

ESTUDO DE COPINGS PARA PROTESES
Sobre implantes fabricados com Ti
6Al4V e ZrO2 em uma liga de
ouro comercializada

B0123979
U617.69 O46a 2003 ex.1

UNIVERSIDADE DE SANTO AMARO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

DÉBIS DE OLIVEIRA

ANÁLISE DA ADAPTAÇÃO MARGINAL E DO ASSENTAMENTO
DE COPINGS PARA PROTESES CIMENTADAS SOBRE IMPLANTES,
FABRICADOS COM DIFERENTES DE MATERIAIS: OURO DEPOSITADO
EM PÓ DE Ti-6Al-4V, UM AURICA E UMA LIGA ALTERNATIVA

SÃO PAULO
2003

Dênis de Oliveira

Avaliação da adaptação marginal e do assentamento de *copings* para próteses cimentadas sobre implantes, fabricados com três tipos de materiais: ouro depositado por eletrólise, uma liga áurica e uma liga alternativa

Dissertação apresentada à Universidade de Santo Amaro, para obtenção do título de Mestre, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração em Implantodontia.

Aprovado em 09 / 06 / 2003

Banca Examinadora

Prof. Dr. Reinaldo Brito e Dias

Professor Livre-docente em Prótese Buco-Maxilofacial pela Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Prof. Dr. Antonio Carlos Lorenz Saboia

Doutor em Prótese Buco-Maxilofacial pela Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Prof. Dr. Newton José Giachetti

Doutor em Dentística pela Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Média Final de Aprovação: 10,0 (dez)

B. 20123979
Class. U617.69
Cutter O46 a
Patri nº 3811
Tipo entrada DD. ACAR
Nota Fiscal
Data rec. 21.10.03
Preço
Origem

Ficha Catalográfica elaborada pela
Biblioteca Dr. Milton Soldani Afonso – Campus I

O46a Oliveira, Dênis de
Avaliação da adaptação marginal e do assentamento de *copings* para próteses cimentadas sobre implantes, fabricados com três tipos de materiais: ouro depositado por eletrólise, uma liga áurica e uma liga alternativa / Dênis de Oliveira. Orientação do Prof. Dr. Reinaldo Brito e Dias. -- São Paulo: 2003.
116 p.

Dissertação (Mestrado). Área de Concentração em Implantodontia. Faculdade de Odontologia da Universidade de Santo Amaro.

1. Galvanoplastia 2. Implantes Dentários 3. Fundições 4. Adaptação Marginal (odontologia) I. Título

Dedico este trabalho,

à minha amada esposa SILVIA, companheira de todas as horas, pelo apoio nos momentos de dificuldade, pela compreensão quando não pude me dedicar integralmente à família, por tolerar meus defeitos. Podemos agora, ao lado de nossos filhos, GUILHERME E BEATRIZ , razão de nossas vidas, usufruir deste momento de alegria.

a meus pais, PEDRO e AYDÊ, responsáveis pela minha formação, que mesmo não possuindo um diploma universitário, são livre-docentes em sabedoria, caráter e honestidade e, que durante uma vida, souberam praticar a *humildade* com distinção e louvor;

à minha única irmã MARIZA, pelo apoio, cheio de entusiasmo, que sempre me deu no cumprimento de cada etapa de minha vida, e pelo seu *incorrigível* otimismo diante das adversidades; e a meus sobrinhos ARTHUR E LUÍZA;

a meus sogros NELSON e HELENA, pelo carinho que sempre me dedicaram, digno de verdadeiros pais;

e a meu mestre, Prof. Dr. NEWTON JOSÉ GIACHETTI, responsável direto pelo meu ingresso na carreira docente, a quem devo grande parte de minha formação profissional e acadêmica. É um privilégio enorme poder desfrutar de sua convivência, norteadas por seu grande coração, tolerância, amizade, e pelos seus ensinamentos, sempre ministrados com carinho e paciência.

Um agradecimento especial,

ao Prof. Dr. Reinaldo Brito e Dias, meu orientador, por sua insistência em favor da confecção de um trabalho experimental, o que certamente enriqueceu o término de meu curso de mestrado; e pela sua compreensão e tolerância nas fases difíceis que enfrentei na elaboração desta dissertação.

Tudo tem seu tempo...

