

**UNIVERSIDADE DE UBERABA
JORDANA SILVA FARIA**

**ADAPTAÇÃO MARGINAL *IN VITRO* DE COROAS CERÂMICAS
REFORÇADAS**

UBERABA - MG
2011

JORDANA SILVA FARIA

**ADAPTAÇÃO MARGINAL *IN VITRO* DE COROAS CERÂMICAS
REFORÇADAS**

Dissertação apresentada ao Programa de Mestrado em Odontologia da Universidade de Uberaba, para obtenção do Título de Mestre em Odontologia, área de concentração em Biomateriais.

Orientador: Prof. Dr. Gilberto Antônio Borges

UBERABA - MG
2011

Catlogação elaborada pelo Setor de Referência da Biblioteca Central da UNIUBE

F224a Faria, Jordana Silva.
Adaptação marginal *in vitro* de coroas cerâmicas reforçadas / Jordana Silva Faria. 2011.
61 f.

Dissertação (mestrado) -- Universidade de Uberaba. Programa de Mestrado em Odontologia, área de concentração em Biomateriais.
Orientador: Prof^o. Dr^o. Gilberto Antônio Borges.

1. Odontologia - Cerâmica. 2. Coroas dentárias. 3. Cerâmica odontológica. I. Universidade de Uberaba. Programa de Mestrado em Odontologia. II. Borges, Gilberto Antônio. III. Título.

AGRADECIMENTOS

Mais um sonho se realiza!

Agradeço primeiramente a Deus por essa Vitória; por ter despertado em mim a vontade, a coragem, o ânimo, a persistência e acima de tudo, o Amor. O Amor pela minha profissão e pelas pessoas maravilhosas que Ele colocou ao meu lado.

Agradeço imensamente...

Aos meus pais amados, Isaís e Rosângela, pelo amor, incentivo, pela confiança, valiosa ajuda e, principalmente, por me fazerem acreditar que eu seria capaz de realizar mais esse sonho. E Nós conseguimos, graças a vocês!

Aos meus queridos irmãos...

Fernando, que mesmo longe de mim, esteve sempre presente! Obrigada pela força e pelo incentivo que me motivaram muito!...

Fabício, pelo interesse, companheirismo e cumplicidade! Obrigada por ter me acolhido com tanto carinho sempre que precisei!...

E por serem verdadeiros irmãos sempre!

À Vovó Santa, pela tranquilidade e serenidade, que me acalmam!

Aos meus padrinhos, Sônia e Izá, pelo ânimo e por muitos momentos de alegria, que me impulsionam!

Ao meu amor, Rafael, pela compreensão e pelo constante e enorme carinho!

Aos meus familiares pelo apoio de sempre!

À UNIUBE pela disponibilização de todos os recursos possíveis para a realização do projeto!

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, especialmente ao Departamento de Materiais Dentários pela disponibilidade do microscópio comparador e dependências do Laboratório.

Ao Prof. Dr. José Bento Alves, Coordenador do Programa de Mestrado em Odontologia!

Ao Prof. Dr. Gilberto Antônio Borges, meu orientador, pelo exemplo de competência, pela confiança que sempre depositou em mim, pela enorme ajuda, enfim, pela minha formação científica!

Aos demais professores de Materiais Dentários, Benito André Silveira Miranzi, Thiago Assunção Valentino, Marcos Massao Shimano, Fernando Carlos Hueb de Menezes e Luciano de Souza Gonçalves, pela amizade e por estarem sempre dispostos a ajudar!

Muito obrigada a todos vocês...

E saibam que, sem cada um de vocês, essa conquista não teria sido possível!

EPÍGRAFE

“A verdade causa repugnância à nossa natureza, mas o erro não, e isso por um motivo bem simples: a verdade exige que nos reconheçamos como seres limitados; o erro acalenta-nos na idéia de que, de um modo ou de outro, somos infinitos.”

Goethe

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a adaptação cervical de coroas de cerâmica pura (IPS e.maxpress, Cergogold e In Ceram Alumina) em dentes bovinos com dois cimentos antes e depois da cimentação. Noventa incisivos bovinos foram embebidos em resina. As porções coronárias dos dentes foram preparadas para receber coroas totais. Trinta coroas com 7,0 mm de altura, 6,4 mm de diâmetro na base e 4,2 mm de diâmetro no topo foram fabricadas para cada sistema cerâmico. As coroas foram assentadas nos dentes e a discrepância marginal foi mensurada usando um microscópio de mensuração. Então, quinze coroas de cada sistema cerâmico foram cimentadas nos dentes com cimento resinoso (Variolink II) e cimento de ionômero de vidro modificado por resina (Rely X – Luting Cement), e a discrepância marginal foi mensurada. Para o procedimento de mensuração foram confeccionadas 16 marcas em torno da raiz de cada dente preparado, em cada marca foram realizadas 4 mensurações em pontos distintos, totalizando em 64 mensurações por espécime. Os resultados foram submetidos à análises de variância e aos testes t independente e vinculado ($p < 0,05$). Os três sistemas cerâmicos mostraram adaptações cervicais depois da cimentação estatisticamente inferiores à adaptação cervical antes da cimentação para os dois cimentos. O IPS e.maxpress mostrou valores de adaptação cervical estatisticamente superiores ao Cergogold antes da cimentação. Nenhuma diferença estatisticamente significativa foi encontrada entre IPS e.maxpress e In Ceram Alumina, e In Ceram e Cergogold. Depois da cimentação nenhuma diferença estatisticamente significativa foi encontrada para os três sistemas cerâmicos quando cimentados com agentes de cimentação resinosos ou de ionômero de vidro modificado por resina. Dentro das limitações deste estudo, pode-se concluir que a cimentação aumenta a desadaptação marginal entre a coroa e o preparo para os três sistemas cerâmicos avaliados com dois tipos de agentes de cimentação.

Palavras-chaves: Cerâmica, adaptação cervical, cimentos dentais

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the cervical fit of all ceramic crowns (IPS e.maxpress, Cergogold and In Ceram Alumina) on bovine teeth with two luting agents before and after cementation. Ninety bovine incisors were embedded in resin. The coronal portions of the teeth were prepared to receive full-coverage crowns. Thirty crowns with approximately 7.0 mm in height, 6.4 mm for bottom diameter, and 4.2 mm for top diameter were fabricated for each ceramic system. The crowns were seated on the teeth and the marginal discrepancy was measured using a measuring microscope. Then, fifteen crowns of each ceramic system were luted on the teeth with resin cement (Variolink II) and resin modified glass ionomer cement (Rely X – Luting Cement), and the marginal discrepancy was measured. Sixteen marks were made surrounding each prepared tooth, and four measurements were carried on in each mark resulting in sixty-four measurements for each specimen. The results were submitted to analysis of variance and *t* tests ($p < .05$). The three ceramic systems showed cervical fits after cementation statistically inferior to cervical fits before cementation for the two cements. The IPS e.maxpress showed values for cervical fit statistically superior to Cergogold before cementation. No statistically significant difference was found between IPS e.maxpress and In Ceram Alumina and In Ceram and Cergogold. After cementation no statistically significant difference was found for the three ceramics systems when luted with resin or glass ionomer luting agents. Within the limitations of this study, it can be concluded that cementation increases the marginal gap between the crown and the preparation for the three ceramic systems evaluated with two kinds of luting agents.

Key words: Ceramic, cervical fit, dental cements.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	8
2. REVISÃO DA LITERATURA	10
3. PROPOSIÇÃO	32
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	33
4.1. Preparação dos dentes	33
4.2. Mensuração da adaptação marginal antes da cimentação	42
4.3. Aplicação do cimento	44
4.4. Mensuração da adaptação marginal depois da cimentação	47
5. RESULTADOS	48
6. DISCUSSÃO	49
7. CONCLUSÃO	51
REFERÊNCIAS	52
APÊNDICE	56

1. INTRODUÇÃO

As cerâmicas dentais tem se tornado a melhor escolha para a confecção de restaurações que mimetizam a estrutura perdida ou destruída de um elemento dental natural (HEYDECKE et al., 2005 e RAPTIS et al., 2006). Estes materiais possuem características desejáveis como estabilidade química, biocompatibilidade, alta resistência compressiva e um coeficiente de expansão térmica similar ao da estrutura dental (MITCHELL e ORR, 2005; CHU, 2005 e XIBLE et al., 2006). Contudo, a tecnologia de materiais e processamento de restaurações cerâmicas tem expandido a indicação e a procura por melhores resultados (FRADEANI et al., 2005). Pelo fato de que as cerâmicas são restaurações indiretas e precisam ser cimentadas, há sempre um espaço entre a restauração e o preparo. Se este espaço é grande, maior quantidade de material de cimentação é exposto para a cavidade oral. Placa bacteriana pode acumular nesta área, o que pode resultar em inflamação gengival, cáries e lesões pulpares resultando em falha na restauração (SANTOS et al., 2009 e ORSTAVIK e ORSTAVIK, 1976). Em adição, uma grande linha de cimentação pode criar concentrações de tensão, o que poderia reduzir a resistência final da restauração (TUNTIPRAWON e WILSON, 1995).

Diferentes tipos de cimentos tem sido utilizados e três deles tem gerado opiniões controversas sobre o tipo que seria mais apropriado (FRADEANI et al., 2005 e SANTOS et al., 2009). Quando consideramos restaurações de cerâmica pura, tem sido relatado que a resistência à fratura pode ser melhorada pelo uso de cimentos resinosos. Tem-se defendido que este tipo de cimento seria a preferência para cimentação de restaurações de cerâmica pura (KELLY et al., 1990 e GROTEN e PROBSTER, 1997). O desenvolvimento de cimentos de ionômero de vidro modificados por resina foi destinado a melhorar as propriedades físicas dos cimentos de ionômero de vidro convencionais, bem como melhorar estética, tempo de trabalho e adesão (KIM et al., 1998 e CHAN et al., 2006). Tem-se mostrado que cimentos de ionômero de vidro modificados por resina não diminuem a resistência final de coroas de cerâmica pura (LEEVAILOJ et al., 1998).

Para ser considerado um cimento verdadeiro o agente de fixação deve possuir reação de presa tipo ácido/base. Contudo, a resina composta que durante o texto é descrita como cimento resinoso, não sofre este tipo de reação, mas sim polimerização por formação de radicais livres. Pelo fato de ser um agente de fixação e a maioria dos profissionais usar o

termo cimento resinoso, o mesmo será usado neste trabalho. Por outro lado o cimento de ionômero de vidro modificado por resina se comporta como um cimento verdadeiro.

Discrepâncias marginais tem sido avaliadas extensivamente; entretanto, o número de corpos-de-prova e de mensurações por espécime relativamente baixos tem limitado as análises estatísticas (YEO et al, 2003). Somente quatro mensurações por espécime tem sido relatadas, embora, GROTEN et al., (2000) declararam que pelo menos 50 mensurações são necessárias para se alcançar informações relevantes. Uma variedade de metodologias tem relatado discrepâncias marginais entre 19 e 160 μm (LEEVAILOJ et al., 1998; YEO et al., 2003; GROTEN et al., 2000; KERN et al., 1993; MCLEAN e VON FRAUNHOFER, 1971; BESCHNIDT e STRUB, 1999; GROTEN et al., 1997; BALKAYA et al., 2005; LEEMPOEL et al., 1987; NORDLANDER et al., 1988 e JORGENSEN, 1955). Tem sido mostrado também que discrepâncias entre o troquel principal ou de trabalho e a superfície interior da coroa aumentarão a discrepância. Troqueis de aço ou troqueis de resina tem sido empregados para mensurar a precisão marginal de restaurações indiretas (BOTTINO et al., 2007 e GREY et al., 1993). Embora o uso destes materiais resulte em padronização mais precisa do limite do preparo, eles não fornecem o caráter específico de tecidos dentais duros. No presente estudo foram usados dentes bovinos porque eles são histologicamente e morfológicamente similares à dentina humana e são de mais fácil obtenção (NAKAMICHI et al., 1983).

A diferença na discrepância marginal criada usando cimento resinoso e de ionômero de vidro modificado por resina com diferentes sistemas cerâmicos não tem sido completamente relatada. O objetivo deste estudo foi avaliar a adaptação cervical de coroas de cerâmica pura (IPS e.maxpress, Cergogold e In Ceram Alumina) em dentes bovinos com dois cimentos antes e depois da cimentação. As hipóteses nulas foram: (1) o tipo de cimento não afeta a adaptação marginal dos três diferentes sistemas cerâmicos; (2) o tempo de avaliação (antes e depois da cimentação) não afeta a adaptação marginal dos três diferentes sistemas cerâmicos.

2. REVISÃO DA LITERATURA

JORGENSEN (1955), avaliou a relação entre retenção e ângulo de convergência em coroas laminadas cimentadas. Foram usados, em vez de dentes naturais, cones de galalite; eles tinham as seguintes dimensões: a base tinha 8 mm de diâmetro e 8 mm de altura; o ângulo vertical do cone (o ângulo de convergência) tinha os valores 5, 10, 15, 20, 25, 35 ou 45°. Os cones foram feitos em um torno mecânico para uma precisão de $\pm 0,005$ mm. A fim de assegurar superfícies uniformes a mesma técnica de torneamento foi usada para todos os cones. A superfície estava em todos os casos sem brilho e sem marcas visíveis do torneamento. Para cada ângulo vertical 10 cones foram feitos. Nos cones foram colocadas alças para que eles pudessem ser montados na máquina para testes de tração. Foram usados, em vez de coroas fundidas, tampões de bronze. Como os cones, suas superfícies internas foram torneadas com a mesma ferramenta e na mesma velocidade. Para cada ângulo vertical 3 tampões foram feitos. Como se desejava examinar a retenção entre as superfícies oblíquas do cone e o tampão somente, uma cavidade cilíndrica foi feita em continuidade ao furo cônico do tampão. No tampão também foi colocada uma alça para que ele pudesse ser montado na máquina para testes de tração. A mesma marca de cimento fosfato foi usada para todas as cimentações, em uma proporção de mistura para dar consistência normal de acordo com especificação N° 8 da A.D.A. A espatulação e a cimentação foram realizadas de acordo com a técnica padronizada. A pressão de cimentação, que equivaleu a 4 kg nos experimentos padrões, foi mantida por 10 minutos. A fim de evitar que o excesso de cimento que foi pressionado para fora da parte cilíndrica do tampão de bronze influencie os resultados dos testes de tração as superfícies finais dos cones foram enceradas antes da cimentação. Para evitar erros na pressão de cimentação, um furo transversal partindo do furo cilíndrico nos tampões para suas superfícies externas foi feito para fornecer uma saída para o ar retido. A retenção entre as superfícies oblíquas do cone e o tampão foi mensurada 24 horas depois da cimentação. Os testes de tração foram feitos em uma máquina de teste Losenhausen (máximo 1,000 kg). A taxa de tração foi ca. 500 g por segundo. Um pequeno número de testes de tração foram feitos após pressões de cimentação de 0,5 kg ou 10 kg. Os resultados experimentais demonstraram que, para a menor pressão, o valor de retenção para cada ângulo de convergência estava dentro dos valores tabulados, enquanto os valores para a maior pressão de cimentação em todos os casos excederam o valor tabulado. A influência da lisura da

superfície foi examinada riscando a superfície interna do tampão de bronze com um pedaço de papel de areia Nº 0. O risco era tão pequeno que mal se via a olho nu. Isto foi realizado com os tampões fixados no torno mecânico e o tempo e pressão utilizados foram o mais uniforme possível. Somente a superfície do bronze foi riscada, pois os experimentos anteriores tinham mostrado que o cimento sempre aderiu ao cone após os testes de tração. Os resultados dos testes de tração com tampões de bronze riscados demonstraram que em todos os casos houve um aumento substancial na retenção em comparação com os tampões correspondentes não riscados. Além disso, observou-se que nenhuma relação regular foi encontrada entre ângulo de convergência e retenção. O autor concluiu que isto é, sem dúvida, devido ao fato de que o grau de rugosidade na superfície interior dos tampões de bronze não foi padronizado, por não haver nenhum método de padronização conhecido.

