ANÁLISE COMPARATIVA DO DESAJUSTE MARGINAL DE COMPONENTES PRÉ-FABRICADOS E FUNDIDOS SOBRE PILARES CERAONE

LUSSARA AZEVEDO MANHÃES

Dissertação apresentada à
Faculdade de Odontologia de
Bauru, da Universidade de São
Paulo, como parte dos requisitos
para obtenção do título de Mestre
em Odontologia, na área de
Dentística.

**BAURU
1999**

ANÁLISE COMPARATIVA DO DESAJUSTE MARGINAL DE COMPONENTES PRÉ-FABRICADOS E FUNDIDOS SOBRE PILARES CERAONE

LUSSARA AZEVEDO MANHÃES

Dissertação apresentada à
Faculdade de Odontologia de Bauru,
da Universidade de São Paulo, como
parte dos requisitos para obtenção
do título de Mestre em Odontologia,
na área de Dentística.

(Edição Revista)

Orientador: Prof: Dr. Carlos Eduardo
Francischone

**BAURU
1999**

Manhães, Lussara Azevedo

M314a Análise comparativa da adaptação marginal de
componentes pré-fabricados e fundidos sobre pilares CeraOne /
Lussara Azevedo Manhães. – Bauru, 1995.
138 p : il. ;30cm.
Dissertação. (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de
Bauru. USP.
Orientador: Prof. Dr. Carlos Eduardo Francischone

LUSSARA AZEVEDO MANHÃES

Filiação	Joelcio Manhães de Azeredo e Conceição de Maria A. M. de Azeredo
17 de outubro de 1974 Campos – R.J.	Nascimento
1991 - 1995	Curso de Odontologia Faculdade de Odontologia de Campos. Campos – R.J.
1997 - 1999	Curso de Pós-Graduação em Dentística, nível de mestrado. Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
1999	Docente Auxiliar de Ensino da Faculdade de Odontologia de Campos. Campos-R.J.

A **Deus**, meu guia, meu mestre e protetor:

“Buscai primeiro o reino de Deus e a sua justiça, e tudo o mais vos será acrescentado”

Mateus 6:33

A o meu Pai **Joelcio**,

cujo amor, carinho e encorajamento foram essenciais para que eu chegasse até aqui. Me deu condições de realizar esse sonho e me levará sempre adiante; desejo um dia poder retribuir toda a sua dedicação!

À minha Mãe **Conceição**,

que soube como ninguém educar, amar, incentivar e proteger, sempre se preocupando em dar o melhor de si. Foi vitoriosa na mais nobre das profissões: Ser Mãe.

Dedico este trabalho!

A o meu tio **José Roberto** (Bebeco),

o tio que me apoiou e encorajou, o professor que reconheceu o meu valor

e apostou em mim. Seu amor e dedicação à Odontologia e ao ensino despertaram em mim o entusiasmo e a vontade de abraçar a Odontologia e o magistério como fonte de realização pessoal.

Seguir seus passos é uma tarefa árdua, mas com certeza fascinante!.

A o **Prof. Dr. Carlos Eduardo F rancischone**,

um verdadeiro orientador, mestre e, acima de tudo, pessoa iluminada, de reconhecimento, dedicação e brilho imensuráveis na Odontologia. Minha grande admiração não somente pela sua competência profissional, mas pela maneira amigável e compreensiva com que me orientou neste trabalho. Agradeço pela paciência, preocupação e amizade, características marcantes durante todo o processo de elaboração e confecção deste trabalho.

Minha eterna admiração e gratidão!!!

Agradecimentos

A o **Gustavo**,

pelo grande incentivo, compreensão e paciência durante todo este tempo em que estivemos distantes. Pelo apoio, carinho e amizade nas horas mais difíceis, por acreditar nos meus sonhos e

sempre apoiar minhas decisões com maturidade e amor. Te amo por tudo o que é e tudo o que foi
para mim;

À s minhas queridas irmãs, **Érica, Mônica e Roberta**,
a jornada foi árdua, a distância e a saudade, grandes, mas não o bastante para atenuar a
amizade e cumplicidade que sempre existiu entre nós. O incentivo e o carinho que tiveram comigo
são provas de uma união eterna;

A os meus avós maternos **Hely e Waldir**, e ao meu tio **José Eduardo**,
pela carinhosa atenção e por ter sempre sentido o apoio e a preocupação de vocês em todos os
momentos, mesmo à distância;

A os meus avós paternos, **Maria e Manoel**,
por terem tido fé em Deus de que tudo iria dar certo;

À **Margareth**,
pela grande amizade nascida do convívio diário e que se tornou eterna, não só por ser uma pessoa
especial e fascinante, mas pela maneira afetuosa com que sempre me recebeu. Ouviu meus
problemas e me aconselhou com a maturidade e o carisma que lhe são peculiares;

À **Sylvia (Syl)**,

pela forma atenciosa com que me acolheu em sua casa, me apoiando e encorajando com amizade,
bondade e alegria, suas características marcantes;

À **Marina** e **Ana Carla**,

que me acolheram com tanto carinho na hora em que mais precisei de um apoio;

A o **Fabício**,

pela confecção das ilustrações computadorizadas e, acima de tudo, pela grande amizade e
incentivo;

A o Dr. **Lusitano**, diretor da F.O.C., e ao professor **Altivo**,
pela confiança em mim depositada, por acreditarem no meu valor e terem movido barreiras para
o meu ingresso no curso de mestrado.

A o **Dr. Mondelli**,

pelo importante papel na minha formação profissional, por acreditar na minha capacidade e se
tornar uma fonte de inspiração e motivação;

À **Dra. Fátima**,

exemplo de profissional e grande incentivadora, capaz de mover obstáculos para que um ideal seja
alcançado;

A os Professores do **Departamento de Dentística, A quira I shikiriama, J oão Lúcio Coradazzi, J osé Carlos Pereira, Eduardo Batista F ranco, Mário H onorato Silva e Souza J únior, Rafael Lia Mondelli, Ricardo Marins de Carvalho, H eli B rosco e Maria T ereza A tta**

pela minha formação, pelo convívio agradável e conhecimentos adquiridos no transcorrer de todo o curso;

A o Prof. **Lauris** e Prof. **J osé Martha**,
pela análise estatística dos dados e pela magnífica orientação;

À **Stefânia**,
pela valiosa colaboração, sempre com incomparável atenção, paciência e boa vontade;

A o **J oão Batista** (J oãozinho),
pela especial atenção e companheirismo, cedendo o seu precioso tempo para a confecção das fotografias;

A o "**Seu**" **A rnaldo** e **A lexandre** do Senai,
pela confecção dos dispositivos metálicos e paciência em ouvir minhas exigências minuciosas;

A o **Dr. J ürgen**, "**Seu**" **Dito**, **Walter** e "**Seu**" **Nicolau** dos laboratórios de prótese, pela confecção dos corpos de prova com tanta atenção e boa vontade;

A o **Edimauro**,
pela grande paciência na execução das fotomicrografias de varredura;

A os funcionários do Departamento de Dentística, **Ângela**, **Eloísa**, **Elizabeth**, **Nelson**,
Rosa, **Rosinha**, **Zuleica** e **Júnior**, sempre prestativos;

A os funcionários da Associação de Pós-Graduandos **Salvador** e **André**, obrigada pela
paciência e boa vontade!

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	xii
LISTA DE TABELAS.....	xv
LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS.....	xvii
RESUMO.....	xviii
1 INTRODUÇÃO.....	1
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	6
3 PROPOSIÇÃO.....	40
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	41
5 RESULTADOS.....	66
6 DISCUSSÃO.....	75
7 CONCLUSÕES.....	101
ANEXO.....	103
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	129
ABSTRACT.....	138

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 4.1 -Exemplar de cada grupo experimental, da esquerda para a direita: coifa cerâmica CeraOne; coifa In Ceram; coifa poliacrílica CeraOne; coifa IPS Empress; coifa Fortune	43
FIGURA 4.2 -Intermediário CeraOne(SDCA 334) fixado ao implante (SDCA 018)	43
FIGURA 4.3 –Esquema do dique utilizado para moldagem do intermediário	44
FIGURA 4.4 -Matriz de aço inoxidável posicionada ao corpo de prova para a padronização da espessura e altura	48
FIGURA 4.5 –Esquema do cilindro de papel estabilizado inferiormente pela base e superiormente pelo anel plástico	53
FIGURA 4.6 -Esquema do conjunto composto do cilindro, pastilha e êmbolo que vai ao forno/prensa	53
FIGURA 4.7 -Microscópio utilizado para a leitura das interfaces	59

FIGURA 4.8 –Complexo implante/intermediário fixado a base sextavada de aço inoxidável	59
FIGURA 4.9 –Corpo de prova posicionado para a leitura no microscópio	61
FIGURA 4.10 –Pontos pré-determinados para a leitura do desajuste	61
FIGURA 4.11 –Esquema do ajuste determinado pelo contato entre as interfaces	62
FIGURA 4.12 –Esquema do desajuste determinado pelo espaço observado na interface	62
FIGURA 4.13 –Determinação da leitura do desajuste marginal, linha traçada da borda inferior da coifa ao ponto mais superior do bisel do intermediário	63
FIGURA 5.1 –Representação gráfica da relação entre os tipos de sistemas cerâmicos e o número de ajustes obtidos	68
FIGURA 5.2 –Representação gráfica das médias de desajuste (μm) dispostas em ordem crescente nos diferentes grupos	71
FIGURA 5.3 –Representação gráfica das médias do desajuste total (μm) dispostas em ordem crescente nos diferentes grupos	74

FIGURA 6.1 –Interface intermediário/coifa CeraOne(DCA 127)	
com aumento de 35x	79
FIGURA 6.2 –Interface intermediário/coifa CeraOne(DCA127)	
com aumento de 150x	80
FIGURA 6.3 –Interface intermediário/coifa CeraOne(DCA 127)	
com aumento de 500x	80
FIGURA 6.4 –Interface intermediário/coifa CeraOne(DCA 127)	
com aumento de 1000x	81
FIGURA 6.5 –Interface intermediário/coifa Fortune com	
aumento de 35x	93
FIGURA 6.6 –Interface intermediário/coifa Fortune com	
aumento de 150x	93
FIGURA 6.7 –Interface intermediário/coifa Fortune com	
aumento de 500x	94
FIGURA 6.8 –Interface intermediário/coifa Fortune com	
aumento de 1000x	94

LISTA DE TABELAS

TABELA 5.1 –Número de ajustes obtidos em cada corpo de prova	67
TABELA 5.2 –Resultados da análise de variância obtidos para ajuste	67
TABELA 5.3 –Valor total, média e porcentagem do número de ajustes em cada grupo e respectivo desvio padrão	68
TABELA 5.4 –Médias (em μm) dos valores de desajuste obtidos em cada corpo de prova	70
TABELA 5.5 –Resultados da análise de variância obtidos para desajuste	70
TABELA 5.6 –Significância estatística do desajuste médio (μm)	71

TABELA 5.7 —Médias (em μm) do desajuste total em cada	
corpo de prova	73

TABELA 5.8 —Resultados da análise de variância obtidos para	
desajuste total	73

TABELA 5.9 —Significância estatística do desajuste total	
médio	74

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

Códigos dos dispositivos Nobel Biocare

Coifa cerâmica	DCA 127
Coifa poliacrílica	DCA 131
Implante	SDCA 018
Intermediário	SDCA 334

RESUMO

O critério mais importante para a aceitabilidade clínica de uma restauração indireta é o grau de adaptação marginal. Em próteses sobre implantes também torna-se necessária a obtenção de adequada adaptação marginal para a manutenção da saúde periimplantar e obtenção da longevidade da prótese. Avaliou-se “in vitro” a adaptação marginal na interface intermediário CeraOne(Nobel Biocare- Gotemburgo, Suécia) e cinco tipos de coifas: coifa cerâmica pré-fabricada CeraOne(DCA 127), In Ceram(Vita-Alemanha), coifa pré-fabricada poliacrílica do sistema CeraOne(DCA 131), IPS Empress(Ivoclar-Schaan, Liechtenstein) e Fortune(Williams- Amherst, NY, Labordental-São Paulo). As coifas obtidas foram assentadas em um intermediário CeraOne(SDCA 334) e a adaptação marginal foi avaliada, segundo critérios de ajuste e desajuste marginal, em 6 pontos, determinados pelo sextavado do intermediário. De acordo com a análise estatística dos resultados, foi possível concluir que as coifas cerâmicas pré-fabricadas CeraOne(DCA 127) exibiram a maior quantidade de ajustes e os menores valores de desajuste, sendo consideradas a melhor opção restauradora sobre intermediários CeraOne. As coifas In Ceram apresentaram resultados muito satisfatórios, assim como as coifas IPS Empress. Esses dois sistemas são considerados aceitáveis para a utilização sobre intermediários CeraOne, como segunda opção e em casos selecionados. As coifas de porcelana fundida sobre refratário não exibiram resultados satisfatórios, quando comparadas aos demais grupos, sendo considerada uma técnica desaconselhável para ser utilizada sobre intermediários CeraOne.

1 INTRODUÇÃO

Para a manutenção da saúde periodontal e peri-implantar e garantir a longevidade de procedimentos restauradores protéticos, torna-se necessária a obtenção de adequada adaptação marginal das restaurações ou componentes protéticos, sobre seus respectivos retentores ou pilares, sendo eles dentes naturais ou implantes.

Nas restaurações protéticas sobre implantes, a discrepância marginal entre o intermediário e o componente protético tem sido questionada como sendo um importante fator na transferência de estresses^{46,76}, na biomecânica do sistema de implantes, na ocorrência de complicações^{34,47,101}, assim como na resposta dos tecidos gengivais na interface intermediário/prótese^{46,78}.

A relação entre discrepância marginal das próteses e biomecânica do sistema de implantes tem sido amplamente estudada e exerce efeito significativo no que diz respeito às próteses parafusadas^{14,20,34,41,44,45,47,59,62,76,78,101}. A introdução do sistema CeraOne pela Nobel Biocare, em 1991, veio solucionar problemas de perda do parafuso. A biomecânica do sistema CeraOne apresenta maior estabilidade da junção parafusada^{7,19,55,71,76}, porém há uma carência de trabalhos que relacionam a discrepância marginal de próteses cimentadas com a biomecânica do sistema de implantes. A grande consideração a ser feita, em relação às próteses cimentadas, é em relação à saúde dos tecidos gengivais adjacentes.

Os procedimentos clínicos e laboratoriais envolvidos na confecção de restaurações cerâmicas implicam na dificuldade em se obter uma adequada

adaptação marginal entre os componentes. Todas as fases são muito sensíveis a variações, tornando o controle e a padronização do nível de adaptação marginal, resultados difíceis de se adquirir.

A estética em implantes tem priorizado a utilização cada vez maior de componentes de cerâmica pura, na expectativa de substituição das metalocerâmicas. Muitas técnicas e materiais têm surgido com a finalidade de suprir as dificuldades na obtenção de próteses em cerâmica pura, ou seja, que apresentem, além da qualidade estética das cerâmicas convencionais, resistência mecânica e adaptação marginal adequada.

A maioria dos componentes utilizados nas próteses sobre implantes é obtida por meio de usinagem computadorizada, que permite a confecção de próteses de elevada precisão, em termos de ajuste. Os procedimentos que envolvem a obtenção de restaurações protéticas em implantes têm conseguido padronização cada vez maior, havendo, assim, a eliminação de procedimentos críticos, como afastamento gengival, moldagem dos terminos cervicais, confecção de troquéis, confecção de padrão para fundição, fundição e usinagem.

O sistema CeraOne (Nobel Biocare- Gotemburgo, Suécia), desenvolvido para cimentação e cujas margens são localizadas subgengivalmente por razões estéticas, foi introduzido no mercado pelo sistema Branemark de implantes, com a finalidade de proporcionar a obtenção de excelência estética em implantes unitários^{5,19,29}. Esse sistema consiste de um intermediário sextavado (com seu respectivo parafuso de ouro), fixado ao implante e caracterizado por possuir componentes protéticos pré-fabricados para coroa unitária, adaptáveis sobre ele^{4,5,19}. Duas técnicas produzidas para a fabricação de coroas unitárias foram

desenvolvidas na incorporação de componentes pré-fabricados, os quais podem ser cerâmica pura ou metalocerâmica. A coroa de cerâmica pura é obtida por meio de uma coifa pré-fabricada, composta de alumina de alta pureza e densamente sinterizada, sobre a qual a porcelana é aplicada^{5,77}. A coifa cerâmica que acompanha o sistema CeraOne é fabricada por um processo computadorizado, mediante compactação e usinagem de pura alumina (99,9%), densamente sinterizada, com uma configuração padronizada para o mercado odontológico. Este processo de fabricação de coifas cerâmicas CeraOne é chamado Procera All Ceram desenvolvido pela Nobel Biocare AB, Gotemburgo-Suécia^{3,6,77}. As opções para a fabricação de coroas metalocerâmicas consistem de coifa de ouro usinada, a qual pode sofrer sobrefundição, ou a possibilidade de fundição a partir de coifa pré-fabricada poliacrílica.

A existência dos componentes pré-fabricados não impede a fabricação da prótese, a partir de técnicas convencionais de confecção de coroas, apesar de deixar de lado um protocolo pré-definido. Assim, pode-se utilizar o sistema “In Ceram”(Vita- Alemanha), que consiste na obtenção de um coping de alumina sinterizada, infiltrada por vidro, pela aplicação direta sobre um troquel e sobrefundição de porcelana feldspática(Vitadur N- Vita, Alemanha). Esse material quando utilizado sobre dentes naturais, tem demonstrado resultados promissores, em termos de resistência mecânica^{16,33,35,63,84}, e adaptação marginal^{17,39,66,83,89,97} associadas à excelente estética que é capaz de reproduzir⁵⁷.

Recentemente foi introduzido no mercado o sistema IPS Empress(Ivoclar-Liechtenstein), que consiste na possibilidade de fabricação de restaurações cerâmicas, a partir de prensagem em altas temperaturas pela técnica da cera

perdida. Esse sistema utiliza pastilhas pré-ceramizadas e matizadas, que são derretidas ao estado de gel e este é prensado para o interior do molde, onde os padrões de cera foram evaporados²². A composição dessa cerâmica consiste de porcelana feldspática reforçada com leucita, que responde favoravelmente às exigências mecânicas^{22,63,98} e propicia adaptação marginal aceitável^{92,97} e estética satisfatória. Estudos clínicos longitudinais afirmam que esse sistema é capaz de proporcionar resultados de longevidade, estética e integridade marginal satisfatórios^{28,96} e pode ser utilizado de duas formas: com troquéis e enceramento, ou coifas poliacrílicas pré-fabricadas, para produzirem próteses sobre intermediários CeraOne.

Uma alternativa muito utilizada por clínicos, em situações que requerem estética, é a confecção de coroas de porcelana fundidas sobre refratário^{2,74,80,85,99}. Essa porcelana foi amplamente utilizada em dentes naturais, mas diante de sua baixa resistência à fratura e pobre adaptação marginal, ultimamente tem havido uma tendência em substituí-la pelos novos sistemas de porcelanas reforçadas^{12,39,60,66,79,83,89,92}.

Considerando que no sistema CeraOne as margens cervicais são localizadas mais subgengivalmente que as restaurações em dentes naturais, as implicações periodontais dessas margens subgengivais merecem atenção considerável^{93,94}, especialmente pela presença da linha de cimento e sua relação com a doença periodontal. A discrepância marginal determina a quantidade de cimento exposto, que, pela sua rugosidade superficial, é um local certo de retenção de placa, além de ser solúvel nos fluidos orais, criando assim um nicho permanente para a colonização bacteriana⁸⁶. A área total de discrepância

marginal é crítica em relação ao periodonto, pois define a extensão do nicho para a retenção da placa, a qual se relaciona diretamente com as respostas gengivais e inflamação periodontal^{13,23,26,30,42,48,49,100}. Neste contexto, é interessante a avaliação do grau de adaptação marginal das coifas cerâmicas pré-fabricadas do sistema CeraOne e a comparação dos resultados com outras formas de fabricação de coroas estéticas, com a finalidade de verificar se essas alternativas seriam realmente viáveis em termos biológicos.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Em 1969, foi descrita, pela primeira vez por VICKERY; BADINELLI; WALTKE⁹⁹, a técnica de confecção de coroas de jaqueta de porcelana, pela utilização de troquel refratário, pelo sistema Ceramco-Die System(Ceramco Inc.- N.Y.) Essa técnica foi desenvolvida para superar as desvantagens da técnica com lâmina de platina.

SOUTHAN; JORGENSEN⁹¹, em 1972, apresentaram uma forma de confecção de coroas e inlays sem a utilização de lâmina de platina. Descreveram a técnica de confecção do troquel refratário, onde é utilizado um revestimento refratário(Deguvest HFG- Degussa, Alemanha). Os autores salientaram que quando a porcelana é bem condensada, apenas duas queimas são necessárias. Durante a sinterização, formam-se largas fendas, que freqüentemente se estendem através da porcelana até a matriz refratária, sendo necessária uma segunda queima para correção, acrescentando-se cerâmica a essas fendas.

SCHNEIDER; LEVI; MORI⁸⁰, em 1976, avaliaram a adaptação marginal de coroas de porcelana fundida sobre refratário. Foram preparados dois incisivos centrais superiores para coroa total e moldados com polissulfeto, para a obtenção de 11 troquéis refratários. A porcelana (Ceramco) foi aplicada e queimada diretamente nos troquéis refratários, seguindo as instruções do fabricante. As coroas concluídas foram assentadas aos dentes preparados por pressão digital e foi medida a adaptação marginal em 7 pontos pré-determinados, mediante observação direta em microscópio ótico. O estudo indicou que a adaptação da porcelana pode ser considerada aceitável ($38,8\mu\text{m}\pm 17,4\mu\text{m}$).

Em 1987, SORENSEN; OKAMOTO⁸⁸ avaliaram a adaptação marginal de coroas cerâmicas dos sistemas Cerestore, Dicor, Vitadur N. A partir da moldagem de 30 troquéis metálicos, com preparo para coroa total, foram confeccionadas 10 coroas de cada sistema e cimentadas nos seus respectivos troquéis com fosfato de zinco. As amostras foram incluídas e seccionadas vestibulolingualmente e mesiodistalmente. Três mensurações foram realizadas em cada ponto a ser lido. As médias dos resultados obtidos corresponderam a 15µm para as coroas Cerestore, 19µm para as coroas Dicor e 36µm para as coroas Vitadur N. Os autores consideraram aceitáveis as margens de todos os sistemas cerâmicos estudados.

SORENSEN⁸⁶, em 1989, elaborou um trabalho de revisão, onde descreveu o processo de formação da placa bacteriana e resposta gengival. Definiu fatores mediadores do acúmulo de placa nas superfícies das coroas, além de possibilitar a diferenciação de respostas gengivais em relação a vários tipos de coroas. Os fatores mediadores do acúmulo de placa que influenciam na saúde gengival do tecido ao redor da interface restauração/dente são: rugosidade superficial, adaptação marginal e contorno da restauração.

Diante da variação de terminologia utilizada para medir adaptação de restaurações à estrutura dentária, HOLMES et al.³⁷, em 1989, propuseram uma padronização na terminologia. Para os autores, o ajuste deve ser melhor definido em termos de desajuste, existem muitos locais entre o término do preparo e a restauração onde as medições podem ser realizadas. Os autores relacionam geometricamente os locais onde o desajuste pode ser medido e são definidos com diferentes nomenclaturas: fenda interna, fenda marginal, discrepância

marginal vertical, discrepância marginal horizontal, margem com sobrecontorno, margem com subcontorno, discrepância marginal absoluta e discrepância de assentamento.

