower marginal leakage observed in Lava Ultimate restorations, was from the inner misfit 70 micrometers. In this group the zinc phosphate cements and glass ionomer demonstrated better performance compared to the resin cement, although the glass ionomer cement numerically, but not statistically has presented results lower than that of zinc phosphate.

Key words: marginal fit; CAD/CAM system; resin lava ultimate, luting agents.

SUMÁRIO

1-INTRODUÇÃO	1
2-REVISÃO DE LITERATURA	6
3-OBJETIVOS	40
4-METODOLOGIA	42
4.1-Confeção do modelo mestre	43
4.2-Confeção dos modelos mestre em metal	44
4.3-Determinação do desajuste interno	45
4.4- Confeção das coroas	46
4.5-Preparo dos corpos de prova	47
4.6-Observação em microscopia óptica	48
4.7-Cimentação e observação em microscopia óptica	49
4.8-Análise estatística	54
5-RESULTADOS	55
6-DISCUSSÃO	61
7-CONCLUSÕES	70
8-REFERÊNCIAS	72
9-APÊNDICES	81
9.1-Apêndice 1	82
9.2-Apêndice 2	83
9.3-Apêndice 3	84
9.4-Apêndice 4	85

1-INTRODUÇÃO

1.INTRODUÇÃO

Desde o início do século XX, a solicitação pelo paciente de restaurações da cor do dente é uma realidade. A manutenção clínica das restaurações estéticas tornou-se então uma grande preocupação por parte dos profissionais de Odontologia. Dentre os materiais estéticos, a porcelana apresenta-se em destaque, devido à sua capacidade óptica de se assemelhar à aparência natural do dente adjacente (Gordilho *et al.*, 2009).

As coroas totais em porcelana feldspática surgiram como uma alternativa bastante estética, no entanto essas se apresentavam pouco precisas quanto à adaptação marginal, devido a discrepâncias significativas de contração originadas no momento de sua cocção. Além disso, sua friabilidade e conseqüente susceptibilidade à fratura, limitavam sua utilização. Na década de 60, com o objetivo de aliar bom ajuste das margens, estética e alta sobrevida das restaurações, foram propostas soluções utilizando porcelanas associadas ao metal, denominadas restaurações metalo-cerâmicas. O resultado obtido em relação à durabilidade, forma e função dessas restaurações foi muito satisfatório (Vedovato *et al.*, 2002).

No entanto, apesar de eficientes, as restaurações metalo-cerâmicas apresentam limitações difíceis de corrigir laboratorialmente. A opacidade provocada pelo metal torna crítica a confecção de coroas com pequena distância vestibulo-lingual. Da mesma forma, a estética gengival pode ser comprometida pelo sombreamento do metal, principalmente em pacientes com gengiva fina e vascular. Como as exigências estéticas são cada vez maiores estes problemas são inaceitáveis. Com isso, surgiu a necessidade do desenvolvimento de novos materiais que apresentassem melhor estética, somado à resistência e adaptação marginal tão satisfatória quanto das coroas metalo-cerâmicas (Anusavice, 2005).

Em 1965, McLean & Hungues criaram uma cerâmica sem infra-estrutura metálica, com o dobro da resistência das porcelanas feldspáticas, apresentando 40% de fase cristalina de óxido de alumínio dispersa em matriz vítrea. Daí por diante, outros cristais passaram a ser incorporados à matriz vítrea das porcelanas para aumentar sua resistência, sendo estas largamente utilizadas como coroas, restaurações do tipo MOD intra e extra coronárias e facetas laminadas. Hoje estes materiais ainda têm sofrido uma série de modificações na sua composição e

estrutura visando melhorar cada vez mais suas propriedades mecânicas, de biocompatibilidade e estética (Soares *et al.*, 2002).

Atualmente, além das porcelanas, existem outros materiais estéticos indiretos disponíveis para uso clínico, a base de cerâmica e resina composta de laboratório. Recentemente foi lançada no Brasil pela 3M ESPE uma nova categoria de material, que almeja combinar as propriedades das resinas compostas com as características das cerâmicas. O Lava Ultimate é uma tecnologia Nano Cerâmica, já utilizada em outros países e especialmente desenvolvida para CAD/CAM. A composição deste novo material ainda é desconhecida, o fabricante apenas revela que ele é constituído por cerca de 80% de partículas nanocerâmicas, que são incorporadas em uma matriz orgânica altamente polimerizada. Segundo a 3M ESPE esse material apresenta alta resistência à flexão (200 MPa), excelente resistência ao desgaste, excelente retenção do brilho e do polimento, alta resistência ao manchamento e excelente estética podendo ser utilizado para confecção de restaurações do tipo MOD intra e extra coronárias, coroas sobre implante, e facetas (3M ESPE Manual do Fabricante).

No entanto, é importante lembrar que a estética é apenas um dos requisitos necessários para o sucesso das restaurações. Podemos observar na literatura que diversos autores como Christensen (1997), Rosenblum e Schulman (1997) e mais tarde, Yeo *et al.*, (2003) entre outros estudando os principais sistemas cerâmicos destacaram a resistência flexural, a precisão de adaptação marginal e a estabilidade de cor como propriedades fundamentais para se obter um resultado satisfatório das restaurações metal-free.

A adaptação marginal é um dos principais fatores responsáveis pela longevidade das restaurações fixas, pois a presença de fendas marginais com grande dimensão acarretará uma maior exposição do agente cimentante no meio oral e sua dissolução. Esta microinfiltração levará ao acúmulo de placa bacteriana com conseqüentemente recidiva de cárie, inflamação gengival, e redução da vida útil da coroa podendo chegar à sua fratura. A dimensão da desadaptação marginal das restaurações fixas é dependente dos vários passos envolvidos no processo clínico/laboratorial, podendo ser traduzida como uma somatória de distorções, que são inerentes a cada etapa de confecção e às características dos materiais empregados (Cogolludo *et al.*, 2010). A qualidade da adaptação marginal tem sido

extensivamente estudada na odontologia sempre com o objetivo de minimizar a fenda marginal por meio de novas técnicas e materiais restauradores.

O agente cimentante relaciona-se diretamente com a adaptação marginal, uma vez que a distância entre a margem do preparo e a restauração frequentemente aumenta após a cimentação (Tuntiprawon 1999). Christensen, em 1966, sugeriu que um intervalo de 25 a 40 micrômetros de linha de cimentação deveria ser o objetivo de toda restauração fixa; entretanto, aberturas marginais nesse patamar raramente são atingidas clinicamente. Matuda e colaboradores em 2000 fizeram referência à especificação nº8 da American Dental Association, que recomenda fendas marginais de 25 a 50 micrômetros. Existem várias definições a respeito de uma margem clinicamente aceitável, e é quase unanimidade entre os autores concordar que as desadaptações marginais menores que 120 μm são clinicamente aceitáveis (Martinez-Rus *et al.*, 2012; Brawek *et al.*, 2013; Pak *et al.*, 2010; Rinke *et al.*, 2012; Borba *et al.*, 2011; Baig *et al.* 2010).

A importância da espessura da película do cimento baseia-se, atualmente, no fato de que a maioria dos materiais cerâmicos tem um espaço interno considerável. A tecnologia CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) foi introduzida na Odontologia em 1980 com a proposta de produzir restaurações protéticas com melhor adaptação marginal e maior resistência. O emprego da tecnologia CAD/CAM na odontologia restauradora consiste em três fases: a digitalização do preparo protético, planejamento virtual da restauração e produção da restauração física (Tinschert *et al.*, 2001).

A maioria desses sistemas permite ajustar o espaçamento interno para criar o espaço para o cimento e otimizar a adaptação da restauração, porém isso é negligenciado pela maioria dos laboratórios e profissionais, que utilizam um valor médio padrão para todos os trabalhos. É primordial que o cirurgião-dentista determine ao laboratório o desajuste interno de cada sistema CAD/CAM, considerando o tipo de cimento que irá utilizar para obter-se desadaptação marginal aceitável e assim longevidade das restaurações.

Justifica-se então a partir do exposto avaliar a influência de diferentes agentes cimentantes e diferentes desajustes internos na desadaptação marginal obtida antes

e após a cimentação de coroas em resina nanocerâmica (Lava Ultimate 3M ESPE) confeccionadas pelo sistema CAD/CAM.

2- REVISÃO DE LITERATURA

2. REVISÃO DE LITERATURA

Com o objetivo de facilitar a compreensão deste trabalho, a revisão de literatura foi dividida em quatro tópicos: cimentos odontológicos; resina nanocerâmica; sistema CAD/CAM e desadaptação marginal/sistema CAD/CAM.

2.1. Cimentos Odontológicos

A cimentação consiste em um procedimento técnico, através do qual se procura fixar uma restauração construída fora da boca (indireta), em dentes convenientemente preparados, por intermédio de um material cimentante, (Leal *et al.*, 1995), cujo desempenho influencia diretamente no sucesso clínico do tratamento. Além da retenção da peça protética, o cimento é responsável pelo vedamento marginal da interface dente-restauração, (Soares *et al.*, 2005), contribuindo para a manutenção das propriedades físicas e biológicas das estruturas que estão sendo unidas (Morais *et al.*, 1994). A escolha de um agente cimentante deve ser guiada por um conjunto de aspectos favoráveis, tais como: espessura de película, solubilidade, módulo de elasticidade, escoamento, adesividade e liberação de flúor (Gerdullo *et al.*, 1995). Os agentes cimentantes mais comumente empregados são: cimento fosfato de zinco, cimento ionômero de vidro e cimento resinoso.

A espessura de película é uma das propriedades de grande importância na eleição de um cimento. Caso ela seja excessivamente alta, pode resultar em recidiva de cárie e/ou deslocamento e remoção da peça cimentada (Andrade *et al.*, 2000). Ainda segundo esse autor, a espessura de película é característica inerente a cada cimento, relacionada a fatores como o tamanho e a forma das partículas, consistência e grau de polimerização.

De forma geral, o agente cimentante tem que promover uma retenção micromecânica satisfatória, que contribua para a manutenção da restauração em posição adequada por um período de tempo indefinido, além de preencher corretamente a interface dente/restauração. Os requisitos mecânicos, biológicos e de manipulação ideais para um cimento odontológico são (Anusavice 2005):

- não causar injúria pulpar ou reações teciduais adversas;

- apresentar um tempo de trabalho satisfatório para realização do procedimento de cimentação;
- possuir escoamento satisfatório que permita o correto assentamento da restauração ao preparo cavitário;
- possuir um tempo de presa satisfatório com conseqüente formação de uma massa consistente o suficiente para suportar os esforços mastigatórios;
- não deve dissolver-se na presença dos fluídos bucais, além de manter a restauração selada e intacta.

De acordo com Craig 2002 todo e qualquer material odontológico possui propriedades físicas próprias. Para que tais propriedades sejam mantidas e obtidas satisfatoriamente devemos sempre manipular de forma correta os materiais odontológicos, respeitando as prescrições dos fabricantes dos mesmos. A maioria dos cimentos odontológicos, empregados nos procedimentos de cimentação, é obtida a partir de uma reação ácido-base, estes materiais são classificados como cimentos AB (ácido-base), diferentemente dos cimentos obtidos após a polimerização de macromoléculas (Hill and Lott 2007).

Mc Lean & Von Fraunhofer, em 1971, realizaram in vivo, a mensuração da linha de cimentação de restaurações indiretas (restauração metálica fundida, coroa metalocerâmica, coroa total metálica, e coroa de porcelana) com a utilização de poliéter simulando a película de cimentação. Após a confecção da restauração, essa era provada e radiografada, em seguida o material de moldagem era preparado e inserido no interior da restauração. A restauração era posicionada novamente no dente e pressionada com instrumento de ponta romba. Após a polimerização do material, a restauração era cuidadosamente removida e a película de material de moldagem embutida em resina e seccionada no sentido vestibulo lingual. As restaurações consideradas clinicamente aceitáveis por meio de 18 radiografias e testes clínicos com o explorador apresentaram discrepâncias de 10 a 160 μm na margem cervical. Segundo os autores, restaurações com espessura de cimento menor que 120 μm podem ser consideradas bem sucedidas clinicamente.

Chan *et al.*, 1985 realizaram um estudo com propósito de avaliar a fidelidade da adaptação marginal utilizando o sistema Cerestone. Desta forma, 15 dentes humanos extraídos foram preparados com término cervical em chanfro e obtidos coroas para cada um deles. As coroas finalizadas foram separadas em dois grupos: a) coroas cimentadas com cimento de fosfato de zinco e b) coroas não cimentadas, assentadas nos dentes e fixadas em posição com um gota de cianoacrilato em um ponto externo da margem. As amostras de ambos os grupos foram embutidas e seccionadas em duas partes, obtendo dessa forma, quatro pontos de medição. A avaliação foi realizada em microscopia óptica (magnificação de 100X) realizadas nas regiões cervicais das coroas, obtendo valores médios de 84 μm para as cimentadas com fosfato de zinco e 75 μm para as coroas que não foram cimentadas. O desvio padrão relativamente grande para ambos os grupos de coroas pode indicar linhas marginais irregulares e grosseiras, ou adaptação marginal inconsistente.

Alkumru *et al.*, 1988 investigaram as variações na fenda marginal entre coroas cimentadas e o preparo dental. Coroas de cerâmicas foram confeccionadas em cerâmica vita Pt (infra-estrutura) e Vitadur-N (dentina e esmalte) para dentes incisivos com término cervical em chanfro largo e ombro reto. As lâminas de platina foram removidas em metade das coroas finalizadas em cada série. As coroas foram cimentadas ao dente preparado em pressão digital de 30 N por 2 minutos, com 3 tipos de cimentos: cimento resinoso (Panavia-Ex), cimento de ionômero de vidro (Ketac-Cem) e Fosfato de Zinco (SS White). As coroas cimentadas foram armazenadas em água por 24h, seccionadas no sentido V-L e as metades incluídas em resina epóxi. A análise foi feita em MEV, medindo a espessura de película de cimento em intervalos de 0,4mm da coroa. Foi observado que as fendas produzidas foram maiores na porção lingual das coroas e que fatores como a escolha do cimento e remoção da folha de platina pode ter influência notável na magnitude das fendas. Não foram observadas diferenças entre os diferentes tipos de término ou cimento. Os autores concluíram que a adaptação das coroas cerâmicas não é apenas dependente da fidelidade com que a coroa atinge o preparo dentário, mas também influenciada pela forma do dente e pelo comportamento do cimento.

Sorensen 1989 estudou a seqüência de iniciação, formação, desenvolvimento e maturação da placa bacteriana, identificando os fatores responsáveis para o controle da placa e manutenção da saúde oral, frente à instalação de coroas

estéticas. Comparando essas coroas relatou que há três fatores críticos que colaboram no acúmulo da placa e influenciam na saúde oral, considerando a interface de união tecido oral/restauração: 1) rugosidade da superfície da restauração; 2) adaptação marginal; 3) contorno da restauração. Quanto à adaptação marginal o autor afirmou que o cimento preenche o espaço entre restauração e dente, mas que retém placa em torno da restauração devido a sua porosidade e conseqüente dissolução nos fluidos bucais. Além disso, o autor observou que o incompleto selamento ocorrido na interface entre dente, restauração, ajuda na retenção de placa, e que quanto maior a discrepância marginal, mais pronunciadas as reações gengivais. O autor concluiu que a discrepância marginal determina a exposição do cimento em torno da restauração, sendo um nicho de retenção de bactérias entre dente/restauração.

Weaver *et al.*, 1991 avaliaram os efeitos da cimentação na adaptação marginal de coroas Dicor, Cerestore e metalocerâmicas, utilizando dentes de resina. O preparo em ombro foi utilizado para coroas cerâmicas, e um bisel cavosuperficial foi realizado para as coroas metalocerâmicas. As coroas foram confeccionadas, assentadas no modelo-mestre, e as fendas marginais mensuradas em quatro pontos com um microscópio (Nikon Measurescope 20). Em segunda instância, trinta coroas foram cimentadas com cimento fosfato de zinco, com pressão digital nas coroas cerâmicas e carga estática de 25Kg para as metalocerâmicas, e as discrepâncias avaliadas. Antes da cimentação, as medidas de desadaptação marginal foram menores para Cerestore e metalocerâmica, com 21,6 e 30,5 μm respectivamente, comparado com 44,4 μm para as coroas Dicor. Após a cimentação, as menores medidas de fenda marginal foram observadas para o Cerestore com 31,7 μm comparado com Dicor a 57 μm e metalocerâmica com 59 μm . A contribuição da cimentação na fenda marginal foi determinada calculando as diferenças antes - após cimentação. As menores fendas resultaram da cimentação de coroas cerâmicas (10 a 13 μm), a média para as coroas metalocerâmicas foi duas a três vezes maior (28,3 μm). A adaptação marginal não melhorou com bisel gengival ou força de assentamento aumentada.

Gemalmaz *et al.*, 1997 avaliaram a integridade marginal de restaurações inlays cerâmicas sinterizadas (Ducera), antes e após cimentação. Foram preparados dez molares inferiores humanos com cavidade MOD. As restaurações cerâmicas

foram confeccionadas conforme as orientações do fabricante e avaliadas microscopicamente com magnificação de 100X e 150X. Analisaram a adaptação marginal pelas faces proximais e oclusal por meio da técnica de réplicas, obtidas com silicone de adição, através da impressão do espaço intermediário entre o dente (superfície preparada) e a restauração inlay. As restaurações foram cimentadas com cimento resinoso dual (Enforce) e seccionadas nos sentidos V-L e M-D, seguindo o mesmo procedimento para a secção das réplicas. As fendas marginais e espessura do cimento foram medidas em cada secção. A média das fendas na margem oclusal antes da cimentação foi significativamente menor ($71,83 \pm 8,93 \mu\text{m}$) do que a média das proximais ($105,6 \pm 39,33 \mu\text{m}$). Após a cimentação, a adaptação das inlays na margem oclusal, também foi superior à da margem proximal. E quando comparadas as adaptações marginais antes e após cimentação, observa-se um aumento das fendas de $6,94 \mu\text{m}$ e $23,25 \mu\text{m}$ nas margens oclusal e proximal respectivamente.

Beschnidt & Strub 1999, realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a discrepância marginal de cinco diferentes sistemas de coroas cerâmicas (In-Ceram, Empress técnica de maquiagem, Empress técnica de cobertura, sistema Celay feldspático, sistema Celay In-Ceram) antes da cimentação, após cimentação e após pré-carga cíclica em boca artificial. Sessenta dentes incisivos centrais superiores foram incluídos em blocos de resina com a porção coronária exposta, e preparados para coroa total cerâmica ou metalocerâmica. Os dentes foram moldados e modelos de trabalho foram obtidos, sobre os quais foram confeccionadas as coroas segundo as particularidades de cada sistema. As coroas foram assentadas e fixadas nos seus respectivos pilares por pressão digital, e duplicadas em resina epóxi, para a mensuração da fenda marginal pré-cimentação. Foram realizados os procedimentos de cimentação pela técnica adesiva aos dentes naturais, e as amostras foram novamente duplicadas. Metade das amostras foi analisada e a outra metade foi submetida à ciclagem térmica e mecânica, e as réplicas em epóxi obtidas foram usadas para análise da fenda marginal. Os resultados foram comparados à coroa metalocerâmica com margem vestibular cerâmica, cimentadas com cimento fosfato de zinco. A cimentação das coroas aumentou significativamente as fendas marginais ($p < 0,01$). Antes da cimentação, a técnica de maquiagem do sistema Empress mostrou as menores fendas marginais (média $47 \mu\text{m}$), seguida pelas coroas In-Ceram convencionais (média $60 \mu\text{m}$) e técnica de cobertura Empress (média $62 \mu\text{m}$).

Coroas Celay In-Ceram mostraram aberturas marginais com 78 μm de média, as coroas feldspáticas Celay 99 μm , e as coroas metalocerâmicas 64 μm . O envelhecimento em simulador de mastigação não teve influência na adaptação marginal das amostras. O estudo mostra que todos os sistemas apresentam margens clinicamente aceitáveis.

Motta *et al.*, 2001 avaliaram o desajuste marginal de coroas totais cimentadas com três tipos de cimentos (Fosfato de Zinco, Ionômero de Vidro e Resinoso) em umidade de 100%, e verificaram a correlação entre o desajuste e o grau de microinfiltração marginal. Foram preparados 30 pré-molares humanos recém-extraídos e aleatoriamente distribuídos em três grupos. Imediatamente após a cimentação, a região cervical das coroas foi envolvida com algodão embebido em saliva artificial. As medidas de desajuste foram realizadas em microscópio comparador, antes e após a cimentação nas quatro faces das coroas. Após os testes de ciclagem térmica, os corpos de prova foram submersos em solução de fucsina básica a 5%, lavados, incluídos em resina e seccionados no sentido vestibulo-lingual para avaliação da infiltração marginal. Os resultados não mostraram diferenças estatisticamente significantes entre os resultados de desajuste e infiltração marginal. Não foi encontrada também correlação entre a quantidade de desajuste e o grau de infiltração marginal para os 3 cimentos.