Debaixo do céu há momento para tudo, e tempo certo para cada coisa:

Tempo para nascer e tempo para morrer.

Tempo para plantar e tempo para colher.

Tempo para matar e tempo para curar.

Tempo para destruir e tempo para construir.

Tempo para chorar e tempo para rir.

Tempo para gemer e tempo para bailar.

Tempo para espalhar pedras e tempo para recolher pedras.

Tempo para abraçar e tempo para se separar.

Tempo para procurar e tempo para perder.

Tempo para guardar e tempo para deitar fora.

Tempo para rasgar e tempo para costurar.

Tempo para calar e tempo para falar.

Tempo para amar e tempo para aborrecer.

Tempo para a guerra e tempo para a paz.

Eclesiastes, 3:1-8.

AGRADECIMENTOS

À OSEC, Organização Santamarensense de Educação e Cultura, entidade mantenedora da Universidade de Santo Amaro, pela concessão de bolsa durante todo o período do curso de mestrado.

Ao Prof. Dr. Wilson Roberto Sendyk, coordenador do Curso de Mestrado em Implantodontia, pela oportunidade, empenho e determinação.

À Profa. Dra. Maria Amélia Máximo de Araújo, chefe do Departamento de Dentística Restauradora e Diretora da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, da Universidade Estadual Paulista, UNESP, que gentilmente autorizou a utilização dos laboratórios da Faculdade, viabilizando a realização desta pesquisa.

Ao amigo José Antonio Silveira Neves, Doutor em Dentística Restauradora e colega da Disciplina de Dentística da UNISA, que com grande paciência e amizade prestou-me inestimável auxílio em fotografia e informática.

Ao Prof. Dr. Alberto Sansiviero, pela valiosa contribuição na avaliação deste trabalho, na fase de qualificação.

Ao Prof. Dr. Nelson Villa, pela valiosa contribuição na avaliação deste trabalho, na fase de qualificação.

Ao Prof. Dr. Omar Miguel, da Disciplina de Estatística da Faculdade de Medicina Veterinária da UNISA, pela atenção e paciência com que me orientou na fase dos cálculos estatísticos.

À assistente de biblioteca Luciana Cristina Costa, que sempre atendeu a todas as minhas solicitações com boa vontade, dedicação e eficiência.

Ao amigo Leonardo Buso, doutorando em Prótese Dental pela Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP, pelo auxílio na fase de mensurações em microscópio.

Ao laboratório de prótese *Alberto - Serviços de Prótese Dentária*, representado pela pessoa de seu proprietário, Alberto de Calazans, que abriu-me as portas de seu estabelecimento para a realização deste trabalho, e de seus auxiliares Cristiane, Júnior, Emerson e Fernanda.

Ao laboratório de prótese *Sistema*, representado pela pessoa de seu proprietário, Valter José de Souza, pelo grande auxílio prestado durante o andamento deste trabalho.

Aos colegas da Disciplina de Dentística da Faculdade de Odontologia da UNISA, Alexandre, Itamar, Brandi, José Antonio, Bruno, Maria Lúcia, Marcelo e Jorge, pelo apoio nos momentos em que precisei me ausentar das atividades docentes.

Às funcionárias do Departamento de Pós-Graduação da UNISA. Sabrina, Juliana, Valéria e Elaine pela boa vontade e carinho com que sempre atenderam às minhas solicitações.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1 – Padrão <i>UCLA</i> em plástico, parafuso de titânio e análogo de implante.....	67
FIGURA 2 - Pilar transmucoso personalizado encerado sobre o padrão <i>UCLA</i> de plástico, aparafusado ao análogo de implante, no modelo, sem gengiva artificial.....	68
FIGURA 3 - Pilar transmucoso personalizado, em cera, aparafusado ao análogo de implante.....	68
FIGURA 4 - Pilar transmucoso personalizado, em corte no sentido vestibulo-lingual.....	69
FIGURA 5 - Pilar transmucoso personalizado após aplicação de espaçador	70
FIGURA 6 - Preenchimento do recipiente de duplicação com silicona	71
FIGURA 7 - Câmara pressurizadora para dissolução de bolhas.....	71
FIGURA 8 - Fio de cobre colado ao duplicado com a laca de prata aplicada.....	72
FIGURA 9 - Conjunto do catodo com fios de cobre e duplicados fixados.....	73
FIGURA 10 - Máquina de eletrodeposição <i>Gammal</i> 21 M com relógio já programado para banho eletrolítico de 8 horas.....	74
FIGURA 11 - Conjunto do catodo, já ligado ao terminal elétrico, sendo imerso no banho eletrolítico com solução em agitação a 65° C.....	75
FIGURA 12 - Retirada do conjunto do catodo do banho eletrolítico após 8 horas	75
FIGURA 13 - Imersão do pilar transmucoso em aparelho para fundir cera.....	77
FIGURA 14 - Escultura do <i>coping</i> em cera.....	77
FIGURA 15 - Metade vestibulo-lingual do <i>coping</i> encerado assentado sobre o pilar personalizado.....	78
FIGURA 16 - Pilar transmucoso personalizado em corte no sentido	