Em relação aos diferentes métodos de medição da adaptação marginal, SORENSEN⁸⁷, em 1990, fez um interessante trabalho de revisão e comparação entre esses métodos, estabelecendo conceitos para a padronização de trabalhos que se destinam a analisar a adaptação marginal. O autor descreveu os vários métodos laboratoriais de medição da adaptação marginal, como por exemplo, observação direta com e sem cimentação, seccionamento e técnica da moldagem, discutindo sobre suas vantagens e desvantagens. O autor apresentou, ainda, um novo método de medição, baseado em um raciocínio biológico, relacionando adaptação marginal com saúde periodontal.

Com a finalidade de avaliar a qualidade de adaptação marginal que a “In Ceram” pode proporcionar, SORENSEN et al.⁸⁹, em 1990, realizaram um dos primeiros trabalhos que dizem respeito à adaptação em restaurações “In Ceram”. Avaliaram a adaptação marginal de coroas “In Ceram”, cimentadas em preparos com vários tipos de término cervical: 1) borda de faca; 2) chanfro; 3) ombro e 4) ombro com bisel. Troquéis mestres metálicos foram confeccionados para cada configuração marginal e duplicados em gesso para a fabricação das coroas. Os copings apresentaram 0,5µm de espessura e sobre eles foi aplicada a porcelana aluminizada Vitadur. As coroas foram cimentadas aos seus respectivos troquéis mestres com cimento de fosfato de zinco, incluídos em resina epóxica e seccionados V-L e M-D e as medições, realizadas em microscópio digital. De acordo com os resultados, o término em chanfro, ombro e ombro com bisel

obtiveram a melhor adaptação marginal, enquanto que o término em borda de faca produziu margens irregulares e com sobrecontorno. As médias de discrepância marginal obtidas foram de 67 μ m para o grupo 1, 32 μ m para o grupo 2, 24 μ m para o grupo 3 e 48 μ m para o grupo 4. Os melhores resultados de adaptação marginal foram obtidos pelos termos em ombro e em chanfro.

O efeito da qualidade da adaptação marginal na saúde periodontal foi investigado por FELTON et al.²⁶, em 1991. Foram avaliados 29 pacientes, na faixa etária entre 39 e 71 anos, com coroas totais e pontes fixas com tempo de serviço de 8,6 anos, em média. A configuração em forma de chanfro constituiu o término de escolha em todas as próteses avaliadas. Foi utilizado o método de moldagem no interior do sulco vestibular para a obtenção de modelos, que passaram por metalização, para a observação no microscópio eletrônico de varredura. Foram avaliados também os índices gengivais (GI), volume do fluido gengival (CFV) e profundidade de bolsa (PD). A adaptação marginal foi avaliada clinicamente, com o auxílio de uma sonda exploradora de ponta fina, obtendo-se, assim, critérios para a descrição da adaptação marginal. A partir dos dados obtidos, os autores afirmam que houve uma relação direta entre a discrepância marginal e a inflamação periodontal. O estudo demonstrou que a discrepância entre a margem da restauração e o término do preparo tem um grande potencial de influência na saúde periodontal, ou seja, o aumento da discrepância marginal entre restauração e preparo resultou em aumento da inflamação gengival, medida pelo índice gengival e volume do fluido gengival.

SORENSEN et al.⁹⁰, em 1991, determinou a precisão da adaptação marginal em próteses parciais fixas "In Ceram". Foi fabricado um modelo de metal

que correspondia a molares inferiores preparados para receber uma prótese parcial fixa. Este foi moldado para a obtenção de 10 réplicas metálicas, a partir das quais foram confeccionadas as próteses “In Ceram”. Para a confecção das próteses, as réplicas receberam espaçador e foram moldadas para a obtenção dos troquéis de gesso especial (refratário), próprio do sistema. Assim, procedeu-se de acordo com as instruções do fabricante. As próteses foram cimentadas às suas respectivas réplicas metálicas com cimento de fosfato de zinco, incluídas em resina epóxica e seccionadas vestibulolingualmente e mesiodistalmente através dos pilares para a medição da discrepância marginal no microscópio. Como a média da discrepância marginal total foi de $58\mu\text{m}\pm 38\mu\text{m}$, os autores concluíram que a discrepância marginal de próteses parciais fixas de 3 elementos, confeccionadas pelo sistema “In Ceram”, foi maior que a discrepância marginal de coroas “In Ceram” ($24\mu\text{m}\pm 25\mu\text{m}$), comparando com trabalho anteriormente realizado pelos mesmos autores.

Em 1992, FANUSCU; SORENSEN²⁵ compararam a adaptação marginal “in vitro” de coroas IPS Empress, Optec HSP e metalocerâmicas. De um dente preparado para coroa total, obteve-se 30 duplicações de resina epóxica, mediante moldagem com silicone. Foram fabricadas 10 coroas de cada sistema, de acordo com as instruções do fabricante de cada material. A adaptação marginal foi medida antes e depois da cimentação, pela observação direta, em microscópio ótico com leitura digital. As coroas de porcelana pura foram cimentadas com os cimentos resinosos indicados pelos respectivos fabricantes, enquanto as coroas metalocerâmicas foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco. Os valores pré-cimentação obtidos corresponderam a $40\mu\text{m}\pm 15\mu\text{m}$ para o sistema IPS

Empress, $50\mu\text{m}\pm 17\mu\text{m}$ para o sistema Optec HSP e $65\mu\text{m}\pm 25\mu\text{m}$ para as coroas metalocerâmicas. Os valores pós-cimentação obtidos para o sistema IPS Empress foram de $63\mu\text{m}\pm 25\mu\text{m}$, $60\pm 18\mu\text{m}$ para o sistema Optec HSP e de $90\mu\text{m}\pm 40\mu\text{m}$ para as coroas metalocerâmicas. Houve diferenças estatisticamente significantes entre os sistemas e entre as coroas cimentadas e as não cimentadas. Com base nos resultados, os autores afirmaram que a adaptação marginal dos sistemas cerâmicos foi superior, em comparação com as metalocerâmicas. Concluíram também que fatores como tipo de cimento e forma de cimentação exercem bastante influência na adaptação marginal das coroas.

DONG et al.²², em 1992, descreveram a técnica de fabricação de inlays/onlays e coroas puras de cerâmica, utilizando um material cerâmico prensado em altas temperaturas: o sistema IPS Empress, desenvolvido em 1983 pelo Departamento de Prótese Fixa e Removível e Materiais Dentários da Universidade de Zurich, em conjunto com a companhia Ivoclar, Schaan, Liechtenstein. Avaliaram o efeito da prensagem em alta temperatura e dos tratamentos térmicos necessários para a confecção do coping na resistência à flexão do IPS Empress e concluíram que a prensagem aumentou significativamente a resistência, passando de 74 para 126 Mpa e que tratamentos térmicos seqüenciais (queima da porcelana de dentina e esmalte, queima para a caracterização e glaze) também aumentaram a resistência do material, variando de 160 para 182 Mpa. Os autores atribuíram esse resultado à distribuição mais homogênea dos cristais de leucita, que evitam a propagação das trincas.

ANDERSSON et al.⁴, em 1992, apresentaram e descreveram um novo conceito em próteses estéticas sobre implantes unitários, chamado CeraOne.

Apresentaram as indicações, procedimentos protéticos e as primeiras experiências clínicas, relatando algumas vantagens na utilização dos implantes para a substituição de dentes perdidos e dentre elas, a não necessidade de preparo dos dentes vizinhos e a possível melhora na estética. Quanto às desvantagens, citou como a principal, a possibilidade de dano às raízes dos dentes adjacentes e demais estruturas.

HOLMES et al.³⁸, em 1992, compararam a adaptação marginal de coroas cerâmicas Dicor com coroas de ouro tipo III, em vários locais ao redor das margens do preparo. As coroas, cimentadas em seus respectivos troquéis, foram incluídas em resina epóxica, para o seccionamento vestibulolingual e mesiodistal, no ponto central de cada superfície. Foram feitas fotografias com 250 vezes de aumento no microscópio e foi medida a discrepância marginal absoluta, que representa a medida máxima de desajuste na margem. Os valores médios variaram de 35 a 73µm. A média de desadaptação obtida para as coroas Dicor foi de 48µm±7µm e para as coroas de ouro, foi de 57µm±19µm, não havendo diferenças estatisticamente significantes entre as superfícies lidas e os materiais utilizados.

Em 1992, PRÖBSTER; DIEHL⁷² descreveram os procedimentos clínicos e técnicos da confecção de coroas e próteses fixas pelo Sistema “In Ceram”, bem como os resultados clínicos e pesquisas realizadas com o referido material. O sistema “In Ceram” consiste de uma infra-estrutura sinterizada porosa de alumina, infiltrada por vidro derretido. A combinação desses dois processos proporciona propriedades excelentes ao material. Os autores salientam que os resultados de pesquisas de resistência à flexão tornam possível a confecção de pontes fixas

anteriores e coroas em dentes posteriores e alertam para a qualidade de adaptação marginal, a qual está dentro dos padrões para ser considerada excelente para materiais cerâmicos ($39\mu\text{m}\pm 17\mu\text{m}$), devido ao fato de não haver quase nenhuma contração no processo de sinterização e infiltração. Nenhuma fratura ocorreu em uma observação clínica, por um período de quase 2 anos, mas os autores ainda afirmam que é necessário uma observação clínica com maior número de restaurações e um período maior de tempo para que esse material seja indicado para pontes fixas.

PELLETIER et al.⁶⁵, em 1992, realizaram um trabalho, no qual foram examinadas as mudanças dimensionais e de composição do material refratário utilizado para duplicar o troquel mestre, assim como as mudanças dimensionais do coping de alumina do sistema “In Ceram”. O estudo que avaliou a composição do material refratário revelou que este é composto simplesmente de $\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$, perde água após o ciclo de sinterização e sofre contração. O exame no microscópio eletrônico de varredura do refratário mostrou típicos cristais de CaSO_4 , enquanto o exame da alumina demonstrou sua alta porosidade, em forma de rede. A mudança dimensional do refratário foi alta: em torno de $16,03\%\pm 2\%$ e a do coping de alumina, relativamente pequena: em torno de $0,24\%\pm 0,15\%$.

GIORDANO et al.³³, em 1992, avaliaram a resistência à flexão dos componentes do sistema “In Ceram”, ou seja, alumina sinterizada, vidro e alumina sinterizada infiltrada por vidro. Foram conformadas 50 barras de cada material, por meio de um molde de $3\times 3\times 30\text{mm}$. As barras de alumina sinterizada, vidro e alumina sinterizada infiltrada por vidro foram submetidas ao teste de resistência à flexão e observadas em microscópio eletrônico de varredura. Os resultados de

resistência obtidos foram de $18.39\text{MPa} \pm 5\text{MPa}$ para a alumina sinterizada, $76,53\text{MPa} \pm 15,23\text{MPa}$ para o vidro e de $236.15\text{MPa} \pm 21.94\text{MPa}$ para a alumina infiltrada pelo vidro. O exame ao microscópio eletrônico de varredura demonstrou que o vidro se difundiu entre as porosidades da alumina sinterizada, daí a densificação da alumina na fase de infiltração, que resulta no reforço da estrutura infiltrada.

POBER et al.⁶⁸, em 1992, examinaram a composição do vidro infiltrado na estrutura de alumina sinterizada do sistema “In Ceram”. O estudo demonstrou, por meio de alguns testes, que há ausência de estrutura cristalina e que a composição consiste de vidro de aluminosilicato lantânio, com pequenas quantidades de sódio e cálcio.

Em 1992, PRÖBSTER⁶⁹ avaliou a resistência à compressão de coroas de cerâmica pura de dois sistemas: IPS Empress e In Ceram. Foram confeccionadas 6 coroas totais de cada sistema, sendo que no IPS Empress, a confecção de coroas foi pela técnica da pintura e da estratificação. Como grupo controle, foram confeccionadas coroas metalocerâmicas. As coroas foram cimentadas, uma de cada vez, no troquel mestre metálico, com cimento de fosfato de zinco e submetidas ao teste de compressão, na máquina universal de testes. Como resultados, obteve-se 964N para as coroas In Ceram, 814N para IPS Empress(pintura), 750N para IPS Empress(estratificação) e 1.494N para as coroas metalocerâmicas. Os autores concluíram que todos os sistemas cerâmicos são aceitáveis para serem utilizados clinicamente. Somente houve diferença estatisticamente significativa entre as coroas metalocerâmicas e os outros grupos,

pois entre IPS Empress e In Ceram não houve diferenças estatisticamente significantes.

GREY; PIDDOCK; WILSON³⁵, em 1993, avaliaram a adaptação marginal e a resistência à fratura de coroas cerâmicas e metalocerâmicas. Foram confeccionadas 11 coroas metalocerâmicas, 11 coroas ocas de porcelana aluminizada Vitadur N e 11 coroas “In Ceram”. A precisão na adaptação marginal das coroas foi determinada pela pesagem em balança eletrônica com precisão de 1mg (Ohaus Scale Corp. NJ, USA) do troquel mestre, com a coroa assentada antes do uso de silicona de baixa viscosidade, como um análogo do cimento. Após a cimentação da coroa com a silicona, o conjunto foi novamente pesado e o peso do filme de silicona foi calculado. A espessura da película foi calculada pelo conhecimento da área de superfície do troquel mestre, da densidade da silicona e do peso da película de silicona. Para o teste de resistência, cada coroa foi cimentada com fosfato de zinco no troquel mestre e submetida a uma carga para a fratura na máquina de testes Howden. Os resultados obtidos para a avaliação da espessura da película foram respectivamente $95\mu\text{m}\pm 23\mu\text{m}$, $154\mu\text{m}\pm 37\mu\text{m}$ e $123\mu\text{m}\pm 30\mu\text{m}$, para as coroas metalocerâmicas, coroa oca de porcelana aluminizada e coroas “In Ceram”. Em relação aos testes de resistência à fratura, de acordo com os resultados numéricos ($1557\text{N}\pm 362\text{N}$ para coroas metalocerâmicas, $916\text{N}\pm 121\text{N}$ para coroas ocas de porcelana e $1609\text{N}\pm 459\text{N}$ para coroas “In Ceram”), as coroas “In Ceram” exibiram resistência significativamente maior que a porcelana aluminizada, mas não significativamente diferente das coroas metalocerâmicas. Como conclusões deste estudo “in vitro”, as coroas “In Ceram” apresentam melhor adaptação e resistência à fratura

significativamente maior que coroas ocas de porcelana, além de possuírem resistência similar às coroas metalocerâmicas, porém pior adaptação marginal que estas últimas.

BOUDRIAS¹⁰, em 1993, apresentou o intermediário CeraOne e seus componentes protéticos e fez também uma explicação dos procedimentos cirúrgicos e restauradores, necessários para a obtenção de próteses implantossuportadas cada vez mais estéticas. O autor descreveu o sistema CeraOne de maneira minuciosa, deixando o leitor a par de muitos detalhes envolvidos na execução clínica de próteses sobre implantes, que vão desde o diagnóstico do caso até a cimentação da coroa.

Em 1993, ANDERSSON; ODÉN³ descreveram a técnica de fabricação de “copings” cerâmicos de pura alumina, densamente sinterizada, do chamado Sistema Procera All Ceram. Realizaram exame ao microscópio eletrônico de varredura, com o propósito de avaliar a microestrutura do referido material e testes de resistência à flexão. Os autores destacam que esse novo sistema de confecção de copings cerâmicos exibe alta resistência à flexão ($601\text{MPa} \pm 73\text{Mpa}$) e densidade de 3.94 ± 0.01 . Isto significa que copings fabricados por esse processo podem obter alta resistência à fratura no meio bucal, provada pelos resultados do teste de resistência à flexão e pelos testes de densidade exibindo altos níveis, com ausência de poros.

ANDERSSON et al.⁵ publicaram um interessante trabalho, em 1994, no qual descreveram o surgimento e as características do sistema CeraOne e avaliaram “in vitro” a resistência mecânica de supra-estruturas sobre o intermediário CeraOne, na região de incisivos superiores. Cinco condições foram

testadas: a)coroa metalocerâmica com infraestrutura de ouro, b)coroa oca de porcelana com coping de alumina densamente sinterizada, pré-fabricada, do sistema CeraOne (DCA128), c)coroa oca de porcelana confeccionada com o mesmo material usado para as coroas metalocerâmicas, d)coping pré-fabricado de alumina sinterizada (DCA128) e e) sistema completo de implante(implante, intermediário, parafuso de ouro e coroa metalocerâmica). Os testes foram realizados na máquina universal de ensaios Instron, com aplicação de carga próxima à borda incisal da coroa. Os autores observaram que não houve fratura nas coroas metalocerâmicas, porém ocorreram fraturas nas coroas de porcelana pura e no coping pré-fabricado. Além disso, concluíram que o parafuso de ouro é a ligação mais frágil do sistema e enfatizaram que o sucesso ou fracasso do tratamento dependem de vários fatores, como as etapas da cirurgia, o desempenho do trabalho protético, forma e resistência da coroa e dos componentes do implante.

PERA et al.⁶⁶, em 1994, realizaram um trabalho que teve como objetivo avaliar a estabilidade dimensional do "In Ceram", durante a queima da porcelana sobre o coping de alumina, pela medição da adaptação marginal por três tipos de término marginal: chanfro(A), ombro de 50º(B) e ombro de 90º(C). Foram preparados 1 canino, 1 incisivo e 1 pré-molar superiores, em dentes de resina, para cada tipo de término. Os dentes foram reproduzidos até atingirem o nº de 27 dentes, 9 para cada grupo. As coroas foram confeccionadas e as medições, realizadas em fases diferentes: (1) coping de alumina infiltrada no troquel de gesso, (2) coping de alumina infiltrada no dente de resina, (3) coroa com a porcelana Vitadur-N no dente de resina e (4) coroas terminadas e cimentadas nos

dentes de resina. As medições foram realizadas em estereomicroscópio equipado com uma grade de medição com aumento de 100x. As médias dos resultados consistiram no seguinte: (1-A) 8,61 μ m; (1-B) 7,78 μ m; (1-C) 12,78 μ m; (2-A) 9,44 μ m; (2-B) 7,50 μ m; (2-C) 13,61 μ m; (3-A) 9,31 μ m; (3-B) 8,75 μ m; (3-C) 13,61 μ m; (4-A) 21,67 μ m; (4-B) 23,75 μ m, (4-C) 27,50 μ m. De acordo com os resultados, os autores concluíram que todas as restaurações podem ser consideradas clinicamente aceitáveis(<50 μ m). Houve diferenças estatisticamente significantes somente no que diz respeito à configuração marginal($p<0,05$), sendo os términos em chanfro e ombro de 50° aconselháveis clinicamente. Também enfatizaram que a infra-estrutura de alumina possui boa estabilidade dimensional, diante das queimas da porcelana e o glaze.

Em 1994, CASTELLANI et al.¹⁷ compararam as medidas de discrepância marginal vertical entre vários sistemas. Foram avaliadas coroas metalocerâmicas, Dicor, “Hi Ceram” e “In Ceram”, antes e depois de cada tratamento térmico para a queima da porcelana de dentina, esmalte e glaze. Foi confeccionado um troquel mestre de aço inoxidável e a partir deste foram fabricadas as coroas, que tiveram altura, espessura e forma padronizadas por meio de uma forma de aço. Para as mensurações, os copings e as coroas foram posicionados no troquel mestre e um compasso aplicava uma pressão padronizada em todos os corpos de prova, até que a força de assentamento não interferisse mais na qualidade de adaptação. O conjunto troquel mestre- coroa foi moldado com silicona de adição, para a obtenção de réplicas de resina epóxica. Após a polimerização da resina, as réplicas foram seccionadas em cinco fatias verticais paralelas entre si. As

mensurações da discrepância marginal vertical foram efetuadas em um microscópio Nikon Optiphot(Nikon Corp. Tokyo, Japan), com aumento de 100, 200 e 300X. As médias dos resultados obtidos para as fases de coping, após a 1ª queima, após a 2ª queima e após o glaze, foram, respectivamente 27,56µm / 32,41µm / 36,87µm / 38,21µm para coroas metalocerâmicas; 44,50µm / 65,84µm / 69,47µm / 77,46µm para coroas “In Ceram; 80,31µm / 92,86µm / 100,76µm / 117,33µm para coroas Dicor e 82,89µm / 89,87µm / 99,50µm / 117,27µm para coroas “Hi Ceram”. Como conclusões, os autores afirmaram que entre as coroas de cerâmica pura, a “In Ceram” exibiu resultado mais próximo ao da metalocerâmica concluíram também que coroas de cerâmica pura são mais sensíveis às repetidas queimas da porcelana que as metalocerâmicas.

Avaliando também a discrepância marginal de sistemas cerâmicos, SIERVO et al.⁸⁵, em 1994, mediram o grau de adaptação marginal de inlays fabricadas pelo método Celay, Cerec T, Cerec EM e porcelana convencional fundida sobre refratário. As restaurações foram cimentadas nos seus respectivos dentes, com cimento resinoso e as amostras, seccionadas mesiodistalmente e vestibulolingualmente para a análise da discrepância marginal nas caixas proximais e superfície oclusal. A média de desadaptação das inlays convencionais e Celay foi de 80µm, enquanto que para Cerec T foi de 200µm e Cerec EM de 170µm.

CASTELLANI et al.¹⁶, em 1994 avaliando a resistência à fratura de três sistemas cerâmicos e comparando os resultados com a resistência de coroas metalocerâmicas, concluiu que não houve diferença estatisticamente significativa

entre as coroas In Ceram (22.370Kg) e coroas metalocerâmicas (17.048Kg), mas as coroas Dicor (5.155Kg) e Hi Ceram (8.445Kg) exibiram resistência significativamente menor.

GROTEN et al.³⁶, em 1995, avaliaram o ajuste marginal de coroas In Ceram, fabricadas pelo método usinado Celay. Foi utilizado um troquel mestre de aço, com preparo para coroa total, em ombro de 1mm e ângulos arredondados. Esse troquel mestre foi duplicado com silicona de adição, para a obtenção de 10 troquéis de gesso tipo IV. A técnica Celay- In Ceram consiste na usinagem de um bloco de alumina sinterizada, a partir da digitação de um coping de resina especialmente modelado. O coping de alumina, depois da usinagem, passa pela fase de infiltração e aplicação da porcelana, conforme a técnica convencional. Foram confeccionadas 10 coroas e medidas as discrepâncias marginais em três fases da sua confecção: após a usinagem(A), após a infiltração(B) e após a aplicação da porcelana(C). Os copings e coroas foram assentados ao troquel mestre e a análise, em um microscópio com imagem de vídeo computadorizada, foi realizada por observação direta. As médias de discrepância encontradas para cada passo foram: (A)25,1 $\mu\text{m} \pm 5,09\mu\text{m}$, (B)20,6 $\mu\text{m} \pm 2,28\mu\text{m}$ e (C)18,3 $\mu\text{m} \pm 4,06\mu\text{m}$. Os autores concluíram que o método Celay- In Ceram proporciona margens clinicamente aceitáveis. As fases de infiltração e aplicação da porcelana não influenciaram no aumento da discrepância marginal.

TIDEHAG; GUNNE⁹⁶, em 1995, avaliaram a performance clínica de inlays e onlays de IPS Empress. Foram selecionados 62 dentes, em 18 pacientes: 10 mulheres e 8 homens, com idade média de 46,1 e 50,3, anos respectivamente. Todos os pacientes foram atendidos pelo mesmo profissional e todas as

restaurações, confeccionadas pelo mesmo laboratório. As restaurações foram examinadas 7 e 26 meses após a cimentação, usando uma modificação do critério Californian Dental Association. Os autores chegaram às seguintes conclusões: 1)houve 1 fratura; 2)evidência de valamento foi notada em 13% das restaurações; 3)suave mudança de cor foi notada em 23% das restaurações; 4)63% das restaurações exibiram excelente resultado em termos de cor; 5)todas as restaurações obtiveram excelente resultado para superfície; 6)82% exibiram excelentes resultados para forma anatômica e 7)84% das restaurações obtiveram excelentes resultados de integridade marginal.