MCLEAN e VON FRAUNHOFER, (1971), avaliaram a estimativa da espessura da película de cimento por uma técnica *in vivo*. *Inlays* em ouro, coroas totais em ouro e coroas de jaqueta metalocerâmica e porcelana aluminosa foram estudadas. Todas essas restaurações foram fabricadas por um laboratório comercial para se obter um alto padrão de adaptação clínica. Foram feitos os preparos dos dentes, os quais foram moldados com polissulfeto. Foram feitos os troquéis, nos quais as restaurações foram preparadas. Todas as restaurações metálicas foram posicionadas no dente preparado *in vivo* e radiografias foram tomadas para estabelecer a precisão antes da cimentação. Cada restauração foi então limpa em álcool e as superfícies dos dentes limpas com um spray de água atomizada. Uma mistura padrão de Impregum foi preparada, a qual foi utilizada para revestir cuidadosamente as restaurações e enchê-las até a borda. A restauração foi então colocada no dente e assentada na posição com firme pressão manual em um instrumento plástico com término em bola. O paciente foi orientado a morder uma almofada de borracha para manter esta pressão por 2 minutos. Após 6 minutos, a restauração foi gentilmente removida do dente. Geralmente, o filme de Impregum aderiu à restauração e se soltou totalmente do dente. No caso de coroas de jaqueta de porcelana aluminosa, o filme de Impregum usualmente aderiu ao dente, em vez de à restauração, necessitando ser revestidas com resina Scutan *in vivo*. A remoção de todas as restaurações necessitaram de muito cuidado para evitar a ruptura da película de borracha. Películas finas como 10 µm poderiam ser reproduzidas com bastante precisão. Os filmes de borracha foram então embebidos em Scutan e os espécimes seccionados com uma roda de corte em baixa velocidade. Cortes horizontais foram feitos de mesial para distal. Para facilitar o manuseio, os espécimes foram embebidos em acrílico e as superfícies preparadas para microscopia. Os espécimes polidos foram examinados sob baixa ampliação com um

microscópio Reichert MeF2. Determinação direta da película de borracha claramente distinguível foi possível. Os resultados demonstraram que houve um alto coeficiente de variação nos resultados variando de 45 por cento até 132 por cento. A aplicação do Student t test indicou que não houve diferença significativa em nível de 5 por cento de probabilidade entre a média de espessura de filme de cimento para algumas das regiões estudadas de uma dada classe de restauração. Além disso, nenhuma diferença significativa em nível de 5 por cento pôde ser encontrada entre a espessura de filme de cimento em uma dada região para quaisquer duas classes de restaurações. Os autores concluíram que é conveniente a escolha de restaurações como coroas de jaqueta de porcelana, pelo seu potencial de ajuste de oclusão *in vivo*. Além disso, os problemas de adaptação da área de contato proximal pode ser bastante facilitada.

ORSTAVIK e ORSTAVIK, (1976), avaliaram a adesão *in vitro* de *Streptococcus sanguis* a materiais restauradores (coroas e próteses fixas) e cimentos. Para isso, os autores investigaram a capacidade de uma bactéria comum da placa dental, *Streptococcus sanguis*, em aderir a coroas, próteses fixas e cimentos. Blocos cilíndricos de cinco diferentes marcas comerciais de cimento, com e sem películas adquiridas, foram incubados com suspensões tampões de *S. sanguis* por 1 h. Bactérias aderidas foram contadas sob o microscópio. Os resultados demonstraram que *S. sanguis* tinha afinidade particularmente elevada por cimento revestidos de resina. Em contraste, foi testado o cimento de carboxilato, um substrato pobre para a aderência da bactéria. Os demais tipos de cimento (fosfato de zinco, óxido de zinco e fosfato de silício) tinham qualidades intermediárias para aderir superfícies. A presença de uma película adquirida, obtida pelo pré-tratamento com a saliva, influenciou a adesão inicial de bactérias *in vitro*. Sobre o cimento resinoso uma película salivar reprimiu fortemente a adesão bacteriana. Para o fosfato de zinco, óxido de zinco e cimento silico-fosfato houve uma película um pouco maior do destacamento de *S. sanguis*. No cimento carboxilato, apenas poucos organismos ligados também após pré-tratamento com saliva.

NAKABAYASHI et al., (1982), avaliaram a promoção da adesão pela infiltração de monômeros em substratos dentários. Para isso foi feito estudo da eficácia do 4 metacriloxietil-trimelitato anidrido (4-META) na adesão de uma haste de acrílico com a dentina e esmalte condicionados. Os resultados demonstraram que condicionamento de substratos dentários com uma solução de ácido cítrico 10% de cloreto férrico 3% antes da adesão foi eficaz. Monômeros com ambos os grupos hidrofílicos e hidrofóbicos, como 4-META promoveram a infiltração dos monômeros no tecido duro. A infiltração dos monômeros promoveu boa adesão aos substratos após polimerizados. A resistência de união à tração foi de 18 MPa na

dentina condicionada. Estudos de microscopia eletrônica de varredura sugeriram que os monômeros possuem afinidade com o tecido duro. Os autores concluíram que a boa adesão não foi fornecida pela penetração nos túbulos como havia sido considerado anteriormente.

NAKAMICHI et al., (1983), avaliaram dentes bovinos como possíveis substitutos no teste de adesão. A fim de encontrar um substituto para dentes humanos em testes de adesão, a força adesiva de dentes bovinos, foi comparada com a de dentes humanos, utilizando cinco cimentos e duas resinas compostas. Os resultados demonstraram que a adesão ao esmalte e a camada superficial da dentina não mostrou diferença estatisticamente significativa entre os dentes humanos e bovinos, embora os valores médios foram sempre ligeiramente inferiores com dentes bovinos. Adesão à dentina bovina diminuiu consideravelmente com a profundidade de dentina.

LEEMPOEL et al., (1987), avaliaram o ângulo de convergência dos preparos dentais para coroas completas. Troquéis de trabalho de moldes dos preparos das coroas foram aleatoriamente selecionados a partir dos 285 modelos laboratoriais de dois dentistas. As restaurações tinham sido inseridas 5 a 10 anos antes e ainda estavam funcionando adequadamente na boca. Os dentes foram preparados sem sulcos de retenção. O número total de troquéis selecionados aleatoriamente foram 132 e sua distribuição por dente e arcada dental foi a seguinte: Dentista 1 (16 pré-molares superiores e 8 inferiores, totalizando 24; 18 molares superiores e 19 inferiores, totalizando 37. Dentista 2 (24 pré-molares superiores e 14 inferiores, totalizando 38; 14 molares superiores e 19 inferiores, totalizando 33. Total (132 dentes, sendo 72 superiores e 60 inferiores). Uma fotografia foi feita da superfície vestibular e da superfície proximal do preparo para mensurar o ângulo de convergência. Os negativos foram fixados em um dispositivo de registro D-Mac, consistindo de um projetor de slide, tabela de mensuração e equipamento de registro de posição. O projetor foi ajustado em uma ampliação linear x18. Foram designados dois pontos nas superfícies mesial e distal para a fotografia vestibular. Uma fotografia proximal registrou as superfícies vestibular e lingual do preparo do dente. Estes pontos foram localizados na porção reta do contorno no centro da superfície. As coordenadas vestibulares e proximais foram registradas para cada troquel. Dois dentistas realizara, as mensurações independentemente. Os resultados demonstraram que o observador 1 mensurou sistematicamente maiores ângulos que o observador 2 (teste t pareado; $p < 0,01$). Houve erro de mensuração e a correlação interobservadores foi satisfatória. O valor médio de ambos os observadores na mesma visão de cada troquel foi então usado para maiores análises. Os resultados mostraram uma vasta variedade de médias de ângulos, variando de 14,3 a 31,3 graus e quando o desvio padrão foi considerado a

variação foi ainda mais impressionante. Análises de variância ilustraram um significativo efeito característico do dente ($p < 0,0001$), efeito da arcada dental e uma interação entre tipo de dente e arcada ($p = 0,03$). A influência da proficiência entre dentistas não foi perceptível. Os molares tem a maior diferença de ângulo de convergência global (11,7 graus) e os molares inferiores são 5,7 graus mais convergentes. Os autores concluíram que os 132 troquéis mensurados revelaram uma variação inesperada nos ângulos de convergência (15,5 a 30,2 graus). Os preparos de molares inferiores tiveram o maior ângulo de convergência. Pesquisas adicionais poderiam ser realizadas sobre o desenho de preparos de molares inferiores.

NORDLANDER et al., (1988), avaliaram o estreitamento das preparações clínicas para prótese fixa. Para isso tomou-se como base os ângulos de convergência dos preparos com cobertura total, os quais foram medidos em um ambiente clínico e comparados entre si e com a convergência ideal de 4 a 10 graus. Os autores relataram que apesar da ênfase educacional, a aplicação prática do desenho do preparo rotineiramente excede a convergência ideal, resultando em características de retenção e resistência diferentes das descritas no laboratório e trabalhos teóricos. Comparação das preparações realizadas por residentes e por protesistas neste estudo mostraram que o preparo com convergência ideal raramente é alcançado. Os autores concluíram que, dada a inter-relação complexa de fatores clínicos, teóricos e mecânicos que determinam as características de retenção e resistência de um preparo *in vivo*, é aconselhável um desenho de preparo que misture características de retenção com as exigências funcionais. Por ser difícil avaliar a convergência em preparos intraorais, esforços devem ser direcionados ao uso de outros dispositivos de retenção, em especial sobre os preparos posteriores onde dificilmente se alcança uma convergência ideal.

KELLY et al., (1990), realizaram uma análise de superfície de fratura das cerâmicas odontológicas: restaurações fracassadas clinicamente. Exame de fractografia foi utilizado. Os autores relataram que alguns princípios básicos da mecânica da fratura e fractografia são analisadas e relacionadas com o exame clínico de falha de restaurações de cerâmica. Restaurações Dicor e Cerestore que tinham falhado conforme critério estabelecido pelo exame de fractografia, 17-36 meses após a cimentação foram avaliadas. Restaurações Dicor fracassadas foram estudadas para determinar a origem da falha e calcular a tensão de ruptura intra-oral. Informações descritivas sobre a origem e padrão das trincas foram obtidas a partir de restaurações fracassadas confeccionadas de Cerestore de primeira geração. Os resultados demonstraram que a maioria das coroas, aparentemente, fracassaram a partir da superfície interna, indicando-a como a maior superfície de tensão e / ou a localização das maiores falhas

(bolhas / irregularidades). Os autores concluíram que as falhas estavam relacionadas à fabricação ou inerentes à microestrutura da cerâmica.

KERN et al., (1993), avaliaram a adaptação marginal de restaurações antes e após a cimentação *in vivo*. Usando um projeto paralelo ao acaso, um *coping* foi cimentado com cimento de fosfato de zinco (Phosphacap) e um com cimento de ionômero de vidro (Ketac-Cem Maxicap) para cada um dos 12 pacientes. Um exame cego de adaptação marginal das restaurações foi realizado antes e após a cimentação utilizando a técnica de réplica e um microscópio eletrônico de varredura. Os resultados demonstraram que as discrepâncias marginais médias para todos os *copings* foram cerca de 30 μm (mediana de 23 μm), antes da cimentação. Elas aumentaram significativamente após a cimentação a 86 μm (média 63 μm) no cimento de fosfato de zinco coifas, mas apenas a 47 μm (mediana de 44 μm) na *copings* de cimento de ionômero de vidro.

GREY et al., (1993), fizeram uma comparação da adaptação *in vitro* de coroas convencionais e um novo sistema de cerâmica pura. Foram confeccionadas trinta e três coroas de tamanho e forma semelhantes para se adaptarem em um troquel padrão de bronze. Onze coroas foram fabricadas a partir de cada um dos seguintes grupos de materiais: metal, cerâmica, porcelana aluminizada e um novo sistema de cerâmica com base em um *coping* de alumina infiltrada por vidro. A precisão apropriada de cada coroa foi determinada usando uma pasta de silicone de baixa viscosidade, antes da cimentação no troquel de bronze com cimento de fosfato de zinco. A espessura média foi de 95 μm , 154 e 123, respectivamente. Em cada coroa cimentada foi feito o ensaio até a fratura. Os resultados demonstraram que a carga média de fratura das coroas de alumina infiltrada por vidro foi significativamente maior do que das coroas de jaqueta de porcelana aluminizada ($P < 0,0001$), mas não significativamente diferente das coroas metalo-cerâmicas.

TUNTIPRAWON e WILSON, (1995), avaliaram o efeito da espessura do cimento na resistência à fratura de cerâmica pura. Para isso foram utilizadas trinta e três coroas de jaqueta de porcelana aluminizadas, as quais foram divididas em três grupos. No Grupo 1, somente folha de platina foi usada para fornecer espaço para o cimento. No Grupo 2 duas camadas e Grupo 3 quatro camadas de espaçador foram pinceladas sobre o troquel de metal antes da moldagem. Cada coroa foi cimentada em um troquel de metal com cimento de fosfato de zinco e carregados (ensaio de compressão) até a fratura. A força máxima para fraturar cada coroa foi registrada. Os resultados demonstraram que a carga de ruptura média foi de 408 N para o Grupo 1, 365 N para o Grupo 2 e 324 N para o Grupo 3. ANOVA (SPSS) encontraram uma diferença significativa ($p < 0,05$) entre os grupos. Um teste de Scheffé

revelou uma diferença significativa entre os grupos 1 e 3. Os autores concluíram que o aumento da espessura de cimento acima de 70 microns reduziu a resistência à fratura de coroas de jaqueta em porcelana.

GROTEN et al., (1997), avaliaram a consistência da adaptação marginal de coroas de cerâmica pura usinadas durante a fabricação. As avaliações foram conduzidas por microscopia óptica e por microscopia eletrônica de varredura *in vitro*. Com este objetivo fez-se uso de um troquel de trabalho de aço de um incisivo central superior com uma preparação em ombro e um ângulo interno arredondado. Moldagens foram feitas para produzir 10 troquéis de trabalho. Uma coroa por troquel de trabalho foi fabricada. A avaliação da adaptação marginal foi realizada no troquel de trabalho de aço utilizando-se um microscópio de luz e um sistema computadorizado de análise de imagens de vídeo após frezagem (A), a infiltração de vidro (B), e revestimento (C). Aproximadamente 3900 leituras foram tomadas. Em uma série final as coroas laminadas foram medidas com microscópio eletrônico de varredura (Cs), produzindo cerca de 1.000 leituras. Os resultados obtidos foram: média A, 25,1 microns, sd, 5,1 μm , variando de 2,5-76,8 μm : média B, 20,6 μm , sd, 2,3 μm , variando de 2,5-76,1 μm : média C, 18,3 μm , sd, 4,1 μm , variando de 2,5-87,2 μm : Cs média, 23,0 μm , sd, 7,6 μm , variando de 0,0-94,5 μm . Os resultados foram avaliados estatisticamente utilizando o teste-t. As diferenças encontradas entre as séries não apresentaram relevância prática. Portanto, os autores concluíram que as etapas de fabricação, não tem influência óbvia sobre a largura do espaço externo marginal. Microscopia eletrônica de varredura de dados parecem confirmar os resultados de luz microscópica. Assim, espera-se que o método Celay In-Ceram produza um ajuste marginal clinicamente aceitável.