Wolfart *et al.*, 2003 avaliaram clinicamente a adaptação marginal de um novo sistema totalmente cerâmico experimental, antes e após cimentação. Para tal, foram selecionados 60 pacientes. Foram preparados os dentes (1° ou 2° pré-molares e 1° ou 2° molares), para receber prótese parcial fixa, com cavidades MOD inlay, MO ou OD, e preparo para coroa total, de acordo com cada caso. Foram obtidos modelos em gesso tipo IV, onde as restaurações foram confeccionadas com o novo sistema cerâmico, uma cerâmica prensada reforçada com dissilicato de lítio, seguindo as recomendações do fabricante. Foram feitos ajustes internos quando necessário. Impressões das margens das restaurações foram executadas antes e depois da cimentação adesiva. As réplicas foram investigadas no microscópio eletrônico de varredura com aumento de 200X. As discrepâncias marginais foram avaliadas em secções da réplica de 200 μm . A média de discrepância marginal antes da cimentação foi 96 μm para coroas totais e 89 μm para restaurações inlays. Após a cimentação, observou-se um aumento da média, 130 μm para as coroas e 92 μm

para inlays. Esse aumento foi estatisticamente significativo para as coroas totais, mas não para as inlays.

Quintas *et al.*, 2004 pesquisaram a influência de diferentes terminos cervicais e agentes cimentantes na discrepância marginal vertical de copings confeccionados com diferentes sistemas cerâmicos. A partir de dois troquéis metálicos com dimensões de 5,5mm de altura; 6,8mm de diâmetro e raio de 1,2mm, e diferentes terminos cervicais (Chanfro largo e ombro arredondado) foram confeccionados troquéis em gesso. A partir dos mesmos, 180 copings foram fabricados em materiais cerâmicos distintos (n=60): IPS Empress II, In-ceram alumina e Procera. As amostras de cada grupo foram cimentadas com os seguintes tipos de agentes cimentantes: fosfato de zinco, ionômero de vidro e cimento resinoso. Os 180 copings foram divididos em 18 grupos com 10 amostras cada um, representando uma combinação entre cada sistema cerâmico, término cervical e agente cimentante. As mensurações de margem foram realizadas com o auxílio de um projetor de perfil, antes e após a cimentação. Os resultados mostraram que o tipo de cerâmica influenciou significativamente na discrepância marginal vertical dos copings cerâmicos. Os valores obtidos anteriormente à cimentação foram: Empress II ($68 \pm 47 \mu\text{m}$); In-ceram ($57 \pm 38 \mu\text{m}$) e Procera ($25 \pm 9 \mu\text{m}$). Após a cimentação as médias dos valores de discrepância marginal foram: Empress II ($110 \pm 77 \mu\text{m}$); In-ceram ($117 \pm 85 \mu\text{m}$) e Procera ($44 \pm 19 \mu\text{m}$). Os autores concluíram que após a cimentação, o sistema Procera alumina gerou copings com menores valores de discrepância marginal vertical para todas as condições avaliadas.

Gemalmaz & D. Kukrer, 2006 avaliaram *in vivo* e *in vitro* a adaptação marginal de restaurações inlay de cerômero (Targis, Vivadent) cimentadas com o cimento resinoso Variolink II de alta viscosidade e Variolink de ultra viscosidade. Vinte pacientes foram selecionados para o estudo, nesses foram confeccionadas 20 inlays sendo 13 em dentes inferiores e 7 em superiores. A avaliação da adaptação marginal *in vivo* foi realizada através da técnica da réplica de silicone, onde uma fina camada de silicone foi inserida entre o dente preparado e a inlay e pressionada até completa presa do material. Em seguida essa película foi removida cuidadosamente e a análise da desadaptação marginal foi feita através de sua espessura. Para a avaliação *in vitro*, foram utilizados 20 molares superiores extraídos, neles foram confeccionadas restaurações MOD com o cerômero Targis. Essas foram metade

cimentadas com o cimento Variolink II de alta viscosidade e a outra metade com o Variolink de ultra viscosidade com ajuda do ultrassom. Em seguida tanto as amostras in vitro quanto as réplicas de silicone obtidas in vivo foram seccionadas nos sentidos méso-distal e vestibulo-lingual e levadas ao microscópio de luz com aumento de 200 vezes para análise da adaptação marginal nas margens proximais e oclusal. Os valores obtidos foram submetidos ao teste estatístico ANOVA. Os resultados in vivo mostraram um valor médio de desajuste de 73 micrômetros para a margem oclusal e 132 para as proximais. In vitro para o grupo cimentado com o cimento Variolink II alta viscosidade os valores do desajuste foram de 48 micrômetros para a margem oclusal e 67 para as proximais, não havendo diferença estatística para os valores obtidos no grupo cimentado com Variolink de ultra viscosidade. Concluiu-se que os valores obtidos in vivo foram superiores que os in vitro devido às condições de medição utilizadas in vivo, e que o uso de um agente de cimentação de maior viscosidade não causa um aumento do desajuste marginal de restaurações inlay se inserido com ultra-som.

Oliveira e Saito em 2006 avaliaram o efeito dos espaçadores de troquel na adaptação marginal de coroas totais utilizando três diferentes cimentos. Para o estudo 99 molares humanos extraídos foram preparados de forma padronizada para coroa total, moldados e seus respectivos troquéis foram obtidos em gesso. Os troquéis foram aliviados de três diferentes maneiras: 1) cobrindo a oclusal e 1/3 da superfície axial, 2) cobrindo a oclusal e 2/3 da superfície axial, 3) cobrindo todo o preparo exceto o 0,5mm apical final. Sobre os corpos de prova foram confeccionadas coroas totais metálicas (Pors-on 4). Estas foram cimentadas nos dentes preparados com três diferentes agentes de cimentação: 1) fosfato de zinco, 2) cimento ionomérico modificado por resina (Vitremer), 3) cimento resinoso (Panavia 21). Do total de corpos de prova, 72 foram avaliados, por meio de microscopia óptica, quanto à adaptação marginal antes e após a cimentação. Os 27 restantes foram avaliados em microscópio eletrônico. Antes da cimentação, a melhor adaptação marginal foi verificada no grupo em que o troquel foi aliviado cobrindo todo o preparo, exceto o 0,5mm apical final. Após a cimentação, a melhor adaptação também ocorreu quando o troquel foi totalmente aliviado, mas este evento estava associado ao cimento ionomérico. Os autores concluíram que o aumento da área aliviada melhorou a adaptação marginal das coroas. Após a cimentação, o cimento

de ionômero de vidro promoveu melhor adaptação marginal. A microscopia óptica e a eletrônica apresentaram boa correlação.

Ayad M.F 2009, comparou a adaptação marginal de coroas totais confeccionadas sobre preparos onde foram utilizadas diferentes fresas para acabamento. Para o estudo foram confeccionadas noventa coroas totais, sendo essas divididas em três grupos (N=30) de acordo com a broca utilizada para o acabamento: broca carbide de tungstênio para acabamento, broca carbide de corte e broca diamantada. Em seguida as coroas dentro de cada grupo foram novamente subdivididas em três grupos (N=10) de acordo com o cimento que seria utilizado para cimentação: Fosfato de zinco (Fleks), Ionômero de vidro (Ketac Cem) e cimento resinoso (Panavia 21). A adaptação marginal foi então avaliada em um microscópio de luz antes e após a cimentação em quatro pontos demarcados ao redor da coroa. Os valores obtidos foram submetidos ao teste (ANOVA) seguido do teste de Ryan-Einot-Gabriel-Welsch Multiple Range ($\alpha = 0.05$). Os resultados mostraram diferenças estatísticas significantes entre as brocas utilizadas para acabamento final, sendo que não houve diferença entre os cimentos. Não foi verificada interação estatisticamente significativa entre as duas variáveis: broca e cimento. Para o cimento fosfato de zinco, a maior desadaptação marginal ($100 \pm 106 \mu\text{m}$) foi para preparos refinados com brocas carbide de corte, e a menor ($36 \pm 30 \mu\text{m}$) para preparos refinados com brocas carbide de acabamento. Para o cimento ionômero de vidro, a maior desadaptação marginal ($61 \pm 47 \mu\text{m}$) foi para preparos refinados com brocas carbide de corte e a menor ($33 \pm 40 \mu\text{m}$) para preparos refinados com brocas para acabamento. Para o cimento resinoso a maior desadaptação ($88 \pm 81 \mu\text{m}$) foi para preparos refinados com brocas carbide de corte e a menor ($19 \pm 17 \mu\text{m}$) para preparos refinados com brocas para acabamento.

Kious *et al.*, 2009 estudaram a espessura de película de seis cimentos adesivos (Fuji Cem, Relyx Plus, Panavia 21, Relyx ARC, Maxcem e Relyx Unicem) ao longo dos tempos (1, 2 e 3 minutos), que, segundo os autores, é o período necessário para a correta cimentação de uma restauração indireta. Todos os cimentos apresentaram espessura de película dentro dos padrões exigidos pela ISO aos 2 minutos. Para todos os tempos avaliados, o Panavia 21 apresentou valores maiores que o Relyx Unicem.

Ural *et al.*, 2010 avaliaram a desadaptação marginal das coroas cerâmicas Cerec-3 e Cercon (técnica CAD/CAM), In-Ceram, IPS Empress II e metalocerâmicas antes e após cimentação. Foram produzidos 50 modelos de molares em aço inoxidável, com as seguintes características: altura cérvico-oclusal de 6 mm, redução axial de 1.2 mm, convergência das paredes em 6° e término cervical em ombro. Estes modelos foram colocados em blocos de resina acrílica autopolimerizável, e cada bloco foi moldado com polivinilsiloxano originando modelos em gesso tipo IV (Silky-Rock). Os modelos de gesso foram divididos em 5 grupos de 10. As coroas Cerec-3 e Cercon foram fabricadas pela técnica CAD/CAM, coroas In-Ceram com processo de infiltração de vidro, coroas IPS Empress II e as metalocerâmicas pela técnica de cêra perdida. Todas as coroas foram fabricadas pelo mesmo técnico seguindo as especificações dos fabricantes. As dimensões e espessura das paredes das coroas Cerec-3 foram definidas pelo software Cerec-3 e um gabarito de polivinilsiloxano foi gerado a partir de uma delas para facilitar a aplicação da porcelana de cobertura (1.2 mm parede axial e 1.5mm oclusal) para que a espessura de todas as coroas pudesse ficar relativamente idêntica. A desadaptação marginal vertical de cada coroa foi examinada por SEM (Jeol JSM 6335-F) a uma ampliação de 150X. Todas as medidas foram feitas no modelo de aço pelo mesmo operador, e para cada modelo 30 valores de medidas foram obtidos antes e após a cimentação. Todas as coroas foram cimentadas nos modelos de aço com Panavia F 2.0- Kuraray. Os valores médios e desvios padrão encontrados antes da cimentação foram: Cerec-3 ($29,26\mu\text{m} \pm 4,08\mu\text{m}$), IPS Empress II ($61,94\mu\text{m} \pm 8,24\mu\text{m}$), Cercon ($77,10\mu\text{m} \pm 8,75\mu\text{m}$), In-Ceram ($109,11\mu\text{m} \pm 14,53\mu\text{m}$) e metalocêramica ($120,63\mu\text{m} \pm 7,52\mu\text{m}$). Os valores após a cimentação foram: Cerec-3 ($49,80\mu\text{m} \pm 5,03\mu\text{m}$), IPS Empress II ($83,00\mu\text{m} \pm 11,64\mu\text{m}$), Cercon ($93,56\mu\text{m} \pm 11,92\mu\text{m}$), In-Ceram ($125,40\mu\text{m} \pm 14,89\mu\text{m}$) e metalocêramica ($135,17\mu\text{m} \pm 5,39\mu\text{m}$). A variedade dos valores da desadaptação marginal pode ser atribuída a diferença das técnicas de fabricação das coroas cerâmicas, os valores encontrados antes da cimentação para os grupos estão dentro dos limites clínicos aceitáveis, e a cimentação afeta negativamente a desadaptação marginal.

Hill e Lott, em 2011, afirmaram que a principal função do cimento é preencher o espaço entre a restauração indireta (final ou preliminar) e o dente (pilar do implante) e bloquear mecanicamente a restauração para evitar deslocamento

durante a função. O objetivo deste estudo foi proporcionar uma discussão clinicamente focada no amplo espectro de materiais de cimentação disponíveis atualmente para ajudar o clínico a realizar escolhas adequadas. Os cimentos resinosos oferecem resistência, estética, tempo de trabalho, baixa solubilidade e sensibilidade da técnica, preço elevado e muitas vezes dificuldade de limpeza. O ionômero de vidro oferece boa resistência e propriedades ópticas, além do potencial de liberação de flúor, mas pode apresentar curto tempo de trabalho, além de ser inicialmente sensível à umidade ou desidratação. Os ionômeros de vidro modificados por resina são híbridos, tomam presa mais rápido e são mais resistentes. O cimento fosfato de zinco, usado com sucesso por mais de um século na cimentação de restaurações metálicas e metalo-cerâmicas, além de restaurações preliminares e finais, é um material rígido, de baixo custo, que exibe elevada resistência inicial à compressão, podendo gerar problemas em relação à acidez e solubilidade. O cimento de policarboxilato (um híbrido do fosfato de zinco) apresenta baixa resistência à compressão, porém a resistência à tração é elevada, e pode ser menos prejudicial para a polpa. Os cimentos de óxido de zinco e eugenol e o óxido de zinco sem eugenol normalmente apresentam boa vedação, mas a resistência à compressão e à tração são relativamente baixas, limitando seu uso para restaurações preliminares ou coroas implantossuportadas. O profissional deve ter conhecimento suficiente para escolher um cimento adequado para cada situação clínica

Em 2011 Yuksel e Zaimoglu, avaliaram os efeitos dos diferentes materiais cimentantes e da adaptação marginal na microinfiltração de coroas livres de metal. Trinta e seis incisivos centrais superiores extraídos foram preparados para receber coroas totais e, em seguida, divididos em três grupos. O primeiro grupo foi preparado para receber copings de dióxido de zircônia (ZrO_2) confeccionados no sistema CAD/CAM (3M ESPE Lava). O segundo grupo foi preparado para receber copings de dissilicato de lítio termo prensado (IPS emax Press, Ivoclar Vivadent). O terceiro e último grupo (controle) foi preparado para receber estruturas de cromo-cobalto (Cr-Co). Os copings foram confeccionados e então cimentados ou com cimento resinoso auto-adesivo ou com cimento de ionômero de vidro. Os espécimes foram submetidos à termociclagem, imersos em uma solução básica de fucsina e seccionados para análise em microscópio. Os valores de discrepância marginal

observados foram: Grupo 1: $82,7 \pm 7 \mu\text{m}$; Grupo 2: $92,6 \pm 4 \mu\text{m}$; e Grupo 3: $96,5 \pm 7 \mu\text{m}$. Todos os grupos apresentaram um nível de desadaptação marginal clinicamente aceitável, no entanto os copings de zircônia fabricados no sistema CAD/CAM apresentaram uma menor desadaptação que os demais grupos. O cimento resinoso auto-adesivo mostrou um nível menor de microinfiltração que o cimento de ionômero de vidro em todos os grupos.

Martínez-Rus *et al.*, 2012 analisaram o efeito da técnica de fabricação de coroas totais em 4 sistemas CAD-CAM à base de óxido de zircônia (In Ceram zircônia, In Ceram YZ, Cercon e Procera), e a cimentação destas com cimento de ionômero de vidro (Ketac Cem Aplicap) e cimento resinoso (Panavia 21) levando-se em conta a desadaptação marginal antes e após cimentação. Primeiro pré-molar inferior direito humano hígido, foi preparado para coroa total com redução axial de 1,2 mm, redução oclusal de 2,0 mm, convergência das paredes em 6° , conseguido com paralelômetro (Paraskop M), superfícies polidas e ângulos arredondados. O dente preparado foi moldado com silicone (Siliastic T-2) e replicado 40 vezes em cêra. Os padrões em cêra deram origem a 40 dentes em acrílico LCP (Vectra B950). Os dentes em LCP foram divididos em 4 grupos ($n=10$): coroas In-Ceram Zircônia (IZ), coroas In-Ceram YZ (YZ), coroas Cercon (CC) e coroas Procera Zircônia (PZ). Os copings das coroas IZ foram produzidos pelo sistema Cerec inlab, através da sinterização de zircônia infiltrada por alumina (blocos Vita In-ceram Zircônia para inlab) sob spray de água e subsequente infiltração de vidro (In-Ceram Zircônia Glass Powder Z21). A espessura do coping de 0,5mm e desajuste interno de $20 \mu\text{m}$, e a cobertura em Vita VM7. O grupo YZ, também utilizou o sistema Cerec inlab, usando blocos de zircônia parcialmente estabilizada por ítrio (Vita In-Cera YZ, blocos para inlab), os copings foram projetados com 20-25% de aumento, para compensar a contração durante o processo de sinterização e a porcelana de cobertura a Vita VM9. A espessura e o desajuste interno igual ao grupo IZ. Os copings CC foram projetados usando a técnica convencional de cêra e as cópias aumentadas de 25-30% para compensar a contração de sinterização. A espessura dos copings definida em 0.6mm e desajuste interno de $30 \mu\text{m}$. O grupo PZ foi realizado no centro industrial de produção do Procera. Os copings foram fabricados 25% maiores para compensar a contração de sinterização, a espessura do coping 0.6mm e desajuste interno de $50 \mu\text{m}$, e cobertura em porcelana NobelRondo Zircônia. As restaurações

foram cimentadas em seus respectivos preparos usando cimento de ionômero de vidro e cimento resinoso, formando 2 subgrupos: Ketac Cem Aplicap e Panavia 21. As coroas adaptadas em seus modelos de LCP foram cortadas com alta-rotação nas superfícies vestibular, lingual, mesial e distal e um total de 160 medidas distintas de cada coroa antes e após a cimentação foram escaneadas por microscopia eletrônica (SEM) (JSM-6.400), para medição da desadaptação marginal. Os resultados mostraram um aumento significativo na desadaptação marginal antes e após a cimentação. A média geral foi de $17,17 \pm 9,22 \mu\text{m}$ antes da cimentação e $51,55 \pm 24,90 \mu\text{m}$ após a cimentação. As coroas em Procera apresentaram a menor desadaptação marginal após cimentação e os grupos In Ceram as maiores desadaptações. Os 4 grupos das coroas em zircônia apresentaram diferenças significativas de desadaptação marginal entre eles antes da cimentação. Foi observado efeito significante do agente cimentante e da técnica de fabricação na desadaptação marginal. As coroas cimentadas com Panavia 21 apresentaram as maiores desadaptações, independente da técnica de fabricação.

Segundo Pattanaik e Nagda 2012, o processo de cimentação é um passo importante na restauração fixa. A introdução de novas técnicas e materiais adesivos levou ao desenvolvimento de novos cimentos com força de união melhorada. Estudos clínicos e laboratoriais sobre o desempenho desses materiais são limitados. Um estudo foi realizado para avaliar a retenção e assentamento marginal de restaurações à base de Ni-Cr, utilizando cimentos mais recentes como o cimento de ionômero de vidro modificado por resina (GIC) e o cimento resinoso em comparação com a retenção do cimento de fosfato de zinco. Trinta pré-molares maxilares foram utilizados neste estudo e o preparo dos mesmos realizados, mantendo-se a altura cérvico-oclusal a 4,0 mm, com ângulo de convergência oclusal de 4,0 a 6,0°. Exceto a conicidade, não houve retenção de componentes na superfície preparada. O preparo do dente e a técnica de fundição foram padronizados. Assim, a diferença verificada no valor da retenção poderia ser devido ao tipo de cimento utilizado. Três variações da técnica de cimentação foram investigadas com intuito de se obter melhor assentamento: vibração, o local de aplicação do cimento e a magnitude da pressão de cimentação, sendo que cimento foi aplicado sobre a superfície interior das infraestruturas. As infraestruturas foram cimentadas sobre o dente preparado e a discrepância marginal foi examinada em microscópio Nikon. Os corpos-de-prova

foram divididos aleatoriamente em três grupos. As infraestruturas do grupo I foram cimentadas com fosfato de zinco; as do grupo II cimentadas com ionômero de vidro modificado por resina; e as do grupo III cimentadas com cimento resinoso. As cargas de tração necessárias para deslocar as coroas foram obtidas em máquina de ensaios mecânicos MTS. Para o cimento de fosfato de zinco, a média de desajuste marginal foi de 31 microns (μm). A média da força de retenção foi de 287 N. Para o ionômero modificado por resina (GIC), o desajuste marginal foi de 29,6 microns, sendo sua média de força de retenção igual a 610 N. Para o cimento resinoso, a média de desajuste marginal foi de 49 microns e sua força média de retenção foi de 613 N. Os autores concluíram que o assentamento marginal do cimento resinoso foi significativamente maior que do fosfato de zinco e do ionômero de vidro modificado por resina (GIC). A força retentiva do cimento resinoso e do ionômero de vidro modificado por resina (GIC) foi significativamente maior que a do fosfato de zinco, não havendo diferença significativa na força de retenção entre o cimento resinoso e o ionomérico modificado por resina (GIC).