RINKE; HÜLS; JAHN⁷⁹, em1995, compararam a adaptação marginal e a resistência à fratura de coroas “In Ceram”, confeccionadas pelo método usinado(Celay) e pelo método convencional. As coroas “In Ceram”, feitas pelo método convencional, foram processadas de acordo com as especificações do fabricante, enquanto as coroas usinadas dispensaram as primeiras fases, como obtenção do troquel refratário, aplicação e sinterização da alumina. Dois tipos de troquéis mestres metálicos foram utilizados: incisivo central superior e segundo pré-molar superior, ambos com término em chanfro. Os dois dentes foram duplicados até atingirem o número de 40 troquéis de trabalho em gesso tipo IV, 20 de cada um. Para se aplicar o método usinado foram utilizados 10 incisivos e 10 pré-molares e os outros 10 incisivos e 10 pré-molares para a aplicação do método convencional. Após a confecção dos copings pelos dois métodos, porcelana aluminizada (Vitadur Alpha-Vita) foi aplicada e fundida sobre eles. As coroas prontas foram assentadas(não cimentadas) no troquel mestre, a uma carga de 30N e a fenda entre a borda externa da coroa e o limite marginal do

preparo foi definida como adaptação marginal. As leituras foram realizadas por observação direta em microscópio(Stemi SV 11) ligado a uma câmera de vídeo (CF 15), que reproduzia 180x de aumento em um monitor de computador de alta resolução. A imagem da fenda marginal, vista no vídeo, pôde ser examinada mediante um programa especial. Para o teste de resistência, após a medição da adaptação marginal, as coroas foram cimentadas com fosfato de zinco no troquel metálico e a força foi aplicada na máquina universal de ensaios(Zwick 1446). Como resultados obtidos para a adaptação marginal, houve diferenças estatisticamente significantes entre as técnicas($p<0,05$) e entre os tipos de dentes($p<0,01$). A média para os pré-molares confeccionados, tanto pela técnica usinada como pela convencional, foi de $45\mu\text{m}$; para os incisivos, na técnica usinada, foi de $38\mu\text{m}$ e na técnica convencional, foi de $33,5\mu\text{m}$. Houve maior variância nas medidas para a técnica usinada que para a convencional. No que diz respeito à resistência à fratura, os pré-molares exibiram melhores resultados que os incisivos, em ambas as técnicas. Houve menos variação na força de fratura para os corpos de prova usinados que para os confeccionados pela técnica convencional.

HÜLS; RINKE³⁹, em 1995, avaliaram a adaptação marginal de coroas confeccionadas por seis sistemas diferentes: 1)liga preciosa sem paládio(Golden-Gate System, Degussa); 2)galvanização(Helioform, Hafner- Alemanha); 3)IPS Empress(Ivoclar- Liechtenstein); 4)“In Ceram”(Vita- Alemanha); 5)liga de cromo/cobalto(Remanium CD, Dentauro KG- Alemanha) e 6)titânio puro fundido(Castmatic, Dentauro KG- Alemanha). Um troquel mestre de aço foi preparado para coroa total com ombro arredondado, 72 moldagens para a

obtenção de troquéis de gesso tipo IV foram realizadas, 12 coroas de cada sistema foram fabricadas a partir do seu respectivo troquel de trabalho e os copings foram recobertos por suas respectivas porcelanas, sempre seguindo o padrão de forma e tamanho. As coroas foram assentadas no troquel mestre com uma força de assentamento de 30N e a discrepância marginal foi examinada por observação direta no troquel mestre, utilizando um sistema computadorizado de imagem(180x de aumento). As médias para as discrepâncias marginais foram: 1)26 μ m; 2)26 μ m; 3)45 μ m; 4)38 μ m; 5)46 μ m; 6)52 μ m. Não houve diferenças estatisticamente significantes entre os grupos 1 e 2, entretanto, entre os demais grupos, observou-se diferenças estatisticamente significantes($p < 0,0001$). Baseados nos resultados, os autores estabeleceram uma ordem de adaptação marginal de acordo com o material utilizado: Golden-Gate System/Helioform; “In Ceram”; IPS Empress, Remanium CD; Castmatic.

CAMPBELL et al.¹², em 1995, teceram comentários sobre a técnica de fabricação do “In Ceram” e pesquisaram sobre a microestrutura em microscópio eletrônico de varredura e sobre a contração da alumina e do gesso especial, após a sinterização. Afirmaram que a contração da alumina foi mínima (0,21%) e, segundo eles, essa contração pode ser compensada pela expansão de presa do gesso especial para troquel. Em relação à contração do gesso especial, os resultados indicaram que este sofre uma contração relativamente alta durante a fase de sinterização(15,95%), mas que não afeta a estabilidade dimensional do coping de alumina durante essa fase. A fase da alumina, após a sinterização, é a mais crítica, pois exibe pouca resistência(18Mpa) e deve ser cuidadosamente manipulada para evitar a formação de trincas, porque se trincas se iniciarem

nessa fase, pode haver um comprometimento da restauração. Segundo os autores, uma vez que a expansão de presa do gesso especial para troquel compensa a contração de sinterização da alumina, esse nível de precisão pode resultar em ajuste aceitável das restaurações “In Ceram”.

SCOTTI; CATAPANO; D’ELIA⁸², em 1995, avaliaram clinicamente 63 coroas In Ceram, cimentadas com cimento de ionômero de vidro (Fuji-GC), por um período de 44 meses e detectaram que não houve fraturas em 98,4% das restaurações, dado que evidencia o sucesso clínico de restaurações “In Ceram”.

JACOBSEN⁴³, em 1995, realizou uma interessante revisão de vários tipos de sistemas cerâmicos, salientando as suas vantagens, desvantagens, grau de resistência e estética. Além disso, descreveu minuciosamente todos os procedimentos clínicos e laboratoriais relacionados com a confecção de restaurações cerâmicas do sistema IPS Empress. Por fim, realizou a descrição de caso clínico envolvendo a confecção de coroas totais e facetas laminadas de IPS Empress, pela técnica da pintura.

QUALTROUGH; SHARP; PIDDOCK⁷⁴, em 1996, avaliaram o efeito de três técnicas de aplicação de porcelana sobre refratário, na adaptação marginal de inlays. Foram utilizadas duas metodologias distintas e usinados 10 blocos de resina com preparo para inlay. O troquel mestre foi moldado para a obtenção de troquéis de gesso e, a partir destes, obtiveram-se os troquéis refratários. As restaurações foram fabricadas variando-se a técnica de aplicação da porcelana e utilizando-se o método da pesagem do filme análogo e o método do seccionamento. Houve diferenças estatisticamente significantes entre as metodologias, porém não houve diferenças entre as técnicas de aplicação da

porcelana. As médias de desadaptação variaram entre 98-118 μ m para a técnica da pesagem do análogo e entre 32-64 μ m para o seccionamento e observação da imagem em microscópio.

Em 1995, SUTHERLAND; LONEY; SYED⁹³ avaliaram a discrepância marginal de coroas cerâmicas assentadas em intermediários CeraOne. Cinco implantes foram incluídos em uma base de resina acrílica e os intermediários, parafusados em cada um deles com parafusos de ouro. Cinco copings pré-fabricados de alumina densamente sinterizada e altamente pura foram assentados e cimentados em todos os intermediários e a discrepância marginal de cada componente foi medida em 4 locais diferentes. As medições foram feitas nos copings apenas assentados, após a aplicação de porcelana para sobrefundição e após a cimentação (fosfato de zinco), com força de assentamento de 70,6N. Todas as medições foram realizadas utilizando-se um estereomicroscópio equipado com uma câmera de vídeo ligada a um computador. As médias obtidas foram: 99 μ m para os copings, 117,8 μ m para as coroas não cimentadas e 168,7 μ m para as coroas cimentadas. Como conclusão, os autores consideraram as discrepâncias marginais obtidas inaceitáveis para a manutenção da saúde periodontal e sugeriram que o fabricante melhorasse a precisão marginal desses componentes.

Em 1996, SUTHERLAND; LONEY; JAROTSKIC⁹⁴ estudaram novamente o mesmo tipo de componente do primeiro trabalho anteriormente citado e a mesma metodologia, com exceção do número de amostras (15 implantes, 15 intermediários e 15 coifas cerâmicas), com o objetivo de verificar se o fabricante

do sistema CeraOne realmente conseguiu melhorar o padrão de precisão marginal dos componentes. Desta vez, mediu-se também as discrepâncias marginais das coifas, após um ciclo de queima a 960°C, por 6 minutos. Os resultados indicaram que as discrepâncias marginais foram de 20,4µm para os copings, 18,3µm para os copings após a queima, 28,1µm para as coroas não cimentadas e 65,9µm para as coroas cimentadas. Os autores concluíram que não houve diferença estatisticamente significativa entre as médias de discrepância marginal dos copings, copings após queima e coroas não cimentadas. Concluíram também que as coroas cimentadas exibiram discrepância marginal estatisticamente maior que a exibida pelas outras condições experimentais($p < 0,0001$) e fizeram questão de salientar que os componentes foram melhorados pelo fabricante, pois realmente exibiram discrepância marginal significativamente menor, quando comparados com os resultados do estudo anterior.

Em 1996, SHEARER; GOUGH; SETCHELL⁸³ avaliaram a adaptação marginal de copings e coroas “In Ceram”, com configurações marginais de término em chanfro de 120° e ombro de 90° e o efeito da queima de porcelana sobre os copings. As medições foram realizadas por duas metodologias distintas: na primeira, foi utilizada a técnica por seccionamento direto no sentido vestibulolingual, depois da cimentação das coroas com cimento de ionômero de vidro. Esse método envolveu 20 coroas cimentadas e seccionadas nos seus respectivos troquéis metálicos, isto é, 10 coroas para cada um dos termos; na segunda metodologia foi utilizada a técnica do cimento análogo(simulação do cimento convencional), utilizando-se silicona de adição de baixa viscosidade, na

cor azul. Nessa metodologia, comparou-se o ajuste, antes e depois da queima da porcelana, ou seja, na fase de coping e na fase de coroa. Foram fabricados 5 copings para cada tipo de término(chanfro e ombro) e destes copings, foram fabricadas 5 coroas com cada tipo de término. Esses copings e coroas foram cimentados com silicona, nos troquéis mestres de NiCr(um de cada término). Após a polimerização da silicona, as partes foram cuidadosamente separadas e a película foi incluída em outra silicona de cor verde. Os corpos de prova foram seccionados, a metade no sentido vestibulolingual e a outra metade no sentido mesiodistal. Foram realizadas duas cimentações análogas na fase de coping e duas na fase de coroa, totalizando 10 análogos de cada tipo de preparo e de cada fase. Todas as medições da espessura do cimento ou do análogo do cimento foram realizadas no microscópio Reflex, com 20x de aumento. Os grupos experimentais consistiram da cimentação de copings com término em chanfro(cimento análogo), copings com término em ombro(cimento análogo), coroas com término em chanfro(cimento análogo), coroas com término em ombro(cimento análogo), coroas cimentadas com término em chanfro(cimento convencional) e coroas cimentadas com término em ombro(cimento convencional). Foram analisados os ajustes marginal e interno, este último correspondente à parede axial e área incisal. A média de ajuste marginal foi de 19µm e o término em chanfro, significativamente superior ao ombro. Em relação ao ajuste interno, obteve-se uma média de 60,9µm, devido ao uso de 3 camadas de espaçador. Os autores concluíram, pelos resultados, que o fator plano de seccionamento não influenciou para que diferenças significantes ocorressem e que o fator da adição de porcelana não afetou significativamente a adaptação

marginal. Já o fator configuração marginal influenciou, pois as margens em 90° exibiram diferença estatística significativa ($p < 0,05$). Em relação ao término em chanfro, este exibiu melhores valores de adaptação. Em relação ao tipo de metodologia, a utilização do cimento análogo produziu piores resultados, quando comparado com o cimento convencional.

JEMT et al.⁴⁶, em 1996, desenvolveram um trabalho destinado a orientar pesquisadores sobre os métodos para a avaliação da discrepância marginal na interface prótese/implante. O referido trabalho apresenta os resultados de investigações nos Estados Unidos e Suécia, durante os 2 últimos anos, sobre o desenvolvimento de sistemas para a medição do ajuste. Os autores apresentaram os métodos de medição da adaptação marginal, bem como a comparação de dados coletados por cada um dos sistemas estudados. Os métodos avaliados foram: 1) Mylab CMM; 2) Sistema desenvolvido pela Universidade de Washington (University of Washington); 3) Método fotográfico (Clínica Branemark Gotemburgo-Suécia) e 4) Sistema da Universidade de Michigan (Laser). A conclusão foi que todos os métodos de medição do ajuste estudados podem ser usados para a pesquisa em relação ao desajuste entre intermediários e a estrutura protética.

SCHERRER; DE RIJK; BELSER⁸⁴, em 1996, avaliaram a resistência à fratura de coroas de cerâmica pura, cimentadas em dentes naturais e compararam os resultados com a resistência à fratura de dentes naturais intactos. Os sistemas cerâmicos utilizados foram: porcelana feldspática (Ceramco), Dicor e In Ceram. Foi variado o tipo de cimentação nas coroas de porcelana feldspática (cimento de fosfato de zinco e cimento resinoso dual), enquanto as

coroas dos outros sistemas foram cimentadas somente com cimento resinoso dual. Os autores concluíram que o fator cimentação interferiu significativamente na resistência à fratura, ou seja, a cimentação adesiva contribuiu efetivamente para o aumento da resistência. Todos os sistemas cerâmicos obtiveram diferenças estatisticamente significantes, as coroas In Ceram exibiram maior resistência, seguidas das coroas Dicor e Ceramco. Os dentes intactos foram significativamente mais resistentes que qualquer sistema cerâmico.

Em trabalho clínico de quatro anos de acompanhamento de coroas In Ceram cimentadas convencionalmente, PRÖBSTER⁷⁰, em 1996, afirmou, de acordo com os resultados, que as coroas In Ceram apresentaram bom desempenho clínico, tanto em dentes anteriores como posteriores.

Em 1996, GIORDANO³², realizou interessante trabalho de revisão de literatura, no qual teceu comentários minuciosos sobre os variados tipos de restaurações cerâmicas, salientando a resistência, grau de desgaste dos dentes antagonistas, translucidez, adaptação e procedimentos laboratoriais de cada sistema. Realizou uma discussão apurada sobre os critérios de seleção clínica dos diferentes sistemas, para a garantia da longevidade e estética de restaurações confeccionadas pelas referidas técnicas e materiais.

PINHEIRO⁶⁷, em 1996, avaliou a qualidade de adaptação marginal de coifas de ligas de titânio, ouro cerâmico, ouro tipo IV, níquel/cromo e prata/paládio, obtidos por meio de coifas poliacrílicas CeraOne(DCA131), de cilindros de ouro(DCB 160) e de coifas cerâmicas(DCB 128) ao intermediário CeraOne. Além disso, avaliou também o ajuste marginal de infra-estruturas DCB 160 e DCB 128 sobrefundidas respectivamente com liga de ouro e porcelana. As

coifas foram apenas assentadas (não cimentadas) em um intermediário CeraOne, a uma carga de 5Kg, durante 1 minuto. Os locais de medição corresponderam a 3 faces escolhidas pela alternância das faces da superfície interna sextavada. Foram obtidas as medidas da adaptação marginal por meio do Projetor óptico Starret VB300. Os resultados obtidos revelaram um melhor ajuste marginal dos componentes pré-fabricados de ouro(9,55 μ m) e cerâmica(13,33 μ m) e suas respectivas sobrefundições, quando comparadas às infra-estruturas fundidas a partir das cápsulas poliacrílicas. Dentre as coifas fundidas, os melhores resultados foram exibidos pelas infra-estruturas de titânio(22,24 μ m), seguidas pelas de ouro cerâmico(29,55 μ m), ouro tipo IV(32,67 μ m), prata/paládio(34,00 μ m) e níquel/crômio(53,78). O autor concluiu que a utilização deste último é desaconselhável clinicamente.

Em 1997, GEMALMAZ et al.³¹, estudaram “in vitro” a adaptação marginal de inlays de cerâmica sobre refratário (Ducera de baixa fusão). Foram utilizados 10 dentes extraídos e, a partir de preparos MOD, foram confeccionadas as restaurações de porcelana fundida sobre refratário, estas foram avaliadas microscopicamente por duas metodologias distintas; cimento análogo (silicona leve) com seccionamento das réplicas e cimentação adesiva com seccionamento dos dentes. Foram lidas as margens oclusais e proximais das restaurações e obtida a média de desadaptação para o método do análogo nas margens oclusais de 71,83 μ m, que foi estatisticamente diferente das margens proximais (105,6 μ m). A média de desadaptação para o método de cimentação adesiva para as margens oclusais foi de 78,77 μ m, também estatisticamente melhor que as

margens proximais (128,85 μ m). A média total de desadaptação, desconsiderando os métodos separadamente, foi de 71,83 $\pm$ 8,93 μ m para as margens oclusais e de 105,6 $\pm$ 39,33 μ m para as proximais. Os autores salientaram que as diferentes metodologias utilizadas obtiveram diferenças, isto é, a cimentação adesiva exibiu 6,94 μ m, e 23,25 μ m a mais que a utilização do cimento análogo para as superfícies oclusal e proximal, respectivamente.

SULAIMAN et al.⁹², em 1997, dispuseram-se a pesquisar a discrepância marginal de três sistemas cerâmicos, nas quatro faces das margens (vestibular, lingual, mesial e distal), estudando o sistema Procera All Ceram, IPS Empress e "In Ceram". Os autores também avaliaram a discrepância marginal em vários estágios de fabricação: coping, após a aplicação da porcelana e após o glaze. Foi realizado preparo de coroa total em um incisivo central superior metálico e executadas 30 moldagens deste troquel mestre, das quais foram obtidos 30 troquéis de gesso tipo IV. Os troquéis foram divididos em 3 grupos de 10 e as coroas, confeccionadas de acordo com as recomendações do seu respectivo fabricante. Estas foram assentadas ao troquel mestre, a uma força de 1,36Kg. Para a leitura da discrepância marginal foi utilizado microscópio digital (Nikon SMZ – U, Nikon) com 225x de aumento. De acordo com os dados, os autores concluíram que as médias de discrepância marginal das coroas foram, em ordem decrescente: "In Ceram" (161 μ m $\pm$ 46 μ m), Procera All Ceram (83 μ m $\pm$ 41 μ m) e IPS Empress (63 μ m $\pm$ 37 μ m). Houve diferença estatisticamente significativa entre os sistemas cerâmicos e as superfícies estudadas ($p < 0,05$), ou seja, as faces linguais exibiram maior discrepância marginal e não houve diferença

estatisticamente significativa entre os estágios de fabricação das coroas. Os autores concluíram que os sistemas IPS Empress e Procera preenchem os critérios para uma discrepância marginal aceitável.

Avaliando a performance clínica de restaurações de IPS Empress, FRADEANI, AQUILANO; BASSEIN²⁸, em 1997, estudaram 125 inlays executadas em 29 pacientes, utilizando o método de USPHS modificado. Os resultados do trabalho sugerem que inlays de IPS Empress são uma opção possível em casos bem selecionados.

Com o objetivo de avaliar a retenção e as discrepâncias marginais, após a cimentação de 5 agentes de cimentação em intermediários CeraOne, CLAYTON; DRISCOLL; HONDRUM¹⁹, em 1997, utilizaram 20 cilindros de ouro, cimentados em 20 intermediários CeraOne e conectados em 20 implantes. Cada cilindro de ouro foi assentado nos intermediários antes da cimentação e foram efetuadas medidas de discrepância marginal previamente à cimentação, giraram em torno de 2 a 11 μ m, no microscópio eletrônico de varredura. Os cimentos utilizados foram: 1)Vitremer(3M); 2)Fujil(GC); 3)Temp Bond(Kerr); 4)cimento de fosfato de zinco(Mission Dental) e 5)Panávia(J. Morita). Após a cimentação, as amostras foram estocadas durante 24h em água destilada a 37°C e então passaram pela termociclagem. As discrepâncias marginais foram medidas novamente e, após a medição, as amostras foram submetidas ao teste de tração. Como resultados para a retenção dos cimentos, foram obtidos: 1)28,77Kg; 2)17,46Kg; 3)46,06Kg; 4)6,85Kg; 5)30,90Kg e como resultados para as discrepâncias marginais pós-cimentação: 1)33,333 μ m; 2)29,667 μ m; 3)25,500 μ m; 4)62,167 μ m; 5)23,667 μ m. Como conclusões, os autores afirmaram: 1) O cimento de fosfato de zinco

produziu uma retenção 164% maior que o cimento de ionômero de vidro e 49% maior que o cimento resinoso; 2) A observação ao microscópio eletrônico de varredura revelou que o cimento de fosfato de zinco obteve maiores discrepâncias marginais, mas valores de até 62µm parecem ser clinicamente aceitáveis; 3) Uma vez que o cimento de fosfato de zinco é um cimento não adesivo, a configuração geométrica do intermediário CeraOne pode ter contribuído para os melhores resultados desse cimento, no que diz respeito ao teste de tração.

RAZZOG; LANG; MC ANDREW⁷⁷, em 1997, apresentaram o sistema Procera All Ceram(Nobel Biocare AB, Gotemburgo, Suécia), que elimina o potencial de fratura da porcelana aplicada sobre a coifa cerâmica pré-fabricada CeraOne. Essa nova técnica foi desenvolvida para a fabricação de “copings” sob medida para cada paciente, utilizando um processo computadorizado(CAD/CAM), que elimina a limitação de forma imposta pelas coifas pré-fabricadas CeraOne. Os autores salientam a excelente resistência à flexão dos “copings” fabricados por esse processo(650Mpa), a qual é quatro vezes maior que qualquer outro sistema de cerâmica pura reforçada.

CARTER; MacD HUNTER; HERBISON¹⁵, em 1997, realizaram uma análise clínica de 36 coroas unitárias cimentadas em intermediários CeraOne, entre 1991 e 1995. As coroas foram avaliadas quanto aos fatores que influenciam na retenção, como tipo de cimento, tipo de coping e localização do implante. Os autores concluíram que as coroas obtidas com cilindro de ouro e cimentadas com cimento temporário, ou localizadas em áreas de pré-molar superior, estão mais relacionadas com a falha do cimento e a perda de retenção. As coroas confeccionadas à partir do componente fundível e da coifa cerâmica, cimentadas

com cimento permanente e localizadas na região anterior da maxila, obtiveram retenção significativamente maior. Houve somente um caso de perda do parafuso, permitindo aos autores afirmarem que diante da perda de somente um parafuso de ouro, dentre todos os casos, é conveniente que se utilize cimento permanente.