KIM et al., (1998), avaliaram as propriedades físicas (alteração da dimensão linear, coeficiente de expansão térmica e solubilidade e absorção de água) e resistência ao cisalhamento de duas resinas compostas modificadas por ionômero de vidro: RMGIs (FJL e VT) e como controle, um ionômero de vidro convencional: CGI (FJ). Todos foram utilizados de acordo com as recomendações do fabricante. Os resultados demonstraram que noventa por cento de encolhimento sob condições de seca e expansão higroscópica nominal em água durante 360 h ocorreu nas primeiras 24 h. A expansão nominal higroscópica do CGI foi de 0,38%, enquanto a do RMGIs foi em torno de 1%, mas considerando o encolhimento da configuração a expansão higroscópica total de CGI e RMGIs foi em torno de 7 vezes e cerca de 2,5 vezes, respectivamente. A expansão térmica da RMGIs após imersão em água foi maior do que sob condição seca. Em contraste, FJ demonstrou expansão menor do que sob

condição seca. Não houve diferença significativa entre FJL e VT ($P < 0,05$), no que diz respeito a absorção de água. A resistência ao cisalhamento do RMGIs ao esmalte e dentina foram superiores ao FJ, exceto para VT à dentina. Os autores concluíram que: 1) A expansão higroscópica total de CGI foi 7 vezes maior e no RMGIs 2,5 vezes maior que a expansão higroscópica nominal. Não houve diferenças significativas em expansão higroscópica total entre os três ionômeros de vidro ($P < 0,05$); 2) A absorção de água das RMGIs foi maior do que o CGI e não houve diferença significativa diferença entre FJL e VT ($P < 0,05$). FJL apresentou a maior solubilidade entre os três ionômeros de vidro e houve diferenças significativas exceto entre FJ e VT ($P < 0,05$); 3) O coeficiente de expansão térmica dos três ionômeros de vidro na condição seca mostrou diferenças significativas, exceto entre FJ e VT ($P < 0,05$), e há foram encontradas diferenças significativas entre os três ionômeros de vidro ($P < 0,05$) em 15 dias condição de imersão em água. Na condição de imersão em água, a RMGIs mostrou um valor maior do que na condição seca, em contraste com o CGI, que se tornou menor; 4) FJL apresentou resistência de união ao cisalhamento superior em esmalte e dentina de dentes bovinos do que CGI, mas VT apresentou maior resistência ao cisalhamento apenas à dentina.

LEEVAILOJ et al., (1998), realizaram um estudo *in vitro* sobre a incidência de fratura e carga compressiva de fratura de coroas de cerâmica pura cimentadas com ionômero de vidro modificado por resina e outros agentes de cimentação. Utilizou-se com este objetivo cinquenta dentes premolares superiores humanos, os quais foram preparados para cada sistema cerâmico e divididos em 5 subgrupos de 10 dentes para serem cimentados com 5 cimentos. As amostras foram observadas para as linhas de fratura e início das trincas em tempos de armazenamento de até 2 meses. Incidência de fratura foi analisada com o teste exato de Fisher. As amostras que não fraturaram durante o armazenamento foram carregadas em compressão para falha. Cargas de fratura foram submetidas à análise de variância e comparações múltiplas pareadas. Os resultados demonstraram que somente coroas de cerâmica pura cimentadas com cimento resinoso com liberação de flúor (Advance) fraturaram durante o período de observação de 2 meses, e as coroas de jaqueta em porcelana fraturaram mais cedo e mais frequentemente do que as coroas In-Ceram. Rachaduras iniciadas na margem da coroa, e várias linhas de trinca foram encontradas com o tempo de armazenamento aumentado. Coroas In-Ceram foram significativamente mais resistentes ($140 \pm 21,5$ kg) do que coroas de porcelana jaqueta ($98,6 \pm 17,8$ kg) com $P < 0,05$. Para coroas In-Ceram, o tipo de cimento não influenciou na carga de ruptura, enquanto para as coroas de jaqueta em porcelana, Fuji I (110,5 kg) foi significativamente maior que o Rely X -Vitremer (86,6 kg), P

<0,05. Os autores concluíram que para os cimentos estudados, apenas as coroas cimentadas com cimento resinoso Advance demonstraram fratura durante o armazenamento de 2 meses, e que o cimento de ionômero de vidro modificado por resina não apresentou fratura de coroas de cerâmica.

BESCHNIDT e STRUB, (1999), fizeram uma avaliação da adaptação marginal de diferentes sistemas de coroa de cerâmica pura após a simulação em boca artificial. A adaptação marginal *in vitro* de cinco diferentes sistemas de coroa de cerâmica pura (In-Ceram, Empress técnica de pigmentação, Empress técnica estratificada, Celay sistema feldspático, Celay sistema In-Ceram) foi avaliada antes e após a pré-carga cíclica em uma boca artificial. As coroas foram cimentadas adesivamente ao incisivo superior natural extraído, preparados com um ombro de 90 graus. Os resultados foram comparados aos de coroa de metalocerâmica (PFM) com ombro cerâmico, que foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco. A análise das discrepâncias marginais mostraram diferenças significativas ($P < 0,001$) entre os grupos. A cimentação da coroa aumentou o desajuste marginal de forma significativa ($P < 0,01$). Coroas Empress técnica de pigmentação apresentaram menor desajuste marginal (47 μm de média), seguido de coroas In-Ceram convencional (mediana de 60 μm) e coroas Empress técnica estratificada (mediana de 62 μm). Coroas Celay In-Ceram exibiram fendas marginais, com uma mediana de 78 μm , seguido de coroas Celay feldspática com uma mediana de 99 microns. A desadaptação marginal das coroas de controle PFM apresentou uma mediana de 64 μm . Envelhecimento no simulador de mastigação não teve influência significativa na adaptação marginal de todos os espécimes. Os autores concluíram que todas as coroas de cerâmica pura testadas apresentaram margens clinicamente aceitáveis. No entanto, os mesmos sugerem que investigações *in vivo* de todos os sistemas de coroa totalmente em cerâmica deveriam ser feitas antes da rotina clínica.

GROTEN et al., (2000), determinaram em seu estudo, o número mínimo de medições de fenda marginal necessário para avaliação de adaptação marginal *in vitro*. Para tanto, utilizou-se dez coroas de cerâmica, as quais foram fabricadas em um troquel de trabalho de aço. Fendas ao longo das margens da coroa foram investigadas em um microscópio eletrônico de varredura no troquel de trabalho sem cimentação e em réplicas dos troquéis após cimentação convencional. As medições foram realizadas em etapas de 100 μm de acordo com definições de 3 fendas. O número inicial de medições por coroa ($n = 230$) foi reduzida para subconjuntos menores usando as duas abordagens sistemáticas e aleatórias para determinar o impacto sobre a qualidade dos resultados. Os resultados demonstraram que a redução de 230 para cerca de 50 medidas causaram menos de $\pm 5 \mu\text{m}$ de variabilidade de médias aritméticas.

Análise de erros padrão, mostrou aumentar lentamente valores menores que 3 μm , ambos indicando que não houve impacto relevante sobre a qualidade dos resultados. Tamanhos menores de dados resultaram em aumento acelerado de erros padrão e variabilidades divergentes da média. O mínimo de 50 medidas não depende de definição da fenda ou condição de cimentação. Os autores concluíram que cinquenta medições são necessárias para obter informações clinicamente relevantes sobre o tamanho da diferença, independentemente de os locais de medição serem selecionados de maneira sistemática ou aleatória, que é muito mais do que atual em estudos *in vitro*.

BORGES (2003), avaliou a adaptação cervical de coroas totais cerâmicas livres de metal antes e após cimentação. O autor utilizou 90 dentes incisivos bovinos, os quais receberam preparos para coroa total. Trinta coroas de cada sistema cerâmico (IPS Empress 2, Cergogold e In Ceram Alumina) foram confeccionadas e um stopper foi feito para assegurar a posição das coroas. Para a avaliação da desadaptação marginal tanto antes como após a cimentação, oito marcas foram confeccionadas na superfície radicular e na coroa. Os resultados indicaram que os três sistemas cerâmicos apresentaram desajuste cervical após a cimentação estatisticamente superiores ao desajuste cervical antes da cimentação, para os dois cimentos. O sistema IPS Empress 2 apresentou valores de desajuste cervical estatisticamente superiores ao Cergogold antes e após a cimentação. Nenhuma diferença estatística foi observada entre o sistema IPS Empress 2 e In Ceram e In Ceram e Cergogold. Para os três sistemas cerâmicos, nenhuma diferença estatística foi observada para o desajuste cervical quando cimentadas com cimento resinoso e ionômero de vidro. O autor concluiu que os três sistemas cerâmicos (IPS Empress 2, Cergogold e In Ceram) apresentaram valores de desajuste cervical após a cimentação estatisticamente superiores ao desajuste antes da cimentação, quando cimentados com os cimentos de ionômero de vidro e resinoso. O sistema IPS Empress 2 apresentou valores de desajuste cervical superiores ao sistema Cergogold antes e após a cimentação e para os três sistemas cerâmicos, nenhuma diferença estatística foi observada para o desajuste cervical quando cimentadas com cimento de ionômero de vidro e resinoso.

YEO et al., (2003), avaliaram o ajuste marginal *in vitro* de três sistemas de coroa de cerâmica pura. A discrepância marginal *in vitro* de três diferentes sistemas (In-Ceram Celay convencional, In-Ceram e IPS emax ceram técnica de estratificação), e um grupo controle de restaurações metalocerâmicas foram avaliados e comparados por avaliação da dimensão do espaço entre as coroas e as margens dos dentes preparados. As coroas foram feitas para um incisivo central superior extraído, preparado com uma margem de 1 mm de ombro e paredes

com convergência de 6 graus. Trinta coroas foram fabricadas por sistema. Medições das coroas foram registradas com um microscópio óptico, com uma precisão de $\pm 0,1$ microm, em 50 pontos espaçados de aproximadamente 400 micrometros ao longo da margem circunferencial. O critério de 120 micrometros foi usado como a máxima desadaptação marginal aceitável clinicamente. Média de dimensões de desadaptação e o desvio-padrão foram calculados para a desadaptação marginal. Os dados foram analisados com uma análise de variância 1-way (alfa =0,05). Os resultados demonstraram que média de dimensões de desadaptação e o desvio-padrão na abertura marginal para as coroas dos incisivos foram 87 ± 34 μm para o controle, 83 ± 33 μm para Celay In-Ceram, 112 ± 55 μm de In-Ceram convencional, e 46 ± 16 μm para a técnica de estratificação IPS Empress 2. Foram encontradas diferenças significativas entre os grupos ($P < 0,05$). Comparado com o grupo controle, no grupo IPS Empress 2 as discrepâncias marginais foram significativamente menores ($P < 0,05$), e o grupo In-Ceram convencional apresentou significativamente maior discrepância marginal ($P < 0,05$). Não houve diferença significativa entre o Celay-Ceram e o grupo controle. Os autores concluíram que dentro das limitações deste estudo, as discrepâncias marginais estavam todas dentro do padrão considerado clinicamente aceitável fixado em 120 μm . No entanto, o sistema IPS e.maxpress mostrou a dimensão da desadaptação menor e mais homogênea, enquanto que o sistema In-Ceram convencional apresentou a medida de distância maior e mais variável em comparação com o metal da restauração (controle) de cerâmica.

FEDERLIN et al., (2004), avaliaram a influência do desenho do preparo e material cimentante na adaptação interna de coroas cerâmicas parciais. Foram feitos preparos para PCC em 144 molares humanos extraídos com os seguintes desenhos de preparos ($n = 48/\text{preparo}$): A – Preparo com junção da cobertura da cúspide funcional com a restauração; B - Redução horizontal das cúspides funcionais e C – Preparo com redução completa da junção da cúspide funcional com a restauração. Cúspides não funcionais não foram cobertas; caixas proximais mesial e distal foram extendidas 1 mm abaixo da junção esmalte-cimento. PCC foram fabricadas de cerâmica Vita Mark II (Vita) com uma Cerec 3 Unit (Sirona) e cimentadas adesivamente às cavidades, utilizando os sistemas de cimentação: (VL), Variolink II / Excite (Vivadent), (PA), Panavia F / ED Primer (Kuraray), (DY) NT / Dyract Prime & Bond (DeTrey / Dentsply) e (FU) Fuji Plus / GC Cavity Conditioner (GC). As amostras foram simultaneamente expostas à termociclagem e carga mecânica (TC: 5000x8, 55 graus C, 30 segundos / ciclo; ML: 500000x72.5N, 1.6Hz). A adaptação marginal foi observada pela avaliação da penetração do corante em vários cortes, relacionando a distância de penetração

real do comprimento máximo da parede da cavidade correspondente (100%). Cerâmica e interfaces dente-material de cimentação foram avaliadas separadamente. Os dados foram analisados estatisticamente com o Mann Whitney U-test e Wilcoxon Rank Sumtest. Os resultados demonstraram que, em geral, nenhuma diferença significativa foi encontrada entre os preparos A, B e C. A combinação do preparo C e material cimentante PA mostrou uma tendência de menores valores de penetração do corante, especialmente dentro da dentina (30%). Diferenças significativas puderam ser determinadas entre materiais de cimentação: Os materiais compósitos de cimentação PA (0%) e VL (1%) revelaram menor penetração de corante que o compômero DY (6%) e o cimento de ionômero de vidro modificado por resina (RMGIC) FU (26%); uso de RMGIC causou fraturas das restaurações. A interface dentina / material cimentante apresentou os maiores valores de penetração, variando de 17% a 100%. Os autores concluíram que, com coroas cerâmicas parciais unidas adesivamente, a escolha do material cimentante provou ser mais relevante do que o desenho do preparo sob as limitações do presente estudo. Margens abaixo da junção cimento-esmalte revelam uma perda significativa de adesão, apesar da posterior aplicação de técnicas de cimentação adesiva. RMGIC não pode ser recomendado como material para cimentação de PCC feldspática.