Aschenbrenner *et al.*, 2012 compararam a adaptação marginal de restaurações MOD inlay de cerâmica cimentadas em molares humanos com quatro diferentes cimentos resinosos auto-adesivos (Clearfil SA Kuraray; Icem Heraeus; Bisfix SE Voco; seT SDI). Para o estudo foram selecionados 32 terceiros molares humanos que foram divididos aleatoriamente em 4 grupos. Nesses foram realizadas cavidades MOD com as linhas de acabamento proximal tanto em esmalte quanto em dentina. Em seguida para cada preparo foi confeccionada uma restauração inlay em Empress 2 que foi cimentada aos dentes preparados com um dos quatro cimentos selecionados. Após a cimentação, as margens foram polidas para remoção dos excessos de cimento e em seguida moldadas com um poliéter para obtenção de réplicas de resina epóxica. Posteriormente os espécimes foram armazenados por 90 dias em água com aplicação de cargas térmicas e mecânicas (TCML, $1.2 \times 106 \times 50$ N, $6,000 \times 5^\circ/55^\circ$, 1.6 Hz) para simulação do estresse no ambiente oral. Após esse período nova moldagem foi realizada para obtenção de novas réplicas de resina epóxica e a adaptação marginal foi então avaliada nas réplicas através de observação em microscópio eletrônico SEM e da penetração de corante antes e após a armazenagem. Para análise estatística foram utilizados os testes de ANOVA/Tukey ($\alpha=0.05$). Os resultados mostraram que após o armazenamento, a

interface cimento-dente mostrou perfeita adaptação, apresentando em porcentagem $84\pm 9\%$ e $95\pm 5\%$ para o esmalte e $80\pm 9\%$ e $92\pm 3\%$ para dentina. No esmalte, após armazenagem em água e aplicação de TCML, o cimento seT apresentou maior adaptação marginal que o Icem, sendo que este último apresentou deterioração das margens. A porcentagem de penetração de corante nas margens variou de 3% a 8% no esmalte e de 12% a 22% na dentina. Clearfil SA, iCEM, and seT mostraram menor penetração de corante no esmalte do que na dentina (Clearfil SA: $p=0.013$, iCEM: $p=0.044$, seT: $p=0.003$).

Guess *et al.*, 2014 em um estudo objetivando avaliar a adaptação interna e a adaptação marginal de onlays fabricadas através da técnica termoprensada e CAD/CAM, dividiu de forma randomizada 72 dentes inferiores extraídos e livres de cárie em três grupos, realizando em todos um preparo para onlay com uma cavidade méso-ocluso-distal e redução oclusal de todas as cúspides. Os dentes foram restaurados com coroas totalmente cerâmicas, pela técnica de cerâmica injetada termoprensada de IPS-e.max-Press e Vita-PM9 e pela técnica CAD-CAM da IPS-e.max-CAD, cimentados com um cimento resinoso dual e submetidos a uma simulação do meio bucal, causando a fadiga do material. Os autores concluíram que a cimentação de onlays resultou num aumento dos valores das fendas marginais em todos os grupos, sendo que ambas as técnicas apresentaram um valor clinicamente aceitável de discrepância marginal. Ou seja, a exigência de 100 μm para adaptação marginal foi preenchida por ambas as técnicas de fabricação cerâmica.

2.1.1. Cimento Fosfato de Zinco

O cimento fosfato de zinco tem sido ao longo das últimas décadas, o material mais empregado na cimentação de restaurações protéticas. É o mais antigo agente cimentante, introduzido no século XVIII, e tem sido usado com grande sucesso para cimentação de restaurações metálicas, metalo-cerâmicas e cerâmicas puras; sendo comumente utilizado, nas pesquisas odontológicas, como agente de cimentação padrão para comparação com outros cimentos odontológicos. O cimento é fornecido em forma de pó e líquido, cimento AB, os quais são misturados para reagir um com o outro – sendo que o pó possui, aproximadamente, 90% de óxido de zinco (ZnO) e o líquido, aproximadamente, 67% de ácido fosfórico tamponado (Hill & Lott 2007). Quanto à presa do cimento fosfato de zinco, não há qualquer reação com o tecido

mineralizado circunjacente ou outros materiais restauradores. Portanto, a adesão principal ocorre pelo embricamento mecânico nas interfaces, e não através de interação química (Pegoraro, 2001).

O cimento fosfato de zinco atinge o máximo de suas propriedades físicas após 24 horas de sua manipulação, apresentando resistência à compressão satisfatória e baixa resistência à tração, quando comparado aos outros cimentos odontológicos. O cimento em si é frágil e com alto módulo de elasticidade. A princípio, possui alta solubilidade, porém a mesma diminui consideravelmente a medida que o cimento toma presa. Ressalta-se, entretanto, que em meio ácido, a solubilidade do cimento fosfato de zinco pode ser significativa. Sua exposição deve ser mínima aos fluidos bucais e seu uso deve ser cauteloso em pacientes com uma dieta muito ácida, ou que tenha problemas de refluxo. O seu custo é o mais baixo de todos os agentes cimentantes (Hill & Lott 2007).

O pH do cimento fosfato de zinco é muito baixo (<4) nas primeiras horas após sua manipulação, mas transcorridas 48 horas apresenta um pH neutro. Seu uso não é recomendado em dentes vitais com preparos profundos devido ao seu pH baixo e a pressão hidráulica de assentamento. Alguns autores recomendam a utilização de um verniz cavitário ou água de hidróxido de cálcio sobre o preparo antes da cimentação, se houver menos de 1mm de dentina remanescente entre a polpa e o cimento (Craig 2004). Não é recomendado o uso de um selante resinoso, pois reduzem consideravelmente a retenção (Hill & Lott 2007). Devido a sua resistência inicial, suas propriedades físicas, baixo custo, e técnica fácil, o cimento fosfato de zinco continua sendo uma boa escolha para cimentação de restaurações metálicas, metalo-cerâmicas e núcleos metálicos fundidos (Donovan & Cho 1999).

2.1.2. Cimento Ionômero de vidro

O cimento de ionômero de vidro, introduzido em 1969 por Wilson e Kent, era conhecido como ASPA (alumínio-silicato poliacrilato) por causa de seus ingredientes básicos. Ele foi desenvolvido no intuito de obter um agente cimentante com as propriedades de translucidez e liberação de flúor referente ao cimento de silicato e a propriedade de adesão aos tecidos dentais do cimento de policarboxilato (Wilson e Nicholson 1993). No pó do cimento ionômero de vidro estão presentes: a sílica (SiO_2), a alumina (Al_2O_3) e o fluoreto de cálcio (CaF_2). Alguns cimentos ionoméricos

possuem ainda como constituintes do pó, cálcio, estrôncio ou lantânio e o flúor. O líquido é uma solução aquosa de ácidos polialcenóicos com a inclusão de aceleradores de presa (ácido tartárico).

A manipulação do cimento de ionômero de vidro deve ser de acordo com as especificações de seu fabricante, pois a alta relação pó/líquido reduz o tempo de trabalho e de presa, aumenta a viscosidade e diminui a adesividade; já uma baixa relação pó/líquido diminui significativamente as propriedades físicas do cimento, além de aumentar a fluidez, aumentar a solubilidade e baixar a resistência à abrasão. Há fabricantes que oferecem o cimento encapsulado, que são aglutinados em amalgamadores (Hill & Lott 2007). Prentice Tyas *et al.*, 2005 preconizam que o tempo ideal de mistura é de 10 segundos com 3000 ciclos/min; um ciclo de mistura maior ou menor pode alterar o tempo de trabalho e as propriedades físicas do material.

O cimento de ionômero de vidro (CIV) que, atualmente, além da indicação como material restaurador, forrador, selador e de núcleos de preenchimento, também é indicado como agente cimentante permanente de coroas metálicas e livres de metal, bem como de próteses parciais fixas, núcleos e bandas ortodônticas (Serra *et al.*, 1992; Dunne *et al.*, 1996). É um material de largo uso na clínica odontológica; característica como baixa solubilidade e, principalmente, a espessura de sua película satisfazem as especificações da American Dental Association (ADA 1979). A literatura é rica em avaliações sobre as propriedades do CIV. A respeito da microinfiltração, Berg *et al.*, 1988 afirmaram que o ionômero de vidro pode ser utilizado como cimento em coroas totais metálicas, sendo seu grau de microinfiltração menor que o do fosfato de zinco. O módulo de elasticidade do cimento de ionômero de vidro é menor que do fosfato de zinco, o que faz com que ele deva ser utilizado com mais cautela em áreas de maior esforço mastigatório (Diaz-Arnold, Vargas *et al.*, 1999). É ideal que os pacientes limitem o stress funcional sobre estas restaurações por alguns dias para permitir que o cimento adquira suas propriedades físicas completamente (Rosenstiel *et al.*, 1998).

Os fatores que levam o cimento ionômero de vidro ser um dos mais populares agentes cimentantes definitivos são: sua adesividade a estrutura dentária através da quelação de íons cálcio e fosfato na dentina e esmalte, sua translucidez, e seu poder

cariostático através da liberação lenta e prolongada de flúor (Diaz-Arnold, Vargas *et al.*, 1999; Mount 2002). A liberação do flúor é pH dependente, sendo maior em valores de menor pH. A escolha desse material odontológico como agente cimentante pode ser importante em casos de pacientes com alto índice de cárie (Gandolfi *et al.*, 2006). Brackett *et al.*, 1992 em um estudo in vivo, ao avaliarem o ionômero de vidro na cimentação de 1.435 coroas totais unitárias, durante 5 anos; através de avaliações clínica e radiográfica. Os autores observaram que nenhum dos dentes avaliados apresentou cárie secundária.

2.1.3. Cimento Resinoso

Os cimentos resinosos são resinas compostas, porém com menor quantidade de carga, a fim de apresentarem a fluidez necessária à cimentação. Isso quer dizer que a base é o sistema monomérico BIS-GMA (Bisfenol-A metacrilato de glicidila) em combinação com monômeros de baixa viscosidade, além de cargas inorgânicas (vidros com cargas metálicas, SiO₂) tratadas com silano. As partículas inorgânicas se apresentam nas formas angulares, esféricas ou arredondadas, com conteúdo em peso variando entre 36 a 77% e diâmetro médio entre 10 e 15µm. Os agentes de união são monômeros resinosos bifuncionais polimerizáveis (4-META, PMDM, HEMA e outros) e solventes orgânicos: água, acetona e álcool. Esses conferem a adesão à dentina e a adesão ao esmalte é conferida pelo condicionamento ácido.

Quanto à reação de polimerização, os cimentos resinosos podem ser classificados em: autopolimerizáveis, polimerizáveis por ação de luz visível e de dupla reação ("dual") (Carvalho e Prakki, 2001). Os cimentos resinosos que, atualmente, preenchem a maioria das indicações clínicas são os cimentos resinosos duais, pois a ação dos dois sistemas de ativação aumenta o grau de conversão dos monômeros em polímeros e melhora as propriedades físicas do cimento. Além disso, estão particularmente indicados para situações em que o acesso de luz para a fotoativação esteja dificultado. Tais situações são bastante comuns em procedimentos de cimentação de restaurações cerâmicas e de cerômeros, cuja espessura e coloração são suficientes para dificultar a transmissão de luz necessária para a fotoativação do cimento resinoso, principalmente na base da cavidade (Harashima *et al.*, 1991).

Esse tipo de cimento apresenta menor solubilidade (Anusavice 2005), menor microinfiltração, superioridade em estética e maiores valores em resistência à flexão, tensão diametral, resiliência e resistência à compressão em relação aos outros cimentos convencionais utilizados na Odontologia como o cimento fosfato de zinco, cimento ionômero de vidro e cimento ionomérico modificado por resina (Li and White 1999). As principais limitações apresentadas pelo cimento adesivo são: viscosidade excessiva influenciando no aumento da linha de cimentação, sensibilidade da técnica de cimentação em relação ao isolamento do campo operatório, controle da umidade e o tratamento de superfície dos substratos a serem cimentados (Li and White 1999, Caughman C. *et al.*, 2001).

As indicações de uso clínico dos cimentos resinosos são várias, podendo atualmente ser usados para cimentação de restaurações indiretas metálicas, de resina composta, de cerâmica, facetas de porcelana, pinos intrarradiculares, entre outros. Para cada caso clínico e tipo de material restaurador empregado, tratamento e técnicas diferentes deverão ser utilizados.

2.2. Resina nanocerâmica

Recentemente lançado pela empresa 3M ESPE, o material Lava Ultimate é um produto especialmente desenvolvido para CAD/CAM, definido como uma resina de nanocerâmica (Lava™ final, a 3M ESPE, www.3mespe.com) que contém, em peso, 80% de cerâmica e 20% de resina composta (ESPE, Fasbinder, Dennison *et al.*, 2001). É indicado para restaurações definitivas unitárias incluindo restaurações do tipo MOD intra e extra coronárias, coroas sobre implantes e facetas. Não é uma resina composta para restauração indireta e também não é uma cerâmica pura, e sim uma mistura dos dois e consiste principalmente de cerâmica, mas de forma similar à resina composta, não é friável e é resistente à fratura. Já, como uma cerâmica vítrea, possui uma excelente retenção do polimento, possibilitando uma estética duradoura. As partículas nanométricas são monodispersas, não agregadas e não aglomeradas, contendo dois tipos: as nanopartículas de sílica com 20 nanômetros (nm) de diâmetro e as nanopartículas de zircônia com diâmetro entre 4 e 11 nm. As nanopartículas são tratadas com um agente silano usando um método patenteado, onde o silano se une quimicamente à superfície nanocerâmica e à

matriz resinosa durante a confecção dos blocos. Os nanoaglomerados de partículas consistem em agregados de nanopartículas, que apesar de estruturalmente diferentes de partículas densas, possuem integridade estrutural que permite que uma alta proporção de partículas de cerâmica seja incorporada aos blocos, o que proporciona a excelente resistência à fratura e ao desgaste (Manual do Fabricante 3M ESPE).

Segundo o fabricante 3M ESPE, a porção resinosa do Lava Ultimate possui uma composição química diferente de qualquer resina composta foto ou quimicamente ativada, sendo o material processado por diversas horas em um tratamento térmico especial. Ele é polimerizado a altas temperaturas, através de um processo controlado, que elimina a necessidade da sinterização após a fresagem. No entanto, o processo controlado garante um material altamente estético incomparável à porcelana feldspática ou outras cerâmicas. Devido à incorporação de nanopartículas, ele apresenta maior resistência ao desgaste, e propriedades ópticas, de retenção, e estética compatíveis às cerâmicas de vidro. É facilmente fresado em consultório ou em laboratório, tendo rápido polimento e se necessário, ainda é possível fazer ajustes utilizando resinas compostas fotoativadas (ESPE, Fasbinder, Dennison et al., 2001).

O Lava Ultimate está disponível em blocos para o Sistema Lava e para o sistema CEREC. Devido ao material demonstrar um módulo de elasticidade semelhante à dentina, as forças mastigatórias são absorvidas reduzindo a tensão do material restaurador. Além disso, a resistência à flexão de 200 MPa proporciona excelente resiliência. Estas características combinadas diminuem a possibilidade de fratura ou trincas, tornando o material uma opção ideal para coroa implanto-suportadas (ESPE, Fasbinder, Dennison *et al.*, 2001).

O Lava Ultimate, quando comparado às cerâmicas do sistema CAD/CAM, apresentam uma maior facilidade de acabamento e polimento. As paredes do preparo devem ter a angulação de 5 ° a 6 ° de inclinação, com bordas arredondadas e uma margem em ombro. As restaurações requerem uma cimentação com cimento resinoso específico: Relyx Ultimate 3M ESPE (ESPE, Fasbinder, Dennison et al. 2001).

Os avanços tecnológicos contribuíram para o desenvolvimento e melhoria das propriedades das cerâmicas odontológicas, permitindo que as mesmas passassem a ser utilizadas em restaurações indiretas em dentes anteriores e posteriores (Denry &

Holloway 2010). A resina nanocerâmica, também fruto do referido avanço tecnológico na área odontológica, é uma nova alternativa disponível aos Cirurgiões-dentistas e aos seus pacientes.

Mihali, Bortun *et al.*, 2013 avaliaram a influência do novo material restaurador (Lava Ultimate CAD/CAM) na reabsorção óssea em implantes e seu comportamento quanto ao desgaste oclusal. Foram realizados dois implantes em cada hemi-arco da mandíbula de 12 pacientes. Após três meses, foram realizadas as restaurações protéticas sobre os implantes. As restaurações foram cimentadas com cimento provisório. A perda óssea foi avaliada com auxílio de radiografia após três meses, comparada com a radiografia inicial. O desgaste oclusal foi avaliado após remoção das restaurações, que foram submetidas ao software Lava Design 7.2 para reavaliação. Os resultados demonstraram que a perda óssea foi mínima e o desgaste oclusal irrisório.

2.3. Sistema CAD/CAM

Grandes mudanças na odontologia restauradora foram estabelecidas pelo uso da tecnologia CAD/CAM (computer aided design/computer aided manufacturing), na produção de restaurações principalmente as livres de metal. Os sistemas computadorizados tiveram o seu desenvolvimento na década de 70, por Duret, na França, e a partir daí vem crescendo de maneira exponencial no mercado. O emprego da tecnologia CAD/CAM na odontologia restauradora consiste em três fases: a digitalização do preparo protético, planejamento virtual da restauração e produção da restauração física. A obtenção do modelo virtual do preparo na tela do computador pode se dar por duas técnicas: impressão óptica do preparo em boca (escâner intra-oral) ou impressão convencional, modelagem em gesso e digitalização do modelo (escâner extra-oral). Neste tipo de processamento é realizada a digitalização do preparo protético para criar o modelo virtual e através deste planejar a restauração. A imagem criada virtualmente será transformada em objeto físico. A fase CAD consiste no planejamento computadorizado de uma infra-estrutura ou restauração anatômica realizada com auxílio de softwares especiais e o CAM é a etapa de produção da restauração, desta forma o CAD produzirá os dados que serão realizados pelo CAM. O trabalho será realizado pela usinagem (fresagem) de blocos de materiais restauradores pré-fabricados para obtenção das

restaurações. Atualmente, existem dois tipos de sistema CAD/CAM, os quais são classificados de acordo com a disponibilidade de ceder os arquivos que contêm os dados realizados pelo escaneamento: sistemas abertos e sistemas fechados. Independente da técnica de digitalização do preparo utilizada, são obtidos dados eletrônicos que são armazenados em arquivos de computador e transferidos por internet ou outros meios digitais para posterior planejamento virtual e produção física da prótese. No sistema fechado os arquivos gerados pelo equipamento de digitalização só podem ser abertos pelo programa CAD da mesma companhia fabricante do equipamento. Os digitalizadores que operam de maneira aberta geram arquivos em formatos capazes de ser interpretados por diversos programas o que permite o uso de diversos sistemas nas fases de planejamento e confecção. A vantagem do sistema aberto é a possibilidade de poder escolher a unidade fresadora (CAM) mais adequada ao seu planejamento, pois é possível transmitir o arquivo da unidade (CAD) para outro computador, ao contrário dos sistemas fechados que oferecem todo o sistema de produção. No mercado brasileiro o maior exemplo de sistema aberto é o CUBO, disponível desde 2008. O sistema WIELAND ZENO também é possível utilizar escâner óptico e software de código aberto compatíveis com outros sistemas CAM. Vários sistemas CAD-CAM estão disponíveis no mercado, exemplos: CEREC, E4D, DEGUDENT CERCON, KAVO EVEREST, ZIRCONZAHN, 3M ESPE LAVA, ETKON, PROCERA, INFINIDENT, DIGIDENT e outros que permitem ao profissional realizar qualquer tipo de restauração com os benefícios da automação (HILGERT, L A. *et al.*, 2009).

2.4. Desadaptação marginal/Sistema CAD/CAM

Rosentritt *et al.*, 2009 avaliaram o comportamento “in vitro” de coroas de porcelanas puras com infra-estrutura em zircônia, produzidas pelo sistema CAD-CAM (Cercon-Degudent) e estratificadas com Cercon Kiss (Degudent, Alemanha), considerando a configuração e espessura das infra-estruturas e a desadaptação marginal. O dente 46 foi preparado para coroa de porcelana pura com redução axial e oclusal de 1-1.5mm, angulação de 4°, linha de término em ombro com 1 mm de espessura e ângulos arredondados. Este dente preparado foi multiplicado em 40 dentes idênticos de polimetilmetacrilato posicionados em blocos de resina e suas

raízes foram cobertas com uma camada de 0,75mm de poliéter (impregum-3M), para simular o movimento periodontal. Modelos em gesso tipo IV foram produzidos, a partir de moldagens em poliéter (Permadyne). A infra-estrutura para as coroas foram fabricadas em zircônia estabilizada por ítrio pelo sistema CAD-CAM (Cercon-Degudent) e estratificadas com Cercon Kiss (Degudent, Alemanha). Cinco grupos foram definidos (n=8), como se segue. Grupo 1: 0.5mm de espessura da infra-estrutura e 40um de desajuste interno; grupo 2: 0.6-0.8mm da infra-estrutura com redução oclusal mínima e 40um de desajuste interno; grupo 3: 0.7-1.3mm de infra-estrutura com redução oclusal otimizada e desajuste interno de 40um; grupo 4: espessura e redução igual ao grupo 3 e 30um de desajuste interno e grupo 5: difere dos grupos 3 e 4 apenas pelo desajuste interno definido em 10um. A espessura total da restauração ficou mais ou menos em 2.5 mm, a cerâmica de cobertura variou de 1.2 a 2 mm dependendo da espessura das infra-estruturas em zircônia. Todas as coroas foram cimentadas com um cimento: fosfato de zinco (Havard, Alemanha). Quarenta coroas em metalocerâmica foram fabricadas para o antagonista em liga de cromo-cobalto (Wirobond LFC, Alemanha) e porcelana de cobertura (Duceram Kiss, Degudent). As coroas em zircônia e os antagonistas foram montados em articulador (Artex CN, AmannGirrbach, Alemanha) e transferidos para um simulador de mastigação. Baseados em literatura, a carga mecânica, ciclagem térmica e mastigação foram realizados com parâmetros equivalentes a 5 anos de função oral. Durante o processo de simulação, as coroas foram monitoradas e as falhas documentadas. Todos os grupos apresentaram trincas na porcelana de cobertura, variando em número e área de propagação como se segue: Grupo 1: 6 trincas e 8.1mm² de área de propagação; grupo 2: 2 trincas e 3.5mm² de área de propagação; grupo 3: 2 trincas e 2.1mm² de área de propagação; grupo 4: 3 trincas e 5.7mm² de área de propagação e grupo 5: 3 trincas e 7.3mm² de área de propagação. A maioria das trincas ocorreu na direção lingual. Foi encontrada diferença estatística entre os grupos individualmente no número de trincas e sem diferença na área de propagação. Em todas as coroas as falhas ocorreram dentro da porcelana de cobertura. Concluiu-se que a fabricação de coroas em zircônia com redução oclusal adequada e espessura similar da infra-estrutura e da porcelana de cobertura reduz significativamente o número e área de propagação das trincas na porcelana de cobertura. A variação no desajuste interno não mostrou influência significativa com relação à quantidade e propagação das trincas no desempenho "in vitro".