TORRES et al.⁹⁷, em 1998, compararam a adaptação interna e marginal entre dois sistemas cerâmicos, “In Ceram” e IPS Empress, este último pela técnica da pintura e da estratificação, foi variado o tipo de término cervical em chanfro e ombro. Foram obtidos seis grupos de 10 amostras cada um que consistiram de: 1) coroas “In Ceram” com término em ombro; 2) coroas “In Ceram” com término em chanfro; 3) coroas IPS Empress, pela técnica da pintura com término em ombro; 4) coroas IPS Empress, pela técnica da pintura com término em chanfro; 5) coroas IPS Empress, pela técnica da estratificação com término em ombro e 6) coroas IPS Empress, pela técnica da estratificação com término em ombro. Todas as coroas foram cimentadas, em seus respectivos troquéis de gesso, com cimento resinoso, a uma carga de assentamento de 49N. As amostras foram incluídas em resina e seccionadas no sentido mesiodistal e vestibulolingual e as fendas internas e marginais foram medidas em microscópio de 100x de aumento. Como resultado, o término em ombro exibiu maior fenda interna, quando comparado ao chanfro. Em relação ao ajuste marginal, como não houve diferença estatisticamente significativa entre os tipos de término, nem entre os sistemas, ambos os tipos de término e ambos os sistemas são adequados para a obtenção de adaptação marginal clinicamente aceitável. Todas as medidas de discrepância marginal foram menores que 50 μ m e, como resultados, obteve-se: 1) 49,8 $\pm$ 30,4 μ m; 2) 38,3 $\pm$ 16,5 μ m; 3) 49,4 $\pm$ 16 μ m; 4) 44,5 $\pm$ 12,2 μ m;

5) $41,3 \pm 12,4 \mu\text{m}$ e 6) $39,9 \pm 9,3 \mu\text{m}$. Os autores concluíram que ambos os sistemas preenchem os requisitos para a fabricação de coroas com adaptação marginal clinicamente aceitável.

ERNEKLINT et al.²⁴, em 1998, compararam cinco diferentes tipos de coroas cimentadas em intermediários de implantes, considerando a capacidade de suportar cargas. Foram submetidos ao teste três tipos de coroas de porcelana pura (Procera All Ceram, In Ceram, IPS Empress), coroa cerâmica reforçada com lâmina de ouro e, como grupo controle, coroa metalocerâmica foram submetidas ao teste. Três coroas de cada tipo foram cimentadas em 15 intermediários Abutment ST (Astra Tech Implants) e submetidas à aplicação de uma força de 45° na porção incisal. Como conclusão, os autores afirmaram que todas as coroas de cerâmica pura foram mais frágeis que as coroas metalocerâmicas convencionais, baseados nos valores estimados de carga máxima clinicamente possível (370N), afirmaram que coroas In Ceram e Procera All Ceram podem obter performance satisfatória, quando utilizadas sobre implantes.

NEIVA et al.⁶³, em 1998, propuseram-se a determinar e comparar a resistência à fratura de três sistemas cerâmicos, após a cimentação e a avaliar a adaptação interna e marginal de coroas confeccionadas pelo sistema IPS Empress, In Ceram e Procera All Ceram. Um troquel mestre de aço inoxidável foi usinado, com preparo para coroa total e duplicado até o número de 60 troquéis de resina de alta concentração de partículas. Foram fabricadas 30 coroas, a partir dos troquéis de resina, 10 de cada sistema, de acordo com a técnica exigida pelos respectivos fabricantes. Quando as coroas foram concluídas, foi realizado tratamento da superfície interna, com jateamento de óxido de alumínio nas coroas

In Ceram e Procera All Ceram, e condicionamento com ácido fluorídrico nas IPS Empress. Para a cimentação, foi utilizado o cimento Panavia 21. Os corpos de prova foram submetidos ao teste de fratura na máquina universal de ensaios Instron. Após as fraturas, foi selecionada uma amostra de cada grupo, para a análise do ajuste marginal e interno em microscópio ótico. As 3 amostras foram incluídas em resina acrílica e seccionadas ao longo eixo do troquel. Os resultados de resistência à fratura demonstraram que não houve diferença estatística entre os grupos (IPS Empress: 222.45Kg, In Ceram: 218.80Kg e Procera All Ceram: 194.20Kg). Em relação à adaptação marginal, obteve-se 90µm para o sistema IPS Empress, 135µm para o sistema In Ceram e 225µm para o sistema Procera All Ceram.

ANDERSSON et al.⁷, em 1998, apresentaram interessante trabalho de revisão, no qual descreveram os procedimentos clínicos e técnicos para a fabricação de coroas do sistema Procera All Ceram. Além disso, discutiram trabalhos científicos que avaliaram vários aspectos desse sistema, como resistência, estabilidade de cor, desgaste, adaptação, retenção por meio de vários tipos de cimentos, biocompatibilidade e avaliação clínica. Como conclusão, os autores afirmaram que esse novo sistema é promissor, mas sua utilização ainda está restrita a coroas unitárias.

Ainda ANDERSSON et al.⁶, em 1998, avaliaram clinicamente coroas estéticas sobre intermediários CeraOne, por um período de 5 anos, quando 57 pacientes receberam 65 implantes, sendo 62 reabilitados com coroas de cerâmica pura e 3 com coroas metalocerâmicas. Os critérios para a avaliação clínica incluíram exame dos tecidos moles periimplantares, profundidade de bolsa ao

redor dos dentes adjacentes, mobilidade, oclusão, posição da margem da coroa no sulco do implante e estética. Radiografias prévias à colocação do implante, após a cimentação da coroa e após 1, 2, 3, e 5 anos em função, foram obtidas. Nesta avaliação de 5 anos, houve sucesso de 98% para os implantes e 93,7% para as coroas e uma perda mínima de osso ao redor dos implantes e dentes adjacentes. O tecido mole periimplantar e ao redor dos dentes adjacentes manteve-se saudável e não houve recessão gengival. O trabalho evidenciou que na utilização do sistema CeraOne não houve complicações, provando ser um sistema seguro e de alta credibilidade. O sistema CeraOne eliminou problemas como a perda do parafuso do intermediário e criou resultados esteticamente satisfatórios.

KANO⁵², em 1998, avaliou a adaptação na interface intermediário / cilindro de ouro, utilizando componentes de um mesmo sistema de implantes e combinações de componentes de diferentes sistemas. Foram utilizados componentes da 3I, Lifecore, Conexão, Implamed, Nobelbiocare e NAPIO. Após a adaptação dos mesmos, o aperto dos parafusos foi padronizado com o auxílio de um torquímetro eletrônico. Os resultados da análise intra-sistema, após leitura em microscópio, não foram estatisticamente significantes em relação ao desajuste (média 7,85µm), mas, por outro lado, o melhor ajuste foi encontrado para os sistemas Nobelbiocare e Implamed e o pior, para os sistemas Lifecore e 3I. Analisados os resultados da análise entresistemas, a autora afirmou que nem todas as combinações podem ser compatíveis.

FRANCISCHONE; VASCONCELOS²⁹, em 1998, realizaram interessante trabalho, no qual discutiram, de maneira multidisciplinar, os procedimentos para a

obtenção de excelência estética em implantes unitários. Além disso, descreveram de forma minuciosa as opções restauradoras pelo do sistema CeraOne e CerAdapt, para obtenção de estética em próteses unitárias sobre implantes, incluindo, ainda, a apresentação de casos clínicos que retratam a filosofia multidisciplinar do tratamento clínico.

Em 1998, STRUB; BESCHNIDT⁹⁵, avaliaram a resistência à fratura de 5 sistemas de coroas cerâmicas(In Ceram, IPS Empress - técnica da estratificação, IPS Empress - técnica da pintura, Celay, Celay- In Ceram), antes e após a aplicação de carga cíclica com simulador de mastigação. Incisivos centrais superiores extraídos foram preparados com término em ombro de 90°. As coroas foram cimentadas adesivamente e foram submetidas ao simulador de mastigação e à termociclagem, para, após isto, serem também submetidas ao teste de resistência à fratura. Os resultados foram comparados com coroas metalocerâmicas cimentadas com cimento de fosfato de zinco. Como conclusão, os autores afirmaram que todos os sistemas cerâmicos podem ser utilizados em dentes anteriores, embora devam ser realizadas maiores avaliações “in vivo” desses sistemas cerâmicos, para serem indicados para dentes posteriores.

MAY et al.⁵⁸, em 1998, avaliando “in vitro” a adaptação marginal de coroas do sistema Procera All Ceram, fabricadas pela tecnologia CAD/CAM em molares e pré-molares, utilizaram cinco pré-molares e cinco molares preparados para coroa total. As coroas foram fabricadas de acordo com seu respectivo troquel e o ajuste foi determinado pela utilização de silicona para dois propósitos: como agente de cimentação e para copiar as características internas do preparo. Os locais de medição foram: na fenda marginal, na parede axial, nas pontas de

cúspides e na porção oclusal. Foi utilizado sistema videográfico a laser para as mensurações e as médias dos resultados da fenda marginal para pré-molares e molares foram de $56,0\mu\text{m}\pm 21,0\mu\text{m}$ e $63,0\mu\text{m}\pm 13\mu\text{m}$, respectivamente. Para a adaptação interna nos pré-molares, as médias foram $69,0\mu\text{m}\pm 17\mu\text{m}$ na parede axial, $48,0\mu\text{m}\pm 12\mu\text{m}$ na ponta de cúspide e $36,0\mu\text{m}\pm 7\mu\text{m}$ para a adaptação oclusal. Já para os molares, as médias corresponderam a $49,0\mu\text{m}\pm 3\mu\text{m}$, na parede axial, $67,0\mu\text{m}\pm 21\mu\text{m}$ na ponta de cúspide e $74,0\mu\text{m}\pm 29\mu\text{m}$ para a adaptação oclusal. Foi calculada a precisão do ajuste total e a média de todos os pontos lidos(fenda marginal, parede axial, ponta das cúspides e porção oclusal) para pré-molares e molares foi de $52\mu\text{m}\pm 19\mu\text{m}$ e $63,0\mu\text{m}\pm 20\mu\text{m}$, respectivamente. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os dentes, mas houve diferença entre os locais de medição($p<0,05$). Os autores concluíram que as dimensões da fenda marginal, adaptação interna e precisão do ajuste de coroas All Ceram foram menores que $70\mu\text{m}$ e, portanto, clinicamente aceitáveis.

3 PROPOSIÇÃO

Considerando as possíveis diferenças de adaptação marginal de componentes pré-fabricados e fundidos sobre pilares CeraOne, propomos realizar um estudo com cinco tipos de coifas avaliando:

3.1 AJUSTE

Número e porcentagem de contatos onde não havia discrepância a ser medida na interface coifa/intermediário CeraOne.

3.2 DESAJUSTE

Deficiência de contatos das coifas sobre pilares CeraOne. Estabeleceu-se a média considerando somente os valores de desajuste nos pontos medidos no microscópio.

3.3 DESAJUSTE TOTAL

Média extraída de todos os pontos lidos no microscópio considerando ajustes e desajustes.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 SELEÇÃO DA AMOSTRA

Foram utilizados corpos de prova de cinco diferentes tipos de coifas, sendo dois grupos formados por componentes pré-fabricados do sistema CeraOne (Nobel Biocare – Suécia), ou seja, coifas poliacrílicas (DCA 131) e coifas cerâmicas (DCA 127). Outro grupo foi composto de coifas do sistema IPS Empress (Ivoclar – Amherst, NY), obtidas a partir de componente fundível, pré-fabricado, do sistema CeraOne. Os demais grupos consistiram de sistemas cerâmicos fundidos sobre revestimento refratário, confeccionados manualmente de acordo com as instruções do fabricante de cada sistema. A partir da Figura 4.1 pode-se visualizar um corpo de prova de cada grupo experimental proposto:

- 1- Componentes cerâmicos CeraOne pré-fabricados por meio de compactação / usinagem eletrônica (DCA 127- Nobel Biocare-Gotemburgo, Suécia).
- 2- Coifas de alumina sinterizada infiltrada por vidro, correspondentes ao sistema “In Ceram” (Vita-Alemanha).

- 3- Coifas poliacrílicas pré-fabricadas do sistema CeraOne (DCA 131-Nobel Biocare-Gotemburgo, Suécia).
- 4- Coifas cerâmicas do Sistema IPS Empress, obtidas por prensagem em forno especial (Empress EP 500-Ivoclar- Amherst , NY) e confeccionadas pela técnica da estratificação, a partir de coifa poliacrílica pré-fabricada do sistema CeraOne (DCA 131-Nobel Biocare-Gotemburgo, Suécia).
- 5- Coifas de porcelana feldspática, fundidas sobre refratário (Fortune-Williams-Amherst, NY, Labordental-São Paulo).

4.1.1 OBTENÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

Um intermediário CeraOne(SDCA 334) foi fixado ao implante(SDCA 018), a partir do seu respectivo parafuso de ouro(Figura 4.2). Os corpos de prova pré-fabricados foram adquiridos no comércio e os demais, obtidos pela respectiva técnica de cada sistema, em laboratórios de prótese.

Para cada condição experimental, utilizou-se 10 corpos de prova.

FIGURA 4.1- Exemplar de cada grupo experimental, da esquerda para a direita: coifa cerâmica CeraOne(DCA 127), coifa In Ceram, coifa poliacrílica CeraOne(DCA 131), coifa IPS Empress e coifa Fortune

FIGURA 4.2- Intermediário CeraOne(SDCA 334) fixado ao implante (SDCA 018)

4.1.1.1 Obtenção das coifas In Ceram

4.1.1.1.1 Moldagem do intermediário

Para facilitar a moldagem do intermediário CeraOne foi necessário a inserção de cera nº7 no orifício de acesso ao parafuso do intermediário.

Foi confeccionado um dique para conter o material de moldagem, por meio de um anel de PVC de 3 cm de diâmetro e 3cm de comprimento. O complexo implante/intermediário foi fixado ao tubo de PVC por uma lâmina de cera, na altura da interface implante/intermediário, de forma que somente o intermediário ficasse além da cera. Foi fixado um outro anel de PVC, das mesmas medidas, sobre o primeiro, de forma que revestisse o intermediário(Figura 4.3).

FIGURA 4.3 – Dique utilizado para moldagem do intermediário

- 1-Tubos de PVC
- 2-Intermediário CeraOne
- 3-Lâmina de cera
- 4-Implante

Uma silicona de adição(Elite Double -Zhermarck, Labordental LTDA-São Paulo) foi dosada em um frasco graduado com mesma quantidade do líquido branco(A-ativador) e do rosa(B-base). A mistura foi realizada cuidadosamente, durante 45 segundos, até a obtenção de uma cor homogênea e despejada sobre o intermediário. Após 30 minutos, o molde foi removido manualmente, auxiliado por jatos de ar comprimido nas laterais do intermediário.

O mesmo procedimento foi realizado 10 vezes, a fim de se obter 10 moldes.

4.1.1.1.2 Obtenção dos troquéis de gesso pedra melhorado (tipo IV)

O gesso tipo IV (Durone-Dentsply) foi proporcionado utilizando-se a relação de 100g de pó para 25ml de água. A pesagem do pó de gesso foi obtida pela balança Tanita ® Profissional- Mini- Japão.

A espatulação mecânica e a vácuo foi feita no inclusor a vácuo da Polidental, durante 30 segundos e, assim, vazou-se o gesso no molde de silicona, com o auxílio de vibração mecânica (Wilson Moreira Artigos Dentários). Aguardou-se 45 minutos para que o gesso tomasse presa.

O troquel de gesso recebeu a aplicação de duas camadas do espaçador Vita In-Ceram Interspace Varnish (Vita, Alemanha), na face incisal e paredes axiais.

4.1.1.1.3 Moldagem do troquel de gesso

A moldagem do troquel foi realizada da mesma maneira como na moldagem do intermediário CeraOne, utilizando-se dois anéis de PVC, cera 7 e silicona de adição Elite Double.

4.1.1.1.4 Obtenção do troquel de gesso especial

A manipulação do gesso especial Vita In-Ceram Alumina Special Plaster (Vita, Alemanha) foi realizada proporcionando-se 20 g de pó de gesso para 4,6 ml de água destilada. A quantidade adequada de gesso já vem acondicionada em “sachets” pré-dosados em 20 g.

Para a espatulação mecânica do gesso especial, foi utilizado o espatulador a vácuo da Polidental, durante 40 segundos e, assim, vazou-se o gesso no molde de silicona, com o auxílio de vibração mecânica (Wilson Moreira Artigos Dentários).

Após 2 horas, o troquel foi removido do molde e realizou-se a demarcação do limite marginal do intermediário com grafite vermelho Pentel 0,5 red (Pentel). Uma hora antes da aplicação da alumina, aplicou-se uma fina camada do selante V Vita In-Ceram Sealer (Vita, Alemanha) no troquel, para que este não absorvesse a umidade da alumina e para facilitar a sua aplicação.

4.1.1.1.5 Preparo da alumina

Para o preparo da alumina proporcionou-se 38g de pó de alumina (Vita In-Ceram Alumina Powder) para 5ml do líquido (Vita In-Ceram Alumina Mixing Liquid- Vita, Alemanha) e uma gota do aditivo (Vita In-Ceram Additiv- Vita, Alemanha). Num frasco de vidro específico, adicionou-se o líquido, a gota de aditivo e 1/3 do pó de alumina, mistura que foi realizada com o auxílio de vibração mecânica (Wilson Moreira Artigos Dentários), até uniformizá-la. Em seguida, colocou-se essa mistura no aparelho de ultra-som Vita In Ceram Ultrasonic II (Vita, Alemanha), durante 3 minutos.

A partir do mesmo processo, colocou-se outro 1/3 do pó na mistura, com auxílio de vibração mecânica, deixou-se durante 3 minutos no ultra-som, para, depois ser adicionado o último 1/3 do pó, com vibração mecânica deixando-se durante 7 minutos no ultra-som. Realizou-se a remoção das bolhas mediante bomba a vácuo do espatulador (Polidental).

4.1.1.1.6 Aplicação da alumina

Para a padronização da altura e espessura dos corpos de prova, na fase de aplicação da alumina, foi utilizada uma matriz de aço inoxidável, especialmente confeccionada para essa finalidade e usinada de acordo com as dimensões da coifa cerâmica CeraOne(DCA 127)(Figura 4.4).

FIGURA 4.4- Matriz de aço inoxidável, posicionada ao corpo de prova para a padronização da espessura e altura

Para a aplicação da alumina foi utilizado um pincel fino nº0-308(Tigre-Brasil). Após a aplicação, removeu-se os excessos das margens com lâmina de bisturi, antes que a alumina perdesse água. Foi aplicado o estabilizador (Vita In-Ceram Stabilizator- Vita, Alemanha) sobre a infra-estrutura de alumina, antes da sinterização.

4.1.1.1.7 Sinterização da alumina

Utilizou-se o forno digital especial para a sinterização e infiltração da alumina do sistema “In Ceram”, Inceramat II (Vita, Alemanha).

Para o processo de sinterização da alumina, digitou-se o programa 1 do forno, após a introdução do trabalho na mufla. De acordo com esse programa, a temperatura sobe da ambiente para atingir 120°C em 6 horas. A partir dos 120°C, o forno leva 2 horas para atingir 1120°C e permanece nessa temperatura durante 2 horas, para que ocorra a sinterização nesse período em que a temperatura permanece alta.

Após o término do ciclo, o forno desliga automaticamente, os “copings” de alumina sinterizada esfriam com o forno ainda fechado e depois que desce a mufla, esfriam até a temperatura ambiente (5 horas ou mais).

4.1.1.1.8 Aplicação do vidro

Removeu-se os copings de alumina sinterizada dos troquéis de gesso especial, que necessitaram de poucos ajustes. A mistura do pó de vidro (AL 4 In-Ceram Alumina Glass Powder) com água destilada foi realizada e aplicada com pincel na face externa dos “copings”, tomando-se o cuidado para não se aplicar nas bordas. Para facilitar a aplicação do vidro, os copings foram fixados a uma pinça de ponta diamantada Kenfert. Após a aplicação do vidro nos “copings”, estes foram suspensos por meio de fios de platina sobre uma bandeja de material refratário e colocados na mufla do forno Incerammat II(Vita, Alemanha).

4.1.1.1.9 Infiltração

Para o processo de infiltração do vidro derretido, altamente fluido, na alumina sinterizada, digitou-se o programa 2 do forno, que corresponde à elevação da temperatura rapidamente a 200°C e em 30 minutos, atinge 1100°C e permanece nessa temperatura por 4 horas. A manutenção da temperatura de 1100°C por 4 horas tem a função de derreter o vidro e este se infiltrar na alumina porosa. Passadas as 4 horas, o forno esfria até 300°C automaticamente e, após isso, a mufla desce e esfria até a temperatura ambiente, num processo que leva de 3 a 4 horas.

4.1.1.1.10 Remoção dos excessos

Após a infiltração, realizou-se a eliminação dos excessos de vidro com as pontas diamantadas que compõem o Vita In-Ceram Abrasive Assortment (Vita, Alemanha) em baixa rotação, seguida pelo jateamento de óxido de alumínio de 35 a 50µm a 6 bars de pressão (Oxyker Dry), na região cervical, para a proteção das margens, aplicou-se 3 bars de pressão.

4.1.1.2 Obtenção das coifas IPS Empress

Foram adquiridas no comércio 10 coifas poliacrílicas (fundíveis) pré-fabricadas do sistema CeraOne(DCA 131).

As cápsulas fundíveis foram enceradas em sua porção superior, para a obtenção de uma forma cilíndrica, já que essas coifas vêm da fábrica em forma de cúpula. Todas as fases foram realizadas 4 vezes, de maneira padronizada, com o objetivo de se obter 10 coifas cerâmicas.

4.1.1.2.1 Inclusão

As coifas fundíveis foram fixadas a uma base plástica de forma cilíndrica, formadora do conduto de alimentação padronizado para as pastilhas do sistema IPS Empress. Uma lâmina de papel rígido, próprio do sistema, foi adaptada à base plástica, formadora do conduto de alimentação, de maneira a formar um cilindro estabilizado inferiormente pela base e superiormente por um anel plástico, próprio para este fim (Figura 4.5). Nesta etapa, foram colocados pontos de cera na face interna do papel: um ponto foi colocado acima das coifas e o outro, abaixo, para que servissem de orientação na fase de desinclusão. Tais pontos se apresentaram como dois orifícios na face externa do cilindro de revestimento. Esse procedimento evita danos às coifas depois de prensadas, na fase de desinclusão. O complexo base/ papel/ anel plástico foi preenchido pelo revestimento em estado plástico, na fase de inclusão.

O revestimento fosfatado, próprio para a técnica da estratificação, foi proporcionado numa relação pó/líquido de 100g de pó para 25cc de líquido, na concentração de 80%, isto é, 20cc de líquido do fabricante, diluído com 5cc de água destilada. O pó já vem acondicionado em sachets pré-dosados. O revestimento foi espatulado mecanicamente a vácuo, no inclusor a vácuo da

Polidental (São Paulo), durante 60 segundos. A inclusão foi realizada manualmente, sob vibração mecânica (Viber- Tu- E.D.G., São Paulo).

4.1.1.2.2 Evaporação do acrílico

Após a presa do revestimento (1 hora), a base plástica formadora do conduto, o papel e o anel de plástico foram removidos do cilindro, para que este fosse levado ao forno para a evaporação do acrílico.

Em forno de anel normal EDG 3000 (E.D.G), o acrílico foi volatilizado e o revestimento, termicamente expandido até 850°C, por 90 minutos, com subida de 3-6°C/min. Enquanto o cilindro de revestimento estava no forno, estavam também uma pastilha de cerâmica para a técnica da estratificação, na cor 540 e um êmbolo de alumina termorresistente.

4.1.1.2.3 Prensagem da cerâmica

O conjunto composto do cilindro de revestimento, pastilha de porcelana e êmbolo de alumina termorresistente (Figura 4.6) foi introduzido no forno/prensa automático próprio do sistema, EP 500 Empress (Ivoclar – Amherst, NY). Num ciclo térmico programado, que foi até 1180°C para a técnica da estratificação, quando a pastilha encontrava-se em estado de gel, esta foi prensada lentamente pelo êmbolo, num processo de escoamento viscoso, para dentro do molde. O processo durou aproximadamente 40 minutos.