BALKAYA et al., (2005), avaliaram a influência dos ciclos de queima na margem de 3 sistemas de coroa de cerâmica pura. Foram utilizadas dez coroas de cerâmica pura padronizadas, as quais foram fabricadas em troquel de metal de cada um dos três sistemas: In-Ceram convencional, In-Ceram usinada, feldspáticas. Um dispositivo foi utilizado para aplicar uma carga uniforme sobre os espécimes durante a medição e para reposicionar as peças no dispositivo de medição, após cada processo de fabricação. Os espécimes não foram cimentados e foram medidos no troquel de metal usando um projetor de perfil. As medidas foram registradas em 18 pontos selecionados ao longo dos planos horizontais e verticais. Os sistemas foram comparados com o teste t de Student e análise de variância 1-way (ANOVA). Os dados de medições repetidas em posições idênticas foram analisados com medidas repetidas multivariadas ANOVA. O teste post hoc de Bonferroni foi utilizado para comparações múltiplas (alfa = .05). Os resultados demonstraram que as coroas In-Ceram convencional ($57 \pm 24 \mu\text{m}$) e In-Ceram usinadas ($57 \pm 32 \mu\text{m}$) demonstraram valores de discrepância marginal quase idênticos, seguido por coroas feldspáticas usinadas com uma média de $17 \pm 12 \mu\text{m}$ no plano vertical. As coroas In-Ceram usinadas tinham um valor de discrepância horizontal médio de $-12 \pm 4 \mu\text{m}$, seguido por coroas feldspáticas usinadas com uma média de $-4 \pm 5 \mu\text{m}$ e convencional coroas In-Ceram convencionais com uma média de $-6 \pm 4 \mu\text{m}$. As análises estatísticas não demonstraram diferenças significativas

nos valores de discrepância marginal entre os três sistemas de coroa de cerâmica, exceto para os valores de discrepância horizontal entre os convencionais e coroas In-Ceram usinadas após o ciclo de queima da porcelana. Os resultados indicaram que a adição de porcelana para os *copings* provocou uma mudança significativa ($P < 0,05$) na adaptação marginal das coroas, exceto para o ajuste no plano horizontal das coroas In-Ceram convencionais. No entanto, não ocorreram mudanças significativas no ajuste das 3 coroas totalmente em cerâmica, após o ciclo de queima do esmalte. Foram encontradas diferenças significativas nos valores de discrepância marginal entre as posições de medição ($P < 0,05$), e o valor de discrepância em cada local foi independente da média de toda a coroa. Dentro das limitações deste estudo, os autores concluíram que os três sistemas de coroa de cerâmica demonstraram uma adaptação marginal comparável e aceitável. O ciclo de queima de porcelana afetou a adaptação marginal das coroas de cerâmica pura. No entanto, o ciclo de queima do esmalte não teve efeito significativo sobre o ajuste. As coroas In-Ceram convencionais e usinadas demonstraram deformações mediais nas superfícies labial e palatal que podem resultar em deslocamento oclusal da coroa.

MITCHELL e ORR, (2005), avaliaram propriedades de engenharia e desempenho das coroas dentárias. Os autores relatam que as coroas dentais são usadas para substituir as coroas danificadas dos dentes naturais e são fixadas aos dentes preparados com cimentos, que deverão proporcionar uma união adesiva à estrutura dental dando retenção e mínima infiltração. Ensaio mecânicos de coroas *in vitro* dão falha de carregamento de distribuições que são bem descritas pelos modelos Weibull, comparando as probabilidades de sobrevivência e confiabilidade. Testes de fadiga de coroas são demorados, mas a análise de regressão para interpolar funções através de pontos de dados citando limites probabilidade ou a aplicação da análise de Weibull é alcançável. Uma abordagem complementar é a realização de testes de materiais com geometrias adequadas interfaciais. Cimentos são utilizados em camadas finas de 40-150 microns. Contração durante a polimerização é contida por adesão aos suportes, permitindo pouco relaxamento das tensões. Cimentos de ionômero convencionais e modificados por resina de vidro fino criam zonas de interação com a dentina e não coesa. A técnica de entalhe chevron ponta curta tem sido usado para medir a tenacidade e classificar os cimentos. Os autores citam que este método, permite determinar a tenacidade à fratura para o cimento adesivo e interface com a dentina. Os autores comentam ainda que, experimentos específicos de fratura precisam ser desenvolvidos. O desafio fundamental para prever o desempenho de longo prazo dos exames laboratoriais de curto prazo permanece.

CHU e AHMAD (2005), publicaram uma perspectiva histórica da cerâmica sintética e da porcelana feldspática tradicional, onde detalham a descoberta da porcelana e seu papel como uma substância preciosa em todo o mundo, e o tempo da sua utilização inicial como artefatos decorativos para sua aplicação prática na odontologia moderna. Os autores tiveram como objetivo esclarecer o significado histórico da porcelana. Reconhecer os componentes fundamentais e propriedades físicas de ambas, porcelanas feldspáticas naturais e cerâmicas totalmente sintéticas utilizadas na odontologia.

HEYDECKE et al., (2005), avaliaram o impacto de próteses convencionais e apoiadas sobre implantes sob as atividades sociais e sexuais em adultos desdentados resultado de um ensaio clínico aleatório dois meses após o tratamento. Com essa finalidade foram utilizados cento e dois indivíduos, com idades entre 35 e 65 anos, que receberam sobredentaduras mandibulares retidas por dois implantes (n=54) ou nova prótese total mandibular (n=48) em um ensaio clínico aleatório controlado. Um Questionário de Impacto Social foi utilizado para avaliar o impacto sobre a atividade social e sexual. As avaliações foram registradas em escalas categóricas no início e dois meses após o tratamento. A saúde oral relacionada com a qualidade de vida foi medida utilizando Oral Health Impact Profile (OHIP). Foram realizadas comparações entre e dentro dos grupos utilizando modelos de regressão. Uma correlação entre OHIP pós tratamento, lazer e itens de impacto sexual foi avaliada. Os resultados demonstraram que dois meses após a entrega da prótese, houve melhorias significativas no grupo que recebeu sobredentaduras mandibulares retidas por dois implantes, com relação ao que recebeu nova prótese total mandibular, para todos os parâmetros avaliados ($p < 0,0001$). Os autores concluíram que o edentulismo tem um impacto negativo na vida social e sexual. Sobredentaduras mandibulares proporcionam uma melhoria de mal-estar nas atividades íntimas do que novas dentaduras convencionais mandibulares.

FRADEANI et al., (2005), fizeram um acompanhamento durante cinco anos de coroas Procera (um sistema cerâmico com alto conteúdo de alumina) cimentadas com dois tipos de cimentos. Para isso fez-se uso de duzentos e cinco coroas Procera AllCeram (50 anteriores e 155 posteriores), as quais foram avaliadas em um estudo prospectivo de um mínimo de seis meses a um máximo de 60 meses, com média de 23,52 meses. Os resultados demonstraram que a restauração foi considerada um fracasso quando comprometeu a qualidade estética ou função, necessitando por isso se refazer a coroa. A taxa de sobrevida foi determinada com a utilização da taxa de sobrevida de Kaplan-Meier, que deu uma sobrevida global de 96,7% (100% para as coroas anteriores e 95,15% para as coroas posteriores). Os

autores concluíram que o sistema Procera AllCeram parece ter um prognóstico bom para os dentes posteriores e um excelente para os dentes anteriores.

RAPTIS et al., (2006), avaliaram o comportamento óptico de diferentes sistemas cerâmicos. Tiveram como objetivo avaliar clinicamente o comportamento óptico de: (1) coroas metalo-cerâmica com peças fundidas 2 milímetros aquém da preparação do ombro e margens de porcelana de 360 graus; (2) restaurações In-Ceram Spinell, e (3) restaurações IPS Empress, e compará-los com as coroas metalo-cerâmicas com coifas para a preparação do ombro e margens de porcelana de 180 graus. Características de transmissão de luz e correspondência de cor foram avaliadas subjetivamente por cinco protesistas experientes, que não participaram deste estudo clínico.

XIBLE et al., (2006), avaliaram o efeito da deposição de sílica e silanização nas resistências flexural e de união da resina composta de pinos de zircônia: Um estudo *in vitro*. Para o teste de BS, 2 grupos de amostras (n = 10) foram preparados da seguinte maneira: No grupo (E) experimental, núcleos de preenchimento de cerâmica baseada em zircônia (CosmoPost), 21 mm de comprimento e 1,7 mm de diâmetro, foram tratados com um silicone de revestimento triboquímico e sistema de silanização (Rocatec). Para o controle (C), grupo de núcleos de preenchimento de cerâmica baseada em zircônia foram usados como fornecidos pelo fabricante. Para os dois grupos, os núcleos de preenchimento estavam centrados na vertical posicionados em um molde de metal e resina composta (Tetric Ceram) foi polimerizada em redor dos núcleos de preenchimento para formar anéis (6 mm de diâmetro x 4 mm de altura). Todos os espécimes foram posicionados em uma máquina universal de ensaios, e uma carga foi aplicada axialmente na cabeça protuberante dos núcleos de preenchimento em um teste de modo *push-out* de cisalhamento até a falha de união (MPa). Modo de fratura foi avaliado como coesiva, adesivo / coesiva, ou adesiva. Depois disso, o FS dos núcleos de preenchimento foi medido em MPa usando um teste de flexão de 3 pontos. Os dados foram registrados e analisados estatisticamente usando o teste t de Student para ambos os testes (alfa = 0,01). Os resultados demonstraram que valores de carga média de fratura de \pm SDS para o teste de BS foram $28,1 \pm 2,3$ MPa e $8,9 \pm 3,97$ MPa para os grupos E e C, respectivamente. Os valores médios de FS foram $1544,9 \pm 214,1$ MPa e $844,8 \pm 50,8$ MPa para os grupos E e C, respectivamente. Os núcleos de preenchimento triboquimicamente tratados apresentaram valores significativamente superiores para a força de união à resina composta e resistência à fratura quando comparados aos núcleos de preenchimento no grupo controle (P <0,001). Análise de fratura mostrou 100% de fraturas coesivo/adesivas para os espécimes do grupo E e 100% de fraturas adesivas para os espécimes do grupo C. Os autores

concluíram que a utilização de um processo de sílica de revestimento triboquímica e silanização em núcleos de preenchimento de cerâmica baseada em zircônia aumentaram tanto a força de união à resina composta, bem como a resistência à fratura de núcleos de preenchimento.

CHAN et al., (2006), avaliaram a liberação de flúor de cimentos e compósitos odontológicos: um estudo mecanístico. Para isso fez-se uso de materiais comerciais (n = 3), os quais foram preparados de acordo com as instruções dos fabricantes. O compósito experimental (n = 3) constituiu de 78% em peso de carga e 22% em peso de resina. A resina consistiu de 19% em peso BisGMA, 38% em peso UDMA, TEGDMA 19% em peso, e 24% em peso de HEMA. Espécimes em disco foram colocados em 25 ml de água deionizada em frascos de polietileno selado e agitados a 1,4 Hz a 37 ° C. A liberação de flúor foi medida usando um eletrodo específico íon fluoreto em diferentes intervalos de tempo de até 284 dias. Os resultados demonstraram que a liberação de flúor do compósito experimental apresentou a maior taxa no primeiro dia (p = 0,05), mas diminuiu significativamente por 7 dias. As taxas de liberação dos cimentos de ionômero de vidro e cimentos de ionômero de vidro modificados por resina comerciais posteriormente foram significativamente maiores que os compósitos comerciais e experimentais de p = 0,05. Dentre os materiais estudados, liberação de flúor acumulada é adequadamente descrita por uma equação de dois termos que consiste de uma liberação inicial de flúor através de um processo de dissolução rápida seguido por um lançamento difusivo a longo prazo. Os autores concluíram que um aumento na hidrofiliabilidade da matriz polimérica, devido a introdução de HEMA melhorou a liberação de flúor a curto prazo durante o qual a dissolução ocorre. Tal comportamento de liberação pode ser benéfico se resulta em um reservatório de flúor que pode ser mantido por uma liberação prolongada mais lenta posteriormente.

BOTTINO et al., (2007), avaliaram a influência da linha de término cervical, do alívio interno, e do tipo de cimento sobre a adaptação cervical de coroas totais metálicas. Para isso fez-se a utilização de cento e oitenta troquéis de trabalho em aço inoxidável, os quais foram preparados simulando preparos para coroa total: 60 em chanfro (CH), 60 em ombro de 135 graus (OB), e 60 em ombro arredondado (OR). As linhas de término foram usinadas em dimensões aproximadas às de um preparo de um dente molar (altura: 5,5 mm, diâmetro cervical: 8 mm, diâmetro oclusal: 6,4 mm; grau de convergência: 6; e a largura da linha de término cervical: 0,8 mm). Cento e oitenta *copings* correspondentes às linhas de término foram fabricados. Um alívio interno de 30 microns foi usinado 0,5 mm acima da linha de término cervical em 90 destes *copings*. O ajuste do troquel e do *coping* foi medido em todos

os espécimes (L0) antes da cimentação utilizando um microscópio óptico. Após manipulação dos 3 tipos de cimentos (fosfato de zinco, ionômero de vidro, cimento resinoso), o *coping* foi cimentado no troquel de trabalho padrão correspondente sob carga de 5 kgf, por 4 minutos. A discrepância vertical foi novamente medida (L1), e as diferenças entre L1 e L0 indicou a adaptação cervical. Os resultados demonstraram que significativa influência da linha de término, tipo de cimento, e o alívio interno foi observada sobre a adaptação cervical ($P < .001$). O tipo CH da linha de término cervical resultou na melhor adaptação cervical das coroas de metal, independentemente do tipo de cimento, com ou sem alívio interno ($36,6 \pm 3-100,8 \pm 4 \mu\text{m}$) (3-way análise de variância e teste de Tukey, a 0,05 =). O uso do cimento de ionômero de vidro resultou em menor discrepância cervical ($36,6 \pm 3-115 \pm 4 \mu\text{m}$) do que nos outros cimentos ($45,2 \pm 4-130,3 \pm 2 \mu\text{m}$) em todas as condições. Os autores concluíram que a melhor adaptação cervical foi obtida com a linha de término em chanfro. O alívio interno melhorou significativamente a adaptação marginal, e o cimento de ionômero de vidro levou a uma melhor adaptação cervical, seguido de fosfato de zinco e cimento resinoso.

FEDERLIN et al., (2007), avaliaram coroas parciais em cerâmica: influência da espessura de cerâmica, desenho do preparo e material de cimentação na resistência à fratura e integridade marginal *in vitro*. Foram utilizados oitenta molares humanos extraídos, os quais foram preparados de acordo com os desenhos de preparo seguintes: a) Junção da cobertura da cúspide com a restauração (n= 40), b) Redução horizontal das cúspides funcionais (n = 40). PCC (Vita Mark II, Cerec3 System) foram fabricadas e a espessura de cerâmica da cúspide funcional foi ajustada para (1): 0,5-1,0 mm e (2): 1,5-2,0 mm. PCC foram cimentadas adesivamente às cavidades com um Excite / Variolink II (VL) ou RelyX Unicem (RX). Os espécimes foram expostos à termociclagem e carga mecânica central (5000 x 5 graus C-55 ° C, 30 segundos / ciclo; 50.0000 x 72.5N, 1.6Hz). Integridade marginal foi avaliada por penetração do corante (fucsina), em vários cortes na direção vestibulo-lingual, relacionando a distância de penetração real do comprimento máximo da parede da cavidade correspondente (100%). Interfaces restauração / agente cimentante (RL) e dente / agente cimentante (TL) foram avaliadas separadamente. Os dados foram analisados estatisticamente com Mann Whitney U-test e Error Rates Method (ERM), e as taxas de fratura foram analisados com teste qui-quadrado. Dados de penetração do corante indicaram que a espessura da cerâmica e do cimento teve influência significativa sobre a integridade marginal, em geral, independentemente de todos os outros parâmetros (ERM): RX mostrou microinfiltração significativamente menor ao longo da interface RL de VL. VL revelou microinfiltração significativamente menor na interface TL de RX. Quinze PCC do grupo 1 (0,5-1,0 mm) e

duas PCC do grupo 2 (1,5-2,0 mm) foram fraturadas após a termociclagem e carga mecânica central, sendo a diferença estatisticamente significativa. Os autores concluíram que PCC fabricadas de cerâmica feldspática sinterizada industrialmente devem ter pelo menos uma espessura de 1,5-2,0 mm em áreas sujeitas a tensão.