Baig *et al.*, 2010 avaliaram "in vitro" a desadaptação marginal e o sobre e sub contornos de coroas em zircônia fabricadas pelo sistema Cercon, comparando coroas metálicas e coroas de dissilicato de lítio (IPS Empress II - Ivoclar Vivadent), considerando o término marginal em ombro e em chanfro. Dois primeiros pré-molares maxilares idênticos foram preparados com redução axial de 1,0mm, convergência das paredes em 10°, ângulos arredondados, altura cérvico - oclusal de 4mm e redução oclusal de 1,5mm. Um dente com término cervical em ombro e o outro em chanfro, com as margens bucal, lingual, mesial e distal no mesmo plano horizontal. Modelos em metal foram produzidos à partir dos dentes preparados e determinado no mesmo 6 pontos para avaliação da desadaptação marginal; como segue: linha de ângulo méso-lingual, linha de ângulo disto-bucal, linha de ângulo no meio da margem bucal, linha de ângulo méso-bucal, linha de ângulo no meio da margem lingual, linha de ângulo disto-lingual, marcados 2mm abaixo da linha do término do preparo. Cada modelo metálico foi moldado 30 vezes, originando 30 modelos em gesso tipo IV para cada preparo, 60 modelos no total para avaliação. Os modelos em chanfro e ombro foram divididos em 3 grupos (n=10), correspondendo ao grupo de coroas em Cercon, coroas em IPS Empress II e coroas totalmente metálicas. Os copings em cêra para as coroas em zircônia foram fabricados pelo sistema Cercon com espessura de 0,8mm e a cobertura em Cercon Ceram S. As coroas em IPS Empress II foram fabricadas usando a técnica da cêra perdida, e as coroas metálicas foram fundidas em liga nobre tipo IV (Olympia- Dental Health Products). O mesmo operador avaliou as margens das coroas nos 6 pontos definidos e para cada localização a medição era repetida 3 vezes. Para desadaptação marginal foi encontrado diferença significante entre as coroas em Cercon e os dois outros grupos, como segue as médias e desvio padrão: Cercon (66,4 $\mu\text{m} \pm 42,2 \mu\text{m}$), IPS Empress II (36,6 $\mu\text{m} \pm 32,1 \mu\text{m}$) e metálicas (37,1 $\mu\text{m} \pm 22,3 \mu\text{m}$), e não apresentou diferença significante com relação ao término do preparo para os 3 grupos. Para sobre e sub contornos não foi encontrado diferença significativa entre os grupos ao contrário do término marginal. As coroas em Cercon apresentaram desadaptações marginais significativamente maiores com relação aos outros 2 grupos e sem diferença significativa entre as coroas em IPS Empress e coroas metálicas, e também sem diferença com relação ao término e a desadaptação marginal no mesmo grupo. Para o sobre e sub contorno com diferença para o término em chanfro e em ombro dentro do mesmo grupo e sem

diferença entre os grupos.

Guess *et al.*, 2010 avaliaram a resistência à fadiga em coroas de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD) e coroas com infra-estrutura em zircônia (IPS - e.max ZirCAD/Ceram), fabricadas pelo sistema CAD-CAM Cerec InLAB (Sirona). Modelo do primeiro molar mandibular com redução axial de 1.5mm, oclusal de 2.0mm e término cervical em chanfro foi produzido com base CAD. Após moldagem do dente preparado, dos adjacentes e do antagonista, coroas inteiras de dissilicato de lítio (n=19) e infra-estruturas de 0.5mm em zircônia (n=21), foram produzidas pelo sistema Cerec inLAB. A cobertura das coroas em zircônia foi realizada manualmente (IPS e.max Ceram). Todas as coroas foram cimentadas com um cimento (MultilinkAutomix-IvoclarVivadent) em modelos de resina (TetricEvoCeram A2) e após mergulhadas em água destilada a 37°C por no mínimo 30 dias. Utilizou-se o primer metálico na superfície interna das coroas em zircônia e condicionamento com ácido fluorídrico 5% por 20 segundos nas coroas de dissilicato, antes da cimentação. Três coroas de cada grupo foram submetidas a um teste de falha de carga única através de uma máquina de teste universal (modelo 5566-instron), e 6 coroas de dissilicato e 18 coroas de zircônia foram expostas a um movimento bucal de stress de fadiga e testes mecânicos realizados. O teste de fadiga foi determinado em suave, moderado e agressivo, e no final de cada ciclo de carga as coroas eram avaliadas para fraturas e danos. As dez coroas de dissilicato restantes foram submetidas a um stress de fadiga com variação da carga ainda maior que o perfil agressivo. Durante os testes de carga única as coroas de dissilicato mostraram fraturas em massa expondo o modelo de resina perante aplicação de carga de $\pm 206\text{N}$ e as coroas em zircônia fraturas limitadas ao revestimento cerâmico com carga de $\pm 221\text{N}$. Ao teste de fadiga coroas de dissilicato não apresentaram falhas até o nível de carga de 900N a 180,000 ciclos. Mais de 90% das coroas de zircônia apresentaram fraturas em lascas na porcelana de cobertura com aplicação de carga de 200N a 100,000 ciclos e fratura da infra-estrutura não foi encontrada. As coroas de dissilicato apresentaram fratura em massa com cargas acima de 1100N. De acordo com o estudo as coroas em zircônia com cobertura manual da porcelana são suscetíveis à fadiga e a fratura da cobertura e as coroas em dissilicato de lítio apresentaram resistência à fadiga podendo apresentar fraturas somente em altos níveis de carga.

Pak *et al.*, 2010 avaliaram a desadaptação marginal dos sistemas Lava CAD/CAM (3M-ESPE Dental products) e Digident CAD/CAM (Girrbach Dental-Alemanha) antes e depois da aplicação da porcelana de cobertura, também com o objetivo de comparar a desadaptação marginal de coroas produzidas à partir de blocos de zircônia parcialmente sinterizadas (Lava) e blocos de zircônia totalmente sinterizada (Digident). Um incisivo central superior hígido, foi preparado com redução axial de 1mm e redução incisal de 2-3mm, convergência das paredes com 6° e altura cérvico-oclusal de 7mm. Antes do preparo a raiz do dente foi encaixada em um bloco de resina autopolimerizável (Orthodontic resin-Dentisplay). Quarenta modelos em resina acrílica foram produzidos à partir de moldagens com hidrocolóide irreversível (Aroma fine-GC Corp). Os modelos em resina acrílica foram moldados com polivinil siloxano (Examixfine-Nissan Dental Products Inc) originando os 40 modelos em gesso tipo IV (Rhombrock). Foram produzidos 20 copings de 0.5mm de espessura para cada sistema. As porcelanas de cobertura foram aplicadas pelo mesmo técnico com porcelana específica para cada sistema; como segue: Lava (Lava Ceram-3M ESPE Dental Products) e Digident (Creation CP ZI-Creation Willi Geller International AG). A desadaptação marginal foi avaliada pelas medidas entre a borda do coping/coróa e a margem do dente preparado em 2 momentos: depois da obtenção do coping e após a aplicação da porcelana de cobertura. As medidas foram feitas em 50 pontos aleatórios ao longo da margem e a desadaptação marginal foi definida pelo valor médio das medições. Os desvios médio e padrão da desadaptação marginal das coroas do sistema Digident foram: (61,52 $\mu\text{m} \pm 2,88 \mu\text{m}$) antes da porcelana de cobertura e (83,15 $\mu\text{m} \pm 3,51 \mu\text{m}$) após cobertura. Para o sistema Lava foi encontrado (62,22 $\mu\text{m} \pm 1,78 \mu\text{m}$) antes da porcelana de cobertura e (82,03 $\mu\text{m} \pm 1,85 \mu\text{m}$) após cobertura. Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre os grupos com relação a desadaptação maginal antes e após a porcelana de cobertura ao contrário do resultado encontrado dentro do mesmo grupo. A porcelana de cobertura mostrou ter influência na desadaptação marginal sem interferência na aplicação clínica. A desadaptação marginal dos 2 sistemas de coroas de cerâmicas são clinicamente aceitáveis.

Azar *et al.*, 2011 avaliaram, “in vitro”, a relação entre desadaptação marginal e redução axial vestibular e lingual em preparos para coróa total com copings em zircônia escaneados pelo escaner ótico Cerec. Um canino superior direito e um

primeiro pré-molar esquerdo em acrílico foram preparados com término em chanfro e redução igual em todas as superfícies. Os dentes preparados foram moldados e 12 modelos em resina autopolimerizável confeccionados; estes foram fundidos pela técnica da cêra perdida, originando o modelo de metal C0 para o canino e P0 para o pré-molar. Os dentes em acrílico sofreram a primeira redução no preparo de 1,5mm nas superfícies vestibulares e linguais, originando um novo modelo de metal C 1,5 para o canino e P 1,5 para o pré-molar. A segunda redução foi de mais 1,5mm, sendo produzidos os modelos C 3.0 e P 3.0. Todos os modelos foram escaneados com escaner ótico (Cerec inlab-Sirona), e 12 copings de zircônia fabricados para cada modelo (C0, P0 / C1,5, P1,5 / C3,0 e P3,0) e sinterizados em alta temperatura. O desajuste interno foi determinado em 0 mm. A desadaptação marginal foi medida utilizando-se um microscópio de luz. A linha do preparo foi seccionada nas regiões lingual, vestibular, mesial e distal. Para modelos com a mesma redução do preparo a média da desadaptação vestibular/lingual foi de 47 μ m e mesial/distal de 46 μ m. Não havendo diferença estatisticamente significativa. Aumentando-se a redução vestibular e lingual para 1,5mm a média vest./ling. subiu para 58 μ m enquanto a média mesial/distal apresentou-se em 43 μ m. Aumentando-se ainda mais a redução para 3,0mm, houve aumento da média vest./ling. para 64 μ m enquanto a média mesial/distal foi de 47 μ m. Dentro das limitações desse estudo, foi demonstrado que o aumento na redução axial parece causar maior desadaptação marginal.

Borba *et al.*, 2011 avaliaram a desadaptação marginal de pontes fixas de 3 elementos, utilizando zircônia pré-sinterizada estabilizada por ítrio (YZ) e zircônia sinterizada (IZ). Os preparos cavitários foram confeccionados com 4,5mm de altura, 6° de convergência das paredes axiais e término em chanfro profundo (120°). As próteses foram escaneadas pelo escaner do sistema Cerec-Inlab e após a confecção da sub-estrutura foram utilizadas a cerâmica VM9 para YZ e VM7 para IZ. A desadaptação foi medida em 5 pontos: fenda marginal, área de chanfro, parede axial, área de transição axio-oclusal e área oclusal. Embora os 2 sistemas tenham mostrado adaptação marginal clinicamente aceitável a desadaptação verificada foi significativamente maior para blocos de zircônia sinterizada.

Grenade *et al.*, 2011 avaliaram “in vitro” a desadaptação marginal e interna de 20 copings de zircônia, produzidos por processo CAD/CAM (Procera-Nobel) e fabricação Mecânica (Ceramill-Amann Girrbach). Vinte modelos de gesso tipo IV

(GC Fujirock EP), com preparo para coroa cerâmica foram escolhidos no departamento de dentística da universidade de Liege. Os preparos foram realizados sem padronização e os dentistas não sabiam do estudo. Os vinte modelos em gesso foram separados em 2 grupos com 10 preparos. O primeiro: 6 incisivos superiores, 2 pré-molares superiores e 2 molares e o segundo: 5 incisivos superiores, 2 pré-molares, 1 inferior e outro superior e 3 molares inferiores. Os 10 modelos de cada grupo foram escaneados pelo Procera (Procera forte 2,2). Para cada modelo escaneado foram produzidas 3 réplicas em resina PVC. Destes preparos em resina, um grupo de 10 referentes ao Procera foi encaminhado para o laboratório autorizado Procera. Outros dez foram encaminhados para o laboratório autorizado Ceramil. Dos restantes, dez preparos para o Procera e dez para o Ceramil foram encaminhados para o mesmo laboratório. No grupo Procera o desajuste interno foi estipulado zero na margem, aumentando gradualmente pelas paredes axiais até a oclusal onde atingia de 50-70 μm . A zircônia utilizada para a prensagem foi a Zircônia Power (Nobel-Biocare). Para o sistema Ceramill, os copings foram produzidos a partir de uma resina acrílica (Ceramill Gel, Ammann Girrbach AG), e fresados em zircônia (Ceramill Zi, Amann Girrbach AG). O desenho da infra-estrutura não foi padronizado e os técnicos não sabiam do estudo. Os copings foram cimentados nos modelos respectivos com um cimento (Clearfil Esthetic Cement, Kuraray). Após 24 horas da cimentação, os conjuntos modelo-coping foram cortados centralmente de vestibular para lingual, com ponta diamantada. A espessura do cimento foi medida em 9 pontos, 2 medidas marginais e 7 internas. A avaliação das margens foi obtida por 2 parâmetros: desadaptação marginal (MG) e discrepância absoluta marginal (AMD), medidos nas margens vestibular e lingual. A desadaptação interna (IG) foi medida em 7 pontos específicos ao longo do preparo. As medidas foram realizadas pelo mesmo operador e foi avaliado também o sobre e sub contornos. Análises estatísticas usaram o software (SAS 9.1: SAS Institute, Cary, NC), e a comparação de dados foi feita separadamente para IG, MG, e AMD em cada coping. Os copings em Procera apresentaram diferença estatísticas para desadaptação marginal e discrepância absoluta marginal com relação ao grupo Ceramill, e sem diferença com relação a desadaptação interna. Os valores médios e desvio padrão das medidas para desadaptação interna, desadaptação marginal e discrepância absoluta marginal foram de: $106\mu\text{m} \pm 67\mu\text{m}$, $51\mu\text{m} \pm 50\mu\text{m}$ e $86\mu\text{m} \pm 64\mu\text{m}$ para o grupo Procera e $115\mu\text{m} \pm 59\mu\text{m}$, $81\mu\text{m} \pm 66\mu\text{m}$ e $142\mu\text{m} \pm 72\mu\text{m}$ para o grupo Ceramill. Foi

encontrada diferença estatística na desadaptação interna entre o grupo de dentes, para os molares com relação aos incisivos e sem diferença para pré-molares e incisivos. Dentro das limitações do estudo “in vitro”, a desadaptação dos copings em Procera é menor com relação ao grupo Ceramill, e também menor com relação ao sobre contorno.

Biscaro *et al.*, 2012 avaliaram “in vivo” a adaptação marginal de coroas unitárias produzidas pelos sistemas CAD/CAM Echo e Zirite em comparação com metalocerâmicas. Trinta dentes hígidos de 5 pacientes, com extração indicada por comprometimento periodontal foram incluídos neste estudo. Dois caninos superiores, 2 incisivos centrais superiores e o incisivo lateral direito. Os dentes foram preparados com redução oclusal de 1.5mm, redução axial de 1.5mm, ombro com espessura de 1.0mm, localizado 0.5mm subgingival na face vestibular e supragengival na lingual, ângulos internos arredondados e paredes axiais com convergência de 10°. Os preparos foram executados pelo mesmo operador. Foi usado fio retrator gengival antes da moldagem, realizada com Impregnum Penta (3M ESPE-Alemanha), em moldeiras individuais fabricadas em resina. O Impregnum foi manipulado mecanicamente e inserido ao redor do preparo com seringa, a moldagem removida após 5 minutos e vazada com gesso tipo IV. Os antagonistas foram moldados com hidrocolóide irreversível (Xantalgin Sect Fast set-Kulzer-Alemanha), e vazados com gesso tipo IV. Os modelos foram montados em articulador semi-ajustável e coroas provisórias confeccionadas em polímero de metacrilato (Jet) e cimentadas com cimento livre de eugenol (Temp-bond-Kerr). Os trinta dentes foram distribuídos em 3 grupos: Grupo C: (grupo controle) 10 metalocerâmicas foram confeccionadas em liga nobre (Valcambi-Suíça) e cerâmica de cobertura (Noritake EX-3 –Japão) que foi aplicada em camadas deixando todas as margens em metal. Grupo E: 10 coroas com copings em zircônia, geradas pelo sistema CAD-CAM Echo (Sweden&MartinaSPA-Itália), e porcelana de cobertura (IPS e.max Zirpress-Ivoclar Vivadent-Alemanha), deixando as margens em zircônia. Grupo Z: 10 coroas com copings em zircônia, confeccionados pelo sistema CAD/CAM Zirite (Kerano S.p.a- Itália), cobertura em porcelana Triceram (Dentaurum GmbH&Co, KG-Alemanha), deixando as margens em zircônia. Todos os copings dos grupos C, E e Z, tinham 0.5mm de espessura. Após uma semana do preparo e moldagem, as coroas definitivas foram cimentadas com um cimento de ionômero de

vidro (Ketac-Cem, 3M ESPE), seguindo as instruções do fabricante. Um mês após a cimentação das coroas, os 30 dentes foram extraídos com cuidado para evitar danos ao material restaurador. Todos os pacientes foram reabilitados posteriormente com próteses overdentures. A desadaptação marginal foi medida em 4 pontos (mesial, distal, vestibular e lingual) no plano vertical. Os valores encontrados foram de 33,42 μm para coroas metalocerâmicas, 35,32 μm para Echo e 34,18 μm para Zirite. A análise estatística MANOVA e ANOVA não mostrou diferença estatisticamente significativa. Conclui-se que a adaptação marginal para coroas metalocerâmicas e CAD-CAM são similares e clinicamente aceitáveis.

Rinke *et al.*, 2012 avaliaram a desadaptação marginal com e sem adaptação manual em copings de zircônia produzidos por CAD/CAM, utilizando os escaners 3Shape e Cercon EYE e o processo de fresagem centralizada e laboratorial. Um pré-molar superior esquerdo em acrílico foi preparado para coroa total com término em ombro, redução oclusal de $\pm 1,5\text{mm}$, redução axial de 1,0mm, convergência das paredes em 4° . Foi produzido um modelo mestre metálico à partir do preparo em acrílico e 40 modelos foram gerados após moldagem do modelo mestre. Os 40 modelos foram subdivididos em dois grupos e 20 deles escaneados pelo escaner Cercon EYE (Degudent) e os outros 20 escaneados pelo 3Shape D-700 (Degudent). Os copings foram produzidos com 0.5mm de espessura em zircônia pré-sinterizada (Cercon base- Degudent). Os 20 modelos escaneados pelo 3 Shape foram fresados em uma unidade centralizada (Compartis-Degudent), já os 20 modelos escaneados pelo EYE foram fresados no Compartis e 20 escaneamentos adicionais fresados em um sistema laboratorial (Cercon Expert). Os 60 copings foram sinterizados durante 6 horas em 1350°C . O espaço para cimentação foi estipulado em $60\mu\text{m}$ e a desadaptação avaliada sem adaptação manual de um técnico e com adaptação manual de um técnico experiente. A desadaptação marginal foi avaliada pela medição da discrepância marginal absoluta no modelo metálico, foram estipulados 24 pontos de medidas, observados em microscopia. Os resultados encontrados para a média da discrepância marginal máxima foi de $57,9\mu\text{m} \pm 6,49\mu\text{m}$ (EYE-COMP), $71,0\mu\text{m} \pm 10,8\mu\text{m}$ (3Shape-COMP), $69,22\mu\text{m} \pm 10,7 \mu\text{m}$ (EYE-Expert). Depois da adaptação manual os valores foram: $54,6\mu\text{m} \pm 5,1\mu\text{m}$ (EYE-COMP), $59,7\mu\text{m} \pm 6,9\mu\text{m}$ (3Shape-COMP), $59,9\mu\text{m} \pm 5,5\mu\text{m}$ (EYE-Expert). Assim, a fresagem em centro de produção centralizada apresentou menor desadaptação que produção

laboratorial e a adaptação manual permitiu uma melhor adaptação dos copings em zircônia produzidos por sistemas CAD/CAM. A desadaptação marginal foi considerada clinicamente aceitável para todos os grupos.