FIGURA 4.5— Cilindro de papel estabilizado inferiormente pela base e superiormente pelo anel plástico

- 1-Anel plástico estabilizador do cilindro de papel
- 2-Cilindro de revestimento
- 3-Cápsulas poliacrílicas
- 4-Papel formador do cilindro
- 5-Base plástica formadora do conduto de alimentação

FIGURA 4.6 -Conjunto composto do cilindro, pastilha e êmbolo que vai ao forno/prensa

- 1-Êmbolo de alumina termorresistente
- 2-Cilindro de revestimento
- 3-Pastilha cerâmica IPS Empress
- 4-Espaço deixado pela evaporação das cápsulas poliacrílicas

4.1.1.2.4 Desinclusão

O cilindro foi resfriado na temperatura ambiente e logo após, realizou-se a desinclusão, primeiramente serrando-se o cilindro nos pontos de orientação, previamente executados e removendo-se os pedaços de revestimento. Posteriormente, com jateamento de esferas de vidro de 50 a 100 μ m de diâmetro (Micro esfera de vidro, Ag/Af branca- N. Martins, Paraná), a 2 bars de pressão no aparelho “Feinstrahlgriffel” (M.T.S., Alemanha), realizou-se a remoção do revestimento restante na porção externa e, principalmente, no interior das coifas

Os canais de alimentação foram removidos com um disco de carborundum, em baixa rotação, para a liberação individual das coifas.

Assim, as coifas de IPS Empress estavam prontas para os testes de medição do desajuste marginal.

4.1.1.3 Obtenção das coifas de porcelana feldspática Fortune

4.1.1.3.1 Moldagem do intermediário

Para facilitar a moldagem do intermediário CeraOne foi necessária a inserção de cera nº7 no orifício de acesso ao parafuso do intermediário.

Para a moldagem, foi confeccionado um dique para conter o material, constituído por dois anéis de PVC, da mesma maneira como foi realizada a moldagem do intermediário para a fabricação das coifas In Ceram(Figura 4.3). A moldagem do intermediário foi realizada utilizando-se a silicona de adição Elite

Double (Zhermarck, Labordental Ltda- São Paulo), dosada em um frasco graduado com a mesma quantidade do líquido branco(A-ativador) e do rosa(B-base)(1:1). A mistura foi realizada durante 45 segundos, até a obtenção de uma cor homogênea e depois de despejada sobre o intermediário, esperou-se a presa (30 minutos). A remoção do molde foi realizada manualmente, auxiliada por jatos de ar comprimido nas laterais do troquel de gesso. Todos os procedimentos foram realizados de maneira idêntica por 10 vezes, com a finalidade de se obter 10 corpos de prova, confeccionados de forma padronizada.

4.1.1.3.2 Obtenção dos troquéis de gesso pedra melhorado(tipo IV)

O gesso tipo IV (Durone-Dentsply) foi proporcionado utilizando-se a relação de 100g de pó para 25ml de água e a pesagem do pó de gesso, obtida pela balança J.B (J.B Ind. E Com. de Máquinas e Balanças Ltda).

A espatulação foi realizada mecanicamente a vácuo, no inclusor a vácuo da Degussa, durante 30 segundos e, assim, vazou-se o gesso no molde de silicone, com o auxílio de vibração mecânica no Vibramold(Rhos). Aguardou-se 60 minutos para que o gesso tomasse presa.

O troquel de gesso recebeu duas camadas de espaçador (color spacer red – Labordental, SP), na face incisal e paredes axiais.

4.1.1.3.3 Moldagem do troquel de gesso

Para a moldagem do troquel foi confeccionado um dique para conter o material de moldagem, de forma idêntica à moldagem do intermediário, anteriormente citada e utilizando-se o mesmo material de moldagem.

4.1.1.3.4 Obtenção dos troquéis refratários

Proporcionou-se o revestimento refratário de acordo com a relação líquido/pó, aconselhada pelo fabricante, ou seja, 6,6ml do líquido (Fortune refractory investment liquid, Williams - Labordental) para 30g do pó de revestimento (Fortune investment, Williams – Labordental). O pó de material refratário vem acondicionado em sachets pré-dosados. A espatulação foi a vácuo, durante 30 segundos, no inclusor a vácuo da Degussa. Vazou-se o material refratário no molde de silicone com o auxílio de vibração mecânica (Vibramold-Rhos) e esperou-se 2 horas para que o troquel refratário tomasse presa.

4.1.1.3.5 Aplicação da porcelana

Antes da aplicação da porcelana, foi realizada a demarcação, com lápis (Berol – Prismacolor, USA), do limite marginal no troquel refratário.

O troquel refratário foi seco no forno EDGCON 3P 1800 (EDG equipamentos Ltda) para a sinterização, sob a temperatura de 650 a 1050°C, com aumento de 30°C por minuto e levando 2 minutos na temperatura máxima.

Aplicou-se uma fina camada de selante na superfície do troquel e este foi levado ao forno para porcelana FV 100 P(EDG Equipamentos Ltda), com a temperatura subindo de 593°C até 982°C e mantida na temperatura máxima por 1 minuto a vácuo.

O preparo da porcelana foi realizado a partir da mistura da cor B3(Fortune-Williams-Amherst, NY, Labordental-São Paulo) com o líquido(Fortune Build-Up Liquid), até adquirir consistência cremosa.

Para se prevenir a absorção de água contida na porcelana pelo troquel refratário, este foi embebido em água durante 5 minutos, processo que foi repetido antes de cada queima.

Para a aplicação da porcelana, utilizou-se um pincel fino, com a finalidade de se aplicar pequenas quantidades do material no troquel. Tomou-se o cuidado para que não fosse aplicado material em excesso nas margens e quando foi completada a aplicação da porcelana, removeu-se o excesso de umidade com papel absorvente. O conjunto foi levado ao forno aberto por 15 minutos, para secar. Após esse tempo, a porcelana foi queimada num ciclo térmico de 540°C, subindo 56°C por minuto, até atingir a temperatura máxima de 880°C a vácuo, que foi mantida por 1 minuto, para a queima da porcelana. Quando o ciclo foi completado, o forno desligou automaticamente para o resfriamento à temperatura ambiente. Foram necessárias duas queimas, nas mesmas condições de tempo e temperatura já salientadas, para que os corpos de prova fossem concluídos.

Assim, após o resfriamento, o material refratário foi removido do interior das coifas Fortune, com broca esférica nº6, em baixa rotação e jateamento de

óxido de alumínio de 50 μ m, a 50 libras de pressão (Blastibrás – Brasil), tomando-se o cuidado de proteger as margens com uma camada de cera. As coifas passaram por poucos ajustes no intermediário.

Houve padronização da altura e espessura dos corpos de prova, pela utilização de uma matriz de aço inoxidável, como já foi salientado(Figura 4.4).

4.2 ANÁLISE DA INTERFACE INTERMEDIÁRIO/COIFAS CERÂMICAS E POLIACRÍLICAS

Para a análise da interface intermediário/coifas cerâmicas (I/C), utilizou-se o microscópico Mitutoyo TM – modelo 5050, código 176-811A, com aumento de 150 vezes (ocular de 15x e objetiva de 10x), cabeçotes micrométricos (código 164-162), mostrador digital embutido e precisão de 1 μ m (Figura 4.7).

Um novo intermediário CeraOne(SDCA 334) foi parafusado ao implante (SDCA 018), por meio do seu respectivo parafuso de ouro, para a realização do procedimento de leitura das interfaces.

O complexo implante/intermediário foi fixado a uma base sextavada de aço inoxidável, de forma que o implante ficasse totalmente coberto e o intermediário ficasse externamente(Figura 4.8). Essa base foi confeccionada por usinagem, de acordo com as dimensões do implante. O sextavado da base foi idealizado justamente para coincidir com o sextavado do intermediário, com o propósito de facilitar o posicionamento dos pontos a serem lidos no microscópio.

FIGURA 4.7 - Microscópio utilizado para a leitura das interfaces. Observar os cabeçotes micrométricos embutidos

FIGURA 4.8- Complexo implante/intermediário fixado à base sextavada de aço inoxidável

Para as leituras, as coifas foram cuidadosamente posicionadas ao intermediário CeraOne (SDCA 334) e esse complexo foi levado a um dispositivo especialmente desenvolvido para a aplicação de uma carga de aproximadamente 500g, a fim de promover assentamento padronizado e fixação estável dos componentes ao pilar Cera One (Figura 4.9).

Antes do assentamento das coifas poliacrílicas no intermediário, foram cortados os condutos de alimentação, para que elas adquirissem altura semelhante à das coifas cerâmicas, assim, a carga de assentamento seria a mesma para todas as coifas.

As coifas poliacrílicas foram analisadas no microscópio, para a avaliação do ajuste, desajuste e desajuste total. Após análise, realizou-se a inclusão para a fabricação das coifas IPS Empress.

A análise das interfaces foi realizada de forma que em cada corpo de prova fossem estabelecidos seis pontos para a leitura, determinados pelo sextavado, ou seja, os ângulos formados pela união das faces axiais do intermediário e adequadamente posicionados em função do sextavado da base de aço inoxidável (Figura 4.10). Cada ponto foi lido três vezes, a fim de se estabelecer a média entre eles.

Na análise dos componentes pré-fabricados CeraOne, ao microscópio, notou-se que existiam diferentes configurações das margens, que se mostravam predominantemente arredondadas ou biseladas, impedindo, desta forma, a junção contínua entre as partes. Este fato foi devido também à presença de um discreto bisel, ao longo do término do intermediário.

FIGURA 4.9- Corpo de prova posicionado para a leitura no microscópio

FIGURA 4.10 –Pontos pré-determinados para a leitura do desajuste. Atenção para a utilidade da base sextavada, facilitando o posicionamento dos pontos a serem lidos no microscópio

A-Visão frontal / B-Visão superior

1-Microscópio

2-Eixo de observação

3-Ponto de leitura do desajuste

4-Intermediário CeraOne

5-Base sextavada

No presente trabalho, foi analisada somente a discrepância marginal vertical, de forma que não se levou em consideração a configuração externa dos componentes. Em função disso, procedeu-se de maneira que, na ocorrência de contato íntimo na interface I/C, onde não havia espaço a ser medido, foi determinado o **ajuste**(Figura 4.11). Na ocorrência de discrepância na interface I/C, analisada de perfil e visível ao microscópio através da passagem da luz, foi determinado o **desajuste**(Figura 4.12).

FIGURA 4.11- Esquema do ajuste determinado pelo contato entre as interfaces

FIGURA 4.12- Esquema do desajuste determinado pelo espaço observado na interface

Cada mensuração do desajuste foi realizada ao longo de uma linha estabelecida da borda superior do bisel do intermediário à borda inferior da margem das coifas(Figura 4.13). Desta forma, foram obtidas seis medidas para cada corpo de prova, totalizando 60 leituras para cada grupo e, conseqüentemente um total de 300 medidas.

FIGURA 4.13 –Determinação da leitura do desajuste marginal, linha traçada da borda inferior da coifa ao ponto mais superior do bisel do intermediário

- 1-Coifa
- 2-Intermediário CeraOne
- 3-Implante
- 4-Base sextavada
- 5-Desajuste
- 6-Bisel do intermediário

Para determinar a consistência das leituras realizadas pelo operador, uma coifa selecionada aleatoriamente foi assentada no intermediário e os seis pontos pré-determinados foram lidos cinco vezes. As medidas obtidas demonstraram um

erro padrão $<3.5\%$, resultado que foi considerado adequado para o propósito do estudo.

4.3 FOTOMICROGRAFIAS

Para a visualização do grau de ajuste e desajuste, optou-se por fotografar o corpo de prova que melhor representasse o grupo 1 e o grupo 5, em microscópio eletrônico de varredura (JEOL Scanning Microscope – T220A). Esse procedimento foi realizado apenas para fins ilustrativos, devido à impossibilidade de se fotografar a imagem visualizada no microscópio ótico durante a leituras.

4.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os sistemas foram analisados em função do ajuste e desajuste obtidos nas leituras.

4.4.1 AJUSTE

A quantidade de ajustes obtidos em cada sistema foi submetida à análise de variância Kruskal Wallis a um critério α e, uma vez detectada a diferença entre os grupos, partiu-se para as comparações individuais com o teste Student-Newman-Keuls.

4.4.2 DESAJUSTE

Os desajustes foram analisados de maneira a se extrair as médias somente dos desajustes (em μm) obtidos em cada corpo de prova. Assim, esses valores foram submetidos à análise de variância Kruskal Wallis, uma vez detectada a diferença estatística entre os grupos, utilizou-se o teste Student-Newman-Keuls para as comparações individuais.

4.4.3 DESAJUSTE TOTAL

Para determinar o desajuste total dos grupos experimentais, extraiu-se as médias entre ajustes e desajustes de cada condição experimental. Assim, em cada corpo de prova foram obtidas 6 medidas e extraídas as médias entre todos os valores, mesmo existindo entre eles pontos de ajustes(zero).

As médias foram submetidas à análise de variância Kruskal Wallis e quando detectada a diferença estatística, os valores foram submetidos ao teste Student-Newman-Keuls, para as comparações individuais.

5 RESULTADOS

5.1 AJUSTE

Para a comparação do número de ajustes obtidos em cada corpo de prova foi utilizada a análise de variância Kruskal-Wallis a um critério.

A Tabela 5.1 expressa o número de ajustes obtidos em cada corpo de prova. A partir da análise de variância, detectou-se diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($p < 0,0001$). Os resultados da análise de variância estão disponíveis na Tabela 5.2.

Para as comparações individuais entre os cinco grupos experimentais foi aplicado o teste Student-Newman-Keuls. A partir desse teste, verificou-se que existiam diferenças estatísticas entre alguns grupos ($p < 0,05$). A Tabela 5.3 expressa o total de ajustes obtidos em cada grupo, assim como porcentagem, desvio padrão e significância estatística. Em função da Tabela 5.3 foi elaborada a Figura 5.1, especificando o número de ajustes obtidos em ordem crescente, para melhor visualização dos resultados obtidos.

TABELA 5.1 - Número de ajustes obtidos em cada corpo de prova

Corpos de prova	Grupos				
	DCA 127	In Ceram	DCA 131	IPS Empress	Fortune
1	3	4	1	2	0
2	4	3	0	0	0
3	4	2	1	1	0
4	4	3	0	0	0
5	5	2	2	0	0
6	3	3	0	0	0
7	6	0	0	0	0
8	6	4	0	0	0
9	6	2	0	0	0
10	5	3	0	0	0

TABELA 5.2 – Resultados da análise de variância obtidos para o ajuste

Grupos	N	Mediana	H
DCA 127	10	4,5	39,1*
In Ceram	10	3,0	39,1*
DCA 131	10	0,0	39,1*
IPS Empress	10	0,0	39,1*
Fortune	10	0,0	39,1*

*Significância estatística $p < 0,0001$ ($p = 6,55 \times 10^{-8}$)

TABELA 5.3 – Valor total, média e porcentagem do número de ajustes em cada grupo e respectivo desvio-padrão

	Total de ajustes	DP
DCA 127	47 (78,3%)	1,17
In Ceram	25 (41,6%)	1,17
DCA 131	04 (6,6%)	0,70
IPS Empress	03 (5%)	0,67
Fortune	00 (0%)	0,00

Os valores unidos por barra não apresentaram diferenças estatisticamente significantes($p < 0,05$).

Ajustes

FIGURA 5.1 – Representação gráfica da relação entre os tipos de sistemas e o número de ajustes obtidos

5.2 DESAJUSTE

Para a análise estatística do desajuste, as médias dos desajustes (em μm), obtidas pela leitura ao microscópio, foram submetidas à análise de variância, a um critério, Kruskal-Wallis e obteve-se, como resultado, diferenças estatísticas entre os grupos ($p < 0,0001$). As médias, em micrômetros, dos valores obtidos em cada corpo de prova estão disponíveis na Tabela 5.4, enquanto que a Tabela 5.5 expressa os resultados da análise de variância. As medidas de cada um dos seis pontos lidos em cada corpo de prova estão disponíveis no Anexo.

Uma vez aplicado o teste de variância e encontradas diferenças estatísticas, utilizou-se, para as comparações individuais, o teste Student-Newman-Keuls. A Tabela 5.6 expressa os valores médios de desajuste e o desvio padrão para cada grupo, assim como as diferenças estatisticamente significantes entre os grupos ($p < 0,05$). A partir da Tabela 5.6, foi elaborada a Figura 5.2, em ordem crescente de desajuste, para facilitar o entendimento e a interpretação dos resultados da referida Tabela.

TABELA 5.4 – Médias (em μm) dos valores de desajuste obtidos em cada corpo de prova

Corpos de prova	Grupos				
	DCA 127	In Ceram	DCA 131	IPS Empress	Fortune
1	8	12	11	11	98
2	7	49	26	26	42
3	7	22	12	13	89
4	7	12	34	18	54
5	11	32	11	27	72
6	6	15	21	41	71
7	0	29	17	43	120
8	0	11	10	25	72
9	0	24	7	19	39
10	10	10	17	46	101

TABELA 5.5 – Resultados da análise de variância obtidos para o desajuste

Grupos	N	Mediana	H
DCA 127	10	7,0	36,7*
In Ceram	10	18,5	36,7*
DCA 131	10	14,5	36,7*
IPS Empress	10	25,5	36,7*
Fortune	10	72,0	36,7*

*Significância estatística $p < 0,0001$ ($p = 2,08 \times 10^{-7}$)

TABELA 5.6 – Significância estatística do desajuste médio (μm)

Material	Média $\pm$ DP
DCA 127	5,6 $\pm$ 4,1
DCA 131	16,6 $\pm$ 8,4
In Ceram	21,6 $\pm$ 12,4
IPS Empress	26,9 $\pm$ 12,5
Fortune	75,8 $\pm$ 26,4

Os valores unidos por barra não apresentaram diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$)

FIGURA 5.2 – Representação gráfica das médias de desajuste (μm), dispostas em ordem crescente nos diferentes grupos.

5.3 DESAJUSTE TOTAL

Para a análise estatística do desajuste total, as médias de todos os valores (ajustes e desajustes), obtidos pela leitura ao microscópio foram submetidos à análise de variância Kruskal-Wallis, a um critério e obteve-se, como resultado, diferenças estatísticas entre os grupos ($p < 0,0001$). As médias, em micrômetros, dos valores obtidos em cada corpo de prova estão disponíveis na Tabela 5.7. A Tabela 5.8 expressa os resultados da análise de variância e as medidas de cada um dos seis pontos lidos em cada corpo de prova estão disponíveis no Anexo.

Uma vez aplicado o teste de variância e encontradas as diferenças estatísticas, utilizou-se, para as comparações individuais, o teste Student-Newman-Keuls. A Tabela 5.9 expressa os valores médios de desajuste total e o desvio padrão para cada grupo, assim como as diferenças estatisticamente significantes entre os grupos ($p < 0,05$). A partir da Tabela 5.9, foi elaborada a Figura 5.3, em ordem crescente de desajuste, para facilitar o entendimento e a interpretação dos resultados da referida Tabela.

TABELA 5.7 – Médias (em μm) do desajuste total em cada corpo de prova

Corpos de prova	Grupos				
	DCA 127	In Ceram	DCA 131	IPS Empress	Fortune
1	4	4	9	7	98
2	2	25	26	26	42
3	2	14	10	11	89
4	2	6	34	18	54
5	2	21	7	27	72
6	3	8	21	41	71
7	0	29	17	43	120
8	0	4	10	25	72
9	0	16	6	19	39
10	2	5	17	46	101

TABELA 5.8 – Resultados da análise de variância obtidos para desajuste total

Grupos	N	Mediana	H
DCA 127	10	2,0	39,3*
In Ceram	10	11,0	39,3*
DCA 131	10	13,5	39,3*
IPS Empress	10	25,5	39,3*
Fortune	10	72,0	39,3*

*Significância estatística $p < 0,0001$ ($p = 6,07 \times 10^{-8}$)

TABELA 5.9 – Significância estatística do desajuste total médio(μm)

Material	Média $\pm$ DP
DCA 127	1,7 $\pm$ 1,3
In Ceram	13,2 $\pm$ 9,3
DCA 131	15,7 $\pm$ 9,1
IPS Empress	26,3 $\pm$ 13,4
Fortune	75,8 $\pm$ 26,4

Os valores unidos por barra não apresentaram diferença estatisticamente significativa($p < 0,05$).

Desajuste total(mm)

FIGURA 5.3 – Representação gráfica das médias do desajuste total (μm), dispostas em ordem crescente nos diferentes grupos

6 DISCUSSÃO

6.1 DISCUSSÃO DA METODOLOGIA

O critério mais importante a ser considerado na avaliação da aceitabilidade clínica de uma restauração indireta é o desajuste marginal. A definição de desajuste varia entre os estudos; em cada um deles, a conclusão baseia-se no seu próprio conceito de desajuste, sendo que existem vários locais, ao longo da interface, onde este pode ser medido. Por esse motivo, no presente trabalho, houve necessidade de se estabelecer a definição dos termos utilizados. O desajuste corresponde à medida perpendicular entre a margem da restauração e do preparo, isto é, o espaço vertical que eventualmente existe entre as interfaces^{2,51,73}. Segundo a terminologia proposta por HOLMES et al.³⁷, esse mesmo espaço vertical é definido como abertura marginal.

Uma característica deste trabalho, a ser diferenciada dos outros, é justamente o conceito de ajuste e desajuste. O primeiro trabalho a estabelecer conceitos de ajuste e desajuste separadamente foi em 1998, quando KANO⁵¹ estabeleceu uma forma eficiente de avaliar a precisão marginal de próteses sobre implantes, pela diferenciação desses termos.

O ajuste corresponde ao número de pontos, que, ao serem analisados, exibiram contato íntimo entre as interfaces, onde não havia espaço a ser medido (ou seja, interface zero). Esse termo denota o grau de precisão dos sistemas avaliados e o desajuste corresponde apenas à média extraída entre as medidas de desajuste (diferentes de zero), desconsiderando os pontos de ajuste.

O desajuste total, aqui estudado, corresponde à média total dos valores, entre eles, ajustes (zero) e desajustes, que é justamente o critério dos trabalhos^{17,25,31,35,36,39,50,58,63,66,67,74,79,80,85,88,89,90,93,94} que também avaliaram a adaptação marginal dos materiais aqui estudados.

Para a realização dos testes de medição do ajuste e desajuste, foram confeccionados 10 corpos de prova para cada condição experimental, número que está de acordo com outros trabalhos presentes na literatura^{1,31,36,38,83,90,92}.

Ficou estabelecido que os pontos a serem observados ao longo da interface correspondessem ao maior número de faces possíveis de serem lidas. Como o intermediário CeraOne possui forma hexagonal (sextavada), propôs-se a avaliar seis pontos ao longo de suas margens, ou seja, o número de faces presentes no intermediário foi o mesmo número de pontos lidos no microscópio. A metodologia usada no presente trabalho está em concordância com vários trabalhos encontrados na literatura especializada, que estabeleceram a leitura de um ponto correspondendo a cada face do dente, ou seja, quatro pontos situados diametralmente opostos^{66,90,92}. São raros os trabalhos que mediram a adaptação marginal em pilares CeraOne, sendo que alguns deles determinaram a leitura de 4 pontos^{93,94} e um outro avaliou 3 pontos⁶⁷ ao longo da interface, diferenciando-se deste trabalho pelo número e local das medições.

Como forma de facilitar o posicionamento desses pontos no microscópio, uma base metálica foi confeccionada especialmente para esse fim. A forma sextavada da base coincidiu diretamente com o sextavado do intermediário e assim, o eixo de observação foi determinado diretamente sobre o perfil da interface a ser lida no microscópio.(Figura 4.11).