HILL (2007), avaliou cimentos para cimentação definitiva: uma revisão e considerações práticas clínicas. Um cimento dental usado para unir uma restauração indireta a um dente preparado, é chamado um agente cimentante. O autor faz uma discussão clinicamente relevante de agentes de cimentação definitivos convencionais e contemporâneos. Lista as propriedades físicas, para auxiliar na comparação e tomada de decisão. E relata também sobre exigências do agente cimentante, classificações, retenção e união, considerações de cimento para dentes implanto-suportados, e falha por fadiga.

LEE et al., (2008), avaliaram a adaptação marginal e interna de coroas de cerâmica pura fabricadas com dois diferentes sistemas. Com este objetivo fez-se a utilização de dez coroas padronizadas, as quais foram fabricados a partir de cada um destes dois sistemas: sistema CAD / CAM convencional de camada dupla (Procera) e um sistema de camada única (Cerec 3D). Os *copings* e coroas concluídas foram assentados nos suportes por um dispositivo especial que facilitava o ensaio uniforme, e as discrepâncias marginais foram medidas. Desadaptações internas também foram medidas utilizando um material de silicone de baixa viscosidade. Os resultados demonstraram que a discrepância marginal de *copings* Procera foram significativamente menores que os de coroas Procera e coroas Cerec 3D ($p < 0,05$), mas coroas Procera e coroas Cerec 3D não diferiram significativamente entre si ($p > 0,05$). Sobre as desadaptações internas, coroas Cerec 3D mostraram significativamente maiores disparidades internas de coroas e *copings* Procera ($p < 0,05$). Os autores concluíram que, dentro das limitações deste estudo, o sistema de camada única demonstrou adaptação marginal e interna aceitável.

AL-RABAB'AH et al., (2008), avaliaram a adaptação marginal vertical e interna de *copings* de cerâmica pura feitos pela tecnologia CAD / CAM. Os resultados obtidos foram comparados entre *copings* de cerâmica pura Procera, *copings* Cerec-in-labe e *copings* IPS e.maxpress. Um estereomicroscópio foi usado (em 45x) para medir as margens verticais e adaptação interna depois que os troquéis foram cortados. Os resultados demonstraram que *copings* Procera apresentaram melhor adaptação marginal vertical em troquéis e preparos de trabalho e adaptação interna em troquéis que ambos, *copings* IPS Empress 2 e Cerec-in-lab. Os autores concluíram que todos os *copings* apresentaram resultados de adaptação marginal vertical e interna bem dentro do que é clinicamente aceitável.

SANTOS et al., (2009), descreveram os diferentes materiais e técnicas que são usados para a cimentação adesiva. Deram especial atenção aos tratamentos adequados para a dentina, bem como a seleção de tratamentos de superfície para diversos materiais restauradores. Discutiram também fatores relacionados com a durabilidade e estabilidade do processo adesivo, bem como os procedimentos clínicos e laboratoriais necessários para a cimentação. Os autores concluíram que a cimentação adesiva é um procedimento complexo que requer o conhecimento dos princípios adesivos e meticulosa adesão ao protocolo clínico para maximizar a ligação entre a estrutura do dente e material de restauração. A utilização de material adesivo e técnica adequados irá assegurar resultados clínicos previsíveis e bem sucedidos a longo prazo.

LIMKANGWALMONGKOL et al., (2009), fizeram uma comparação de adaptação marginal entre margem de porcelana pura versus margem de alumina-suportada em coroas Procera Alumina. Para tal fez-se uso de dezesseis molares humanos não cariados, os quais foram preparados para coroas Procera ((R)) de alumina, com uma preparo em ombro arredondado internamente. As impressões foram feitas a partir de todos os dentes, e os troquéis de trabalho foram vazados com gesso pedra tipo IV. Os espécimes foram divididos aleatoriamente em dois grupos. Coroas Procera Alumina foram fabricadas: oito coroas de porcelana com margem circunferencial em ombro cerâmico (porcelana pura) e oito coroas com *coping* (alumina-suportado) margens (controle). A precisão do ajuste foi medida em seis pontos em cada coroa com um perfilômetro (projedor de perfil). Os dados foram analisados estatisticamente com teste t de amostras independentes (alfa <0,05). Os resultados demonstraram que a média de tamanho da desadaptação marginal (μm) das margens de *copings* foi $68,07 \pm 16,08$ e das margens de ombro de porcelana foi $101,29 \pm 43,71$. Não houve diferença estatisticamente significativa ($p = 0,065$) do tamanho da fenda marginal entre as margens de *copings* e as margens em ombro cerâmico. Os autores concluíram que não houve diferença estatisticamente significativa na adaptação marginal de *coping* e das margens com ombro em porcelana. Ambos os desenhos de margem estavam dentro dos limites clinicamente aceitáveis. Assim, o clínico pode optar por utilizar uma margem de *coping*, já que é menos trabalhoso e requer menos tempo para a fabricação, a menos que haja uma grande necessidade de estética para que se use uma margem de ombro em porcelana.

COMLEKOGLU et al., (2009), avaliaram a influência do tipo de acabamento da linha cervical sobre a adaptação marginal de coroas cerâmicas de zircônia. Quatro diferentes linhas de acabamento marginal (c: chanfro, mc: mini-chanfro, fe: lâmina de faca e s: ombro arredondado) foram preparadas nos incisivos artificiais. Modelos de troquéis para cada grupo

de preparo (N = 28, n = 7 por grupo de desenho da linha de término) foram feitos de resina epóxica. Subestruturas de cerâmica a base de zircônia estabilizada por Ytrio Y-TZP (ICE Zirkon) foram produzidas por um sistema de usinagem (Zirconzahn), utilizando blocos pré-fabricados e experimentadas nos modelos de trabalho para adaptação inicial da subestrutura; elas foram então sinterizadas, seguido da aplicação da cerâmica de estratificação (Zirconzahn). As coroas terminadas foram cimentadas com um cimento de policarboxilato (Poly F) sob 300 g de carga e limpos ultrassonicamente. Os espécimes foram cortados e a desadaptação marginal foi mensurada, considerando a abertura marginal absoluta (AMO) e a abertura marginal (MO) para cada *coping* sob estereomicroscópio com software de processamento de imagem (Lucia). As medições foram analisadas estatisticamente utilizando o teste de Kruskal Wallis, Mann Whitney e Wilcoxon Signed Ranks em um nível de significância de alfa = 0,01. Os resultados demonstraram que médias de medição AMO (μm) para a linha de término em lâmina de faca (87 ± 10) foi significativamente menor do que os tipos de linha de término em chanfro (144 ± 14), ombro (114 ± 16) e mini-chanfro (114 ± 11) ($p < 0,01$). Médias de medições MO foram as mais baixas para a linha de término em lâmina de faca (68 ± 9) ($p < 0,01$) e, em seguida, em ordem crescente, o ombro (95 ± 9), mini-chanfro (97 ± 12) e chanfro (128 ± 10). Os autores concluíram que o tipo de linha de término cervical teve uma influência sob a adaptação marginal das cerâmicas zircônia testadas. Embora a linha de término em lâmina de faca tenha resultado em valores AMO e MO menores, com a sua desvantagem mecânica comprovada, não pode ser recomendada para aplicações clínicas de coroas zircônia. Este tipo de linha de término apenas agiu como grupo de controle para testar a hipótese nula no estudo atual. Para uma melhor adaptação marginal, ambos os tipos de linha de término, ombro e mini-chanfro, poderiam ser sugeridos para as coroas de zircônia.

KRIFKA et al., (2009), avaliaram inlays e coroas parciais em cerâmica: influência da espessura da parede da cúspide remanescente na integridade marginal e na formação de trincas no esmalte *in vitro*. Para tal foram realizados preparos em molares humanos extraídos para inlays em cerâmica CI (n = 25) e para coroas parciais em cerâmica PCC (n = 26). Cúspides funcionais de CI e PCC foram ajustadas em uma espessura de 2,5 milímetros; para PCC, as cúspides funcionais foram reduzidas a uma espessura de 2,0 mm. Cúspides não funcionais foram ajustadas para espessuras de parede de 1) 1,0 mm e 2) 2,0 mm. Restaurações de cerâmica (Vita Mark II, Cerec3 System) foram confeccionadas e cimentadas adesivamente às cavidades com Excite / Variolink II. Os espécimes foram expostos à termociclagem e carga mecânica central (TCML: 5000 x 5 graus C-55 ° C, 30 segundos / ciclo; 500.000 x 72.5N, 1.6Hz). Integridade marginal foi conferida pela avaliação de a) penetração do corante

(fucsina), em cortes múltiplos, após TCML e usando b) análise quantitativa da margem no microscópio eletrônico de varredura (MEV) antes e depois TCML. Cerâmicas e interfaces dente-agente cimentante (LA) foram avaliadas separadamente. Trincas do esmalte foram documentadas em microscópio de luz reflexiva. Os dados foram analisados estatisticamente com Mann Whitney U-test (alfa = 0,05) e Error Rates Method (base de erro) (ERM). Formação de trinca foi analisada com teste qui-quadrado (alfa = 0,05) e ERM. Os resultados demonstraram que, em geral, a espessura das paredes remanescentes de cúspide, interface, desenho de cavidade e TCML não tiveram influência estatisticamente significativa na integridade marginal para ambos os CI e PCC (ERM). Comparações pareadas mostraram que CI e PCC do Grupo 2 tiveram uma tendência a menor infiltração ao longo da interface dentina / AL que o Grupo 1. Desenho de cavidade e localização não tiveram influência significativa na formação de trinca, mas os espécimes com 1,0 mm de espessura de parede remanescente apresentaram estatística significativa com maior formação de trincas após TCML que o grupo com 2,0 mm de espessura da parede da cúspide remanescente para CI. A espessura das paredes de cúspide remanescentes de cúspides não funcionais das restaurações adesivas (especialmente para CI) devem ser de pelo menos 2,0 milímetros para evitar trincas e deficiência marginal na interface dentina / LA.

HOLDEN et al., (2009), fizeram uma comparação da adaptação marginal de restaurações de cerâmica prensada e de metalocerâmica. Foi utilizado um incisivo central superior, que foi preparado com 1,5 milímetro, ombro em 360 graus com linha interna do ângulo arredondada, e 30 impressões com poliéter foram feitas. Troquéis foram vazados em gesso tipo IV, e 30 restaurações foram fabricadas: 10 restaurações metalocerâmicas (MCR), com ombro em porcelana, 10 restaurações metálicas prensadas (PTM), e 10 restaurações de cerâmica pura (PCR). Todas as restaurações foram avaliadas em seus respectivos troquéis com aumento de 45x utilizando microscópio óptico Olympus SZX-12, as medições das aberturas marginais foram feitas, e ANOVA e Scheffé post hoc tests foram usados para avaliar os dados. Os resultados demonstraram que a abertura marginal média foi de $72,2 \pm 5,9 \mu\text{m}$ para MCR, $49,0 \pm 5,9 \mu\text{m}$ para a PTM, e $55,8 \pm 5,9 \mu\text{m}$ para a PCR. Os testes post hoc mostraram que houve diferença estatística entre a adaptação marginal dos grupos PTM e MCR ($p < 0,05$). Não houve diferença significativa na adaptação marginal entre a PTM e os grupos de PCR, ou a PCR e os grupos de MCR. Os autores concluíram que o grupo PTM demonstrou uma menor média de abertura marginal que o grupo MCR. As aberturas marginais médias dos três grupos estavam dentro de um intervalo considerado clinicamente aceitável.

KOKUBO et al., (2011), avaliaram desadaptações clínicas marginais e internas de coroas de cerâmica pura de zircônia. Noventa e uma coroas foram examinadas antes da cimentação final, e materiais de silicone branco e preto foram usados para gravar a adaptação marginal e interna. Os materiais de silicone foram seccionados vestibulo-lingual e méso-distalmente, e a espessura das camadas de silicone foi medida usando um microscópio. Dezesesseis pontos de referência foram medidos em cada amostra, e médias de fendas marginais e internas foram obtidas. A média de desadaptações marginais entre grupos de dentes anteriores, premolares e molares, além da média de desadaptações nos pontos de referência dentro dos grupos, foram comparadas usando two-way ANOVA e análise Games-Howell. Os resultados demonstraram que os valores de média marginal foram os menores entre todos os grupos de dentes, e os maiores estavam nos ombros arredondados. Não houve diferenças significativas na média de desadaptações marginais entre os três grupos de dentes, embora houvesse diferenças significativas na média de desadaptações marginal e interna de cada grupo de dentes. Os autores concluíram que a desadaptação marginal média da coroa de zircônia NobelProcera foi de 44,2 μm , que está dentro dos padrões clinicamente aceitáveis.

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo do presente estudo foi avaliar a adaptação marginal *in vitro* de coroas de três sistemas de cerâmica pura antes e depois da cimentação com dois tipos de cimentos.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

Descrição dos materiais que foram utilizados neste estudo (Tabela 1 disposta no apêndice).

4.1. Preparação dos dentes

Noventa incisivos inferiores bovinos foram coletados e armazenados em uma solução formalina 10% (GROTEN et al., 2000). Depósitos de cálculo e tecidos moles foram removidos dos dentes selecionados com uma cureta e os dentes foram limpos com uma escova de cerdas de nylon e pó não fluorado de pedra-pomes (Zircate Prophy Paste, Dentsply, Milford, DE). Foram feitas retenções mecânicas na raiz de cada dente e depois foram incluídos com resina acrílica autopolimerizável (Jet, Clássico – Produtos Odontológicos, São Paulo, Brazil) em tubos de P.V.C. (Marron, Tigre, Joinvile, Brazil). Os dentes foram colocados verticalmente com o longo eixo paralelo à altura do tubo e as junções cimento-esmalte (CEJ) foram colocadas em 3 mm acima da resina (Figura 1). Os espécimes foram fixados em um torno mecânico (Nardini-ND 250 BE, São Paulo, SP, Brazil) e o preparo foi realizado sob irrigação com água (Figura 2). As dimensões finais dos preparos foram aproximadamente 7,0 mm em altura, 6,4 mm de diâmetro na base, e 4,2 mm de diâmetro no topo, o que resultou em uma convergência de superfície periférica de 8°. Este grau de convergência foi usado após ter sido mostrado que a retenção aumenta consideravelmente (Figura 3). Uma linha de término em ombro com 0,8 mm de profundidade com linha de ângulo interno arredondada foi preparada usando uma ponta diamantada (No. 5850-018; Brasseler USA, Savannah, GA). Todos os ângulos nítidos foram arredondados e todas as margens cervicais foram colocadas $1,0 \pm 0,2$ mm acima da CEJ (Figura 4). Todos os dentes foram conferidos depois do preparo usando um micrômetro eletrônico de precisão (Electronic Micrometer; LS Starrett, Athol, MA) com uma precisão de 0,02 mm (GROTEN et al., 2000).

Os 90 dentes preparados foram divididos em três grupos (n=30) como a seguir: In Ceram Alumina; IPS e.maxpress e Cergogold. Foi feita uma moldagem de cada dente preparado com um material de moldagem de polivinil siloxano (Express XT, 3 MEspe, St. Paul, MN) usando uma moldeira (conexão tipo P.V.C. Marron, Tigre, Joinvile, Brazil) (Figura 5). Então, gesso tipo IV (Fuji Rock, GC America, Aslip, IL) foi vazado para produzir os troqueis (Figura 6).