Brawek *et al.*, 2013 avaliaram “in vivo” a desadaptação marginal e interna dos sistemas, Lava (3M Alemanha) e do Cerec/Inlab (Sirona, Alemanha). O trabalho usou impressão digital e sistema CAD/CAM. Dois dentistas experientes realizaram preparos de coroa total em 13 molares e um pré-molar com terminos em chanfro subgingival, gengival ou supra-gengival, considerando a situação clínica. A redução axial entre 1.0 e 1.2mm, redução oclusal de 1.5-2.0mm, altura do preparo pelo menos 4 mm e ângulos arredondados. Usou-se fio retrator (Ultrapak, Ultradent Products, EUA) pela técnica de camada dupla, antes do escaneamento intraoral. O quadrante do dente preparado, o antagonista e a mordida em máxima intercuspidação foram escaneados opticamente com ambos os sistemas intraorais (Lava COS (3M Alemanha) e Cerec AC usando o Cerec Connect Software (Sirona). Os dados foram enviados para os respectivos centros de processamento. Modelos estereolitográficos foram produzidos e os dentes preparados receberam restaurações provisórias. Quatorze coroas unitárias foram fabricadas por cada sistema CAD/CAM. O conjunto de dados virtuais foram divididos em 2 tipos de registros, um para a fresagem do coping e o outro para a cobertura. As infra-estruturas Cerec foram fresadas de blocos Vita In-Ceram YZ (Vita Zahnfabrik, Alemanha) e a cobertura com blocos de cerâmicas de silicato (Vitablocks Triluxe Forte). Estes foram unidos com cimento resinoso auto-adesivo (RelyX, Unicem, 3M, Alemanha). O sistema Lava usou blocos de Lava Frame (3M Alemanha) e blocos de cerâmica de vidro pré-sinterizada, que foram unidos por sinterização. Primeiro adaptava-se o coping sinterizado ao modelo para posterior união coping/cobertura. O desajuste interno foi estipulado em 40 µm para o Cerec e 30 µm para o Lava, e a espessura dos copings em pelo menos 0.5mm. Os modelos estereolitográficos foram usados para checar os contatos proximais e a oclusão. Após a remoção das coroas provisórias os dentes foram limpos com pedra-pomes e as coroas preenchidas com um silicone leve verde e adaptadas com uma carga de 20N. A fina camada de silicone representava a desadaptação da coroa e estas removidas com silicone pesado de cor laranja para estabilização do silicone leve. Com uma lâmina as réplicas em silicone verde foram divididas em 8 fragmentos para molares e 6 para

pré-molares que posteriormente foram avaliados. A espessura da silicone foi medida na margem, na metade da parede axial, no ângulo áxio-oclusal e na metade da parede oclusal. O valor médio e o desvio padrão da espessura marginal foi de: $51 \mu\text{m} \pm 38 \mu\text{m}$ para Lava e $83 \mu\text{m} \pm 51 \mu\text{m}$ para o Cerec. A espessura médio-axial: $130 \mu\text{m} \pm 56 \mu\text{m}$ para o Lava e $129 \mu\text{m} \pm 66 \mu\text{m}$ para o Cerec. A espessura áxio-oclusal: $178 \mu\text{m} \pm 55 \mu\text{m}$ para o Lava e $230 \mu\text{m} \pm 71 \mu\text{m}$ para o Cerec e a espessura centro-oclusal de $181 \mu\text{m} \pm 41 \mu\text{m}$ para o Lava e $297 \mu\text{m} \pm 76 \mu\text{m}$ para o Cerec. Só não foi encontrada diferença estatística entre os grupos para a desadaptação médio-axial. Concluiu-se que os 2 sistemas CAD/CAM apresentaram desadaptação interna e marginal satisfatória.

Hamza *et al.*, 2013 avaliaram a desadaptação marginal de coroas em zircônia e em dissilicato de lítio produzidas por 2 sistemas CAD/CAM (Cerec inlab e Kavo Everest). Foi produzido um modelo em aço inoxidável de segundo molar com preparação para coroa total (diâmetro cervical de 10 mm, altura cérvico-oclusal de 6 mm, convergência das paredes em 6° , duas inclinações oclusais com uma delas biselada, redução axial de 1mm com ângulos arredondados e linha de término em ombro arredondado). Quarenta coroas foram fabricadas partindo do modelo. As coroas foram divididas em dois grupos ($n=20$) para cada sistema CAD/CAM e cada grupo subdividido em dois ($n=10$) para cada tipo de cerâmica utilizada (dissilicato de lítio e zircônia). As coroas de dissilicato de lítio (E.max CAD blocks - Ivoclar Vivadent), foram fabricadas com contorno anatômico total. Para as coroas em zircônia, os copings foram fresados (Incoris ZI blocks-Sirona, para o Cerec e Everest Bio ZS blocks-Kavo Dental, para o sistema Everest) e a aplicação da porcelana de cobertura foi feita por camadas (Vita VM9-Vita). A dimensão e a anatomia oclusal foram padronizadas para as coroas em zircônia. As coroas foram adaptadas individualmente no modelo de aço para avaliação da desadaptação vertical em 8 localizações (4 pontos nos ângulos e pontos no meio da superfície bucal, lingual, mesial e distal). Os desvios médio e padrão encontrados foram: sistema Everest x zircônia ($14,0 \mu\text{m} \pm 5,2 \mu\text{m}$), sistema Cerec inlab x zircônia ($86,1 \mu\text{m} \pm 28,8 \mu\text{m}$), Everest x E.max ($28,1 \mu\text{m} \pm 7,9 \mu\text{m}$) e Cerec inlab x E.max ($40,2 \mu\text{m} \pm 6,7 \mu\text{m}$), as coroas em zircônia fabricadas pelo sistema Everest apresentaram diferença significativa com relação as coroas produzidas pelo Cerec inlab. Diferença significativa também foi encontrada com relação a técnica de produção dos sistemas

CAD/CAM e o tipo de cerâmica. As coroas fabricadas pelo Cerec inlab mostraram desadaptações maiores ($63,0 \mu\text{m} \pm 11,3 \mu\text{m}$) perante as coroas produzidas pelo sistema Everest ($21,0 \mu\text{m} \pm 9,7 \mu\text{m}$), e coroas de zircônia também mostraram desadaptações maiores ($50,0 \mu\text{m} \pm 4,1 \mu\text{m}$) perante as coroas de dissilicato de lítio ($34,0 \mu\text{m} \pm 9,4 \mu\text{m}$). Pode-se concluir que o sistema CAD/CAM Everest apresentou os melhores resultados para desadaptação marginal para os 2 tipos cerâmicos testados.

3- OBJETIVOS

3. OBJETIVOS

3.1- Objetivo geral:

O objetivo desse estudo foi avaliar a influência do desajuste interno associado a diferentes agentes cimentantes na desadaptação marginal obtida após a cimentação de coroas em resina nanocerâmica (Lava Ultimate 3M ESPE) confeccionadas pelo sistema CAD-CAM.

3.2- Objetivos específicos:

- Determinar qual valor de desajuste interno (70 ou 100 micrômetros) é necessário para obtenção de coroas de resina nanocerâmica com a menor desadaptação marginal;
- Determinar se coroas de resina nanocerâmica apresentam desadaptação marginal clinicamente aceitável;
- Definir em coroas de resina nanocerâmica com desajuste interno de 70 micrômetros, qual cimento (Fosfato de zinco SS White, cimento de ionômero de vidro Ketac Cem 3M/Espe e Cimento resinoso Relyx Ultimate 3M/Espe) resulta na menor desadaptação marginal;
- Definir em coroas de resina nanocerâmica com desajuste interno de 100 micrômetros, qual cimento (Fosfato de zinco SS White, Cimento de ionômero de vidro Ketac Cem 3M/Espe e Cimento resinoso Relyx Ultimate 3M/Espe) resulta na menor desadaptação marginal.

4- METODOLOGIA

4. METODOLOGIA

4.1. Confeção do modelo mestre:

Para confecção do modelo mestre um pré-molar em acrílico foi preparado para coroa total, seguindo todos os seus requisitos: término em chanfro, redução oclusal de +/-1,5mm, redução axial de 1mm, convergência das paredes de 6° e ângulos arredondados. O dente preparado foi então escaneado pelo sistema CEREC inlab (Sirona, Alemanha) (Figura 1), para ser utilizado como troquel para posterior fresagem dos modelos.



Figura 1- Escaneamento pelo sistema CEREC do dente preparado.

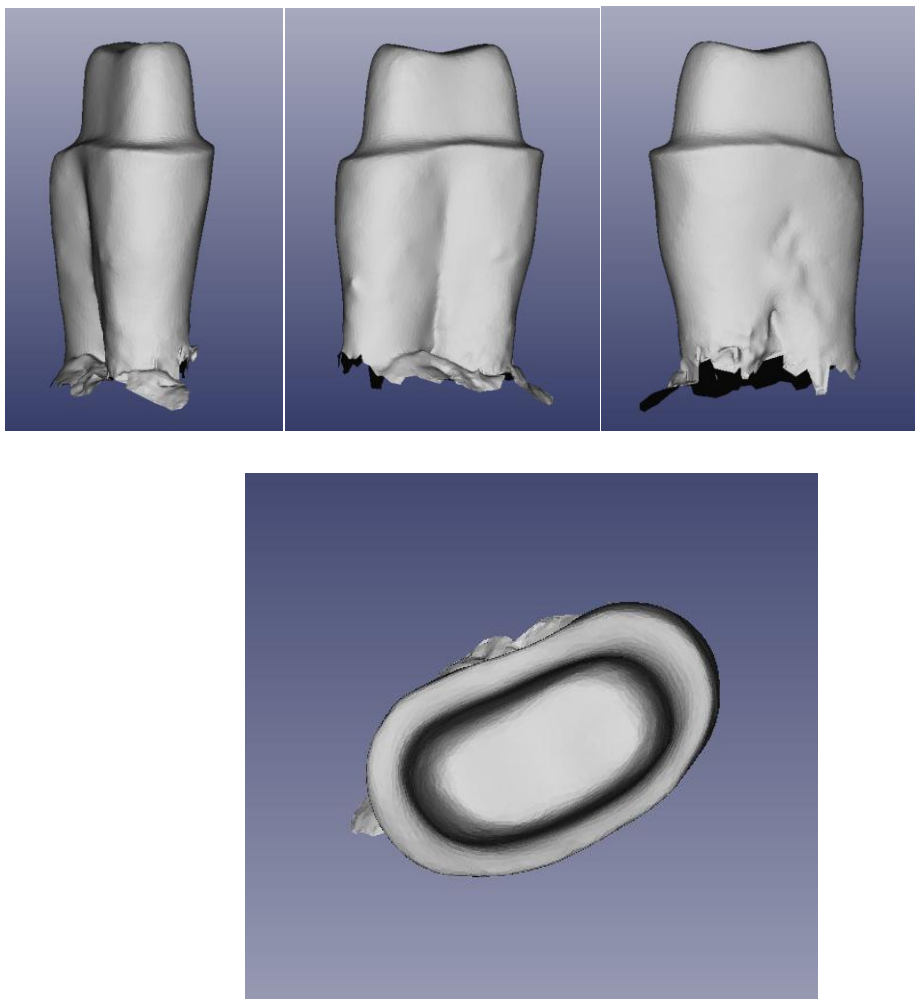


Figura 2- Imagens fornecidas pelo software do sistema CEREC após escaneamento do dente preparado.

4.2. Confeção dos modelos mestre em metal:

A partir das imagens obtidas uma placa de cera foi fresada trinta e seis vezes para obtenção de trinta e seis troquéis idênticos em cera (Figura 3). Esses foram incluídos e fundidos pela técnica da cera perdida, para obtenção de trinta e seis modelos mestre em metal (Duracast- liga de Cobre e Alumínio), que foram jateados com esferas de vidro para remoção das porosidades, e em seguida divididos aleatoriamente em dois grupos de acordo com a desadaptação interna estabelecida: G1- 70 micrômetros; G2- 100 micrômetros.

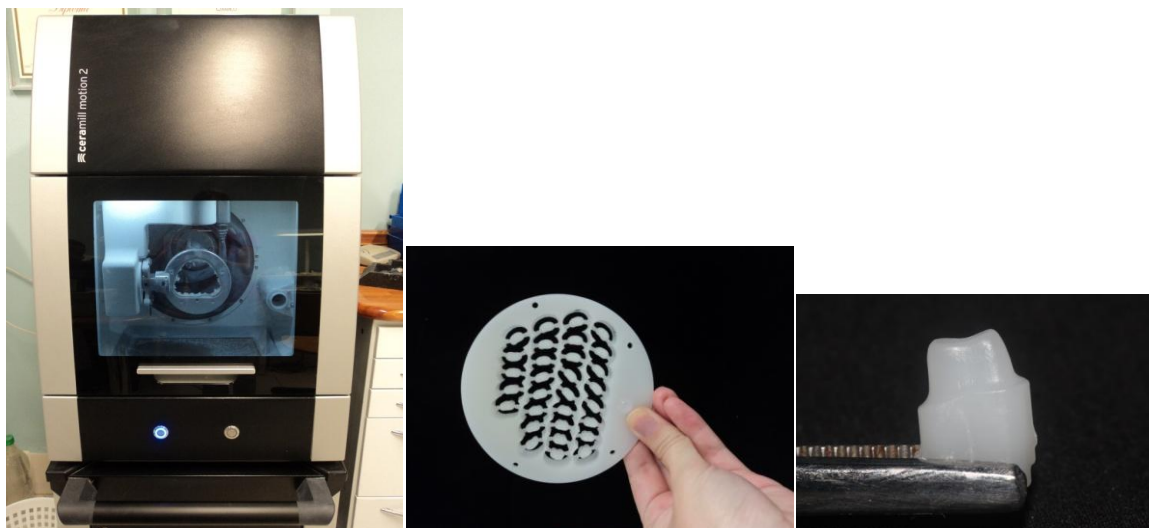


Figura 3- Confeção dos troquéis em cera.

4.3. Determinação do desajuste interno:

Para determinação do desajuste interno das coroas foi realizado um estudo piloto, onde para um mesmo troquel metálico-teste foram confeccionadas coroas de resina nanocerâmica com os seguintes desajustes internos: 60, 70, 80, 90 e 100 micrômetros (Figura 4). A escolha dos valores de 70 e 100 micrômetros, foi baseada na observação a olho nu das coroas que melhor se adaptaram ao troquel metálico, sendo primeiro definido o valor de 70 micrômetros que foi o menor valor de desajuste interno em que a amostra desceu completamente, sem nenhuma interferência do operador.



Figura 4- Amostras experimentais para determinação do desajuste interno.

4.4. Confeção das coroas:

Os trinta e seis modelos mestres em metal foram então escaneados um a um pelo sistema CEREC inlab (Sirona, Alemanha), por profissional previamente treinado (Figura 5A). Com base nas imagens obtidas, as coroas foram confeccionadas com o desajuste interno já estabelecido pelo computador (70 ou 100 micrômetros) a partir da fresagem de blocos de resina nanocerâmica (Figura 5C). O bloco fornecido pelo fabricante consiste de uma peça de resina nanocerâmica unida a uma haste metálica, que tem a finalidade de fixar o mesmo à unidade fresadora (Figura 5B). O desgaste do bloco é realizado por pontas diamantadas. Através dessa manobra, foram então obtidas as 36 coroas em resina nanocerâmica, sendo 18 de cada grupo e cada uma específica para seu modelo mestre de metal.

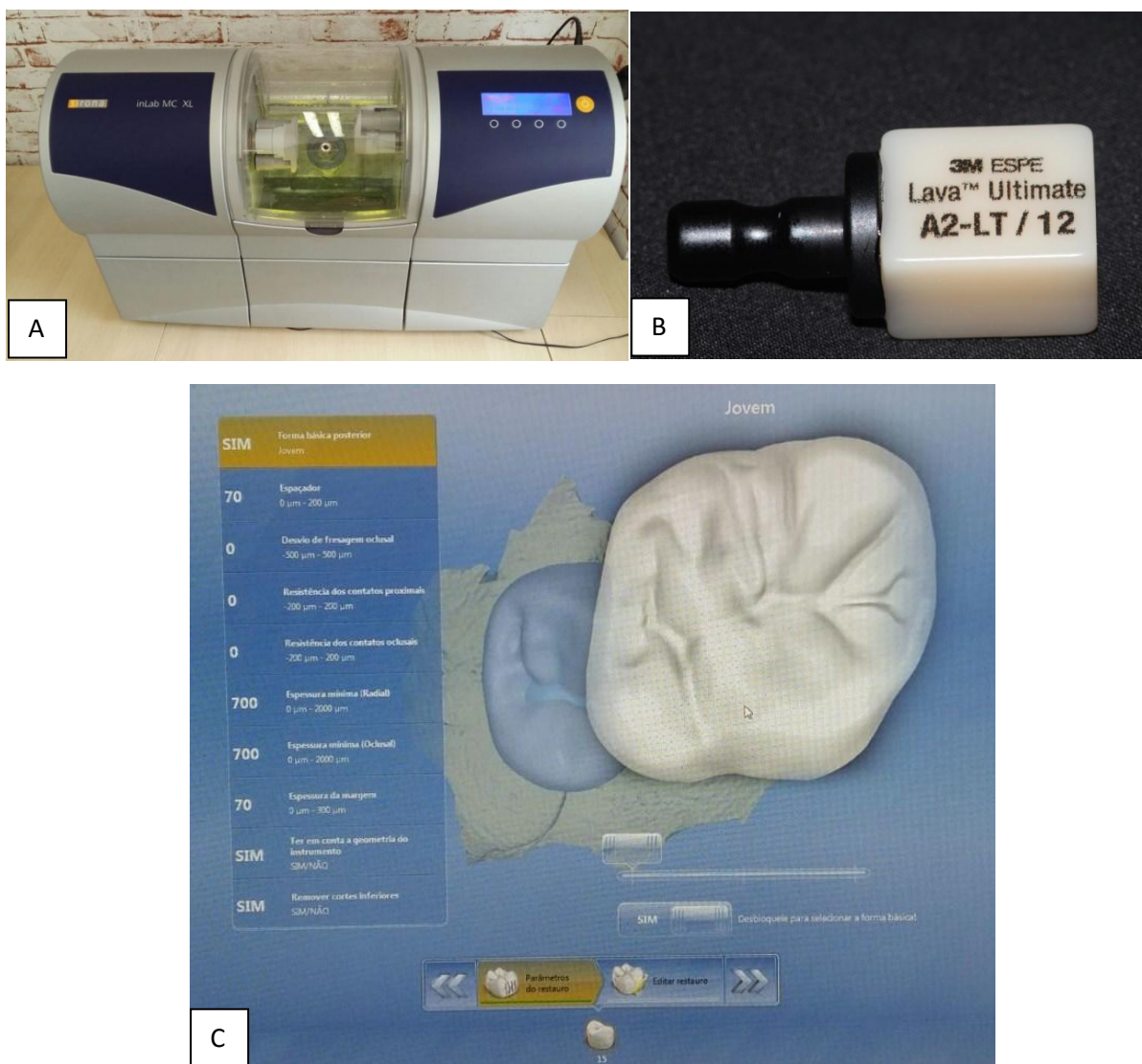


Figura 5- A. Fresadora CEREC (Sirona)/ B. Bloco de resina nanocerâmica Lava Ultimate e C. parâmetros do sistema CEREC.

4.5. Preparo dos corpos de prova:

Previamente à cimentação, o término do preparo dos trinta e seis troquéis metálicos foi demarcado com giz de cera vermelho e tinta para metal para melhor visualização do limite peça-cimento-término. Tomou-se o cuidado de utilizar cores diferentes de tinta para uma perfeita diferenciação entre a cor dos cimentos e os troquéis (Figura 6). Para aqueles que fossem cimentados com fosfato de zinco foi escolhida tinta amarela e para os demais, tinta branca. Marcações foram realizadas com caneta hidrográfica nas faces vestibular, lingual, mesial e distal das coroas, sendo três nas faces mesial e distal, e apenas uma na vestibular e lingual, para que as medições fossem padronizadas sempre nos mesmos pontos antes e após a cimentação (Figura 7).