Para o assentamento das coifas ao intermediário CeraOne, foi utilizado um dispositivo que aplicava carga padronizada de 500g, não havendo necessidade de maior força, justamente pela ausência de retenção friccional entre as partes (assentamento passivo). Em consulta à literatura específica, nota-se que não há uma padronização em relação à carga de assentamento; alguns autores preconizam 70.6N^{93,94}, outros 1.36Kg^{58,92}, outros 5Kg^{63,67,83} e ainda outros citam simplesmente a aplicação de pressão digital^{66,80}.

No presente estudo foi utilizado um microscópio ótico com 150x de aumento e observação direta de coifas não cimentadas. Outros autores utilizaram microscópio equipado com câmera de vídeo ligada a um computador^{36,39,79,93,94}, com aumento variado, microscópio eletrônico de varredura^{19,50,72,89}, estereomicroscópio com aumento variado^{63,66}, assim como microscópio ótico^{83,97}. Além do equipamento utilizado, outras variáveis, com grande potencial de interferências, estiveram presentes e entre elas, a escolha da metodologia de medição, como seccionamento^{17,31,50,58,63,74,83,88,89,90}, observação direta^{19,25,36,39,66,67,79,80,92,93,94}, utilização de réplicas¹⁷, medição da película de cimento análogo^{31,58,83}, ou pesagem da película de cimento análogo^{35,74}. Medição pré e pós cimentação, tipo de cimento utilizado, técnica de cimentação e tipo de término também são variáveis que interferem na comparação dos valores. Dessa forma, permanece a necessidade de se desenvolver uma padronização dos métodos de avaliação da adaptação marginal.

6.2 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

As Tabelas 5.6 e 5.9 e as Figuras 5.2 e 5.3 expressam os melhores resultados exibidos pelas coifas cerâmicas pré-fabricadas (DCA 127), em relação aos demais grupos experimentais, onde foram obtidas coifas de IPS Empress, a partir de coifas poliacrílicas (DCA 131) e coifas fundidas sobre refratário, confeccionadas artesanalmente por técnicos de laboratório, como In Ceram e Fortune.

O fato é plenamente compreensível, tendo em vista que o processo de fabricação das coifas cerâmicas do sistema CeraOne é realizado por meio eletrônico e todas elas passam por um rígido controle de qualidade.

As coifas cerâmicas CeraOne são fabricadas por unidades computadorizadas, localizadas na Suécia, onde as coifas de óxido de alumínio são obtidas. Na unidade, um dispositivo controlado por computador tem a função de digitalizar toda a superfície do intermediário CeraOne e quando se completa a digitalização do objeto, os dados são usados para definir a linha de término e a geometria do mesmo. Outro computador comanda o contorno externo e a espessura adequada da futura coifa. Os dados do preparo e o desenho desejado da coifa são transferidos para a unidade de fabricação, onde esta será obtida a partir de avançada tecnologia. Tal processo controla a contração de sinterização da alumina, pela fabricação de um troquel de dimensões aumentadas, utilizado para a fabricação da coifa. Óxido de alumina altamente puro (99,9%) é compactado a seco contra esse troquel, a forma externa da coifa é obtida por usinagem e, finalmente, esta é sinterizada à temperatura de 1550°C, durante uma

hora. As coifas fabricadas para intermediários CeraOne são encaminhadas à Nobel Biocare para rígido controle de qualidade antes de serem comercializadas. Assim, são encaminhadas aos laboratórios de prótese, para que o técnico finalize a restauração pela adição de porcelana convencional sobre a coifa^{3,54,58,64,92}.

Se analisadas as médias de desajuste e desajuste total (Tabelas 5.6 e 5.9), percebe-se os excelentes níveis de adaptação obtidos pela alta tecnologia de fabricação das coifas CeraOne. Através das Figuras 6.1, 6.2, 6.3 e 6.4 é possível a visualização do excelente grau de adaptação exibido pelas coifas CeraOne. Pela impossibilidade de se fotografar a imagem observada no microscópio ótico utilizado na pesquisa, optou-se pela realização das fotomicrografias somente a título de ilustração.

FIGURA 6.1 – Interface intermediário/coifa CeraOne(DCA 127) com aumento de 35x

FIGURA 6.2 – Interface intermediário/coifa CeraOne(DCA127) com aumento de 150x

FIGURA 6.3 – Interface intermediário/coifa CeraOne(DCA 127) com aumento de 500x

FIGURA 6.4 – Interface intermediário/coifa CeraOne(DCA 127) com aumento de 1000x

Em 1995, SUTHERLAND; LONEY; SYED⁹³ realizaram um trabalho, no qual mediram a adaptação de coifas cerâmicas pré-fabricadas ao intermediário CeraOne, cujos resultados deixaram muito a desejar. A partir de uma metodologia similar à deste trabalho, obtiveram uma média de desadaptação de 99,0μm. Um ano após(1996), SUTHERLAND; LONEY; JAROTSKIC⁹⁴ voltaram a analisar o mesmo componente cerâmico ao intermediário CeraOne e chegaram à conclusão de que a indústria(Nobelpharma-Toronto, Canadá) melhorou a precisão desses componentes, obtendo 20,4μm de desajuste. Os estudos apresentam uma diferença significativa ao presente trabalho, no que diz respeito à metodologia; no primeiro⁹³, os autores se propuseram a incluir a dimensão vertical do bisel cavo superficial do intermediário na medição do desajuste; no segundo⁹⁴, este bisel foi medido até à metade. Esse fato aumentou sobremaneira os valores de desajuste, o que dificultou a comparação direta com os nossos resultados. Os valores aqui obtidos foram baseados na leitura das interfaces, onde não se considerou a

presença do bisel, pois sua inclusão traria uma falsa idéia de desajuste. Deste modo, os valores de desajustes obtidos correspondem à dimensão real da interface intermediário/coifa. De certa forma, é conveniente afirmar que os resultados deste trabalho estão de acordo com SUTHERLAND; LONEY, JAROTSKIC⁹⁴, uma vez que estes obtiveram valores pequenos de desajuste, mesmo tendo incluído parte do bisel em sua medição. Os resultados do presente trabalho também estão de acordo com os de PINHEIRO⁶⁷, que, apesar de não ter citado se incluiu o bisel do intermediário em sua leitura, obteve um desajuste médio de 13,33µm. Do ponto de vista global, é clara a concordância com a conclusão de PINHEIRO⁶⁷ de que os componentes pré-fabricados exibiram melhor precisão quando comparados aos fundidos.

O processo de aplicação e fundição da porcelana, onde inúmeras fases laboratoriais são necessárias, é extremamente crítico, tendo, como consequência, uma grande variabilidade dos resultados e maiores valores de desajuste, quando comparados aos componentes pré-fabricados (Tabelas 5.4, 5.7).

Segundo LEWIS; LLAMAS; AVERA⁵⁶ e KARLSSON⁵³, os processos de fundição são mais sensíveis tecnicamente, enquanto os componentes pré-fabricados são mais precisos, concordando, portanto, com os nossos resultados gerais.

Os resultados obtidos no presente trabalho não estão em concordância com estudos que avaliaram a precisão marginal de coroas do sistema Procera All Ceram sobre dentes naturais. SULAIMAN et al.⁹², avaliaram coroas do sistema Procera, assentadas (sem cimento) sobre dentes e obtiveram uma média de discrepância marginal de 83µm. MAY et al.⁵⁸, avaliando a adaptação de coroas do

sistema Procera, cimentadas em dentes naturais, obtiveram uma média de desadaptação de 56 μ m, enquanto NEIVA et al.⁶³, encontraram resultados extremamente altos em coroas Procera cimentadas, correspondendo à média de 225 μ m. Este último trabalho não corresponde a um resultado real, uma vez que as medições foram realizadas em apenas um corpo de prova e após a fratura das coroas, para a avaliação da resistência.

Os resultados extremamente altos, obtidos para coroas do sistema Procera, em comparação com as coifas CeraOne, provavelmente devem-se aos procedimentos necessários para a fabricação dessas coroas em dentes naturais. São necessárias as fases de afastamento gengival, moldagem e troquelização, antes de passar pela digitalização na unidade computadorizada. Já no sistema CeraOne, todas as fases prévias são abolidas, isto é, o próprio intermediário CeraOne é digitalizado para fabricação, em série, das coifas, justamente pelo fato de existir rigorosa padronização do intermediário pela indústria. Assim, as coifas CeraOne não ficam dependentes dos procedimentos prévios e do grau de contração e expansão dos materiais de moldagem e do gesso para troquel, respectivamente, necessários quando da fabricação dessas coifas em dentes naturais. Em adição, há ainda o fato da Nobel Biocare apresentar um baixo nível de tolerância em seus produtos e possuir um rígido controle de qualidade, antes de colocá-los no mercado especializado, fatores imprescindíveis para a obtenção de alta precisão. As Tabelas 5.6 e 5.9 e as Figuras 5.2 e 5.3 demonstram que as coifas In Ceram apresentaram um grau de desajuste e desajuste total muito aceitável, que pode ser favoravelmente comparado com alguns trabalhos^{36,66,83,89}.

O sistema In Ceram exibiu bons resultados, provavelmente devido às propriedades dos materiais utilizados na técnica. A contração de sinterização da alumina de 0,21% provavelmente é compensada pela expansão de presa do gesso especial, onde a alumina é queimada¹². Uma vez que a expansão de presa do gesso especial compensa a contração de sinterização da alumina, as restaurações realizadas pela técnica In Ceram podem exibir um grau de precisão muito aceitável. Segundo CAMPBELL et al.¹², a expansão de presa do gesso especial provavelmente foi desenvolvida com a finalidade de compensar a contração de sinterização da alumina. A contração de sinterização do gesso especial (15,95%) não afeta a estabilidade dimensional da alumina e a diferença da contração entre a alumina e o troquel, durante a sinterização, resulta na facilidade de remoção da coifa de alumina, evitando a retenção desta no troquel, durante a sinterização¹².

A fabricação da coifa In Ceram necessita de dois estágios: aplicação e sinterização da alumina no troquel, seguidas do processo de infiltração do vidro. O número de passos envolvidos na fabricação das coifas não está diretamente relacionado com a qualidade das margens. Sugere-se que quanto mais passos envolvidos e quanto mais sensível a técnica, maior a probabilidade de que erros técnicos ocorram. Os erros incluídos em cada passo de fabricação dos sistemas cerâmicos podem se acumular ou compensar erros prévios⁹².

Infelizmente, não existe na literatura especializada qualquer investigação que possibilite a comparação dos resultados de adaptação das coifas In Ceram, IPS Empress ou porcelana fundida em refratário, obtidos nesta pesquisa, justamente pelo fato de ter sido observada a adaptação marginal desses sistemas

sobre intermediário de implante(CeraOne). Assim, as comparações foram baseadas em trabalhos que avaliaram o efeito dos procedimentos de fabricação, na adaptação marginal de coroas dos referidos sistemas, em dentes naturais e não sobre implantes.

Os resultados obtidos nesta investigação estão de acordo com SORENSEN et al.⁸⁹, que estudaram pela primeira vez a adaptação marginal de coroas fabricadas pelo sistema In Ceram, em quatro diferentes tipos de término e cimentadas nos seus respectivos dentes naturais. Os autores obtiveram 24 μ m de desadaptação no término em ombro, o que constituiu o melhor resultado comparado entre os demais grupos experimentais, ou seja, termos em borda de faca, chanfro e ombro com bisel.

PERA et al.⁶⁶, investigando a adaptação marginal de coifas In Ceram, e coroas cimentadas e não cimentadas, em diferentes tipos de termos, também obtiveram excelentes resultados de adaptação marginal. Os autores obtiveram 9,4 μ m $\pm$ 3,9 μ m para coifas não cimentadas, em término tipo chanfro, 7,5 μ m $\pm$ 2,7 μ m em término tipo ombro de 50° e 13,6 μ m $\pm$ 3,7 μ m em término tipo ombro de 90°; resultados que estão de acordo com o presente estudo. PERA et al.⁶⁶ ainda observaram que a infra-estrutura(coifa) In Ceram apresenta boa estabilidade dimensional durante as queimas da porcelana de cobertura. Os valores exibidos nesta investigação também estão de acordo com os achados de SHEARER; GOUGH; SETCHELL⁸³, os quais investigaram o grau de adaptação marginal de coifas e coroas In Ceram, cimentadas mediante duas metodologias, sendo uma delas a técnica do seccionamento direto e a outra, a da utilização de cimento

análogo e seccionamento do análogo, com resultados muito promissores, exibindo média de $19\mu\text{m}$. Os autores observaram também a boa estabilidade dimensional da infra-estrutura, após sucessivas queimas da porcelana de cobertura.

Apesar de terem investigado o sistema In Ceram, pelo método usinado (Celay- In Ceram), GROTEN et al.³⁶ obtiveram um resultado de $20,6\mu\text{m}\pm 4,1\mu\text{m}$ em coifas não cimentadas, o que também está em concordância com o presente trabalho. Esses autores avaliaram a desadaptação marginal de coroas após a aplicação e queima de porcelana de revestimento e também afirmaram que não houve efeito significativo das sucessivas queimas da porcelana no aumento da discrepância marginal.

Segundo RINKE; HÜLS; JAHN⁷⁹, o sistema In Ceram, pelo método convencional, apresenta melhor precisão marginal ($33,5\mu\text{m}$) que pelo método usinado (Celay- In Ceram), o qual apresentou $38\mu\text{m}$ de média em coroas não cimentadas; resultados que foram mais altos do que os encontrados no presente estudo.

Os valores obtidos neste trabalho também não estão em concordância com vários estudos que investigaram apenas o sistema In Ceram^{72,90} e que o compararam a outros sistemas^{17,35,39,63,92,97}.

SORENSEN et al.⁹⁰ estudaram a adaptação marginal de próteses fixas In Ceram cimentadas e obtiveram $58\mu\text{m}$ como resultado, da mesma forma que PROBSTER; DIEHL⁷², que obtiveram $44,5\mu\text{m}\pm 14\mu\text{m}$ de desadaptação marginal em coroas não cimentadas, enquanto que GREY; PIDDOCK; WILSON³⁵

compararam a precisão marginal de coroas metalocerâmicas, coroas In Ceram e de porcelana fundida e obtiveram uma média de 95µm para coroas metalocerâmicas, 123µm para coroas In Ceram e 154µm para coroas de jaqueta. TORRES et al.⁹⁷ compararam a adaptação de coroas IPS Empress e In Ceram, obtendo média de 39,9µm para a primeira e 38,3µm para a segunda. HÜLS; RINKE³⁹ obtiveram 38µm como média de desadaptação marginal em coroas In Ceram não cimentadas. Assim como todos os trabalhos anteriormente citados, NEIVA et al.⁶³ e SULAIMAN et al.⁹² também não estão de acordo com o presente estudo. NEIVA et al.⁶³ investigaram a desadaptação de coroas cimentadas após a fratura, para avaliação da resistência e obtiveram 135µm de média para coroas In Ceram cimentadas. SULAIMAN et al.⁹² mediram a desadaptação marginal de coroas In Ceram não cimentadas e compararam com o sistema IPS Empress e Procera. Como resultado, foi obtido 161µm de desadaptação para o sistema In Ceram, 63µm para o IPS Empress e 83µm para o sistema Procera.

A definição de adaptação marginal varia ao longo dos estudos mencionados e isto torna difícil a comparação direta dos resultados. A padronização da terminologia é essencial para se alcançar uma base sólida na avaliação “in vitro” do desajuste marginal das restaurações indiretas. Outra explicação para a grande discordância entre os trabalhos seria em função da variação da metodologia utilizada pelos pesquisadores, como já discutido no item 6.1.

Além das coifas cerâmicas pré-fabricadas do sistema CeraOne (DCA 127), como discutido anteriormente, o sistema Brånemark oferece a opção de

uma cápsula poliacrílica (DCA 131), com forma e dimensões semelhantes às da coifa cerâmica e especialmente desenvolvida para constituir um padrão para fundição. A cápsula poliacrílica pode ser fundida em diferentes tipos de ligas metálicas e até em sistemas cerâmicos que utilizam a técnica da cera perdida (Dicor e IPS Empress).

Nesta investigação, as cápsulas poliacrílicas (DCA 131) foram analisadas quanto ao ajuste e desajuste marginal, previamente aos procedimentos de ceroplastia e fundição. A média de desajuste das 10 cápsulas foi de $16,6\mu\text{m} \pm 8,4\mu\text{m}$, enquanto o desajuste total foi de $15,7\mu\text{m} \pm 9,1\mu\text{m}$. Esses valores estão em concordância com os resultados encontrados por PINHEIRO⁶⁷, que obteve média de $20,67\mu\text{m}$ para os mesmos componentes fundíveis estudados nesta investigação. A técnica IPS Empress em dentes naturais é bem documentada na literatura^{22,27,28,96,98} e nos trabalhos de adaptação dessas coroas e restaurações parciais seus resultados são muito aceitáveis^{25,39,50,63,92,97}.

O sistema IPS Empress consiste de uma cerâmica reforçada com leucita, que emprega o princípio da cera perdida. O sistema usa cerâmica pré-ceramizada, prensada em alta temperatura, no estado viscoso, numa unidade a vácuo⁴³. Assim, a única mudança dimensional dessa cerâmica ocorre durante o resfriamento e pode ser controlada pela expansão adequada do revestimento²².

É esperada uma contração térmica da coifa cerâmica IPS Empress de aproximadamente 0,2% após a prensagem. Essa contração é compensada pela expansão térmica do revestimento fosfatado próprio do sistema, que corresponde a aproximadamente 0,2%⁹². Assim, a dimensão da coifa é o resultado da contração e expansão de vários materiais utilizados na sua fabricação e a

adaptação aceitável destas restaurações depende da harmonia entre os materiais utilizados na técnica.

A partir das cápsulas poliacrílicas, foram obtidas as coifas de IPS Empress. A utilização da cápsula poliacrílica como padrão para prensagem teve a função de eliminar algumas fases críticas do procedimento, como: moldagem, confecção e recorte do troquel e enceramento. Com isso, poder-se-ia melhorar a adaptação das coifas IPS Empress a serem utilizadas sobre implantes. Mesmo assim, restaram as fases de inclusão e prensagem, deste modo, houve menor interferência do operador, já que o forno Empress EP 500 promove o processo de fusão e prensagem da cerâmica de forma automática.

Os resultados desse sistema foram comparados com resultados de trabalhos em dentes naturais, justamente pelo fato de não existirem trabalhos em intermediários de implantes, como já salientamos.

Nas Tabelas 5.6 e 5.9, pode-se analisar os valores de desajuste e desajuste total, exibidos pelo sistema IPS Empress, $26,9\mu\text{m}\pm 12,5\mu\text{m}$ e $26,3\mu\text{m}\pm 13,4\mu\text{m}$, respectivamente. De acordo com os resultados de desajuste, os sistemas IPS Empress e In Ceram não apresentaram diferenças estatisticamente significantes, ou seja, $26,9\mu\text{m}\pm 12,5$ para o sistema IPS Empress e $21,6\mu\text{m}\pm 12,4\mu\text{m}$ para o sistema In Ceram. Esse resultado está de acordo com os de TORRES et al.⁹⁷, que compararam a adaptação de coroas IPS Empress e In Ceram, cimentadas em dentes naturais e não encontraram diferenças estatísticas entre os dois sistemas. Apesar de TORRES et al.⁹⁷ terem encontrado valores ligeiramente mais altos para os dois sistemas ($39,9\mu\text{m}$ para IPS Empress e

38,3 μ m para In Ceram) e não terem diferenciado desajuste de desajuste total, pode-se, de certa forma, comparar seus resultados com o presente estudo.

De acordo com os resultados de desajuste total, houve diferenças estatisticamente significantes entre o sistema IPS Empress(26,3 μ m $\pm$ 13,4 μ m) e os outros sistemas, resultado que está de acordo com HÜLS; RINKE³⁹, os quais compararam adaptação marginal de coroas IPS Empress com vários outros sistemas, entre eles o sistema In Ceram, que obteve melhores resultados (38 μ m) que o IPS Empress (45 μ m), apesar dos valores terem sido mais altos que os do presente trabalho.

São vários os trabalhos que investigaram a adaptação marginal de coroas e restaurações confeccionadas pelo sistema IPS Empress e que obtiveram valores extremamente baixos de desajuste, em comparação com outros sistemas^{50,63,92}.

Ao se comparar as médias do desajuste e desajuste total entre as cápsulas poliacrílicas (DCA 131) e as coifas IPS Empress, nota-se que as últimas obtiveram piores resultados, fato compreensível, porque os índices de desajuste das coifas IPS Empress, conseqüentes dos procedimentos de inclusão, prensagem e usinagem, foram somados ao índice de desajuste inerente à cápsula poliacrílica. Estas assim se apresentaram, provavelmente em virtude do acrílico não possuir a mesma estabilidade dimensional das coifas cerâmicas CeraOne(DCA 127).

Comparando-se os valores encontrados para as coifas poliacrílicas e coifas IPS Empress (Tabelas 5.6 e 5.9), é possível afirmar que esta última pode

exibir níveis muito adequados de adaptação marginal, desconsiderando-se o desajuste prévio das cápsulas poliacrílicas.

NEIVA et al.⁶³ e SULAIMAN et al.⁹² compararam a adaptação marginal de coroas IPS Empress, In Ceram e Procera e observaram diferenças estatisticamente significantes entre os três sistemas, sendo que nos dois trabalhos, as coroas IPS Empress exibiram níveis de adaptação muito melhores que os outros sistemas.

Os valores numéricos encontrados no presente estudo concordam com os resultados de KANCHANATAWEWAT; GIORDANO; NATHANSSON⁵⁰, que obtiveram média de 22,11µm em inlays cimentadas. Os outros trabalhos presentes na literatura^{25,39,63,92,97} exibiram valores bem mais altos de desajuste, quando comparados com os valores aqui encontrados e por esse motivo não permitiram a comparação direta. Apesar de não terem permitido a comparação direta dos valores, todos eles afirmam que o sistema IPS Empress proporciona a obtenção de coroas e restaurações com um nível muito aceitável de adaptação marginal.

Apesar do sistema In Ceram também ser obtido a partir de troquel refratário, como o sistema Fortune, deve-se levar em consideração as diferenças existentes entre a alumina do sistema In Ceram e a porcelana utilizada no sistema Fortune, bem como a forma de obtenção. A alumina comporta-se como um material estável durante a sinterização, exibindo pouca contração¹². A porcelana utilizada no sistema Fortune sofre contração e possui pouca estabilidade dimensional durante a sinterização, além de sofrer microtrincas após o resfriamento. Além disso, há ainda o fato de que a coifa de alumina do sistema In

Ceram é facilmente removida do troquel de gesso especial que sofre contração de aproximadamente 15% após a sinterização, não necessitando de jateamento interno. A coifa Fortune não é removida do troquel refratário com facilidade, necessitando de jateamento, procedimento que provavelmente influencia no desajuste marginal. Dessa forma, os dois sistemas mantêm algumas semelhanças em relação à técnica de obtenção, mas os materiais empregados comportam-se de forma diferente.

O grupo 5 deste trabalho consiste de coifas de porcelana fundida sobre refratário (Fortune-Williams) e a média de desajuste marginal obtida foi de 75,8 μ m, com desvio padrão de 26,4 μ m. Os valores exibidos nas Tabelas 5.6 e 5.9 significam que as coifas Fortune apresentaram valores bem mais altos de desajuste, em comparação aos demais sistemas cerâmicos investigados. Tal resultado é claramente compreensível, uma vez que porcelanas fundidas sobre refratário são muito susceptíveis às distorções dimensionais durante a queima, podendo levar a prejuízos irreversíveis para a adaptação marginal². Além disso, deve-se considerar as inúmeras fases e variabilidades inerentes ao processo de obtenção, desde moldagem para obtenção de troquéis, até usinagem para ajuste.