Os troqueis foram revestidos com uma camada de separador de troquel (Spacelaquer Ducera Lay, Degussa Huls, Hanau, Germany) em aproximadamente 1 mm acima da linha de término, para criar um espaço afim de permitir que o cimento fluísse dentro do espaço entre o dente e a superfície interna da cerâmica. Para o IPS e.maxpress e Cergogold, os troqueis foram isolados com óleo lubrificante (Die Lube, Dentaaurum J.P. Winkelstroeter KG, Pforzheim, Germany) e padrões de cera 0,7 mm mais grossos foram preparados sobre os troqueis principais usando uma unidade de cera de imersão (Hotty, Renfert, Hilzingen, Germany) (Figura 7). Seguindo o preparo dos padrões de cera, em cada padrão foi colocado o sprue (Figura 8) e revestido em um anel de revestimento com revestimento próprio do fabricante. Uma seqüência de sinterização de dois estágios foi usada: a temperatura foi aumentada em 5°C/min até 250°C e mantida por 30 minutos antes do aumento da temperatura em 5°C/min até 850°C, mantendo por 1 hora. Depois do estágio de pré-aquecimento, os cilindros de revestimento foram imediatamente transferidos para o forno de pressão (EP500, Ivoclar AG, Schaan, Liechtenstein) (Figura 9). As temperaturas de pressão para as cerâmicas IPS e.maxpress e Cergogold foram 920 e 850°C, respectivamente. Seguindo o procedimento de pressão, os cilindros de revestimento foram removidos do forno de pressão e resfriados por 2 horas em um quarto ventilado. Os copings resfriados foram desincluídos por jateamento com esferas de vidro de 80 micrometros (Williams glass beads, Ivoclar North America, Amherst, NY, USA) (Figura 10). Antes do tratamento, os sprues foram cortados e o excesso dos segmentos de sprue foi removido das superfícies do coping com refrigeração abundante com água. Os copings foram colocados em um frasco plástico contendo 20 ml de solução de ácido hidrófluídrico 1% (Invex Liquid, Ivoclar AG, Schaan, Liechtenstein) e estes frascos foram colocados em um banho ultrassônico. Depois do tratamento, os copings foram limpos sob água corrente por 10 s e então secos cuidadosamente. Estes procedimentos foram realizados por um técnico dental certificado.

Para o In Ceram alumina, moldagens foram feitas usando um material de moldagem de polivinil siloxano (Express XT, 3 MEspe, St Paul, MN) com um anel plástico. Estas moldagens foram vazadas com material especial refratário In Ceram Alumina usando uma relação líquido-pó de 0,23 mL/g para fazer modelos refratários. O pó do In Ceram Alumina foi preparado de acordo com as instruções do fabricante e foi aplicado nos modelos (Figura 11). Um instrumento de escultura foi usado para assegurar uma espessura uniforme do núcleo. O estabilizador foi aplicado, o coping sinterizado no troquel refratário (Figura 12) e infiltrado com vidro (Figura 13). O excesso de vidro foi removido com uma ponta diamantada e jato de

óxido de alumínio (Figura 14). Estes procedimentos foram realizados em um laboratório autorizado por um técnico certificado.

A espessura final dos copings de IPS e.maxpress e Cergogold foi 0,7 mm; e 0,5 mm para In Ceram Alumina (Figura 15).

As cerâmicas de cobertura (Emax ceram, Ivoclar para núcleo de IPS e.maxpress; VM7, Vita Zahnfabrik para núcleo de In Ceram Alumina e Duceragold, Degussa Dental para núcleo de Cergogold) foram aplicadas de acordo com o material do núcleo, os quais foram colocados em um molde metálico (alumínio) dividido para produzir uma forma de coroa completa com uma espessura de cerâmica de estratificação medindo 0,1 mm para IPS e.maxpress, Cergogold e 0,3 mm para espécimes de In Ceram Alumina na região cervical e aumentando em espessura de acordo com o ângulo de convergência (Figura 16). Seguindo a sinterização da cerâmica de cobertura, as dimensões finais das coroas foram 0,8 mm na região cervical; 1,0 mm na região média, e 1,5 mm na região incisal (Figura 17).

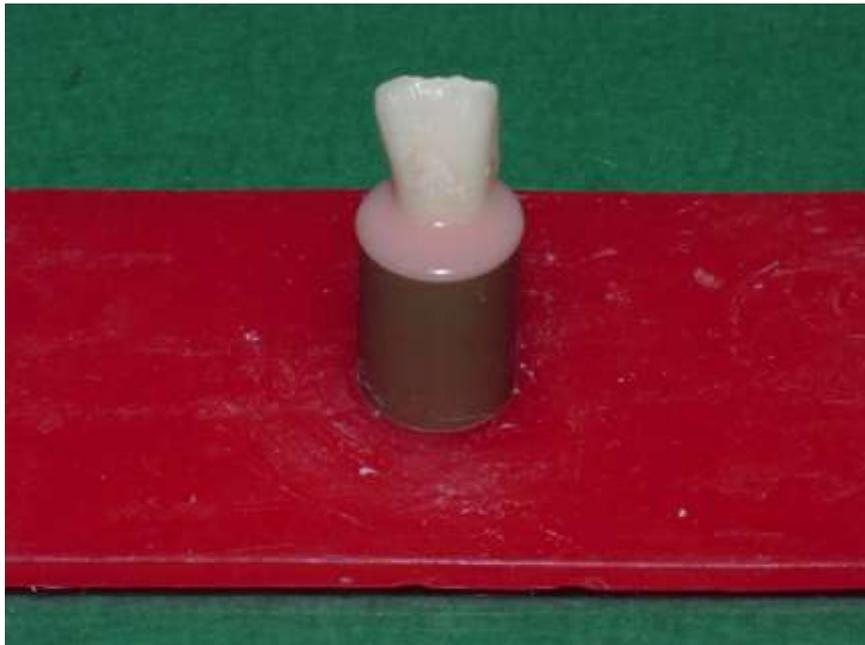


Figura 1- Dente bovino incluído no tubo de P.V.C

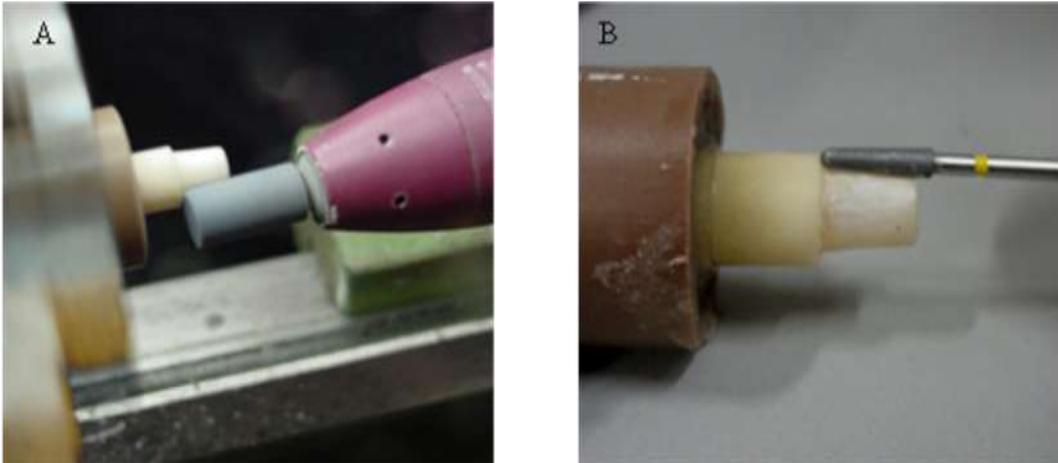


Figura 2- Realização do preparo. **A.** Desgaste com pedra montada e **B.** refino do preparo com ponta diamantada.



Figura 3-Preparo final

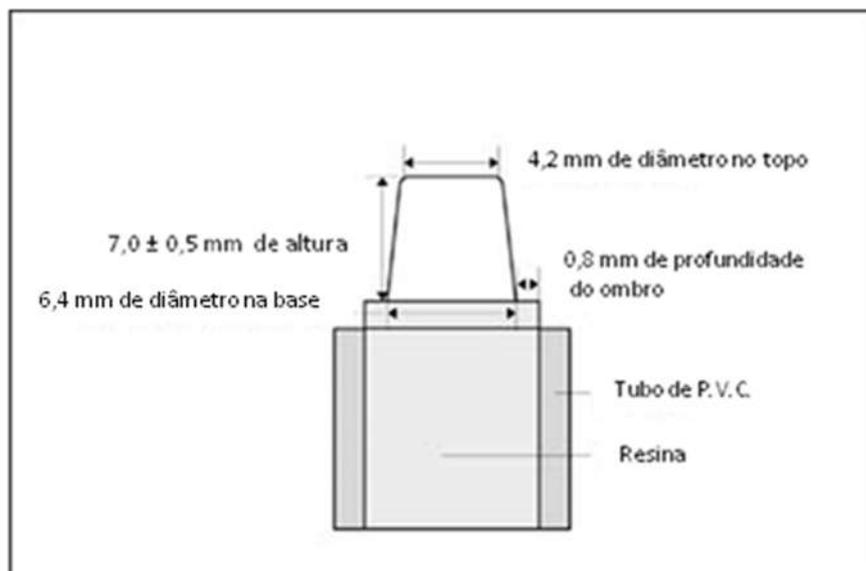


Figura 4- Desenho esquemático do preparo final dos dentes



Figura 5- Molde do dente preparado, realizado com polivinil siloxano



Figura 6- Troquel de gesso tipo IV

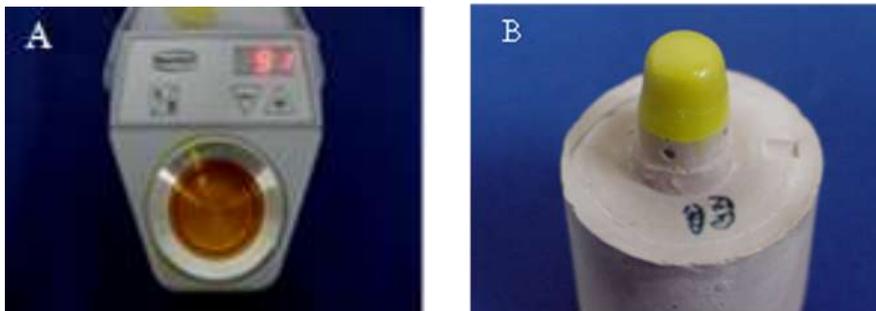


Figura 7- Preparo dos padrões em cera. **A.** Aparelho de imersão e **B.** Padrão de cera sobre o troquel.



Figura 8- Padrões em cera posicionados no anel de revestimento.

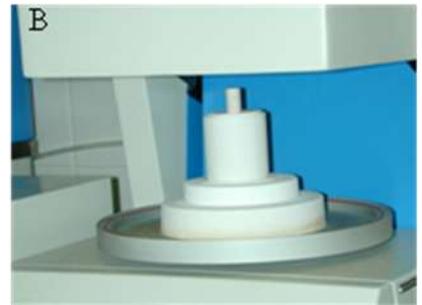


Figura 9- A. Anel no forno para eliminação de cera e B. Cilindros de revestimento transferidos para o forno de pressão



Figura 10- Copings desincludidos por jateamento com esferas de vidro de 80 μm



Figura 11- Pó do In Ceram Alumina aplicado no modelo



Figura 12- Coping sinterizado no troquel refratário



Figura 13- Coping infiltrado com vidro



Figura 14- Remoção do excesso de vidro com ponta diamantada, **A** e jato de óxido de alumínio **B**.



Figura 15- Dimensão final dos copings



Figura 16- Aplicação e queima das cerâmicas de cobertura. **A.** Dispositivo metálico bipartido, **B.** Coping posicionado no dispositivo metálico bipartido com cerâmica de cobertura aplicada e **C.** Aspecto final após aplicação e queima da cerâmica.

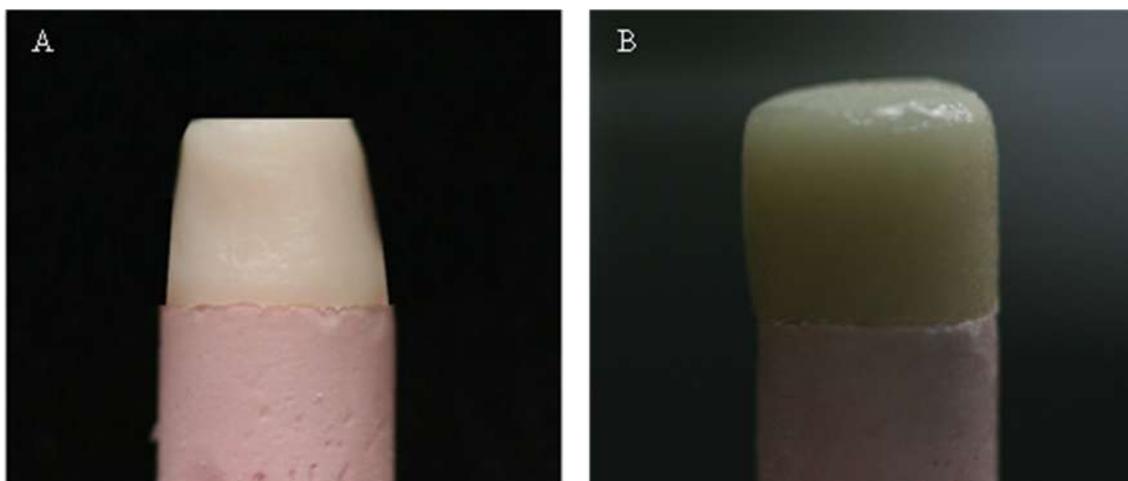


Figura 17- Dimensões finais das coroas após a sinterização das cerâmicas de cobertura, **A.** Coping sobre o troquel e **B.** coroa finalizada sobre o troquel.

4.2. Mensuração da adaptação marginal antes da cimentação

As superfícies dentais foram limpas com uma escova de cerdas de nylon e pó não fluorado de pedra-pomes (Zircate Prophy, Dentsply). Cada coroa foi colocada no seu preparo sob uma constante pressão controlada de 9 Kgf por 1 minuto usando uma máquina de pressão pneumática (desenvolvida no Laboratório de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia da Universidade de Campinas, Piracicaba, Brasil). Um dispositivo metálico foi utilizado para manter o conjunto dente/restauração em uma posição reproduzível e permitir a mensuração em um microscópio óptico de mensuração (Nikon measurescope UM2, Nikon Co, Tokyo, Japan) com aumento de 50 vezes. A precisão do microscópio foi de $\pm 0,5$ micrometros. A discrepância marginal foi avaliada pela mensuração da desadaptação entre a borda da coroa e a margem do dente preparado. Dezesesseis marcas colocadas diametricamente foram criadas na superfície das raízes dentais 2 mm abaixo da margem preparada usando uma ponta diamantada redonda, através das quais foram realizadas quatro mensurações diferentes, totalizando em sessenta e quatro mensurações por espécime (#1011, KGSorensen, São Paulo, Brazil). A distância da desadaptação foi mensurada em cada área demarcada com quatro mensurações diferentes. Estas mensurações foram extraídas da margem preparada para a borda da coroa (Figuras 18, 19 e 20). Os dentes foram armazenados em água destilada a 37°C até o processo de cimentação.