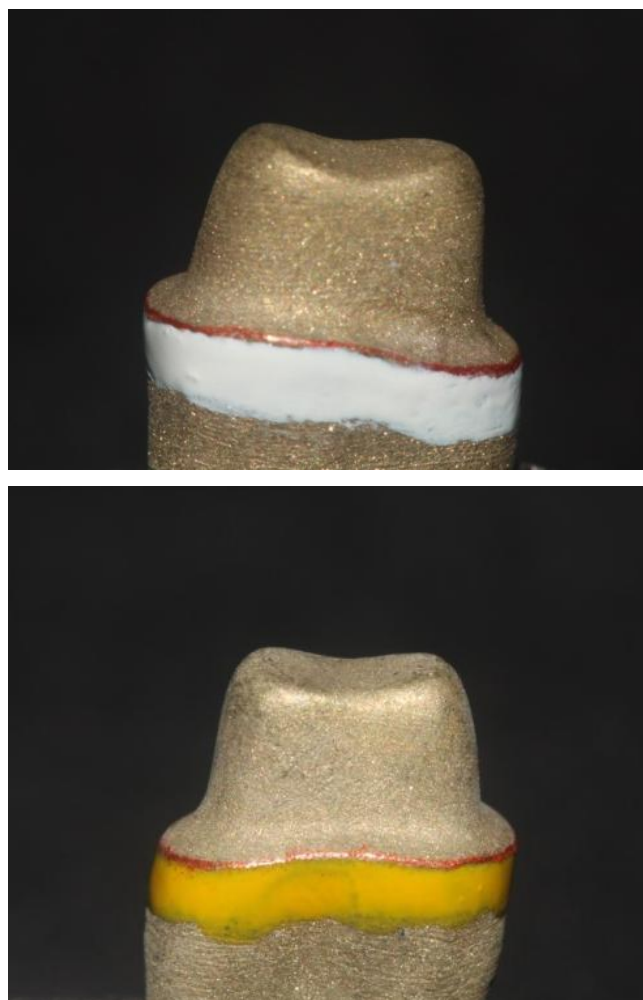


Figura 6- Troquéis metálicos



Figura 7- Marcações realizadas nas faces vestibular, palatina, mesial e distal.

4.6. Observação em microscopia óptica:

As amostras foram observadas em relação à desadaptação marginal vertical nas faces vestibular, lingual, mesial e distal em um microscópio comparador digital Mitutoyo- MOD TM 505, da Universidade Federal de Minas Gerais- Faculdade de Odontologia, com precisão de 0,001 mm e aumento de quarenta vezes, antes e após a cimentação (Figura 8). O microscópio possui um retículo comparador em forma de cruz, que foi posicionado no término do preparo cervical e posto em ponto zero; a seguir, a mesa micrométrica foi movimentada até que o centro do retículo se alinhasse com a borda cervical da infra-estrutura. O espaço representou o desajuste cervical em mm, que posteriormente foi transformado em micrômetros.

A mensuração foi realizada nos oito pontos demarcados anteriormente, sempre pelo mesmo operador, treinado e calibrado, sendo que em cada ponto a medição foi feita em triplicata, e o valor final considerado foi a média desses valores. Foram realizadas 864 medições antes da cimentação e o valor da desadaptação marginal foi obtido através da média geral dos valores encontrados.



Figura 8- Observação no microscópio comparador digital Mitutoyo- TM 505.

4.7. Cimentação e observação em microscopia óptica:

Em seguida, os dezoito conjuntos coroa-troquel de cada grupo foram divididos aleatoriamente em três grupos de acordo com o cimento que seria usado para cimentação: G1- fosfato e 70 micrômetros; G2- ionômero de vidro e 70 micrômetros; G3- cimento resinoso e 70 micrômetros; G4- fosfato e 100 micrômetros; G5- ionômero de vidro e 100 micrômetros e G6- cimento resinoso e 100 micrômetros (Figura 9). As coroas foram então cimentadas aos seus respectivos modelos de metal com os seguintes cimentos: Fosfato de zinco (SS White, Rio de Janeiro, RJ, Brasil), cimento resinoso (Relyx Ultimate 3M ESPE), e ionômero de vidro (Ketac Cem Easy Mix, 3M ESPE), (Quadro 01 e Figura 10).



Figura 9- Divisão dos grupos de acordo com o cimento utilizado e o desajuste interno estabelecido.

Quadro 01- Cimentos utilizados no experimento.

Marca comercial	Tipo	Fabricante	Lote	Data de validade
Fosfato de zinco	Óxido de Zinco	SS White	0110415	Abril/2020
Relyx Ultimate	Resinoso	3M ESPE	1511700362	Agosto/2016
Ketac Cem EasyMix	Ionômero de Vidro	3M ESPE	1519500614	Março/2017



Figura 10- Cimentos utilizados.

Para o cimento de fosfato de zinco (SS White, Rio de Janeiro, RJ, Brasil), foi seguida a proporção pó/líquido e instruções sugeridas pelo fabricante. A espatulação foi realizada de maneira padronizada, observando-se a temperatura ambiente de 24°C. O pó foi colocado sobre uma placa de vidro, que estava sobre outra resfriada, e dividido em seis partes diferentes. Em seguida o líquido também foi dispensado na proporção recomendada, e imediatamente levou-se a menor porção do pó (1/6) ao líquido e espatulando-se por 10 segundos, usando sempre a maior área da placa. A adição do pó prosseguiu até a sexta porção, sendo cada uma espatulada por 10 segundos totalizando ao final um tempo de 1,30 min para obtenção de uma massa lisa. Ao término da espatulação, o cimento foi pincelado sobre as paredes laterais das coroas que foram assentadas sob pressão digital aos modelos-padrão. Em seguida o conjunto foi levado ao paralelômetro onde recebeu uma carga estática de 1kgf por 4 minutos conforme indicação do fabricante (Figura 11). Decorrido esse tempo, os excessos de cimento foram removidos com auxílio de um Holleback e procedeu-se à análise do desajuste marginal.

Para o cimento de ionômero de vidro (Ketac Cem Easy Mix, 3M ESPE), também foi seguida a proporção pó/líquido e instruções sugeridas pelo fabricante. A manipulação foi realizada em uma única placa de vidro, a temperatura ambiente de 24°C. O frasco com o pó foi inicialmente agitado, em seguida uma colher rasa foi dispensada em uma placa de vidro ao lado de duas gotas de líquido. O pó foi então incorporado ao líquido de uma só vez e a mistura foi manipulada por 30 segundos até obtenção de uma mistura homogênea. Ao término de sua espatulação, o cimento foi pincelado sobre as paredes laterais das coroas que foram assentadas sob pressão digital aos modelos-padrão. Em seguida o conjunto foi levado ao paralelômetro onde recebeu uma carga estática de 1kgf por 7 minutos, também conforme indicação do fabricante (Figura 11). Decorrido esse tempo, os excessos de cimento foram removidos com auxílio de um Holleback e procedeu-se à análise do desajuste marginal.

Anteriormente a cimentação com o cimento Relyx Ultimate 3M ESPE, a superfície interna das coroas foram devidamente limpas com álcool e secas com ar. Em seguida na superfície interna da coroa foi aplicado com um aplicador descartável o adesivo Single Bond Universal 3M ESPE ativamente por 20 segundos, seguido por um leve jato de ar por 5 segundos. Sobre uma placa de vidro o cimento foi então manipulado, misturando-se a pasta base e a pasta catalisadora por 20 segundos até a obtenção de uma mistura homogênea. Essa foi inserida no interior da restauração que foi assentada sobre pressão digital ao seu respectivo troquel. Os excessos de cimento foram imediatamente removidos com um holleback e o conjunto foi levado ao paralelômetro onde recebeu uma carga estática de 1kgf por 6 minutos, conforme instruções do fabricante (Figura 11). Decorrido esse tempo, o conjunto foi removido do paralelômetro e cada superfície da restauração foi fotopolimerizada por 20 segundos com o aparelho fotopolimerizador Optilux 501 a 700Mw/cm^2 e então procedeu-se à análise do desajuste marginal.

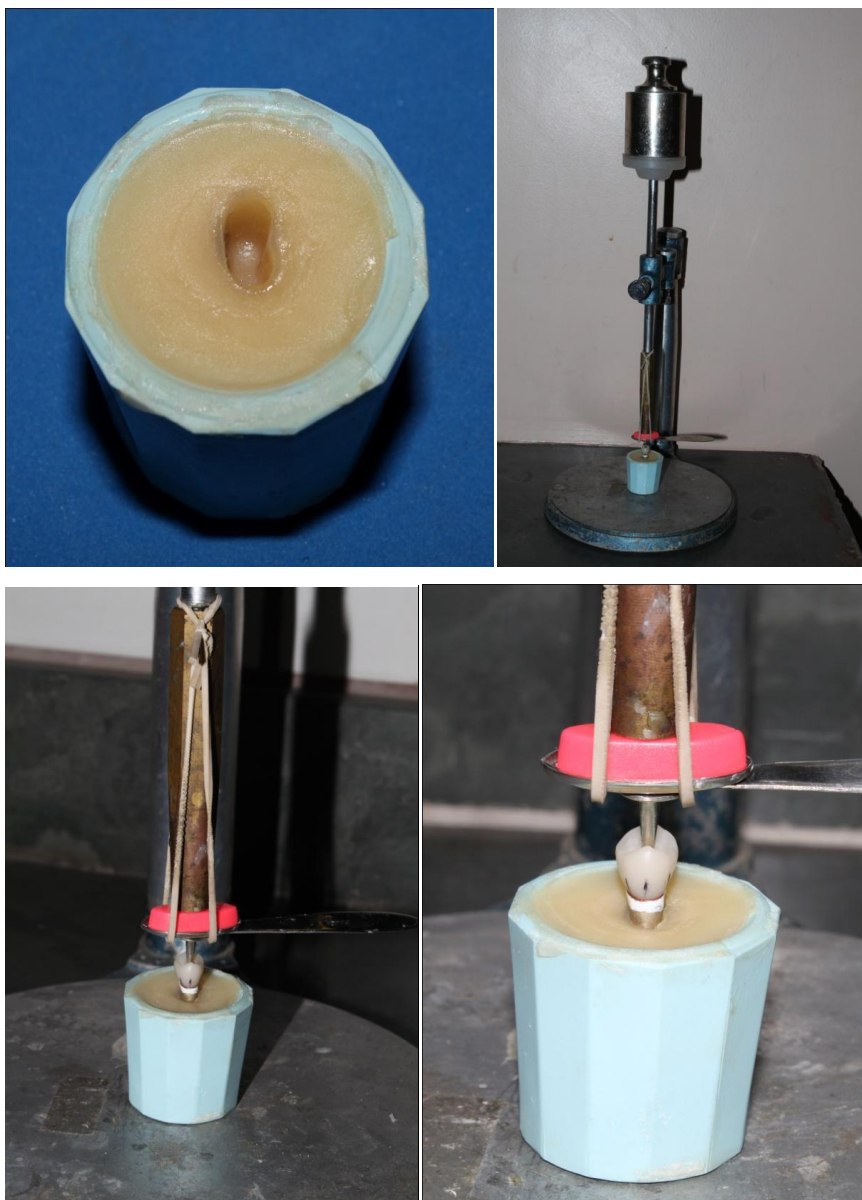


Figura 11- Paralelômetro e dispositivo usado para posicionamento dos troquéis.

Após as cimentações, as amostras foram novamente observadas ao microscópio comparador e as mensurações foram realizadas conforme anteriormente, pelo mesmo operador e nos mesmos pontos demarcados, sendo o valor da desadaptação marginal obtido através da média dos valores encontrados em cada face. Ao final, considerando-se antes e após a cimentação foram realizadas 1728 medições.

4.8. Análise estatística:

Inicialmente para comparar a desadaptação marginal antes da cimentação, segundo os dois desajustes internos (70 e 100 micrômetros), foi realizado teste t de Student. Esse teste foi utilizado, pois os dados obtidos para essa variável (desadaptação marginal prévia à cimentação), apresentaram distribuição normal (desajuste 70 micrômetros valor de $p=0,94$; desajuste 100 micrômetros valor de $p=0,25$) e homogeneidade de variância ($p=0,46$). O nível de significância adotado foi de 5%.

Para avaliar o efeito do cimento na desadaptação, foi obtida a variável resposta “gap” marginal, pela diferença entre a medida da desadaptação após a cimentação e a medida da desadaptação antes da cimentação. Essa diferença foi obtida para cada uma das faces. Em seguida foi obtida a desadaptação média para o dente. Embora cada troquel tenha originado duas medidas de desadaptação para o dente (antes e após a cimentação), ao se calcular a diferença entre as desadaptações, as duas medidas repetidas originaram uma única medida por unidade amostral, não sendo necessário uma análise para medidas repetidas.

Primeiramente, por meio dos testes de Shapiro Wilk e Levene foi verificada a distribuição normal e homogeneidade de variância da variável resposta (“gap” marginal). Como os pressupostos foram atendidos, foi realizada a análise de variância one way com dois fatores independentes para testar o efeito principal do cimento e do desajuste interno e da interação entre cimento e desajuste interno no “gap” marginal entre troquel e coroa. Em seguida para comparar os três cimentos dentro de cada desajuste interno (70 e 100 micrômetros) foi realizado o teste post hoc pelo método de Bonferroni. O nível de significância adotado foi de 5% em todos os testes.

5- RESULTADOS

5. RESULTADOS

5.1. Desadaptação marginal antes da cimentação

Foram utilizados 36 corpos de prova, constituídos de um troquel metálico e uma coroa de Lava Ultimate (3M ESPE). Metade destes troquéis receberam coroas confeccionadas com o desajuste interno de 70 micrômetros e a outra metade com 100 micrômetros. A desadaptação marginal antes da cimentação em cada coroa foi quantificada através da média das oito leituras de desadaptação marginal obtidas nas quatro faces, sendo três nas faces mesial e distal e uma na palatina e na vestibular. A tabela 01 apresenta a comparação da desadaptação marginal das coroas antes da cimentação considerando os dois desajustes internos estabelecidos 70 e 100 micrômetros.

Tabela 01- Média, desvio padrão e coeficiente de variação da desadaptação marginal dos dois grupos antes da cimentação.

Amostra antes de cimentar	Desajuste interno	Média, Desvio padrão, Coeficiente de variação
N=36	70 micrômetros (n=18)	148,62 (22,00) CV= 14
	100 micrômetros (n=18)	165,75 (20,32) CV= 12
Resultado do teste t pareado.		Valor de p = 0,02

A tabela 01 mostra para o grupo com desajuste interno de 70 μm , média de desadaptação marginal de 148,62 micrômetros, desvio padrão de 22,00 e coeficiente de variação de 14, e para o grupo com desajuste interno de 100 μm média de desadaptação marginal de 165,75 micrômetros com desvio padrão de 20,32 e coeficiente de variação de 12. Os resultados demonstram que as coroas confeccionadas com desajuste interno de 70 micrômetros produziram desadaptação marginal inferior estatisticamente significativa ($p < 0,05$) às coroas produzidas com desajuste interno de 100 micrômetros (gráfico 01).

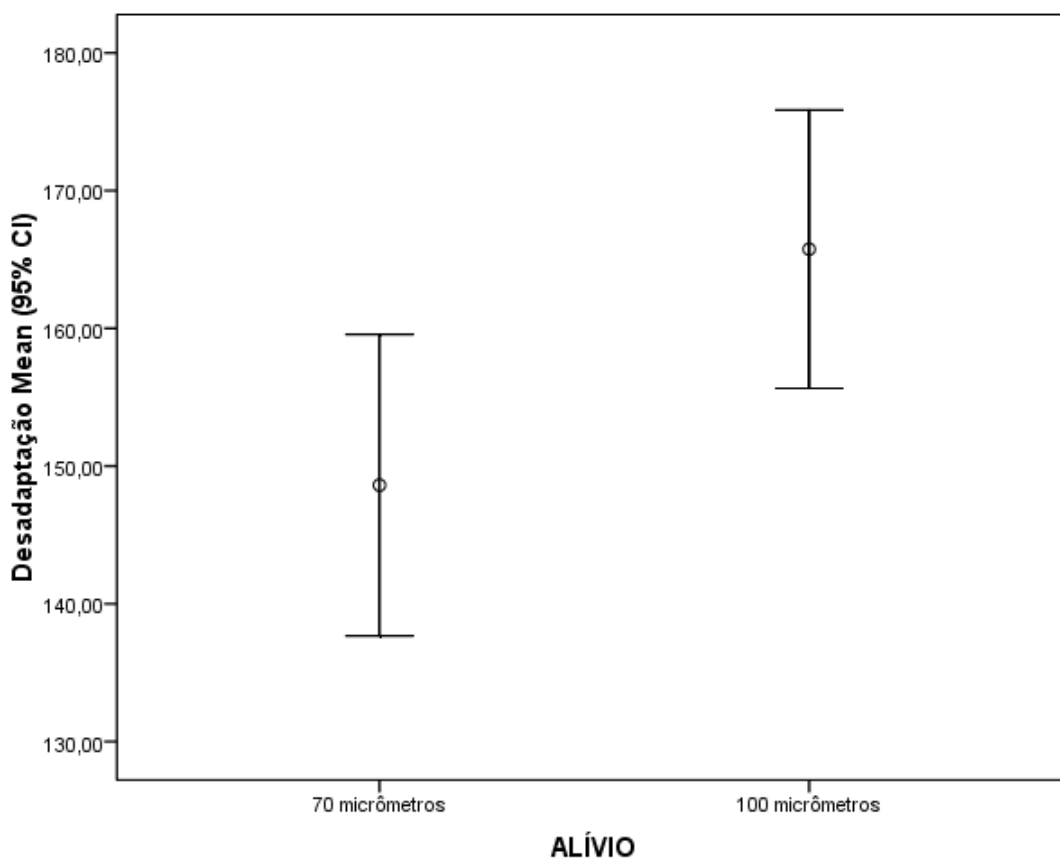


Gráfico 01: Desadaptação marginal antes da cimentação (média e IC da média) segundo os dois desajustes internos (70 e 100 micrômetros).

5.2. Avaliação da interação cimento x desajuste interno

Para avaliar o efeito do cimento na desadaptação marginal, foi obtida a variável resposta “gap” marginal pela diferença entre a medida da desadaptação antes e após à cimentação. Essa diferença foi obtida para cada uma das faces e em seguida, foi obtido o “gap” marginal médio para o dente.

Inicialmente, foi testada a distribuição normal e homogeneidade de variância da variável resposta (“gap” marginal) por meio dos testes estatísticos de Shapiro Wilk (tabela 02) e Levene (tabela 03), respectivamente.

Tabela 02: Resultados teste Shapiro Wilk

Cimentos	Desajuste interno (valor de p)	
	70 μ m	100 μ m
Fosfato de Zinco	0,99	0,73
Cimento de Ionômero de Vidro	0,32	0,29
Cimento Resinoso	0,16	0,84

Tabela 03: Resultados teste de Levene

	Valor de p
Cimento	0,91
Desajuste interno	0,057

Os resultados apresentaram distribuição normal e homogeneidade de variância. Assim, foi realizada a análise de variância Anova one way com dois fatores independentes para testar o efeito principal do cimento e do desajuste interno e da interação entre cimento e desajuste interno na desadaptação marginal entre troquel e coroa (tabela 04).

Tabela 04: Resultados Anova one way cimento/desajuste interno

	Parcial SS	F	Valor de p
Modelo	8032.54997	3,56	0,0121
Cimento	6262.73514	6,93	0,0033
Desajuste interno	1756.54123	3,89	0,06
Cimento#Desajuste interno	13.2735937	0,01	0,9854
Resíduo	13548.7811		
Total	21581.3311		

A tabela 04 descreve os resultados obtidos pelo teste de Anova one way. Pode-se verificar que o tipo de cimento na desadaptação marginal foi

estatisticamente significativo ($p < 0,05$). O desajuste interno não apresentou efeito significativo ($p > 0,05$), e não houve interação significativa entre cimento e desajuste interno ($p > 0,05$).

Na tabela 04 observa-se que a variância do resíduo é muito grande (13548.7811) em relação à variância do cimento, do desajuste interno e da interação cimento-desajuste interno. Assim pode-se interpretar que há grande parte da variância total na desadaptação que não é explicada nem pelo cimento e nem pelo desajuste interno, mas provavelmente pelo método.

5.3. Comparação entre os grupos

A tabela 05 apresenta uma comparação entre a média do “gap” marginal entre coroa e troquel considerando os três cimentos: fosfato de zinco, ionômero de vidro e cimento resinoso dentro de cada desajuste interno, 70 ou 100 micrômetros. A comparação entre os grupos foi realizada através do *teste post hoc* pelo método de Bonferroni.

Tabela 05: Média do gap marginal entre coroa e troquel segundo os três cimentos avaliados em cada desajuste interno.

Desajuste interno	Cimento		
	Fosfato de Zinco (n=12)	Cimento de Ionômero de Vidro (n=12)	Cimento Resinoso (n=12)
70 μm (n=18)	3,72 (5,53) ^a (-7,51 to 14,94)	25,73 (3,01) ^{ab} (19,63 to 31,84)	36,93 (13,75) ^b (9,02 – 64,84)
100 μm (n=18)	- 8,62 (3,23) ^a (- 15,18 to -2,06)	11,41 (2,60) ^a (6,12 to 16,70)	21,68 (14,34) ^a (-7,43 to 50,80)

(Letras diferentes na horizontal representam diferença estatística significativa)

Através da tabela 05 pode-se inferir que: considerando cada desajuste interno separadamente (70 e 100 micrômetros), para o desajuste interno de 70 micrômetros o grupo do cimento fosfato de zinco não apresentou diferença estatística significante do “gap” marginal em relação ao grupo do cimento ionômero de vidro, sendo que o cimento fosfato de zinco apresentou o menor “gap” marginal, podendo ser

considerado assim o cimento com menor linha de cimentação. Ainda com o desajuste de 70 micrômetros, o grupo do cimento ionômero de vidro não apresentou diferença estatística significativa em relação ao grupo do cimento resinoso, no entanto o grupo do cimento resinoso apresenta diferença estatística significativa em relação ao grupo do cimento fosfato de zinco. Para o desajuste interno de 100 micrômetros não houve diferença estatisticamente significativa no “gap” marginal entre os três cimentos avaliados (fosfato de zinco, cimento ionômero de vidro e cimento resinoso).