vestíbulo-lingual com <i>coping</i> em cera, posicionado.....	78
FIGURA 17 - Grupo de 5 <i>copings</i> posicionados no anel de fundição, pronto para a inclusão em revestimento.....	79
FIGURA 18 - Centrífuga de máquina de fundição por indução elétrica.....	79
FIGURA 19 - Esquema ilustrativo das áreas de avaliação.....	81
FIGURA 20 - Representação gráfica das médias obtidas para cada material (μm) e desvio-padrão (μm) dos pontos “A”, “B”, “C”, “D”, “E” e “F”	83
FIGURA 21 - Representação gráfica das médias obtidas para cada material (μm) e desvio-padrão (μm) dos pontos “A” e “F”	85
FIGURA 22 - GES – CP 4 – Ponto F – Média de discrepância :18,33 μm	86
FIGURA 23 - GES - CP 2 – Ponto A – Média de discrepância : 10 μm	87
FIGURA 24 - GES - CP 1 – Ponto F - Média de discrepância: 10 μm	87
FIGURA 25 - TILITE - CP 1 – Ponto F – Média de discrepância: 130 μm	88
FIGURA 26 - OURO – CP 1 – Ponto F – Média de discrepância: 66,66 μm	88
FIGURA 27 - TILITE – CP 2 – Pontos E e F – Média de discrepância: E=63,33 μm ; F= 76,66 μm	89
FIGURA 28 – GES – CP 1 – Ponto B – Média de discrepância: 10 μm	89
FIGURA 29 - TILITE – CP 4 – Ponto B – Média de discrepância: 16,66 μm	90
FIGURA 30 – OURO – CP 1 – Ponto E – Média de discrepância: 9,33 μm	90
FIGURA 31 – GES – CP 2 – Ponto C – Média de discrepância: 126, 66 μm	91
FIGURA 32 – GES – CP 1 – Ponto C – Média de discrepância: 30 μm	92
FIGURA 33 – TILITE – CP 4 – Ponto D – Média de discrepância: 100 μm	93
FIGURA 34 – OURO – CP 2 – Ponto C – Média de discrepância: 106. 66 μm	94

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - Médias finais obtidas pelo processo de mensuração em estereomicroscópio (μm) dos pontos “A”, “B”, “C”, “D”, “E” e “F”.....	82
TABELA 2 - Valores das médias obtidas para cada material (μm), desvio padrão (μm) e coeficiente de variabilidade (%), dos pontos “A”, “B”, “C”, “D”, “E”, e “F”.....	82
TABELA 3 - Resultado do teste estatístico de duas médias de distribuição normal com nível de significância de 5% dos pontos “A”, “B”, “C”, “D”, “E” e “F”.....	83
TABELA 4- Médias finais obtidas pelo processo de mensuração em estereomicroscópio dos pontos “A” e “F” (μm).....	84
TABELA 5 - Valores das médias obtidas para cada material (μm), desvio-padrão (μm) e coeficiente de variabilidade (%)......	84
TABELA 6 - Resultado do teste estatístico de duas médias de distribuição normal com nível de significância de 5 % dos pontos “A” e “F” *Significância ao nível de $\alpha=5\%$	85
TABELA 7 - GRUPO GES - Resultado da leitura da discrepância marginal (média “A” e “F”), e do assentamento (média final), em μm	114
TABELA 8 - GRUPO OURO – Resultado da leitura da discrepância marginal (média “A” e “F”), e do assentamento (média final), em μm	115
TABELA 9 - GRUPO TILITE – Resultado da leitura da discrepância marginal (média “A” e “F”), e do assentamento (média final), em μm	116