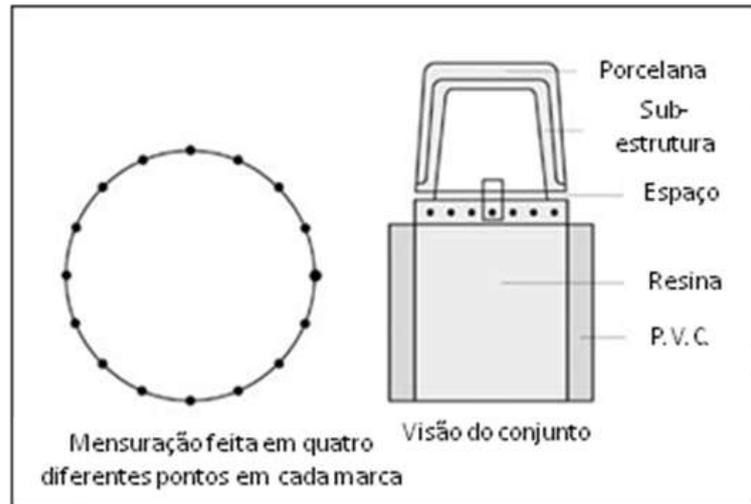


Figura 18- Desenho esquemático das mensurações a partir da margem preparada para a borda da coroa

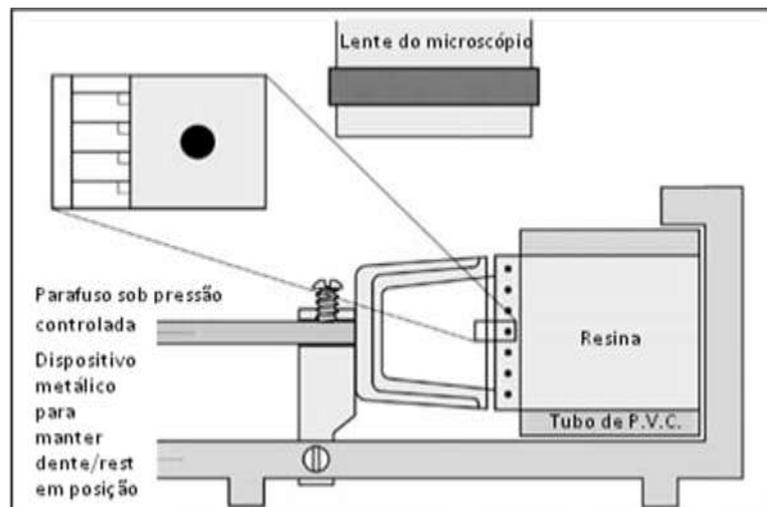


Figura 19- Desenho esquemático do espécime montado durante a microscopia

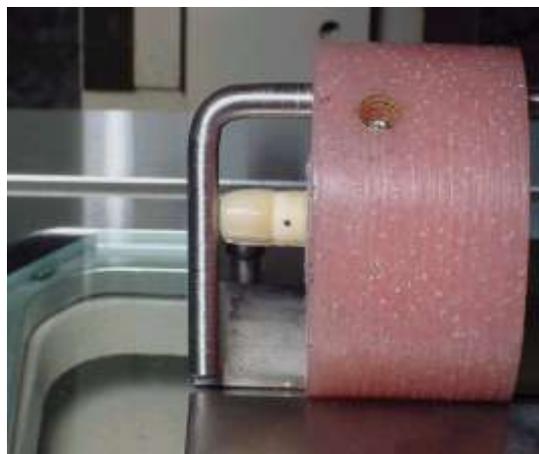


Figura 20- Procedimento de mensuração

4.3. Aplicação do cimento

Variolink II (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein): As superfícies dentais foram limpas com uma escova de cerdas de nylon e pó não fluorado de pedra-pomes (Zircate Prophy, Dentsply). A dentina foi tratada por 15 s com ácido fosfórico 35% (Figura 21) e lavada por 10 s sob água corrente. O excesso de água foi removido com uma bolinha de algodão, deixando uma superfície úmida. Duas camadas consecutivas de adesivo foram então aplicadas usando a ponta de um micropincel (Figura 22). A superfície cerâmica foi tratada com ácido hidrófluorídrico 10% (Ácido hidrófluorídrico, Dentsply Brazil, Petrópolis, RJ, Brazil) por um minuto (Cergogold e In Ceram Alumina) ou por 20 segundos (IPS e.maxpress) (Figura 23), seguido pela lavagem por 1 minuto. As amostras foram então ultrassonicamente limpas com água destilada por 10 minutos e secas com ar livre de óleo. O agente silano Monobond S (Ivoclar-Vivadent) foi aplicado (Figura 24) e a superfície foi seca depois de um minuto usando ar comprimido. O cimento resinoso foi misturado e aplicado na superfície interna da coroa cerâmica. Uma carga de 454 gf foi aplicada enquanto o excesso de cimento foi removido (Figura 25). O cimento foi polimerizado (XL3000, 3MESpe, St Paul, MN) por 40 segundos em cada lado (vestibular, lingual, mesial e distal) da coroa resultando em 160 segundos de fotopolimerização para cada coroa com intensidade de luz de 500 mW/cm^2 (Figura 26). Dez minutos após o início da mistura, os espécimes foram imersos em água destilada a 37°C por 24 horas antes que fossem feitas as mensurações.

Rely X - Luting Cement (3MESpe, St Paul, MN): Os procedimentos foram os mesmos citados acima para o cimento resinoso, mas a dentina foi somente limpa e não recebeu aplicação de adesivo. Os espécimes foram armazenados em água destilada por 24 horas antes que fossem feitas as mensurações.



Figura 21- Tratamento da dentina



Figura 22- Aplicação do adesivo



Figura 23- Tratamento da cerâmica



Figura 24- Aplicação do silano



Figura 25- Aplicação da carga e remoção do excesso de cimento



Figura 26- Fotopolimerização do cimento

4.4. Mensuração da adaptação marginal depois da cimentação

A discrepância marginal foi mensurada como descrito para mensuração da adaptação marginal antes da cimentação (Figuras 18, 19 e 20). Contudo, a pressão não foi aplicada porque as coroas já tinham sido cimentadas. As adaptações marginais foram determinadas e como 2 diferentes cimentos foram usados e as leituras foram feitas antes e depois da cimentação, os dados foram estatisticamente analisados usando one e two-way análises de variância (ANOVA), com as variáveis independentes sendo o cimento e o tempo de avaliação (antes e depois da cimentação). Média e desvio padrão foram calculados para cada material e cada condição. Comparações individuais entre os materiais e condições foram feitas usando teste t para determinar diferenças significantes. Todos os testes estatísticos foram realizados com $\alpha=0,05$.

5. RESULTADOS

ANOVA um critério, dois critérios, teste t independente e teste t vinculado (Tabela II) revelaram diferenças significantes nos valores de discrepância marginal ($p < 0,001$). Tabelas III, IV e V mostram a média de discrepâncias marginais e desvio padrão. Tabela III exhibe os valores dos três sistemas cerâmicos antes e depois da cimentação com cimento de ionômero de vidro modificado por resina. Pode-se ver que antes da cimentação IPS e.maxpress resultou em uma discrepância significativamente maior que Cergogold, e ambos não diferem do In Ceram Alumina ($p > 0,05$). A mesma situação foi observada depois da cimentação ($p < 0,05$). Quando se compara as discrepâncias dentro de cada cerâmica antes e depois da cimentação, os resultados depois da cimentação foram significativamente maiores que antes da cimentação ($p < 0,05$). Tabela IV mostra os valores médios de discrepâncias dos três sistemas cerâmicos antes e depois da cimentação com cimento resinoso. Pode-se observar que antes da cimentação não houve diferença estatisticamente significativa entre os três sistemas cerâmicos ($p > 0,05$). A mesma situação foi observada depois da cimentação ($p < 0,05$). Quando se compara as discrepâncias dentro de cada cerâmica antes e depois da cimentação, os resultados depois da cimentação mostraram um aumento estatisticamente significativo ($p < 0,05$). Tabela V compara os valores médios de discrepâncias entre os dois cimentos para os três sistemas cerâmicos, mostrando que não houve diferença estatisticamente significativa entre os cimentos para as cerâmicas avaliadas. Tabela VI compara os valores médios de discrepâncias marginais entre os três sistemas cerâmicos independente do momento de avaliação ou do cimento, mostrando que o sistema e.maxpress resultou em discrepâncias marginais estatisticamente maiores do que os outros sistemas cerâmicos. Tabela VII compara os valores médios de discrepâncias marginais após a cimentação, mostrando que os valores após a cimentação foram estatisticamente superiores independente do tipo de cerâmica. Tabela VIII mostra os resultados do teste t quando da comparação entre cimento resinoso e cimento de ionômero de vidro modificado por resina independente do sistema cerâmico avaliado. Denota-se que não houve diferença estatística entre eles.

6. DISCUSSÃO

A hipótese de que o tempo de avaliação (antes e depois da cimentação) não afetaria a adaptação marginal foi rejeitada pelos resultados. Enquanto que a hipótese nula de que o tipo de cimento não afetaria a adaptação marginal foi aceita. A discrepância marginal dos três sistemas cerâmicos avaliados foi afetada pelo momento de avaliação (Tabelas III e IV). Estes resultados parecem estar bem relacionados com estudos *in vitro* avaliando as discrepâncias de restaurações cerâmicas (BESCHNIDT e STRUB, 1999; GROTEN et al., 1997). Muitos estudos avaliando a discrepância marginal de coroas de cerâmica pura tem sido publicados, (YEO et al., 2003; KERN et al., 1993; BESCHNIDT e STRUB, 1999; GROTEN et al., 1997; BALKAYA et al., 2005). BORGES, 2003, comparou a discrepância marginal entre três sistemas cerâmicos com cimento resinoso e cimento de ionômero de vidro modificado por resina utilizando uma metodologia diferente. Os resultados do trabalho supracitado corroboram com os achados do presente estudo, pois que o comportamento dos cimentos e cerâmicas estudados apresentou resultados congruentes. Ademais nenhum outro estudo foi encontrado comparando estes dois tipos de cimentos, antes e depois da cimentação para diferentes sistemas de restaurações cerâmicas. Sabe-se que cimento resinoso é o agente de cimentação mais popular quando se trata de restaurações de cerâmica pura; entretanto, cimento de ionômero de vidro modificado por resina tem sido usado para cimentar restaurações de cerâmica pura, e alguns autores defendem que este cimento possui vantagens (CHAN et al., 2006; LEEVAILOJ et al., 1998).

Embora existam controvérsias em relação a uma adaptação marginal aceitável clinicamente, o estudo de Mclean e von Fraunhofer em 1971 propôs que uma restauração seria bem sucedida se desadaptações marginais menores que 120 μm pudessem ser obtidas.

Antes da cimentação a discrepância marginal dos sistemas de cerâmica pura avaliados no corrente estudo estava dentro destes padrões aceitáveis clinicamente e está de acordo com outros estudos (BESCHNIDT e STRUB, 1999; GROTEN et al., 1997; BALKAYA et al. 2005) que encontraram discrepâncias marginais consideradas aceitáveis clinicamente. Não obstante, os correntes resultados não concordam com Grey et al., em 1993 que encontraram discrepâncias maiores que 120 μm para coroas convencionais In Ceram Alumina.

Depois da cimentação, Cergogold e In Ceram Alumina mostraram valores de discrepância aceitáveis para ambos os cimentos avaliados, mas IPS e.maxpress resultou em uma discrepância maior que a recomendada (Tabelas III, IV e V). Alguns estudos tem

avaliado a discrepância marginal sem levar em consideração o processo de cimentação (HOLDEN et al., 2009; AL-RABAB'AH et al., 2008; KOKUBO et al., 2011). Avaliar a discrepância sem a cimentação não é reflexivo da realidade clínica porque o cimento e o processo de cimentação desempenham um papel relevante na discrepância final encontrada. No corrente estudo, embora um espaço tenha sido criado para permitir que o cimento fluísse dentro do espaço entre o dente e a superfície interna da cerâmica, os resultados para as combinações de cimento e cerâmica pura aumentaram a discrepância depois da cimentação. O ângulo de convergência poderia influenciar a discrepância marginal final adquirida, visto que um ângulo com uma maior divergência permitiria um deslocamento mais fácil do cimento. No corrente estudo o ângulo de 8° não pôde permitir o mesmo fluxo dos cimentos como num preparo clínico, porque ângulos clínicos estão entre 12° e 20° (NORDLANDER et al., 1988; JORGENSEN, 1955). Entretanto, os correntes resultados estão de acordo com estudos prévios que encontraram um aumento na discrepância marginal depois da cimentação usando aproximadamente a mesma convergência (BESCHNIDT e STRUB, 1999; GROTEN et al., 1997). Mais estudos devem ser prosseguidos para delinear o ângulo de convergência ótimo para restaurações de cerâmica pura retidas adesivamente.

Restaurações cerâmicas tem sido usadas extensivamente e o procedimento de cimentação é uma das partes mais críticas de todo o processo. No presente estudo as condições foram bem controladas. Embora clinicamente o prático se preocupe com a adaptação final da restauração, não é possível controlar todos os passos como em um estudo experimental. Assim, o presente estudo poderia despertar maior atenção, especialmente dos profissionais, para que se procure obter restaurações de cerâmica pura mais confiáveis considerando sua adaptação. Desde que um aumento na discrepância marginal tenha sido visto em um ambiente bem controlado, seria importante que o clínico dirigisse especial atenção aos fatores ambientais que poderiam interferir na espessura da linha de cimento.

7. CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste estudo, pode-se concluir que a cimentação aumenta a desadaptação marginal entre a coroa e o preparo para os três sistemas cerâmicos avaliados independentemente do tipo de cimento avaliado.

REFERÊNCIAS

AL-RABAB'AH, M. A.; MACFARLANE, T. V.; MCCORD, J.F. Vertical marginal and internal adaptation of all-ceramic copings made by CAD/CAM technology. **European Journal of Prosthodontics Restorative Dentistry**. 16(3): p. 109-115. 2008.

BALKARA, M. C.; CINZAR, A.; PAMUK, S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. **Journal of Prosthetic Dentistry**. 93(4): p. 346-355. 2005.

BESCHNIDT, S.M.; STRUB, J.R. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. **Journal of Oral Rehabilitation**. 26(7): p. 582-593. 1999.

BORGES, G. A. Avaliação da adaptação cervical de coroas totais cerâmicas livres de metal antes e após cimentação. **Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas**. 110 p. 2003.

BOTTINO, M. A.; VALANDRO, L. F.; BUSO, L.; OZCAN, M. The influence of cervical finish line, internal relief, and cement type on the cervical adaptation of metal crowns **Quintessence International**. 38(7): p. 425-432. 2007.

CHAN, W. D.; YANG, L.; WAN, W.; RIZKALLA, A.S. Fluoride release from dental cements and composites: a mechanistic study. **Dental Materials**. 22(4): p. 366-373. 2006.

CHU, S.; AHMAD, I. A historical perspective of synthetic ceramic and traditional feldspathic porcelain. **Practical Procedures and Aesthetic Dentistry**. 17(9): p. 593-598. 2005.

COMLEKOGLU, M.; DUNDAR, M.; ÖZCAN, M.; GUNGOR, M.; GOKCE, B.; ARTUNC, C. Influence of cervical finish line type on the marginal adaptation of zirconia ceramic crowns. **Operative Dentistry**. 34(5): p. 586-592. 2009.