6- DISCUSSÃO

6. DISCUSSÃO

Este estudo *in-vitro* avaliou a desadaptação marginal de uma resina nanocerâmica Lava Ultimate utilizando-se dois valores de desajuste interno. Também foi avaliada a possível relação entre desadaptação marginal utilizando-se três agentes cimentantes diferentes. O desenvolvimento desta discussão procurará considerar cada tópico separadamente, entretanto, cabe aqui apenas a justificativa deste trabalho ter sido realizado “in vitro”. Na literatura, encontramos poucos artigos realizados “in vivo”. Isto se deve principalmente às dificuldades no processo de avaliação. Soma-se a isto, no caso deste trabalho, o fato tempo no trabalho de curso de pós-graduação. Parece-nos lógico não haver necessidade de discutirmos a importância da desadaptação marginal na longevidade das restaurações. No entanto, limitações técnicas do Cirurgião-dentista, do técnico laboratorial, dos aparelhos e dos materiais fazem com que variações ocorram durante o processo de confecção da restauração e cimentação, causando maiores ou menores fendas marginais. Estas limitações precisam ser discutidas e na clínica diária sanadas para melhor previsibilidade dos trabalhos. Este fato está evidenciado em nossa análise estatística. A variância do resíduo apresentado na tabela 04 pode ser considerada como alta. O que significa isto? O resíduo alto significa que existe grande parte da variância total na desadaptação que não pode ser explicada nem pelo cimento nem pelo desajuste interno, mas, possivelmente pelo método (variabilidade das amostras).

Assim sendo, começaremos a discutir o material utilizado. Os trabalhos da revisão (Hamza *et al.*, 2013, Brawek *et al.*, 2013, Biscaro *et al.*, 2012, Pak *et al.*, 2010), em sua maioria utilizaram como material cerâmicas. Em nosso estudo utilizamos a resina nanocerâmica Lava Ultimate 3M ESPE. Optamos por esse material por ser um material novo, desenvolvido para técnica CAD/CAM, de custo menor que as cerâmicas, e indicado para confecção de restaurações do tipo MOD intra e extracoronárias, coroas sobre implante, coroa total e faceta. É de fundamental importância apresentarmos a dificuldade inicial na manipulação deste material. Percebemos durante o trabalho piloto, que o desajuste interno variava de acordo com o número de vezes que a coroa era testada no troquel. O desajuste aumentava diretamente proporcional ao número de vezes que ela era manipulada no troquel. Pôde-se notar que restaurações chegaram a ficar “frouxas” isto é,

completamente desadaptadas mostrando búscula no troquel. Este fato determinou a tomada de decisão para este trabalho que todos os corpos de prova não seriam levados ao troquel antes da leitura da desadaptação marginal. A esta época já havia um sem número de reclamações de Cirurgiões-dentistas que este tipo de material apresentava falha de cimentação. As restaurações falhavam adesivamente. Imediatamente após, em julho de 2015, a 3M ESPE publicou um informativo removendo a indicação de confecção de coroa total para o material Lava Ultimate. Entretanto, mantiveram as outras indicações, não apresentando nenhuma justificativa para esta tomada de decisão. Apesar disto, mantivemos a decisão de realizar a pesquisa utilizando o material para coroa total. Afinal, parece-nos lógico inferir que a adaptação de uma restauração do tipo MOD extracoronária é mais crítica que uma coroa total do ponto de vista do perímetro cavo-superficial.

A nova resina nanocerâmica Lava Ultimate é projetada para fresagem em um laboratório de prótese dentária, e está disponível para ser fresada tanto por uma fresadora CEREC quanto LAVA. Brawek *et al.*, 2013 encontraram valores de desadaptação marginal de ($51\mu\text{m} \pm 38\mu\text{m}$) para coroas totais produzidas pelo sistema LAVA e ($83\mu\text{m} \pm 51\mu\text{m}$) para o sistema CEREC inlab, medindo a desadaptação interna em 3 localizações, encontrando também os melhores resultados para a fresadora LAVA. Os autores atribuíram os melhores resultados ao LAVA devido a maior estabilidade de sua unidade de fresagem com relação a do CEREC. Nesta metodologia, realizamos a fresagem de todos os blocos apenas na fresadora CEREC, por facilidade e disponibilidade deste equipamento. Aqui nos parece mais pertinente discutir a relação Cirurgião-dentista / protético. Grande número de erros pode ser atribuído ao recorte do troquel, escaneamento do troquel e delimitação virtual do término do preparo na imagem escaneada. As coroas de resina nanocerâmica Lava Ultimate foram confeccionadas pela técnica CAD/CAM, através da qual o preparo foi digitalizado por um escâner e as informações foram transmitidas eletronicamente para a fabricação das coroas. Este procedimento foi realizado de forma criteriosa e por apenas um operador para diminuir ao máximo a variabilidade humana. Através desta técnica, é possível criar restaurações padronizadas, com características específicas. No entanto é importante levar em consideração, que variações podem ocorrer na unidade fresadora como aquecimento da máquina, desgaste das fresas e refrigeração insuficiente. Outra

fonte de erros pode ser a leitura do término do preparo pelo escâner. A habilidade do operador no posicionamento do troquel facilita ou impede a leitura correta.

Conforme especificações da 3M ESPE para utilização da resina nanocerâmica Lava Ultimate, realizamos um preparo com redução axial de 1,0 mm, redução oclusal de 1,5 mm, convergência das paredes de 6°, término em chanfro e ângulos internos arredondados. Nos trabalhos de Pak *et al.*, 2010, Ural *et al.*, 2010, Martinez-Rus *et al.*, 2012, Hamza *et al.*, 2013, Borba *et al.*, 2011, Biscaro *et al.*, 2012, Baig *et al.*, 2010, Rosentritt *et al.*, 2009 e Rinke *et al.*, 2012, os preparos cavitários realizados apresentaram variações na redução axial e oclusal, na convergência das paredes axiais, altura cérvico-oclusal, e término do preparo realizado em chanfro ou ombro, o que pode ter resultado em diferença nos valores da desadaptação marginal. Segundo Rinke *et al.*, 2012 a maioria dos sistemas CAD/CAM recomendam convergência de 6° a 8° das paredes axiais para gerar melhor adaptação das restaurações. A terminação em chanfro deve ser utilizada de modo a proporcionar espessura suficiente ao material restaurador, adequada integridade marginal e menor desadaptação. A redução das paredes axiais deve ser uniforme para não gerar dificuldade de escaneamento. Cabe aqui ainda, um comentário que nos parece importante. A variabilidade no processo CAD/CAM é dependente do preparo, pois a obtenção da imagem virtual do preparo é dependente da posição do troquel no escâner para a leitura em 360°. Da mesma forma a lisura de paredes e acabamento de bordas determina maior ou menor facilidade em operar o sistema.

Neste trabalho, foi utilizado troquel metálico de aço como substrato para cimentação das coroas cerâmicas. Estudos prévios também utilizaram este material, como o de Baig *et al.*, 2010, Ural *et al.*, 2010, Rinke *et al.*, 2012 e Hamza *et al.*, 2012. Julgamos oportuno utilizá-lo pelo fato de as cerâmicas sempre serem cimentadas em um substrato com as mesmas propriedades físicas e com a mesma preparação, facilitando a padronização.

Em vários trabalhos, tais como o de Pak *et al.*, 2010, Guess *et al.*, 2010, Azar *et al.*, 2011, Grenade *et al.*, 2011 e Martínez-Rus *et al.*, 2012, foram utilizados troquéis de resina com alto conteúdo de carga. Os autores justificaram o uso deste material devido ao seu módulo de elasticidade ser semelhante ao da dentina humana e por proporcionar a utilização de preparações idênticas. Como desvantagens, podemos citar o risco de presença de bolhas internas no momento da

confecção dos troquéis, o que pode piorar e variar suas propriedades mecânicas, e a possibilidade de surgimento de porosidades superficiais.

Biscaro *et al.*, 2012 utilizou dentes naturais como substrato para cimentação de coroas metalocerâmicas e de cerâmica pura. A justificativa do autor para o uso de dentes foi a reprodução da distribuição de forças semelhante à situação clínica. Em contrapartida, podemos citar como desvantagens a diferença nas propriedades mecânicas de vários dentes naturais, resultando em altos desvios padrão. Esta diferença é decorrente da variação de condições e tempo de estocagem após a exodontia e da variação da qualidade do substrato dentinário e idade do paciente. Podem ocorrer outros problemas difíceis de serem sanados e que podem influir nos resultados, como variação da anatomia e dimensão do elemento dental, além da variabilidade na preparação. Fatalmente ocorrerá uma variabilidade na forma do preparo, a menos que se utilizem métodos especiais para padronização da preparação.

Apesar de termos escaneado um dente preparado, obtido 36 réplicas idênticas em cera para em seguida obter os troquéis metálicos acreditamos que haja variabilidade entre estes.

Isto posto, parece-nos razoável concluir que qualquer decisão diferente que pudesse ser tomada em relação ao método, não mudaria a variância do resíduo.

Assim como Baig *et al.*, 2010; Pak *et al.*, 2010; Ural *et al.*, 2010; Grenade *et al.*, 2011; Martinez-Rus *et al.*, 2012, no presente estudo para obtenção da desadaptação antes e depois da cimentação, foi realizada a média das oito medidas obtidas em todo o dente nas duas condições experimentais (70 e 100 micrômetros de desajuste interno). Diversos autores como Gemalmaz e D. kruker 2006; Azar *et al.*, 2011; avaliaram a desadaptação marginal separadamente por face. É nossa obrigação que toda restauração deva estar bem adaptada, com linha mínima de cimento para que a prótese possa permanecer em função o maior tempo possível no meio bucal. Mesmo com as melhores técnicas e materiais utilizados na confecção de uma prótese, sempre haverá algum desajuste entre as margens da restauração e o término cervical do dente preparado (Pegoraro, 2001). Neste trabalho a opção foi pela obtenção de oito leituras nas quatro faces, mas a análise da desadaptação do corpo de prova foi realizada utilizando-se a média dessas leituras. Ora, independente da face da desadaptação a restauração apresentará cárie secundária e perda do trabalho. Baseados, na experiência obtida na operação do equipamento

CEREC, parece-nos possível inferir na maior variabilidade de desadaptação nas regiões vestibular e palatina. O “software” traça a linha de término das margens mesial e distal até a linha média da face vestibular e palatina. O encontro destas linhas de margem não é coincidente havendo a necessidade de que o operador realize manualmente esta correção. Esta correção pode gerar maior desadaptação. Na realidade, embora não demonstrado nesta apresentação de trabalho, pudemos verificar maior desadaptação nas regiões palatina e vestibular do preparo (apêndices 1 e 2).

O valor do desajuste cervical das restaurações ainda não é unanimidade na literatura. Martinez-Rus *et al.*, 2012, Brawek *et al.*, 2013, Pak *et al.*, 2010, Rinke *et al.*, 2012, Borba *et al.*, 2011 e Baig *et al.*, 2010 consideram 120 µm o valor máximo aceitável para desadaptação marginal das coroas produzidas pela técnica CAD/CAM. No estudo de Martínez-Rus *et al.*, 2012 o valor médio da desadaptação vertical prévia à cimentação foi de 13,04 µm, já Ural *et al.*, 2010 encontraram 109,11 µm. Após a cimentação Biscaro *et al.*, 2012 encontraram 34,18 µm enquanto Ural *et al.*, 2012 encontraram 125,4 µm. A variação dos valores das desadaptações pode ser explicada por variação no desenho do preparo, tipo de microscopia, ampliação, localização, número de medidas e diferença de técnicas de medição e principalmente pelo escâner e fresadoras. Independentemente dos valores das desadaptações marginais devemos considerar que todos os sistemas avaliados apresentaram resultados dentro do clinicamente aceitável. Neste trabalho encontramos média de desadaptação acima de 140 micrômetros antes e após a cimentação. Estas discrepâncias podem ser explicadas por fatores tais como: desenho do preparo e localização do término, diferenças entre as metodologias empregadas e variações entre técnicas laboratoriais. Deve-se também considerar diferenças entre os sistemas CAD/CAM no escaneamento, software e fresagem.

A maioria dos artigos, Baig *et al.*, 2010, Guess *et al.*, 2010, Pak *et al.*, 2010, Hamza *et al.*, 2013, Borba *et al.*, 2011, Rinke *et al.*, 2012 e Azar *et al.*, 2011 avaliaram a desadaptação prévia à cimentação. Ural *et al.*, 2010 e Martínez-Rus *et al.*, 2012 avaliaram a desadaptação antes e após cimentação e Grenade *et al.*, 2011, Biscaro *et al.*, 2012 e Rosentritt *et al.*, 2009 fizeram as avaliações somente após à cimentação. Neste estudo avaliamos a desadaptação marginal antes e após a cimentação com três diferentes agentes de cimentação. Fizemos à avaliação da

desadaptação marginal previamente à cimentação, comparando os dois grupos de desajuste interno (70 e 100 micrômetros) para determinar qual desses dois valores seria indicado para se confeccionar coroas de Lava Ultimate com a menor desadaptação marginal possível. A maioria dos sistemas CAD/CAM permite ajustar o espaçamento interno para criar espaço de cimentação. Segundo Grenade *et al.*, 2011, parece ser o mais relevante estabelecer o desajuste interno de cada sistema CAD/CAM considerando o tipo de cimento que será utilizado para obter-se desadaptação aceitável. Pelos resultados do presente estudo (tabela 1), pôde-se notar que o desajuste interno de 70 micrômetros determinou menor desadaptação marginal que o de 100 micrômetros, sendo esta diferença estatisticamente significativa. Este é um resultado que contraria a literatura. Como poderíamos explicar este achado? Se analisarmos a metodologia talvez pudéssemos inferir que o sistema de fixação da restauração ao troquel metálico, embora padronizado, possa ter dado maior estabilidade à restauração com menor desajuste interno. Entretanto analisando os apêndices 1 e 2 podemos perceber que para os dois desajustes internos (70 μm e 100 μm) as variações entre as leituras de faces opostas não foi significativa. Aqui também deve ser levado em consideração o que foi dito anteriormente em relação à variação de adaptação da peça ao troquel logo após sua usinagem. Pode ter havido alguma alteração que não pode ser controlada no trabalho. Também isto pode explicar o porquê, deste material, agora não estar mais recomendado para utilização como coroas totais. Além disso, não houve interação significativa entre cimento e desajuste interno. Assim, não foi possível avaliar se a variação no valor do desajuste interno (70 ou 100 micrômetros) causaria alguma diferença nos valores da desadaptação marginal dentro de cada grupo de cimento separadamente.

Contrariando os achados de Martínez-Rus *et al.*, 2012 e Rosentritt *et al.*, 2009 de que o resultado da desadaptação das coroas é inversamente proporcional ao espaço para cimentação, este trabalho encontrou que antes da cimentação, coroas de Lava Ultimate com desajuste interno de 70 micrômetros apresentam menor desadaptação marginal que àquelas com desajuste de 100 micrômetros. Esse resultado pode ser explicado pela diferença de material utilizado nos trabalhos, assim como pelos valores maiores que usamos de desajuste interno em

comparação aos autores acima, o que ocasionou maior espaço para escoamento do cimento e conseqüentemente melhor adaptação das coroas.

É importante determinar o tipo de agente cimentante que irá preencher a interface da superfície do dente preparado e a face interna da restauração. Devem-se considerar as características deste cimento, para avaliar o possível grau de desadaptação cervical, após a cimentação final da prótese. O processo de cimentação tem grande relevância na desadaptação marginal e interna, e é dependente do escoamento do agente cimentante, pressão de cimentação, características do preparo e área do preparo em próteses unitárias ou múltiplas que vão interferir diretamente na adaptação. Existem na literatura diversos trabalhos avaliando a desadaptação marginal com o uso de apenas um agente cimentante (Gemalmaz & D. Kukrer, 2006; Aschenbrenner *et al.*, 2012; Guess *et al.*, 2014; Ural *et al.*, 2010; Gemalmaz *et al.*, 1997; Wolfart *et al.*, 2003; Weaver *et al.*, 1991; Beschnidt & Strub 1999); com dois (Yuksel e Zaimoglu 2011; Martínez-Rus *et al.*, 2012) e com três agentes cimentantes (Alkumru *et al.*, 1988; Motta *et al.*, 2001; Quintas *et al.*, 2004; Oliveira e Saito 2006; Ayad M.F 2009; Pattanaik e Nagda 2012). Neste estudo optou-se por avaliar a desadaptação marginal comparando os três cimentos (fosfato de zinco, cimento ionômero de vidro e cimento resinoso) mais comumente utilizados.

A cimentação pode ser realizada com cimentação adesiva ou convencional (não adesiva). Ayad MF. 2009, avaliando a desadaptação marginal antes e após a cimentação de 90 coroas totais cimentadas com três cimentos: fosfato de zinco (Fleks), cimento ionômero de vidro (ketac Cem) e cimento resinoso (Panavia 21), não encontrou diferenças nas desadaptações entre os três cimentos. No presente estudo para o grupo com desajuste interno de 100 micrômetros, também não foi encontrada diferença estatisticamente significativa na desadaptação marginal entre os três cimentos avaliados (fosfato de zinco, cimento ionômero de vidro e cimento resinoso), o que provavelmente aconteceu pelo alto valor do desajuste interno que propiciou espaço de cimentação suficiente para esses três cimentos. Podemos também creditar este achado ao fato de que nosso preparo cavitário tinha pequena inclinação de parede pulpar. Além disso, os preparos de pré-molares apresentam características mais próximas dos preparos para dentes anteriores que permitem maior escoamento do cimento e menor linha de cimentação.

Em relação ao grupo com desajuste interno de 70 micrômetros, o cimento fosfato de zinco apresentou o menor valor numérico de “gap” marginal embora apresente diferença estatisticamente significativa apenas para o cimento resinoso. Já o grupo do cimento ionômero de vidro não apresentou diferença estatística a nenhum dos outros grupos. Esse achado contradiz os trabalhos de Alkumuru *et al.*, 1988; Motta *et al.*, 2001; Quintas *et al.*, 2004, que não encontraram diferenças nos valores das desadaptações marginais quando foram utilizados os cimentos fosfato de zinco, ionômero de vidro e resinoso. Deve-se ressaltar que nestes trabalhos acima citados não se faz referência ao desajuste interno utilizado. O menor valor encontrado para o cimento fosfato de zinco para o desajuste de 70 micrômetros pode ser explicado pelo melhor escoamento desse cimento em relação aos outros cimentos avaliados. Embora a tendência mundial seja pela maior utilização do cimento resinoso, deve-se lembrar que o cimento fosfato de zinco pode ser ainda bem utilizado para cimentação de coroas totais com término sub-gengival, especialmente em cerâmicas sinterizadas.

A partir do exposto é importante que, independente do material restaurador que seja utilizado, os dentistas determinem ao laboratório o desajuste interno de seus trabalhos de acordo com o agente de cimentação que será utilizado, não deixando a cargo do protético essa decisão que pode comprometer principalmente a retenção da coroa. A desadaptação interna acentuada aumenta a espessura do cimento podendo influenciar na estabilidade mecânica das restaurações. O que podemos perceber é que apesar dos grandes avanços da indústria odontológica na manipulação de sistemas computacionais parece-nos verdade ainda concluir que o conhecimento ainda não chegou ao operador final; o Cirurgião-Dentista. Se este não repassar ao laboratório os parâmetros que ele necessita para a confecção do trabalho, continuará o protético, o único responsável pelo sucesso ou insucesso da adaptação marginal.

7- CONCLUSÕES

7. CONCLUSÕES

Com base na metodologia empregada e nos resultados obtidos, parece válido concluir que:

- Coroas de resina nanocerâmica apresentam valores de desadaptação marginal acima dos valores clinicamente aceitáveis in vitro (>120 micrômetros);
- Antes da cimentação, coroas de LAVA Ultimate com desajuste interno de 70 micrômetros apresentam menor desadaptação marginal que coroas com desajuste interno de 100 micrômetros;
- Para o desajuste interno de 70 micrômetros, os cimentos de fosfato de zinco e de ionômero de vidro demonstraram melhor comportamento comparado ao cimento resinoso, embora o cimento de ionômero de vidro numericamente, mas não estatisticamente tenha apresentado resultado inferior ao do fosfato de zinco;
- Para o desajuste interno de 100 micrômetros não houve diferença estatisticamente significativa na desadaptação marginal entre os três cimentos avaliados (fosfato de zinco, ionômero de vidro e cimento resinoso).