LISTA DE ABREVIATURAS SIGLAS E SÍMBOLOS

A= Ampère

cm=centímetro

CP= corpo de prova

dm= decímetro

g= grama

GES= Do inglês *Gold Electroforming System* (Sistema de ouro depositado por eletrólise)

k= quilate

kg= Kilograma

kgf= Kilograma-força

l= litro

lb=libra

μm = micrômetro

min= minuto

ml= mililitro

mm= milímetro

N= Newton

pol= polegada

v= volt

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a adaptação marginal e o assentamento de *copings* para próteses cimentadas sobre implantes, fabricados com ouro depositado por eletrólise, uma liga áurica e uma liga alternativa. Um pilar transmucoso personalizado, reproduzindo um preparo para coroa unitária para metalocerâmica, com chanfro, foi encerado sobre um padrão de plástico do tipo *UCLA* e fundido com uma liga áurica. Depois de fundido, este pilar teve a região relativa ao preparo seccionada longitudinalmente, no sentido vestibulo-lingual, até uma área de 1,5 mm além do término. Sobre este pilar seccionado foram confeccionados, em metades, três grupos de *copings*: a) GRUPO *GES*: 5 *copings* feitos em ouro depositado por eletrólise (*Gramm Technick – Alemanha*); b) GRUPO *OURO*: 5 *copings* feitos em uma liga áurica (*Olympia – Jelenko – EUA*), e c) GRUPO *TILITE*: 5 *copings* feitos em uma liga alternativa (*Tilite – Talladium - EUA*). Para a avaliação da adaptação marginal e do assentamento, os *copings* foram posicionados no pilar transmucoso um a um, sendo o conjunto fixado em uma base de cera utilidade, e mensurações da discrepância interna, representada pelo espaço existente entre as paredes internas do *coping* e as paredes do preparo representado pelo pilar personalizado, foram feitas em estereomicroscópio (*Carl Zeiss Jena GmbH*) com aumento de 50 X, em seis pontos, com dois deles (“A” e “F”) representando, respectivamente, a distância entre a borda do *coping* e a margem cervical vestibular e lingual do preparo, dois (“B” e “E”) representando, respectivamente, a distância entre a parede interna do *coping* e a parede axial vestibular e lingual do preparo e os dois remanescentes (“C” e “D”) representando, respectivamente, a distância entre a parede interna do *coping* e as regiões de “ponta de cúspide” vestibular e lingual do preparo. Concluída a

leitura, foi aplicado um teste estatístico comparando o assentamento dos três grupos, representados pelos pontos “A” a “F” , onde não foi encontrada significância. Para os pontos “A” e “F”, entretanto, que representavam a adaptação marginal, o teste estatístico mostrou significância para o grupo *GES*, em comparação com os demais grupos.

PALAVRAS-CHAVE: Galvanoplastia, implantes dentários, fundições, adaptação marginal.

ABSTRACT

The aim of this study is to evaluate the marginal adaptation and seating of copings for implant cemented crowns, made of three different kinds of materials: electroformed gold, a gold alloy and an alternative alloy. A customized abutment was waxed onto a plastic UCLA pattern simulating a metal-ceramic crown preparation and cast with a gold alloy (Olympia – Jelenko – USA). After casting, this customized abutment had its preparation area longitudinally sectioned from a buccal-lingual perspective, up to 1,5 mm over the preparation endings. This abutment was then used for the production of 15 half-copings, divided in three groups: a) GES GROUP: 5 electroformed gold copings (Gramm Technik – Germany); b) GOLD GROUP: 5 gold alloy cast copings (Olympia – Jelenko – USA), and c) 5 alternative alloy cast copings (Tilite – Talladium – USA). Thereafter those copings were positioned onto the customized abutment, and then fixed on a wax utility board allowing to obtain internal and marginal gaps measurements using a stereomicroscope (Carl Zeiss Jena GmbH – X50) in six points: “A” and “F”, enabling the respective gap between the buccal and lingual cervical margins of the preparation; “B” and “E”, enabling the respective gap between the buccal and lingual axial walls of the preparation and “C” and “D”, enabling the respective point under the buccal cusp and under the lingual cusp. After statistical analysis, no significance was found for the points “A” to “F”, which represented the seating; however, for the points “A” and “F”, which represented the marginal adaptation, the difference between the group GES compared to the groups GOLD and TILITE, was statistically significant.