As Figuras 6.5, 6.6, 6.7, e 6.8 ilustram, através de fotomicrografias, o grau de adaptação exibido pelo grupo Fortune. Optou-se pela realização de fotomicrografias dos grupos 1 e 5, que mantiveram diferenças consideráveis em seus resultados. Ao se comparar as Figuras 6.1, 6.2, 6.3 e 6.4 com as Figuras 6.5, 6.6, 6.7 e 6.8, nota-se uma clara supremacia, em termos de qualidade, de adaptação marginal do grupo CeraOne (grupo 1), em relação ao grupo Fortune (grupo 5).

FIGURA 6.5 – Interface intermediário/coifa Fortune com aumento de 35x

FIGURA 6.6 – Interface intermediário/coifa Fortune com aumento de 150x

FIGURA 6.7 – Interface intermediário/coifa Fortune com aumento de 500x

FIGURA 6.8 – Interface intermediário/coifa Fortune com aumento de 1000x

A técnica de fabricação das coifas Fortune é muito sensível no que diz respeito à forma de aplicação da porcelana, sendo um procedimento difícil de ser padronizado. Estudos^{2,74,80,85} avaliando a adaptação marginal de restaurações de porcelana fundida sobre refratário alertam para a contração da porcelana, após as sucessivas queimas e para outros fatores que prejudicam a qualidade de adaptação dessas restaurações. A contração de fundição (cerca de 40%) causa significativa discrepância na adaptação das margens, necessitando queimas de correção¹².

Um dos grandes problemas na qualidade de adaptação desse tipo de restauração consiste no fenômeno de união das partículas de porcelana ao material refratário, especialmente nas margens, após a remoção da coroa. Quando se remove o material refratário das margens da coroa, é comum a presença de espaços não preenchidos pela porcelana⁸⁰.

Outro fator que também contribuiu para esse resultado é o fato de que cerâmicas convencionais tendem a ser muito frágeis e fraturam facilmente em áreas onde não há espessura suficiente. Quando a restauração é assentada na posição correta, podem ocorrer microfraturas na cerâmica, resultando em formação de fendas marginais⁸⁵.

Um fato observado neste experimento foi que as margens de todas as coifas de porcelana fundida sobre refratário encontravam-se rugosas e irregulares. Algumas margens exibiram desajuste aceitável, enquanto outras se apresentaram absolutamente fora do padrão de adaptação marginal. Fato que pode ser comprovado pela análise das medidas individuais e pelo desvio padrão obtido nesse grupo (Tabelas 5.4 e 5.6).

Os resultados do presente trabalho estão em concordância com alguns estudos encontrados na literatura. SCHNEIDER; LEVI; MORI⁸⁰ avaliaram a adaptação em coroas de porcelana fundidas sobre refratário e obtiveram, como média da abertura máxima, $89,0\mu\text{m}\pm 18,1\mu\text{m}$ e média total de $38,8\mu\text{m}\pm 17,4\mu\text{m}$.

Em concordância com o presente trabalho, pode-se encontrar estudos de adaptação em restaurações parciais. SIERVO et al.⁸⁵ obtiveram média de desajuste de $80\mu\text{m}$ na superfície oclusal e $100\mu\text{m}$ na superfície proximal de restaurações cerâmicas fabricadas sobre refratário. QUALTROUGH; SHARP; PIDDOCK⁷⁴ avaliaram o desajuste marginal de restaurações por duas metodologias e obtiveram valores entre $98\text{-}118\mu\text{m}$, pelo método de pesagem da película de cimento análogo e pelo método de seccionamento, obtiveram valores entre $32\text{-}64\mu\text{m}$. Avaliando também a adaptação marginal de restaurações cerâmicas parciais, GEMALMAZ et al.³¹ obtiveram $71,83\mu\text{m}\pm 8,93\mu\text{m}$ e $105,6\mu\text{m}\pm 39,33\mu\text{m}$ como médias de desajuste, respectivamente, na superfície oclusal e proximal das restaurações.

Essa investigação demonstrou que com a utilização de componentes pré-fabricados(DCA 127), foram obtidos resultados extremamente superiores, em comparação aos outros sistemas e isso deve-se ao fato dos componentes pré-fabricados eliminarem todas as fases necessárias para a obtenção de um elemento cerâmico prensado ou fundido. Assim, foram abolidos os procedimentos de moldagem, confecção e recorte do troquel, além das fases pertinentes a cada tipo de sistema cerâmico. O sistema IPS Empress necessita de menos passos laboratoriais, principalmente quando se utiliza cápsula poliacrílica pré-

fabricada(DCA 131), mas ainda são necessários os procedimentos de inclusão e prensagem. Os sistemas In Ceram e porcelana fundida sobre refratário (Fortune) requerem maior número de fases, o que confere um certo risco à precisão marginal dessas restaurações.

Em próteses sobre implantes, há possibilidade de se eliminar todas essas fases críticas, conseqüentes dos procedimentos laboratoriais, tendo em vista a rigorosa padronização do intermediário e dos componentes protéticos pré-fabricados. Isto proporciona a manutenção de um protocolo necessário para a execução de próteses sobre implantes, dentro dos padrões ideais, em relação à resposta dos tecidos periimplantares e biomecânica.

Quanto à quantidade de ajustes obtidos para cada sistema, pôde-se observar que componentes cerâmicos pré-fabricados (DCA 127) exibiram resultados extremamente altos, ou seja, 78,3% de ajustes, resultado que demonstra o alto nível de precisão das coifas pré-fabricadas. O ajuste caracteriza o assentamento total das coifas em algumas áreas e, portanto, demonstra a qualidade do sistema, fato extremamente importante, em termos de biomecânica em próteses parafusadas^{14,20,34,41,44,45,47,59,62,76,78,101}. Entretanto, há uma carência de estudos que relacionem discrepância marginal de próteses cimentadas sobre implantes com a biomecânica. Em próteses cimentadas sobre implantes, a grande consideração a ser feita diz respeito à saúde dos tecidos periimplantares.

O sistema In Ceram obteve bons resultados de ajuste(41,6%), quando comparado aos demais grupos, com exceção do DCA 127, que obteve alto grau de precisão, como já foi salientado. O fato do sistema IPS Empress não ter obtido muitos ajustes, provavelmente aconteceu em virtude das coifas poliacrílicas terem

apresentado um baixo nível inicial de ajuste. O sistema Fortune não obteve nenhum ajuste, significando que esse sistema é o menos preciso.

Além do ajuste e desajuste obtidos para as coifas estudadas no presente trabalho, é conveniente lembrar que para retratar uma situação clínica, as coifas ainda passam por uma sobrefundição de porcelana. No presente estudo foi investigado o desajuste inicial dos diferentes sistemas cerâmicos, ou seja, o nível de precisão na fase inicial (coifas), sem os procedimentos de aplicação complementar de porcelana e de cimentação. Segundo os trabalhos encontrados na literatura, o procedimento de queima da porcelana de revestimento não interfere significativamente na discrepância marginal de coroas CeraOne^{93,94,67} e In Ceram^{16,36,66,83}. Não há muitos trabalhos na literatura que tenham investigado a estabilidade dimensional de coifas IPS Empress, antes e após várias queimas. SULAIMAN et al.⁹² estudaram a adaptação dos sistemas IPS Empress, In Ceram e Procera, nos vários estágios de fabricação: após fabricação da coifa, após queima da porcelana para dentina e esmalte e após glaze. Os autores não encontraram efeito significativo dos procedimentos de sobrefundição na discrepância marginal dos sistemas estudados, sugerindo boa estabilidade dimensional das coifas durante as sucessivas queimas. TORRES et al.⁹⁷ investigaram a adaptação marginal de coroas IPS Empress pela técnica da estratificação e da pintura; a técnica da estratificação necessita que se confeccione uma coifa e esta seja posteriormente sobrefundida com porcelana estética. As coroas fabricadas por essa técnica exibiram resultados muito satisfatórios no trabalho de TORRES et al.⁹⁷, levando a constatar a boa

estabilidade dimensional da coifa IPS Empress, após os ciclos de queima da porcelana.

É bastante documentado, na literatura, o fator que mais contribui para o assentamento incompleto de coroas, ou seja, a pressão hidráulica de cimentação^{23,30,42,48,49,100}. O procedimento de cimentação adiciona a espessura da película de cimento aos valores iniciais de discrepância marginal, porém, variáveis em relação ao cimento, geometria das superfícies opostas e técnicas para a otimização da cimentação estariam incluídas. Os valores de adaptação de coroas cimentadas dependem do tipo e consistência do cimento, técnicas de cimentação, espaçadores de troquel, perfuração oclusal, canaletas de escape e outras variáveis.

A espessura ideal da película de cimento, segundo a especificação nº8 da ADA, é de 25µm para cimento tipo I e de 40µm para cimento tipo II⁸. Dessa forma, após a cimentação, além da discrepância marginal inicial da restauração, seria adicionada a película de cimento, fator que tem grande potencial para o aumento do desajuste.

Vários autores^{11,18,21,66,93,94,97} consideram que margens clinicamente aceitáveis deveriam medir em torno de 50µm, considerando que nesta medida estaria incluída a película de cimento. Mc LEAN; VON FRAUNHOFER⁶¹, em seu clássico trabalho “in vivo”, afirmaram que margens de restaurações indiretas, sendo elas metálicas ou cerâmicas, quando apresentam uma película de cimento menor que 120µm, são consideradas clinicamente aceitáveis e garantem o sucesso das restaurações. Segundo BROCKHURST¹¹, uma vez que a película de

cimento deve ser de 25 μ m, pela especificação nº8 da ADA, e as margens aceitáveis não devem exceder 50 μ m, a deficiência da fundição não deve ultrapassar 25 μ m. Infelizmente, ainda não há especificação da ADA, nem trabalhos que determinem, de forma concreta, a discrepância aceitável para restaurações cerâmicas, muito menos sobre implantes.

A discrepância marginal deve ser a mínima possível, para se estabelecer uma aceitabilidade clínica do sistema restaurador.

A presente investigação demonstrou que os melhores resultados foram obtidos pelo componente cerâmico pré-fabricado(DCA 127), fazendo com que este seja indicado como primeira opção restauradora em intermediários CeraOne, seguindo-se, dessa forma, o protocolo determinado para a reabilitação protética, com padronização através da tecnologia. Sempre é preferível a utilização de componentes pré-fabricados padronizados, especialmente para esse tipo de intermediário, com excelente nível de ajuste marginal. Como segunda opção, na impossibilidade de se confeccionar próteses a partir do componente cerâmico pré-fabricado, pode-se partir para a confecção de coroas pelo sistema In Ceram, ou a utilização do sistema IPS Empress, a partir das cápsulas poliacrílicas(DCA 131). Com base nos valores obtidos, pode-se afirmar que a utilização de porcelana fundida sobre refratário não deve ser uma técnica recomendada, diante da grande discrepância marginal exibida por esse sistema.

7 CONCLUSÕES

De acordo com os resultados de ajuste, desajuste e desajuste total obtidos na presente investigação, foi possível estabelecer as seguintes conclusões:

7.1 AJUSTE

Os melhores resultados de ajuste foram exibidos pelas coifas cerâmicas pré-fabricadas CeraOne(DCA 127), apresentando 78,3% de ajustes nos pontos lidos, seguidos pelas coifas In Ceram, que exibiram 41,6% de ajustes.

As coifas poliacrílicas pré-fabricadas(DCA 131), IPS Empress e Fortune não apresentaram diferenças estatisticamente significantes($p < 0,05$), sendo que os resultados corresponderam a 6,6%, 5% e 0%, respectivamente.

7.2 DESAJUSTE

As coifas cerâmicas pré-fabricadas CeraOne(DCA 127) exibiram os melhores resultados($5,6\mu\text{m} \pm 4,1\mu\text{m}$), seguidas, em ordem crescente de desajuste, pelas coifas poliacrílicas(DCA 131)($16,6\mu\text{m} \pm 8,4\mu\text{m}$), In Ceram($21,6\mu\text{m} \pm 12,4\mu\text{m}$), IPS Empress($26,9\mu\text{m} \pm 12,5\mu\text{m}$) e Fortune($75,8\mu\text{m} \pm 26,4\mu\text{m}$) e não houve diferenças estatisticamente significantes entre as coifas poliacrílicas, In Ceram e IPS Empress($p < 0,05$).

7.3 DESAJUSTE TOTAL

O melhores resultados de desajuste total foram obtidos pelas coifas cerâmicas pré-fabricadas CeraOne(DCA 127)($1,7\mu\text{m}\pm 1,3\mu\text{m}$), seguidas, em ordem crescente de desajuste, pelas coifas In Ceram($13,2\mu\text{m}\pm 9,3\mu\text{m}$), coifas poliacrílicas pré-fabricadas(DCA 131)($15,7\mu\text{m}\pm 9,1\mu\text{m}$), IPS Empress($26,3\mu\text{m}\pm 13,4\mu\text{m}$) e Fortune($75,8\mu\text{m}\pm 26,4\mu\text{m}$). Não houve diferenças estatisticamente significantes somente entre os grupos compostos pelas coifas In Ceram e DCA 131($p<0,05$).

7.4 CONSIDERAÇÕES CLÍNICAS

Os componentes cerâmicos pré-fabricados (DCA 127) são indicados como primeira opção restauradora sobre pilares CeraOne. Como segunda opção, na impossibilidade da utilização do componente cerâmico pré-fabricado, é possível a confecção de coroas, com grau de adaptação muito aceitável, por meio dos sistemas In Ceram e IPS Empress. Diante da grande discrepância marginal exibida pelo sistema Fortune, pode-se afirmar que esta não deve ser uma técnica recomendada para confecção de próteses sobre pilares CeraOne.

ANEXO

Descrição dos valores individuais obtidos nos pontos lidos ao microscópio em cada uma das coifas (em μm). O mesmo ponto foi lido 3 vezes com a finalidade de se obter a média entre eles e maior confiabilidade dos dados.

1) Coifas CeraOne(DCA 127)

Coifa nº1

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	0	0	0	0
2	11	8	5	8
3	5	8	10	8
4	5	9	7	7
5	0	0	0	0
6	0	0	0	0

Ajustes: 3

Média de desajuste: $8\mu\text{m}$

Média de desajuste total: $4\mu\text{m}$

Coifa nº2

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	6	7	7	7
2	6	7	5	6
3	0	0	0	0
4	0	0	0	0
5	0	0	0	0
6	0	0	0	0

Ajustes: 4

Média de desajuste: 7µm

Média de desajuste total: 2µm

Coifa nº3

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	8	8	6	7
2	0	0	0	0
3	0	0	0	0
4	0	0	0	0
5	0	0	0	0
6	6	5	6	6

Ajustes: 4

Média de desajuste: 7µm

Média de desajuste total: 2µm

Coifa nº4

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	6	7	7	7
2	6	7	5	6
3	0	0	0	0
4	0	0	0	0
5	0	0	0	0
6	0	0	0	0

Ajustes: 4

Média de desajuste: 7µm

Média de desajuste total: 2µm

Coifa nº5

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	12	11	9	11
2	0	0	0	0
3	0	0	0	0
4	0	0	0	0
5	0	0	0	0
6	0	0	0	0

Ajustes:5

Média de desajuste: 11µm

Média de desajuste total: 2µm

Coifa nº6

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	7	8	7	7
2	6	7	7	7
3	0	0	0	0
4	0	0	0	0
5	0	0	0	0
6	4	3	6	4

Ajustes: 3

Média de desajuste: 6µm

Média de desajuste total: 3µm

Coifa nº7

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	0	0	0	0
2	0	0	0	0
3	0	0	0	0
4	0	0	0	0
5	0	0	0	0
6	0	0	0	0

Ajustes: 6

Média de desajuste: 0

Média de desajuste total: 0µm

Coifa nº8

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	0	0	0	0
2	0	0	0	0
3	0	0	0	0
4	0	0	0	0
5	0	0	0	0
6	0	0	0	0

Ajustes: 6

Média de desajuste: 0

Média de desajuste total: 0µm

Coifa nº9

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	0	0	0	0
2	0	0	0	0
3	0	0	0	0
4	0	0	0	0
5	0	0	0	0
6	0	0	0	0

Ajustes: 6

Média de desajuste: 0

Média de desajuste total: 0µm

Coifa nº10

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	0	0	0	0
2	0	0	0	0
3	0	0	0	0
4	0	0	0	0
5	0	0	0	0
6	9	10	11	10

Ajustes: 5

Média de desajuste: 10µm

Média de desajuste total: 2µm

2)Coifas In Ceram**Coifa nº1**

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	0	0	0	0
2	0	0	0	0
3	8	10	9	9
4	15	18	10	14
5	0	0	0	0
6	0	0	0	0

Ajustes: 4

Média de desajuste: 12µm

Média de desajuste total: 4µm

Coifa nº2

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias
1	0	0	0	0
2	39	36	32	36
3	69	61	68	66
4	52	43	43	46
5	0	0	0	0
6	0	0	0	0

Ajustes: 3

Média de desajuste: 49µm

Média de desajuste total: 25µm

Coifa nº3

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	0	0	0	0
2	15	13	15	14
3	16	17	18	17
4	45	51	48	48
5	0	0	0	0
6	7	5	8	7

Ajustes:2

Média de desajuste: 22µm

Média de desajuste total: 14µm

Coifa nº4

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	0	0	0	0
2	6	7	5	6
3	0	0	0	0
4	0	0	0	0
5	12	11	12	12
6	15	18	18	17

Ajustes: 3

Média de desajuste: 12µm

Média de desajuste total: 6µm

Coifa nº5

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	11	11	10	11
2	12	11	13	12
3	46	49	43	46
4	60	58	57	58
5	0	0	0	0
6	0	0	0	0

Ajustes: 2

Média de desajuste: 32µm

Média de desajuste total: 21µm

Coifa nº6

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	0	0	0	0
2	26	23	28	26
3	6	13	7	9
4	10	11	12	11
5	0	0	0	0
6	0	0	0	0

Ajustes: 3

Média de desajuste: 16µm

Média de desajuste total: 8µm

Coifa nº7

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	34	33	29	32
2	12	6	5	8
3	7	7	7	7
4	23	26	23	24
5	43	47	41	44
6	51	60	59	57

Ajustes: 4

Média de desajuste: 29µm

Média de desajuste total: 29µm

Coifa nº8

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	13	12	18	14
2	0	0	0	0
3	0	0	0	0
4	0	0	0	0
5	0	0	0	0
6	7	9	9	8

Ajustes:4

Média de desajuste: 11µm

Média de desajuste total: 4µm

Coifa nº9

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	39	37	39	38
2	11	9	9	10
3	6	9	4	8
4	0	0	0	0
5	0	0	0	0
6	38	40	40	39

Ajustes: 2

Média de desajuste: 24µm

Média de desajuste total: 16µm

Coifa nº10

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	0	0	0	0
2	0	0	0	0
3	0	0	0	0
4	13	12	12	12
5	7	11	8	9
6	7	10	7	8

Ajustes: 3

Média de desajuste: 10µm

Média de desajuste total: 5µm

3)Coifas poliacrílicas (DCA 131)**Coifa nº1**

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	0	0	0	0
2	8	8	10	9
3	7	16	11	11
4	9	11	10	10
5	9	13	16	13
6	14	11	13	13

Ajustes: 1

Média de desajuste: 11µm

Média de desajuste total: 9µm

Coifa nº2

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	42	38	48	43
2	34	34	37	35
3	23	21	18	21
4	15	16	18	16
5	18	12	15	15
6	31	26	25	27

Ajustes: 0

Média de desajuste: 26µm

Média de desajuste total: 26µm

Coifa nº3

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	0	0	0	0
2	8	8	12	9
3	12	15	15	14
4	11	8	14	11
5	14	14	15	14
6	10	11	11	11

Ajustes: 1

Média de desajuste: 12µm

Média de desajuste total: 10µm

Coifa nº4

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	36	34	35	35
2	26	27	34	29
3	39	31	33	34
4	25	33	31	30
5	39	38	33	37
6	36	43	31	37

Ajustes: 34

Média de desajuste: 34µm

Média de desajuste total: 34µm

Coifa nº5

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	0	0	0	0
2	8	13	11	11
3	17	11	14	14
4	6	13	13	11
5	0	8	11	6
6	0	0	0	0

Ajustes: 2

Média de desajuste: 11µm

Média de desajuste total: 7µm

Coifa nº6

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	21	22	24	22
2	19	16	17	17
3	23	22	18	21
4	15	17	18	17
5	22	24	25	24
6	23	28	25	25

Ajustes: 0

Média de desajuste: 21µm

Média de desajuste total: 21µm

Coifa nº7

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	28	22	21	24
2	20	27	14	20
3	14	13	12	13
4	12	16	15	14
5	11	14	19	15
6	17	17	17	17

Ajustes: 0

Média de desajuste: 17µm

Média de desajuste total: 17µm

Coifa nº8

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	0	7	0	2
2	9	9	8	9
3	16	10	13	13
4	16	11	9	13
5	13	11	8	11
6	7	10	9	9

Ajustes: 0

Média de desajuste: 10µm

Média de desajuste total: 10µm

Coifa nº9

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	9	0	0	3
2	0	0	0	0
3	11	9	8	9
4	5	13	12	10
5	0	0	11	4
6	7	10	14	10

Ajustes: 0

Média de desajuste: 7µm

Média de desajuste total: 6µm

Coifa nº10

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	27	21	25	24
2	19	26	20	22
3	13	12	13	13
4	11	15	11	12
5	10	14	14	13
6	16	16	18	17

Ajustes: 0

Média de desajuste: 17µm

Média de desajuste total: 17µm

4) Coifas IPS Empress**Coping nº1**

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	0	0	0	0
2	0	0	0	0
3	6	9	6	7
4	11	12	12	12
5	19	20	16	18
6	6	7	5	6

Ajustes: 2

Média de desajuste: 11µm

Média de desajuste total: 7µm

Coifa nº2

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	15	21	16	17
2	40	37	40	39
3	21	24	27	24
4	34	33	35	34
5	29	34	33	32
6	5	7	8	7

Ajustes: 0

Média de desajuste: 26µm

Média de desajuste total: 26µm

Coifa nº3

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	8	9	7	8
2	0	0	0	0
3	8	9	12	10
4	14	15	13	14
5	18	20	21	20
6	13	15	12	13

Ajustes:1

Média de desajuste: 13µm

Média de desajuste total: 11µm

Coifa nº4

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	10	10	10	10
2	21	14	14	16
3	10	12	17	13
4	30	25	29	28
5	13	20	18	17
6	22	27	20	23

Ajustes: 0

Média de desajuste: 18µm

Média de desajuste total: 18µm

Coifa nº 5

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	30	31	30	30
2	34	36	32	34
3	13	10	15	13
4	12	16	13	14
5	34	39	35	36
6	49	41	43	34

Ajustes: 0

Média de desajuste: 27µm

Média de desajuste total: 27µm

Coifa nº6

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	39	40	37	39
2	40	46	39	42
3	36	41	39	39
4	37	45	50	44
5	44	51	44	46
6	35	33	34	34

Ajustes: 0

Média de desajuste: 41µm

Média de desajuste total: 41µm

Coifa nº7

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	42	44	43	43
2	61	63	63	62
3	29	31	31	30
4	15	13	11	13
5	44	41	40	42
6	67	69	68	68

Ajustes: 0

Média de desajuste: 43µm

Média de desajuste total: 43µm

Coifa nº8

Pontos	Valores (µm)			Médias (µm)
1	29	29	31	30
2	26	27	29	27
3	38	50	42	43
4	30	28	31	30
5	10	9	11	10
6	11	13	11	12

Ajustes: 0

Média de desajuste: 25µm

Média de desajuste total: 25µm

Coifa nº9

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	16	15	14	15
2	15	16	13	15
3	26	28	28	27
4	38	37	36	37
5	20	23	23	22
6	33	36	39	36