8- REFERÊNCIAS

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ALKUMRU, H. Factors affecting the fit of porcelain jacket crowns. *Br Dent J.* 1988; 164(2): 39-43
2. ANDRADE, L.H. et al. Avaliação da espesura de película de cimentos resinosos. *Jornal Brasileiro de Clínica e Estética em Odontologia.* Sao Paulo, v.4, n.23, p. 33-36, Set-Out. 2000.
3. ANUSAVICE, K. J. *Philips Materiais dentários.* 11.ed. Rio de Janeiro: Eusevier, 2005, p.764.
4. ASCHENBRENNER, C.M; LANG, R; HANDEL, G; BEHR, M. Analysis of marginal adaptation and sealing to enamel and dentin of four self-adhesive resin cements. *Clin Oral Invest* , 16:191–200, 2012.
5. AYAD, M. Effects of Tooth Preparation Burs and Luting Cement Types on the Marginal Fit of Extracoronar Restorations. *Journal of Prosthodontics*, 18, 145–151, 2009.
6. AZAR, MEHDI SATTARI; LEHMANN, KARL MARTIM; DIETRICH, HELMUT; ET AL. Effect of preparation depth differences on the fit of zirconia crown copings :An in vitro study. *The International Journal of Prosthodontics*, vol. 24(3), p. 264-266, 2011.
7. BAIG, MIRZA RUSTUM; TAN, KESON BENG-CHOON; NICHOLLS, JACK I. Evaluation of the Mrginal Fit of a Zirconia Ceramic Computer-Aided Machined (CAM) Crown System. *The Journal of Prosthetic Dentristry*, vol.104, p.216-227, 2010.
8. BERG JH, PETTEY DE. Microleakage or three luting agents used with stainless steel crowns. *Pediatr Dent.* 1988; 10(3):195-8.
9. BESCHNIDT SM, STRUB JR. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *J Oral Rehabil.* 1999; 6(7): 582-93.
10. BISCARO, LEONELLO; BONFIGLIOLI, ROBERTO; SOATTIN, MASSIMO; VIGOLO, PAOLO. An in vivo evaluation of fit of zirconium-oxide based ceramic single crows,generated with two CAD/CAM systems,in comparison to metal single crows. *Journal of Prosthodontics*, vol. 22, p.36-41, 2013.

11. BORBA, MÁRCIA; PAULO, F.CESAR; GRIGGS, JASON A.; Dellabona, Álvaro. Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. *Dental Materials*, vol. 27, p.1119-26, 2011.
12. BRACKETT WW, METZ JE. Performance of a glass ionomer luting cement over 5 years in a general practice. *J Prosthet Dent*. 1992; 67(1):59-61.
13. BRAWEK, PETYA; WOLFART, STEFAN; ENDRES, LUTZ; KIRSTEN, ARMIN; REICH, SVEN. The clinical accuracy of single crowns exclusively fabricated by digital workflow – the comparison of two systems. *Clinical Oral Invest*, 2013.
14. CAMPOS TN, MORI M, HENMI AT, SAITO T. Infiltração marginal de agentes cimentantes em coroas metálicas fundidas. *Rev Odontol Univ São Paulo*, 1999; 13(4): 357-62.
15. CARVALHO, R.M.; PRAKKI, A. Cimentos resinosos dual: características e considerações clínicas. *Rev. Fac. Odontol. São José dos Campos. São José dos Campos*, v.4, n.1, p.21-26, Jan-Abr. 2001.
16. CAUGHMAN, W. F., D. C. N. CHAN AND F. A. RUEGGEBERG . "Curing potential of dualpolymerizable resin cements in simulated clinical situations." *Journal of Prosthetic Dentistry* 85(5): 479-484, 2001.
17. CHAN C, HARASZTHY G, GEIS-GERSTORFER J, WEBER H, HUETTEMANN H. The marginal fit of Cerestore füll-ceramic crowns - a preliminary report. *Quintessence In t*. 1985; 6(3): 399-402.
18. CHISTENSEN GJ. Marginal fit of gold inlay castings. *J Prosthet Dent.*, 16(2): 297-305, Mar 1966.
19. CHRISTENSEN GJ. Why all-ceramic crowns. *J Am Dent Assoc*, v. 128, n. 10, p. 1453-1455, Oct. 1997.
20. COGOLLUDO, PG; SUÁREZ MJ; PELÁEZ J; LOZANO JFL. Influence of melting and casting methods and finish line design on the marginal discrepancy of nickel-cromium-titanium alloy crowns. *Int J Prosthodont*. 2010 Sep-Oct; 23(5): 443-45.
21. COOK RD, MALKUS D, PLESHA ME. CRAIG, R.G. Restorative dental materials. St. Louis, 2002.

22. CRAIG RG, POWERS JM. *Materiais dentários restauradores*. 11 ed. Trad. CM Ferreira. São Paulo: Editora Santos, 2004.
23. DENRY, I.; J. A. HOLLOWAY. "Ceramics for dental applications: a review." *Materials*, vol.3(1), p.351-368, 2010.
24. DIAZ-ARNOLD, A. M., M. A. VARGAS AND D. R. HASELTON. "Current status of luting agents for fixed prosthodontics." *Journal of Prosthetic Dentistry* 81(2): 135-141, 1999.
25. DONOVAN, T. E. AND G. C. CHO. "Contemporary evaluation of dental cements." *Compend Contin Educ Dent* 20(3): 197-219, 1999.
26. DUNNE SM, GOOLNIK JS, MILLAR BJ, SEDDON RP. Caries inhibition by resin-modified and conventional glass ionomer cement, in vitro. *J Dent*. 1996; 24(1):91-4.
27. FASBINDER, D. J., J. B. DENNISON, D. HEYS AND K. LAMPE. "Clinical evaluation of CAD/CAM - Generated Polymeric Ceramic Inlays." *J Dent Res* 80(AADR #1882), 2001.
28. GANDOLFI, M. G., S. CHERSONI, G. L. ACQUAVIVA, G. PIANA, C. PRATI AND R. MONGIORGI. Fluoride release and absorption at different pH from glass-ionomer cements. 22: 441-449, 2006.
29. GEMALMAZ D, OZCAN M., YORUÇ AB, ALKUMRO HN. Marginal adaptation of a sintered inlay system before and after cementation. *J OralRehab*. 1997; 24(12): 646-651.
30. GEMALMAZ, D; KUKRER D. In vivo and in vitro evaluation of marginal fit of class II ceromer inlays. *Journal of Oral Rehabilitation*, 33; 436–442, 2006.
31. GERDULLO, M. L.; NAKAMURA, S. C. B.; SUGA, R. S.; NAVARRO, M. F. de L. Resistência à compressão e à tração diametral de cimentos de ionômero de vidro indicados para cimentação. *Rev Odontol Univ São Paulo, São Paulo*, v. 9, n. 1, p. 1722, jan./mar. 1995.
32. GORDILHO, A.C., MORI, M., GIL, C., CONTIN, I. *Revista Odonto*, v. 17, n. 34, jul./dez. 2009, São Bernardo do Campo, SP, Universidade Metodista de São Paulo.
33. GRENADE, CHARLOTTE; MAINJOT, AMÉLIE; VANHEUSDEN, ALAIN. Fit of tooth zirconia copings: Comparasion between various manufacturing processes. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 105(4), p.249-255, 2011.

34. GUESS, PETRA C.; ZAVANELLI, RICARDO A.; SILVA, NELSON R. F.A.; BONFANTE, ESTEVAM A.; COELHO, PAULO G.; THOMPSON VAN P. Monolithic CAD/CAM Lithium Disilicate Versus Veneered Y-TZP Crowns: Comparison of Failure Modes and Reliability After Fatigue. *International Journal Prosthodont*, vol. 23, p.434-442, 2010.
35. GUESS, P. C. et al. Marginal and internal fit of heat pressed versus CAD/CAM fabricated all-ceramic onlays after exposure to thermomechanical fatigue. *Journal of dentistry*, v. 42, n. 2, p. 199–209, 2014.
36. GUIMARÃES, MARCUS M. Tecnologia CEREC na Odontologia. Monografia (Especialização em Dentística). Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2012.
37. HAMZA, TAMER A.; EZZAT HESHAM A.; EL-HOSSARY MOHAMED MAHMOUD KHALIL; KATAMISH HESHAM ABD EL MEGID; SHOKRY TAMER E.; ROSENSTIEL STEPHEN F. Accuracy of Ceramic Restorations Made With Two CAD/CAM Systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, vol.109 (2), p.83-87,2013.
38. HARASHIMA, I., T. NOMATA AND T. HIRASAWA. "Degree of conversion of dual-cured luting cements." *Dent Mat* 10(1): 8-17, 1991.
39. HILGERT, LEANDRO AUGUSTO; SCHWEIGER, JOSEF; BEUER, FLORIAN; ANDRADA, MAURO AMARAL CALDEIRA; ARAÚJO, ÉLITO; EDELHOFF, DANIEL. Restorative dentistry using CAD/CAM systems: state-of-the-art. Part 1- fundamentals of use. *Clinical International Journal of Brazilian Dentistry*, vol.5 (3), p. 295-303, 2009.
40. HILGERT, LEANDRO AUGUSTO; SCHWEIGER, JOSEF; BEUER, FLORIAN; ANDRADA, MAURO AMARAL CALDEIRA; ARAÚJO, ÉLITO; EDELHOFF, DANIEL. CAD/CAM restorative dentistry: the present state-of-the-art. Part 2- Restorative Possibilities and CAD/CAM systems. *Clinical International Journal of Brazilian Dentistry*, vol. 5 (4), p. 424-435, 2009.
41. HILGERT, LEANDRO AUGUSTO; SCHWEIGER, JOSEF; BEUER, FLORIAN; ANDRADA, MAURO AMARAL CALDEIRA; ARAÚJO, ÉLITO; EDELHOFF, DANIEL.

CAD/CAM restorative dentistry: the present state-of-the-art. Part 3 – restorative materials for CAD/CAM systems. *Clinical International Journal of Brazilian Dentistry*, vol.6 (1), p.86-96, 2009.

42. HILL, E. E. AND J. LOTT . "A clinically focused discussion of luting materials." *Australian Dental Journal* 56: 67-76, 2007.

43. HILL EE, LOTT J. A clinically focused discussion of luting materials. *Aust Dent J.*; 56 Suppl 1: 67-76, 2011.

44. KIOUS AR; ROBERTS HW; BRACKETT WW. Film Thicknesses of recently introduced luting cements. *J Prosthet Dent.* 2009 Mar; 101(3):189-92.

45. LEAL, D. P.; SEVERO, A. M. R.; BURGOS, M. E. de A.; MENEZES, M. R. A. de; LORETTO, N. R. M.; PATRÍCIO, S. F. Ionômero de vidro ou cimento de fosfato de zinco na cimentação de restaurações metálicas fundidas. *OM*, v. 22, n. 3, p. 6-9, jul./set. 1995.

46. LI, Z. C. AND S. N. WHITE "Mechanical properties of dental luting cements." *Journal of Prosthetic Dentistry* 81(5): 597-609, 1999.

47. MARTÍNEZ-RUS, FRANCISCO; SUÁREZ, MARIA J.; RIVERA, BEGOÑA; PRADÍES, GUILLERMO. Influence of CAD/CAM systems and cement selection on marginal discrepancy of zirconia-based ceramic crowns. *American Journal of Dentistry*, vol. 25 (2), p. 67-72, 2012.

48. MATUDA FS; FIGUEIREDO AR; CASTRO FILHO AA; MACEDO NL. Influência da expulsividade das paredes axiais na adaptação de coroas totais metálicas ante diferentes términos cervicais. *Ver. Odontol. UNESP.* 2000 Jan-Dez; 29 (1-2):95-204.

49. MCLEAN JW, FRAUNHOFER JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J.* 131 (3): 07-II., Aug 1971.

50. MCLEAN, J.W; HUGHES, T.H. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxide. *Br. Dent. J., London*, n.119, p.251-267, 1965.

51. MESQUITA, A.M.M.; SHIBLI, J.A.; MIYASHITA, E. Zircônia em Prótese Dentária. In: *Encontro Internacional da Academia Brasileira de Osseointegração*, 10, 2013, São Paulo: Quintessense Editora Ltda, 2013, p.139-155.

52. MIHALI, S., C. BORTUN and E. BRATU (2013). "Nano-ceramic Particle Reinforced Coposite-Lava Ultimate CAD/CAM Restorative." *Women* 1(3): 1-27.
53. MORAIS, M. C. de S.; PANDOLFI, R. F.; PEGORARO, L. F.; VALLE, A. L. do; FREITAS, C. A. de. Resistência à remoção por tração e desajuste de infra-estruturas para coroas metalocerâmicas, analisando dois tipos de cimentos. *Rev Fac Odont Bauru, Bauru*, v. 2, n. 4, p. 7-14, out./dez. 1994.
54. MOTTA, A.B; PEGORARO, L.F; CONTI. P.C.R. Avaliação in vitro da relação entre desajuste e microinfiltração marginal em coroas metalocerâmicas cimentadas com três tipos de cimentos. *Rev. FOB*, vol.9, p.113-122, jul./dez. 2001
55. MOUNT, G. J. *An atlas of glass-ionomer cements, a clinicians guide*. New York, Martin Dunitz, 2002.
56. MUDADO, FLÁVIA A. *Cimentação Adesiva de Cerâmicas à Base de Zircônia*. Monografia (Especialização em Dentística) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2012.
57. OLIVEIRA AB; SAITO T. The effect of die spacer on retention and fitting of complete cast crowns. *J. Prosthodont*, 2006, jul/aug; 15(4), 243-249.
58. PAK, HYUN-SOON; HAN, JAUNG-SUK; LEE, JAI-BONG; KIM, SUNG-HUN; YANG, JAE-HO. Influence of porcelain vennering on the marginal fit of Digident and Lava CAD/CAM zirconia ceramic crows. *J Adv Prosthodont*, vol. 2, p.33-38, 2010.
59. PATTANAIK BK, NAGDA SJ. An evaluation of retention and marginal seating of Ni-Cr alloy cast restorations using three different luting cements: an in vitro study. *Indian J Dent Res*. 2012; 23(1): 20-5.
60. PEGORARO, L. F. Prótese fixa. In: PEGORARO, L. F. *Preparos de dentes com finalidade protética*. 1. ed. São Paulo: Artes Médicas, Cap. 3, p. 43-67, 2001.
61. PRENTICE, L. H., M. J. TYAS AND M. F. BURROW . "The effect of mixing time on the handling and compressive strength of encapsulated glass-ionomer cement." *Dent Mat* 21(8): 704-708, 2005.
62. QUINTAS, A. F.; OLIVEIRA F.; BOTTINO, M. A. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials finish lines, and luting agents: an

invitro evaluation. J Prosthetic Dent., v.92, n.3, p.250-7, 2004.

63. RINKE, SVEN; FORNEFETT, DANIEL; GERSDORFF, ET AL. Multifactorial analysis of the impact of different manufacturing processes on the marginal fit of zirconia copings. Dental Materials Journal, vol. 31 (4), p. 601-609, 2012.

64. ROSENBLUM MA, SCHULMAN A. A review of allceramic restorations. J Am Dent Assoc, v. 128, n. 3, p. 297- 307, Mar. 1997.

65. ROSENSTIEL, S. F., M. F. LAND AND B. J. CRISPIN. Dental luting agents: A review of the current literature. 80: 280-301, 1998.

66. ROSENTRITT, MARTIN; STEIGER, DANIELA; BEHR, MICHAEL; HANDEL, GERHARD; KOLBECK, CAROLA. Influence of substructure design and settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. Journal of Dentistry, vol. 37(12), p. 978-83, 2009.

67. SERRA MC, CURY JA. The in-vitro effect of glass-ionomer cement restoration on enamel subjected to a desmineralization and remineralization model. Quintessence Int. 1992; 23(2):143-7.

68. SOARES, C. J. Emprego de cerâmica pura na reabilitação estética e funcional de dentes anteriores com núcleos metálicos e escurecimento coronário. Revista Brasileira de Prótese Clínica & Laboratorial, Curitiba, v. 4, n. 18, p.168-174, 2002.

69. SOARES, C. J.; QUAGLIATTO, P. S.; CAMPOS, R. E. Cimento de ionômero de vidro – características do material e aplicações clínicas. In: BUSATO, A. L. S. Dentística: filosofia, conceitos e prática clínica. São Paulo: Artes Médicas, 2005.

70. SORENSEN AJ. A rationale for comparison of plaque-retaining properties of crowns systems. J Prosthet Dent. 1989; 62(3): 264-269.

71. TINSCHERT, J. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. Int, J.Comput, Dent., New Jersey, v.7, n.1, p.25-45, Oct.2001.

72. TOUAT B. Excellence with simplicity in aesthetic dentistry. Pratic Periodontics Aesthetic Dent, vol.7, p. 806-812, 1997.

73. TUNTIPRAWON M. Effect of tooth roughness on marginal seating and retention of complete metal crowns. J Prosthet Dent. 1999 Feb; 81(2): 142-7.

74. URAL, ÇAGRI; BURGAZ, YAVUZ; SARAÇ, DUYGU. In vitro of marginal adaptation in five ceramic restoration fabricating techniques. *Quintessence International*, vol. 41 (7), p. 585-590, 2010.
75. VEDOVATO, E.; JACOBSEN, J.; YASUDA, S. H. A prótese fixa livre de metal (metal-free). In: CARDOSO, R. J. A.; GONÇALVES, E. A. N. *Oclusão, ATM, Prótese, Prótese sobre implantes e Prótese Bucomaxilofacial*. Odontologia 6. São Paulo: Artes Médicas, 2002. Cap. 14, p. 319-341.
76. WEAVER JD, JOHNSON GH, BALES DJ. Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 1991 Dec; 66(6): 77-53.
- WILSON, A. D. AND J. W. NICHOLSON (1993). *Acid-base cements, their biomedical and industrial applications*. New York, Cambridge University Press.
77. WOLFART S, WEGNER SM, AL-HALABI A, KERN M. Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *Int J Prosthet*. 2003; 16(6): 587-592.
78. YEO I-S, YANG J-H, LEE J-B. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*,v. 90,n. 5, p.459-464, Nov. 2003.
79. YUKSEL, E.; ZAIMOGLU, A. Influence of marginal fit and cement types on microleakege of all-ceramic crown systems. *Braz Oral Res*, vol. 25, n. 3, p. 261-266, maio/jun, 2011.

9- APÊNDICES

APÊNDICE 1

MÉDIAS ANTES DE CIMENTAR (espaço interno70)				
	FACE MESIAL	FACE DISTAL	FACE P	FACE V
1	151,89	132,22	119	216,34
2	121	149,11	135	190
3	106,89	115,56	108	145
4	136	110,22	195,34	232,93
5	156,89	161	157,67	241
6	96,44	93	162	160,34
7	121,55	159,33	152,67	86
8	142	116,67	143,34	102
9	101,89	129,67	132,67	175
10	99,34	173,22	132,67	200
11	154,22	150,45	203	193,34
12	113	123,67	179,34	169,67
13	89,11	120,22	189	179,67
14	135	192,33	302,67	145,34
15	130,55	122	176,66	209,33
16	116,55	171,44	110,66	162
17	100	92,77	129	174,66
18	143,33	135,55	228,33	185,66

APÊNDICE 2

MÉDIAS ANTES DE CIMENTAR (espaço interno100)				
	FACE MESIAL	FACE DISTAL	FACE P	FACE V
1	111,10	91,88	138,66	99,33
2	197,22	136,44	274,33	218,33
3	141,77	94,44	161,33	199,67
4	159,77	106,44	251	203,67
5	192,55	154,44	113,67	193,67
6	85,77	116,67	232	165,33
7	96,88	128,55	179	213,67
8	146,77	147,66	183	180
9	150,77	161,33	189,67	215,33
10	169,33	155,88	179,67	172,33
11	130,88	172,99	216	215
12	153,55	158,55	189,67	187,33
13	165,44	135,44	176,67	175
14	133,44	118,33	262,33	159,67
15	127,66	115,44	249,33	109
16	149,21	140,22	212,33	189,33
17	135,33	122,33	332	162,67
18	110,44	173,88	182	165,67

APÊNDICE 3

MÉDIAS DEPOIS DE CIMENTAR (espaço interno70)				
	FACE MESIAL	FACE DISTAL	FACE P	FACE V
F1	144,44	145,44	178,66	178,66
F2	112,89	146,66	158	150
F3	120,11	143,77	145	125
F4	132,66	129,99	204,33	202
F5	145,44	145,44	104	236
F6	109,11	104,55	146	185
I7	129,88	176,88	156	109,33
I8	161,32	147,66	184,66	142,33
I9	107,44	152,22	207	205,33
I10	141,88	189,88	127,33	248
I11	153,44	194,44	204	244
I12	139,55	180,22	185	184,33
R13	122,41	180,22	269	236,33
R14	159,55	197,44	358,66	142,66
R15	154,88	127,10	264,33	142,33
R16	180,11	201,44	257	305,33
R17	113,55	142,22	139	208,66
R18	138,29	161,33	250	176,33

APÊNDICE 4

MÉDIAS DEPOIS DE CIMENTAR (espaço interno100)				
	FACE MESIAL	FACE DISTAL	FACE P	FACE V
F1	125,66	88,10	136,33	105,67
F2	171,55	147,44	275,66	175,66
F3	146,66	90,99	145,33	203
F4	159,77	108,21	190,66	192
F5	168,33	189,11	115,33	149
F6	88,44	114,33	197,33	148
I7	124,10	142,11	175	216
I8	184,11	159,67	208,33	195,33
I9	160,89	160,89	196	210
I10	169,11	164,55	188,33	199
I11	141,44	192,44	216,67	232,33
I12	182,77	153,67	199,67	192,33
R13	147	184,77	214,33	186,66
R14	158,10	117,55	205	161,66
R15	143,55	142,77	256	128,66
R16	142,88	156,33	150,33	161
R17	180,77	168,55	344,66	233,66
R18	182,33	268,55	242,66	245,66