FEDERLIN, M.; KRIFKA, S.; HERPICH, M.; HILLER, K-A.; SCHMALZ, G. Partial ceramic crowns: influence of ceramic thickness, preparation design and luting material on fracture resistance and marginal integrity in vitro. **Operative Dentistry**. 32(3): p. 251-260. 2007.

FEDERLIN, M.; SCHMIDT, S.; HILLER, K. A.; THONEMANN, B.; SCHMALZ, G. Partial ceramic crowns: influence of preparation design and luting material on internal adaptation. **Operative Dentistry**. 29(5): p. 560-570. 2004.

FRADEANI, M.; D'AMELIO, M. REDEMAGNI, M.; CORRADO, M. Five-Year follow-up with. **Procera all-ceramic crowns Quintessence International**. 36(2): p. 105-113. 2005.

GREY, N. J.; PIDDOCK, V.; WILSON, M. A. In vitro comparison of conventional crowns and a new all-ceramic system . **Journal of Dentistry**. 21(1): p. 47-51. 1993.

GROTEN, M.; PROBSTER, L. The influence of different cementation modes on the fracture resistance of feldspathic ceramic crowns. **International Journal of Prosthodontics**. 10(2): p. 169-177. 1997.

GROTEN, M.; AXMANN, D.; PROBSTER, L.; WEBER, H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. **Journal of Prosthetic Dentistry**. 83(1): p. 40-49. 2000.

GROTEN, M.; GIRTHOFER, S.; PROBSTER, L. Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. **Journal of Oral Rehabilitation**. 24(12): p. 871-881. 1997.

HEYDECKE, G.; THOMASON, J.M.; LUND, J.P.; FEINE, J.S. The impact of conventional and implant supported prostheses on social and sexual activities in edentulous adults Results from a randomized trial 2 months after treatment. **Journal of Dentistry**. 33(8): p. 649-657. 2005.

HILL, E. E. Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations. **Dental Clinic of North America**. 51(3): p. 643-658. 2007.

HOLDEN, J. E; GOLDSTEIN, G. R.; HITTELMAN, E. L.; CLARK, E. A. Comparison of the marginal fit of pressable ceramic to metal ceramic restorations. **Journal of Prosthodontics** 18(8): p. 645-648. 2009.

JORGENSEN, K. D. The relationship between retention and convergence angle in cemented veneer crowns. **Acta Odontologica Scandinavica**. 13(1): p. 35-40. 1955.

KELLY, J.R.; GIORDANO, R.; POBER, R.; CIMA, M. J. Fracture surface analysis of dental ceramics: clinically failed restorations. **International Journal of Prosthodontics**. 3(5): p. 430- 440. 1990.

KERN, M.; SCHALLER, H. G.; STRUB, J. R. Marginal fit of restorations before and after cementation in vivo. **International Journal of Prosthodontics**. 6(6): p. 585-591. 1993.

KIM, Y.; HIRANO, S.; HIRASAWA, T. Physical properties of resin-modified glass-ionomers. **Dental Materials Journal**. 17(1): p. 68-76. 1998.

KOKUBO, Y.; TSUMITA, M.; KANO, T.; SAKURAI, S.; FUKUSHIMA, S. Clinical marginal and internal gaps of zirconia all-ceramic crowns. *Journal of Prosthodontic Research* 55(1): p. 40-43. 2011.

KRIFKA, S.; et al. Ceramic inlays and partial ceramic crowns: influence of remaining cusp wall thickness on the marginal integrity and enamel crack formation in vitro. **Operative Dentistry**. 34(1): p. 32-42. 2009.

LEE, K. B.; PARK, C. W.; KIM, K. H.; KWON, T. Y. Marginal and internal fit of all-ceramic crowns fabricated with two different CAD/CAM systems. **Dental Materials Journal** 27(3): p. 422-426. 2008.

LEEMPOEL, P. J. B.; LEMMENS, P. L.; SNOEK, P. A.; VAN'T HOF, M. A. The convergence angle of tooth preparations for complete crowns. **Journal of Prosthetic Dentistry**. 58(4) 414-416. 1987.

LEEVAVILOJ, C.; PLATT, J. A.; COCHRAN, M. A.; MOORE, B. K. In vitro study of fracture incidence and compressive fracture load of all-ceramic crowns cemented with resin-modified glass ionomer and other luting agents *Prosthetic Dentistry* 80(6): p. 699-707. 1998.

LIMKANGWALMONGKOL, P.; KEE, E.; CHICHE, G. J.; BLATZ, M. B. Comparison of marginal fit between all-porcelain margin versus alumina-supported margin on Procera Alumina crowns. **Journal of Prosthodontics**. 18(2): p. 162-166. 2009.

MITCHELL, C. A; ORR, J.F.; Engineering properties and performance of dental crowns. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers**. 219(4): p. 245-255. 2005.

NAKAMICHI, I.; IWAKU, M.; FUSAYAMA, T. Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. **Journal of Dental Research**. 62(10): p. 1076-1081. 1983.

NORLANDER, J.; WEIR, D.; STOFFER, W.; OCHI, S. The taper of clinical preparations for fixed prosthodontics. **Journal of Prosthetic Dentistry**. 60(2): p. 148-151. 1988.

ORSTAVIK, D.; ORSTAVIK, J. In vitro attachment of *Streptococcus sanguis* to dental crown and bridge cements. **Journal of Oral Rehabilitation**. 3(2): p. 139-144. 1976.

RAPTIS, N.; MICHALAKIS, K.X.; HIRAYMA, H. Optical behavior of current ceramic systems. **International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry**. 26(1): p. 31-41. 2006.

SANTOS, G. C.; SANTOS, M. J.; RIZKALLA, A. S. Adhesive cementation of etchable ceramic esthetic restorations. **Journal of the Canadian Dental Association**. 75(5): p. 379-384. 2009.

TUNTIPRAWON, M.; WILSON, P.R. The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. **Australian Dentistry Journal**. 40(1): p. 17-21. 1995.

XIBLE, A. A; DE JESUS TAVAREZ, R. R. BONACHELA, W. C. Effect of silica coating and silanization on flexural and composite-resin bond strengths of zirconia posts. An in vitro study. **Journal of Prosthetic Dentistry** 95(3): p. 224-229. 2006.

YEO, I. S.; YANG, J. H.; LEE, J. B. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. **Journal of Prosthetic Dentistry**. 90(5): p. 459-464. 2003.

APÊNDICE

Tabela I. Materiais utilizados no estudo

Material	Fabricante	Tipo	Composição
IPS e.maxpress	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Cerâmica di-silicato de lítio	SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , La ₂ O ₃ , MgO, ZnO, K ₂ O, Li ₂ O, P ₂ O ₅
Emax ceram	Ivoclar Vivadent	Porcelana feldspática	SiO ₂ , K ₂ O, ZnO, ZrO ₂ , Li ₂ O, CaO, Na ₂ O, Al ₂ O ₃
Cergogold	Degussa Dental, Germany	Hanau, Cerâmica leucita	SiO ₂ , Al ₂ O ₂ , K ₂ O, Na ₂ O, CaO
Duceragold	Degussa Dental	Porcelana feldspática	SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , K ₂ O, Na ₂ O, CaO, BaO, SnO ₂ , Li ₂ O, F, Sb ₂ O ₃ , CeO ₂ , B ₂ O ₃ , TiO ₂
InCeram Alumina	Vita Zanafabrik, Germany	Seefeld, Cerâmica infiltrada por alumina	Al ₂ O ₃ , La ₂ O ₃ , SiO ₂ , CaO, outros óxidos
VM7	Vita Zanafabrik	Porcelana feldspática	SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , B ₂ O ₃ , Na ₂ O, K ₂ O, CaO, TiO ₂
Variolink II	Ivoclar Vivadent	Agente de união resinoso de polimerização dual	HEMA, dimetacrilato, acrilato de ácido fosfórico, dióxido de silício altamente disperso, iniciadores e estabilizadores em uma solução de álcool. A escova é revestida com iniciadores.
Rely X Luting	3M ESPE, Seefeld, Germany	Cimento ionômero de vidro modificado por resina	A: fluoroaluminossilicato, Agente redutor, HEMA (hidroxietil-metacrilato), água e agente opacificador B: ácidos policarboxílico, BisGMA, HEMA (hidroxietil-metacrilato), persulfato de potássio.

* Informações do fabricante

Tabela II. Testes estatísticos utilizados, média e desvio padrão, valor de F e p

Causas de variação	Teste	média±desvio padrão	média±desvio padrão	GL	F	P
Cerâmica	ANOVA 1 critério			2	13,0445	0,000631
Tempo	Teste t vinculado	82,3±20,75	121,0±35,09			<0,0001
Cimento	Teste t	121,7±33,6	120,2±36,83			0,8405
Cer×Tempo Cim ionômero	ANOVA 2 critérios			1	132,68	0,005302
				2	32,71	0,027645
CerxTempo resinoso	Cim ANOVA 2 critérios			1	79,4066	0,0009387
CerxCim res x Cim Io	ANOVA 2 critérios			2	116,799	0,006948

Tabela III. Discrepâncias marginais dos três sistemas cerâmicos antes e depois da cimentação com cimento de ionômero de vidro modificado por resina (Médias e desvio padrão em µm).

Tipo cerâmica	Antes da cimentação			Depois da cimentação		
	Nº esp.	Média	σ	Nº esp.	Média	σ
In Ceram Alumina	15	85,82 ^{ab} A	(15.52)	15	122,67 ^{ab} B	(18.88)
IPS e.maxpress	15	101,5 ^a A	(21.2)	15	137,82 ^a B	(44.43)
Cergogold	15	76,81 ^b A	(15.06)	15	104,64 ^b B	(25.27)

Médias seguidas pelas mesmas letras sobrescritas dentro de cada coluna e letras maiúsculas dentro da linha indicam nenhuma diferença estatística significativa em nível de confiança de 95% ($p > 0,05$).

Tabela IV. Discrepâncias marginais dos três sistemas cerâmicos antes e depois da cimentação com cimento resinoso (Médias e desvio padrão em μm).

Tipo cerâmica	Antes da cimentação			Depois da cimentação		
	Nº esp.	Média	σ	Nº esp.	Média	σ
In Ceram Alumina	15	77,040 ^a A	(18.32)	15	123,182 ^a B	(34.54)
IPS e.maxpress	15	89,797 ^a A	(16.37)	15	138,133 ^a B	(38.12)
Cergogold	15	66,205 ^a A	(20.18)	15	99,259 ^a B	(28.16)

Médias seguidas pelas mesmas letras sobrescritas dentro de cada coluna e letras maiúsculas dentro da linha indicam nenhuma diferença estatística significativa em nível de confiança de 95% ($p>0,05$).

Tabela V. Discrepâncias marginais dos três sistemas cerâmicos depois da cimentação com cimento resinoso e cimento de ionômero de vidro modificado por resina (Média e desvio padrão em μm).

Tipo cerâmica	Cimento de I.V modificado			Cimento resinoso		
	Nº esp.	Média	Σ	Nº esp.	Média	σ
In Ceram Alumina	15	122,67 A	(18.88)	15	123,18 A	(34.54)
IPS e.maxpress	15	137,82 A	(44.43)	15	138,13 A	(38.12)
Cergogold	15	104,64 A	(25.27)	15	99,25 A	(28.16)

Médias seguidas pelas mesmas letras maiúsculas dentro de cada coluna indicam nenhuma diferença estatística, em nível de confiança de 95% ($p>0,05$).

Tabela VI. Discrepâncias marginais entre os três sistemas cerâmicos (Média e desvio padrão em μm)

Tipo cerâmica	média	desvio padrão	F	p
In Ceram Alumina	81,4337B	17,2728	13,0445	<0,0001
IPS e.maxpress	95,6503A	19,5406		
Cergogold	71,5120B	18,3148		

Letras maiúsculas iguais entre as médias indicam nenhuma diferença estatística em nível de confiança de 95% ($p<0,05$)

Observa-se maior desadaptação significativa para a cerâmica IPS e.maxpress.

Tabela VII. Resultados do teste t vinculado para desadaptação antes e após cimentação independente do tipo de cimento.

Tempos	média	desvio padrão	p
Antes da cimentação	82,8653B	20,7405	<0,0001
Após a cimentação	120,9520A	35,0941	

Letras maiúsculas iguais entre as médias indicam nenhuma diferença estatística em nível de confiança de 95% ($p < 0,05$)

Denota-se menor desadaptação antes da cimentação, denotando influência do cimento.

Tabela VIII. Resultados do teste t quando da comparação entre cimento resinoso e de ionômero de vidro modificado por resina.

Cimentos	Média	desvio padrão	p
Cimento resinoso	121,7A	33,6	0,8405
Cimento de ionômero	120,2A	36,8	

Letras maiúsculas iguais entre as médias indicam nenhuma diferença estatística em nível de confiança de 95% ($p < 0,05$)

Médias originais antes da cimentação para cimento resinoso em μm .

Dentes	In Ceram Alumina	IPS e.maxpress	Cergogold
1	68,9	69,4	90,43
2	57,5	101,44	77,91
3	87	102,88	68,55
4	98,3	100,67	69,03
5	69,3	99,34	63,8
6	76,3	88,13	81,92
7	88,1	69,99	74,31
8	94,3	131,44	49,04
9	112,9	100,8	94,07
10	100,2	112,56	81,95
11	98,3	127,23	100,65
12	91,6	141	67,29
13	76,3	111,34	89,43
14	99,4	89,12	90,64
15	69,01	77,21	53,27

Médias originais antes da cimentação para cimento de ionômero de vidro modificado por resina em μm .

Dentes	In Ceram Alumina	IPS e.maxpress	Cergogold
16	102,4	67,98	64,78
17	98,6	59,33	86,75
18	99,4	101,12	100,78
19	90,3	100,1	41,97
20	89,5	69,48	58,44
21	69	67,34	49,21
22	66,8	90,76	60,43
23	71,4	82,77	101,09
24	98,4	103,21	80,02
25	43,4	104	61,99
26	60,5	111,33	47,54
27	58,1	91,06	49,06
28	59,3	96,03	48,55
29	76,4	100,32	89,76
30	72,1	102,13	52,7

Médias originais depois da cimentação para cimento resinoso em μm .

Dentes	In Ceram Alumina	IPS e.maxpress	Cergogold
1	79,23	98,17	131,03
2	99,65	93,24	140,22
3	103,88	91,43	98,04
4	132,01	91,03	133,32
5	159,77	119,56	67,88
6	123,44	145,2	65,43
7	152,54	203,4	66,65
8	171	200,77	77,21
9	182	121,54	131,9
10	144,67	123,87	114,81
11	106,5	176,88	120,83
12	76,32	179,44	100,7
13	69,55	141,89	102,11
14	126,11	139,65	71,23
15	121,06	145,93	67,52

Médias originais depois da cimentação para cimento de ionômero de vidro modificado por resina em μm .

Dentes	In Ceram Alumina	IPS e.maxpress	Cergogold
16	141,67	68,03	57,55
17	134,65	70,04	90,5
18	128	93,75	74,22
19	123,77	106,06	98,67
20	167,98	159,48	148,09
21	101,3	161,25	127,2
22	106,88	192,77	138,44
23	100,33	148,09	121
24	99,04	203,2	111,22
25	113,95	187,8	127,6
26	141,22	148,54	114,98
27	117,54	176,7	90,54
28	131,33	147,87	91,76
29	120,4	103,44	99,54
30	112,02	100,3	78,36