Ajustes: 0

Média de desajuste: 19µm

Média de desajuste total: 19µm

Coifa nº10

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	52	51	53	52
2	77	74	73	75
3	62	65	63	63
4	31	33	33	32
5	34	28	33	32
6	21	21	22	21

Ajustes: 0

Média de desajuste: 46µm

Média de desajuste total: 46µm

4)Coifas Fortune**Coifa nº1**

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	51	95	99	82
2	119	79	67	88
3	96	96	96	96
4	130	131	134	131
5	118	120	113	117
6	72	75	81	76

Ajustes: 0

Média de desajuste: 98µm

Média de desajuste total: 98µm

Coifa nº2

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	30	46	42	39
2	39	43	35	39
3	44	42	38	41
4	23	40	34	32
5	56	61	57	58
6	35	44	40	40

Ajustes: 0

Média de desajuste: 42µm

Média de desajuste total: 42µm

Coifa nº3

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	53	38	37	43
2	175	182	188	182
3	122	142	115	126
4	118	103	101	107
5	58	55	55	56
6	15	20	21	19

Ajustes: 0

Média de desajuste: 89µm

Média de desajuste total: 89µm

Coifa nº4

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	56	39	36	44
2	25	32	18	25
3	55	51	51	52
4	51	44	52	49
5	40	56	60	52
6	115	99	98	104

Ajustes: 0

Média de desajuste: 54µm

Média de desajuste total: 54µm

Coifa nº5

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	46	67	56	56
2	38	39	43	40
3	51	50	78	60
4	102	104	108	105
5	101	89	106	99
6	73	67	72	71

Ajustes: 0

Média de desajuste: 72µm

Média de desajuste total: 72µm

Coifa nº6

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	57	52	46	52
2	31	33	26	30
3	43	53	52	49
4	99	103	105	102
5	95	89	89	91
6	94	107	101	101

Ajustes: 0

Média de desajuste: 71µm

Média de desajuste total: 71µm

Coifa nº7

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	78	79	88	82
2	72	76	73	74
3	157	161	146	155
4	138	148	155	147
5	159	162	164	162
6	92	99	103	98

Ajustes: 0

Média de desajuste: 120µm

Média de desajuste total: 120µm

Coifa nº8

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	46	41	48	45
2	65	87	85	79
3	60	55	45	53
4	130	144	147	140
5	73	82	91	82
6	33	32	30	32

Ajustes: 0

Média de desajuste: 72µm

Média de desajuste total: 72µm

Coifa nº9

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	60	34	49	48
2	26	31	29	29
3	22	28	27	26
4	41	42	45	43
5	50	48	51	50
6	32	41	37	37

Ajustes: 0

Média de desajuste: 39µm

Média de desajuste total: 39µm

Coifa nº10

Pontos de leitura	Valores (mm)			Médias (mm)
1	57	78	61	65
2	94	63	58	72
3	91	79	88	86
4	101	119	106	109
5	163	155	171	163
6	105	114	110	110

Ajustes: 0

Média de desajuste: 101µm

Média de desajuste total: 101µm

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

- 1-ABBATE, M. F.; TJAN, A. H. L.; FOX, W. M. Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. **J. prosth. Dent.**, v.61, n.5, p.527-31, May 1989.
- 2-ALKUMRU, H. et al. Factors affecting the fit of porcelain jacket crowns. **Brit. dent. J.**, v.164, n.2, p.39-43, Jan. 1988.
- 3-ANDERSSON, M.; ODÉN, A. A new all ceramic crown. **Acta odont. scand.**, v.51, n.1, p.59-64, 1993.
- 4-ANDERSSON, B. et al. A new Brånemark single tooth abutment: handling and early clinical experiences. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v.7, n.1, p.105-11, Spring 1992.
- 5-ANDERSSON, B. et al. Mechanical testing of superstructures on the CeraOne abutment in the Brånemark system. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v.9, n.6, p.665-72, Nov./Dec. 1994.
- 6-ANDERSSON, B. et al. Cemented single crowns on osseointegrated implants after 5 years: Results from a prospective study on CeraOne. **Int. J. Prosthodont.**, v.11, n.3, p.212-8, May/June 1998.
- 7-ANDERSSON, M. et al. Procera: a new way to achieve na all-ceramic crown. **Quintessence Int.**, v.29, n.5, p.285-96, May 1998.
- 8-AMERICAN NATIONAL STANDARDS ; AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Specification nº8 for Zinc Phosphate Cement. 1977.
- 9-APARICIO, C. A new method for achieving passive fit of na interim restoration supported by Brånemark implants: A technical note. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v.10, n.5, p.614-8, Sept./Oct. 1995.
- 10-BOUDRIAS, P. The implant-supported single-tooth restoration. Preoperative evaluation and clinical procedure. **Dent. Clin. N. Amer.**, v.37, n.3, p.497-511, July 1993.

* Normas recomendadas para uso no âmbito da Universidade de São Paulo, com base no documento "Referências Bibliográficas: exemplos", emanado do Conselho Supervisor do Sistema Integrado de Bibliotecas da USP, em reunião de 20 de setembro de 1990.

- 11-BROCKHURST, P. J.; McLAVERY, V. G. KASLOFF, Z. A castability standard for alloys used in restorative dentistry. **Oper. Dent.** v.8, p.130-9, 1983.
- 12-CAMPBELL, S. D. et al. Dimensional and formation analysis of a restorative ceramic and how it works. **J. prosth. Dent.**, v.74, n.4, p.332-40, Oct. 1995.
- 13-CARGIDIACO, M. C. et al. Cement thickness and microleakage under metal-ceramic restorations with a facial butted margin: An in vivo investigation. **Int. J. Periodont. Restorat. Dent.**, v.12, n.4, p.325-32, 1992.
- 14-CARLSON, B.; CARLSSON, G. E. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v.9, n.1, p.90-4, 1994.
- 15-CARTER, G. M.; MacD HUNTER, K.; HERBISON, P. Factors influencing the retention of cemented implant-supported crowns. **New Zealand Dental Journal**, v.93, n.412, p.36-8, June 1997.
- 16-CASTELLANI, D. et al. Resistance to fracture of metal ceramic and all-ceramic crowns. **Int. J. Prosthodont.**, v.7, n.2, p.149-54, 1994.
- 17-CASTELLANI, D. et al. Thermal distortion of different materials in crown construction. **J. prosth. Dent.**, v.72, n.4, p.360-6, Oct. 1994.
- 18-CHRISTENSEN, G. J. Marginal fit of gold inlay castings. **J. prosth. Dent.**, v.16, n.2, p.297-305, Mar./Apr. 1966.
- 19-CLAYTON, G. H.; DRISCOLL, C. F.; HONDRUM, S. O. The effect of luting agents on the retention and marginal adaptation of the CeraOne Implant system. **Int. j. oral Maxillofac. Implants**, v.12, n.5, p.660-5, 1997.
- 20-COOPER, L.; MORIARTY, J. Prosthodontic and periodontal considerations for implant-supported dental restorations. **Curr. Opinion Periodont.**, v. 4, p.119-26, 1997.
- 21-DEDMON, H. W. Disparity in expert opinions on size of acceptable openings. **Oper. Dent.**, v.7, p.97-101, 1982.

- 22-DONG, J. K. et al. Heat –pressed ceramics: Technology and strength. **Int. J. Prosthodont.**, v.5, n.1, p.9-16, 1992.
- 23-EAMES, W. B. et al. Techniques to improve the seating of castings. **J. Amer. dent. Ass.**, v.96, n.3, p.432-7, Mar. 1978.
- 24-ERNEKLINT, C. et al. Tolerance test of five different types of crowns on single-tooth implants. **Int. J. Prosthodont.**, v.11, n.3, p.233-9, May/June 1998.
- 25-FANUSCU, M. I.; SORENSEN, J. A. Pre and post cementation fit of ceramic crown systems. **J. dent. Res.**, v.71, p.320, 1992. Special Issue. /Abstract n.1717/
- 26-FELTON, D. A. et al. Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. **J. prosth. Dent.**, v.65, n.3, p.357-64, Mar. 1991.
- 27-FRADEANI, M.; BARDUCCI, G. Versatility of IPS Empress restorations part I: Crowns. **J. esth. Dent.** v.8, n.3, p.127-35, 1996.
- 28-FRADEANI, M.; AQUILANO, A.; BASSEIN, L. Longitudinal study of pressed glass-ceramic inlays for four and a half years. **J. prosth. Dent.**, v.78, n.4, p.346-53, Oct. 1997.
- 29-FRANCISCHONE, C. E.; VASCONCELOS, L. W. Próteses unitárias sobre implantes. In: GONÇALVES, E. A. N.; FELLER, C. **Atualização na clínica odontológica 18º**. São Paulo, Artes Médicas, 1998. p.257-74.
- 30-GAVELIS, J. R. et al. The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations. **J. prosth. Dent.**, v.45, n.2, p.138-45, Feb. 1981.
- 31-GEMALMAZ, D. et al. Marginal adaptation of a sintered ceramic inlay system before and after cementation. **J. oral Rehab.**, v.24, n.9, p.646-51, Sept. 1997.
- 32-GIORDANO, R. A. Dental ceramic restorative systems. **Compendium**, v.17, n.8, p.779-93, Aug. 1996.
- 33-GIORDANO, R. et al. Flexural strength of alumina and glass components of In Ceram. . **J. dent. Res.**, v.71, p.253, 1992. Special Issue. /Abstract n. 1181/

- 34-GREGORY, M. et al. A clinical study of the Brånemark dental implant system. **Brit. dent. J.**, v.168, n.6, p.18-23, Jan. 1990.
- 35-GREY, N. J. A.; PIDDOCK, V.; WILSON, M. A. In vitro comparison of conventional crowns and a new all-ceramic system. **J. Dent.**, v.21, n.1, p.47-51, 1993.
- 36-GROTEN, M. et al. Marginal fit of copy milled full ceramic Celay-In Ceram crowns. **J dent. Res.**, v.74, n.3, p.939, 1995. /Abstract n. 227/
- 37-HOLMES, J. R. et al. Considerations in measurement of marginal fit. **J. prosth. Dent.**, v.62, n.4, p.405-8, Oct. 1989.
- 38-HOLMES, J. R. et al. Marginal fit of castable ceramic crowns. **J. prosth. Dent.**, v.67, n.5, p.594-9, May 1992.
- 39-HÜLS, A.; RINKE, S. Marginal fidelity of crowns produced with six different fabrication techniques. **J. dent. Res.**, v.74, p.421, 1995. Special Issue. /Abstract n.165/
- 40-HUNG, S. H. et al. Marginal fit of porcelain-fused-to-metal and two types of ceramic crown. **J. prosth. Dent.**, v.63, n.1, p.26-31, Jan. 1990.
- 41-ISA, Z. M.; HOBKIRK, J. A. The effects of superstructure fit and loading on individual implant units: part I. The effects of tightening the gold screws and placement of a superstructure with varying degrees of fit. **Europ. J. Prosthodont. Restorat. Dent.**, v.3, n.6, p.247-53, Dec. 1995.
- 42-ISHIKIRIAMA, A. et al. Influence of some factors on the fit of cemented crowns. **J. prosth. Dent.**, v.45, n.4, p.400-4, Apr. 1981.
- 43-JACOBSEN, J. Coroas e laminados em porcelana prensada. **Rev. Ass. Paul. Cirurg. Dent.**, v.49, n.1, p.58-64, jan./fev. 1995.
- 44-JEMT, T.; BOOK, K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v.11, n.5, p.620-5, 1996.
- 45-JEMT, T.; LINDÉN, B. Fixed implant-supported prostheses with welded titanium frameworks. **Int. J. Periodont. Restorat. Dent.**, v.12, n.3, p.177-83, 1992.

- 46-JEMT, T. et al. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. **J. prosth. Dent.**, v.75, n.3, p.314-25, Mar. 1996.
- 47-JOHANSSON, G.; PALMQVIST, S. Complications, supplementary treatment, and maintenance in edentulous arches with implant-supported fixed prostheses. **Int. J. Prosthodont.**, v.3, n.1, p.89-92, 1990.
- 48-JORGENSEN, K. D. Factors affecting the film thickness of zinc phosphate cements. **Acta odont. scand.**, v.18, p.479-90, 1960.
- 49-JORGENSEN, K. D. Structure of the film of zinc phosphate cements. **Acta odont. scand.**, v.18, p.491-501, 1960.
- 50-KANCHANATAWEWAT, K.; GIORDANO, R.; NATHANSON, D. Marginal adaptation of Celay and IPS Empress restorations. **J. dent. Res.**, v.75, p.248, 1996. Special Issue. /Abstract n.1847/
- 51-KANO, S. C. **Avaliação da adaptação da interface intermediário / cilindro de ouro e da compatibilidade de diferentes sistemas de implantes odontológicos: análise intra e entre sistemas.** Bauru, 1998. 81p. Dissertação (mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
- 52-KARLSEN, K. Gingival reactions to dental restorations. **Acta odont. scand.**, v.28, n.6, p.895-904, 1970.
- 53-KARLSSON, S. The fit of Procera titanium crowns. An in vitro and clinical study. **Acta odont. scand.**, v.51, n.3, p.129-34, June 1992.
- 54-LANG, B. R. Procera provides innovative restorative options. **The Nobel Biocare Global Forum**, v.12, n.2-3, p.8, 1998.
- 55-LEWIS, S. G. An overview of Brånemark System restorative options. **J. esth. Dent.**, v.8, p.3-44, 1996. Supplement 1.
- 56-LEWIS, S. G.; LLAMAS, D.; AVERA, S. The UCLA abutment: a four-year review. **J. prosth. Dent.**, v.67, n.4, p.509-15, Apr. 1992.
- 57-MAGNE, P.; BELSER, U. Esthetic improvements and In vitro testing of In Ceram Alumina and Spinell ceramic. **Int. J. Prosthodont.** v.10, n.5, p.459-66, Sept./Oct. 1997.

- 58-MAY, K. et al. Precision of fit: The Procera AllCeram crown. **J. prosth. Dent.**, v.80, n.4, p.394-404, Oct. 1998.
- 59-Mc GLUMPHY, E. A.; MENDEL, D. A.; HOLLOWAY, J. A. Implant screw mechanics. **Dent. Clin. N. Amer.**, v.42, n.1, p.71-89, Jan. 1998.
- 60-Mc LEAN, J. W.; HUGUES, T. H. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. **Brit. dent. J.**, v.119, n.6, p.251-67, Sept. 1965.
- 61-Mc LEAN, J. W.; VON FRAUNHOFER, J. A. The estimation of cement film thickness by na *in vivo* technique. **Brit. dent. J.**, v.131, n.3, p.107-11, Aug. 1971.
- 62-MILLINGTON, N. D.; HALTON, R. A. F. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. **Int. J. Prosthodont.**, v.8, n.6, p.511-6, Nov./Dec. 1995.
- 63-NEIVA, G. et al. Resistance to fracture of three all-ceramic systems. **J. esth. Dent.**, v.10, n.2, p.60-6, Aug. 1998.
- 64-ODÉN, A. et al. Five year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. **J. prosth. Dent.**, v.80, n.4, p.450-6, Oct. 1998.
- 65-PELLETIER, L. et al. Dimensional and compositional analysis of In Ceram Alumina and die material. **J. dent. Res.**, v.71, p.253, 1992. Special Issue. /Abstract n. 1180/
- 66-PERA, P. et al. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. **J. prosth. Dent.**, v.72, n.6, p.585-90, Dec. 1994.
- 67-PINHEIRO, R. F. **Avaliação da adaptação marginal de infra-estruturas torneadas, torneadas – sobrefundidas e fundidas sobre pilares CeraOne.** Bauru, 1996. 87p. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
- 68-POBER, R. et al. Compositional analysis of In Ceram infusion glass. . **J. dent. Res.**, v.71, p.253, 1992. Special Issue. /Abstract n. 1179/
- 69-PRÖBSTER, L. Compressive strength of two modern all – ceramic crowns. **Int. J. Prosthodont.**, v.5, n.5, p.409-14, Sept./Oct. 1992.
- 70-PRÖBSTER, L. Four year clinical study of glass-infiltrated, sintered alumina crowns. **J. oral Rehab.**, v. 23, n.3, p.147-51, Mar. 1996.

- 71-PRÖBSTER, L. All-ceramic crowns on modified CeraOne abutments: a case report. **Quintessence Int.**, v.29, n.1, p.52-65, Jan. 1998.
- 72-PRÖBSTER, L. DIEHL, J. Slip-casting alumina ceramics for crowns and bridge restorations. **Quintessence Int.**, v.23, n.1, p.25-31, Jan. 1992.
- 73-QUALTROUGH, A. J. E.; PIDDOCK, V. Fitting accuracy of indirect restorations: A review of methods of assessment. **Europ. J. Prosthodont. Restorat. Dent.**, v.1, n.2, p.57-61, Dec. 1992.
- 74-QUALTROUGH, A. J. E.; SHARP, R. A. R.; PIDDOCK, V. An evaluation of the fit of porcelain inlays. **Europ. J. Prosthodont. Restorat. Dent.**, v.4, n.2, p.65-9, June 1996.
- 75-RANGERT, B. Biomechanical considerations associated with simpler in practice. **The Nobel Biocare Global Forum**, v.12, n.2-3, p.6, 1998.
- 76-RANGERT, B.; JEMT, T.; JÖRNEUS, L. Forces and moments on Brånemark implants. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v.4, n.3, p.241-7, 1989.
- 77-RAZZOOG, M. E.; LANG, L. A.; Mc ANDREW, K.S. AllCeram crowns for single replacement implant abutments. **J. prosth. Dent.**, v.78, n. 5, p.486-9, Nov. 1997.
- 78-RIEDY, S. J.; LANG, B. R.; LANG, B. E. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. **J. prosth. Dent.**, v.78, n.6, p.596-604, Dec. 1997.
- 79-RINKE, S.; HÜLS, A.; JAHN, L. Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy-milled all-ceramic crowns. **Int. J. Prosth.**, v.8, n.4, p.303-10, 1995.
- 80-SCHNEIDER, D. M.; LEVI, M. S.; MORI, D. F. Porcelain shoulder adaptation using direct refractory dies. **J. prosth. Dent.**, v.36, n.5, Nov. 1976.
- 81-SCHWARTZ, I. S. A review of methods and techniques to improve the fit of cast restorations. **J. prosth. Dent.**, v.56, n.3, p.279-83, Sept. 1986.
- 82-SCOTTI, R. CATAPANO, S. D'ELIA, A. A clinical evaluation of In Ceram crowns. **Int. J. Prosthodont.**, v.8, n.4, p.320-3, July/Aug. 1995.

- 83-SHEARER, B.; GOUGH, M. B.; SETCHELL, D. J. Influence of marginal configuration and porcelain addition on the fit of In Ceram crowns. **Biomaterials**, v.17, n.19, p.1891-5, Oct. 1996.
- 84-SCHERRER, S.; DE RIJK, W. G.; BELSER, U. C. Fracture resistance of human enamel and three all-ceramic crown systems on extracted teeth. **Int. J. Prosthodont.**, v.9, n.6, p.580-5, Nov./Dec. 1996.
- 85-SIERVO, S. et al. Where is the gap? Machinable ceramic systems and conventional laboratory restorations at a glance. **Quintessence Int.**, v.25, n.11, p.773-9, Nov. 1994.
- 86-SORENSEN, J. A. A rationale for comparison of plaque-retaining properties of crown systems. **J. prosth. Dent.**, v.62, n.3, p.264-9, Sept. 1989.
- 87-SORENSEN, J. A. A standardized method for determination of crown margin fidelity. **J. prosth. Dent.**, v.64, n.1, p.18-24, July 1990.
- 88-SORENSEN, J. A.; OKAMOTO, S. K. Comparison of marginal fit of all ceramic crown systems. **J. dent. Res.**, v.66, p.283, 1987. Special Issue. /Abstract n.1415/
- 89-SORENSEN, J. A. et al. Marginal fidelity of ceramic crowns with different margin designs. **J dent. Res.**, v.69, p.279, 1990. Special Issue /Abstract n. 1365/
- 90-SORENSEN, J. A. et al. Marginal fidelity of all ceramic bridges. **J. dent. Res.**, v.70, p.540, 1991. Special Issue /Abstract n.2192/
- 91-SOUTHAN, D. E.; JORGENSEN, K. D. Precise porcelain jacket crowns. **Austr. Dent. J.**, v. 17, n.4, p.269-73, Aug. 1972.
- 92-SULAIMAN, F. et al. A comparison of the marginal fit of In Ceram, IPS Empress and Procera crowns. **Int. J. Prosthodont.**, v.10, n.5, p.478-84, Sep./Oct. 1997.
- 93-SUTHERLAND, J. K.; LONEY, R. W.; SYED, S. Marginal discrepancy of all-ceramic crowns cemented on implant abutments. **J. Prosthodont.**, v.4, n.3, p.173-7, Sept. 1995.

- 94-SUTHERLAND, J. K.; LONEY, R. W.; JAROTSKIC, T. J. Marginal discrepancy of ceramic crowns with redesigned implant components. **J. prosth. Dent.**, v.75, n.5, p.540-4, May 1996.
- 95-STRUB, J. R.; BESCHNIDT, S. M. Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. **Int. J. Prosthodont.**, v.11, n.6, p.602-9, Nov./Dec. 1998.
- 96-TIDEHAG, P.; GUNNE, J. A 2-year clinical follow-up study of IPS Empress ceramic inlays. **Int. J. Prosthodont.**, v.8, n.5, p.456-60, Sept./Oct. 1995.
- 97-TORRES, A. J. et al. IPS Empress and In Ceram: comparison internal adaptation and marginal fit. **J. dent. Res.**, v.77, p.233, 1998. Special Issue ^a /Abstract n. 1019/
- 98-UCTASLI, S. et al. The strength of a heat-pressed all-ceramic restorative material. **J. oral Rehab.** v.23, n.4, p.257-61, Apr. 1996.
- 99-VICKERY, R. C.; BADINELLI, L. A.; WALTKE, R. W. The direct fabrication of restorations without foil on a refractory die. **J. prosth. Dent.**, v.21, n.2, p.227-34, Feb. 1969.
- 100-WEBB, E. L. et al. Effects of preparation relief and flow channels on seating full coverage castings during cementation. **J. prosth. Dent.**, v.49, n.6, p.777-80, June 1983.
- 101-ZARB, G. A.; SCHMITT, A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. **J. prosth. Dent.**, v.64, n.2, p.185-94, Aug. 1990.

ABSTRACT

The most important rule in the clinical acceptability of an indirect restoration is the marginal fit. Implant-supported restorations also need acceptable margins for the maintenance of peri-implant health and protheses longevity. The purpose of this study is to evaluate marginal fit of the abutment CeraOne(Nobel Biocare SDCA 334- Gotemburg, Sweden) “in vitro” as well as five kinds of ceramic caps: CeraOne prefabricated ceramic cap(DCA 127), In Ceram(Vita-Germany), CeraOne prefabricated polymethyl methacrylate cap(DCA 131), IPS Empress(Ivoclar- Schaan, Liechtenstein) and Fortune(Williams- Amherst, NY, Labordental, São Paulo). The caps were seated on the CeraOne abutment and the marginal fit was examined under microscope according to the fit and misfit criteria in six faces around the margins. The results have shown that the best marginal fit was CeraOne prefabricated ceramic caps. This system is considered the first choice in the protocol for CeraOne restoration. The In Ceram and IPS Empress caps have presented satisfactory results, but IPS Empress has shown less fit and more discrepancy in comparison with In Ceram, probably due to the previous misfit of CeraOne prefabricated polymethyl methacrylate cap. These last two systems are considered acceptable to use in abutment CeraOne, but as a second option and in selected cases. The Fortune caps have not presented satisfactory results. Thus, this system is considered inadvisable for use with abutment implants.