KEY WORDS: *electroforming, casts, dental implants, marginal adaptation*

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

1 INTRODUÇÃO.....	18
2 PROPOSIÇÃO.....	22
3 REVISTA DA LITERATURA.....	23
4 MATERIAL E MÉTODO.....	61
5 RESULTADOS.....	82
6 DISCUSSÃO.....	95
7 CONCLUSÃO.....	106
8 REFERÊNCIAS	107
APÊNDICE.....	114

1 INTRODUÇÃO

A divulgação dos trabalhos de Adell et al. (1981) relatando o desenvolvimento dos implantes osseointegrados, trouxe um grande avanço para o campo da reabilitação oral. Àquela época, todo o esforço para o aprimoramento das técnicas cirúrgicas e protéticas estava voltado diretamente para reabilitações de maxila e mandíbula totalmente edêntulas. Colocados os implantes e transcorrido o tempo necessário para a osseointegração, eram então instalados cilindros de titânio torneados que, aparafusados à plataforma do implante, emergiam dos tecidos gengivais funcionando como pilares intermediários transmucosos entre os implantes e a reabilitação.

Todavia, a utilização desses pilares em casos de reabilitações parciais e unitárias gerava alguns problemas. Muitas vezes, o espaço inter-oclusal existente não era suficiente para abrigar o conjunto pilar-reabilitação; a angulação do implante, em algumas situações clínicas, divergia de forma muito severa daquela dos dentes contíguos à fixação, e estes pilares nem sempre ofereciam um perfil de emergência que respondesse às necessidades estéticas. Assim, vieram o desenvolvimento e aperfeiçoamento de novas técnicas, no tocante às opções de planejamento protético.

Na atualidade, contamos com inúmeros componentes, utilizados não somente para próteses fixas múltiplas, como também para as unitárias. Carvalho et al (2002) afirmaram que dentre as opções, uma ainda muito utilizada é o componente *UCLA*, cuja concepção data da segunda metade da década de 1980, quando Lewis et al. (1988a,b) desenvolveram um pilar que eliminava estes problemas, pois era feito por meio de um processo de enceramento e fundição, resultando numa estrutura metálica personalizada única, que recebia aplicação de cerâmica e era aparafusada à plataforma do implante, ou numa

estrutura metálica sobre a qual uma prótese seria cimentada. Já sendo uma técnica amplamente utilizada para reabilitações unitárias em dentes naturais, as coroas metalocerâmicas, feitas com *copings* fundidos com ligas áuricas, tornaram-se então uma opção natural para próteses unitárias cimentadas sobre os pilares do tipo *UCLA*.

As restaurações metálicas fundidas representam a maior parte dos trabalhos executados, não só sobre dentes naturais como também nos casos de prótese sobre implantes. A história das restaurações metálicas fundidas, tomou impulso com Taggart (1907 apud CARVALHO, 1928) e se confunde com a da própria odontologia, tendo ocorrido uma evolução constante através dos anos. Rodrigues e Matson (1983) afirmaram que a história das restaurações metálicas e a experiência, registrada ou não, de como fazer moldes e verter metais, foi passando de geração a geração e sendo continuamente aperfeiçoada e, apesar dos grandes avanços alcançados, tanto no que se refere aos materiais como às técnicas utilizadas, o ideal parece ainda não ter sido ainda atingido. Acrescentam que, há muito tempo, a odontologia vem tentando resolver o problema da justeza dos elementos fundidos, idealizando técnicas e estudando os fenômenos que se verificam, desde a escultura do molde em cera, até o momento em que as peças, depois de fundidas, são retiradas do anel. Wirz (2000) afirmou que isso seria motivo para a utilização da técnica de deposição eletrolítica de ouro puro para a fabricação de *copings*, situação onde não se fazem o enceramento e a fundição.

Hoffmann (2000) relata que técnicas de deposição eletrolítica começaram a ser utilizadas em odontologia há muitas décadas, para a produção de troquéis precisos e resistentes à abrasão, embora fossem submetidos a um banho de cianeto. Moldagens onde se aplicava uma camada de verniz condutor eram metalizadas e, em seguida, completadas com gesso. A técnica, embora extremamente precisa, não era feita sem risco, uma vez que se

utilizava uma substância altamente tóxica (cianeto). Com a viabilização comercial do gesso tipo IV, esta forma de confecção de troquel caiu em desuso

Em 1961, Rogers e Armstrong, produziram matrizes de ouro com uma espessura de 250 μm , sobre as quais se fazia um enceramento e fundição de uma incrustação metálica. A primeira coroa metalocerâmica feita por meio de deposição eletrolítica foi obtida também por Rogers, em 1979. Entretanto, a utilização de cianetos impedia este processo de ser amplamente utilizado.

Vrijhoef et al. (1985) relataram que, em 1983, Wiesmann registrou a patente de um equipamento para deposição eletrolítica, chamado de *Platamic R*, onde o eletrólito utilizado era à base de sulfito. Este foi um momento marcante, pois passava-se a utilizar um eletrólito livre de cianetos; contudo, este equipamento era caro e o processo era de difícil execução. Nesta fase, a maior parte das próteses foi produzida em centros de galvanização na Alemanha, até que em 1989 as companhias alemãs *Gramm Technik* e *Austenal* lançaram aparelhos de mesa, acessíveis a pequenos laboratórios de prótese.

Conforme relatos de Vence (1997), os *copings* resultantes do processo de eletrodeposição são de ouro puro (24 quilates), com uma espessura regular de 0,2 mm, e uma densidade maior que a dos metais fundidos, sem a presença de porosidades e tensões internas, tornando o material adequado para receber a aplicação de porcelana. A expansão térmica do ouro puro, sendo linear, da mesma forma que os materiais cerâmicos, minimizaria as tensões entre os dois materiais; com a sua coloração amarelada e a fina espessura obtida, favorecendo sobremaneira a estética e sendo, do ponto de vista biológico, de grande valia, ao evitar um desgaste maior da estrutura dental sadia, além de apresentar, segundo Behrend (1997) uma fenda marginal situada na faixa de 10 a 15 μm .

A implantodontia emprestou a terminologia, definições, materiais e procedimentos daqueles aceitos e executados em Prótese, Periodontia e Materiais Dentários. (MURPHY et al., 2002). Foi nesta afirmativa que nos baseamos para, em primeiro lugar, propor a utilização para próteses cimentadas sobre implantes, da produção de coroas metalocerâmicas fabricadas pelo processo de deposição eletrolítica, uma prática pouco comum mas já utilizada para as restaurações protéticas em dentes naturais, comparando então seu assentamento e adaptação marginal com o sistema de *copings* fundidos, sistema tradicionalmente utilizado.

2 PROPOSIÇÃO

Verificar qual a melhor adaptação marginal e o melhor assentamento de próteses unitárias cimentadas sobre implantes. As próteses serão constituídas por coroas metalocerâmicas, fabricadas pelo processo de deposição eletrolítica e pelo sistema de *copings* fundidos com 2 tipos de ligas: níquel-cromo-titânio-molibdênio e ouro-paládio-rubídio-gálio-índio.

3 REVISTA DA LITERATURA

Visando facilitar a compreensão da pesquisa, este capítulo foi subdividido em quatro tópicos.

3.1 Pilares transmucosos para próteses cimentadas

Branemark et al. (1983) postularam que as altas taxas de sucesso obtidas nas fixações e nas posteriores reabilitações eram resultantes do selamento biológico que era estabelecido ao redor dos implantes através dos tecidos moles. As cintas de 1 a 3 mm, em titânio, na base dos pilares transmucosos, permitiam uma interface titânio-tecidos moles.

Mc Kinney ; Steflik; Koth (1985) publicaram um estudo onde foi constatada a presença, ao redor de implantes de cerâmica, de estruturas similares àquelas observadas em epitélio juncional adjacente a um dente. A presença dessas estruturas se traduzia em evidências da presença de um selamento biológico na interface implante-tecidos moles.

Balshi (1986) descreveu uma técnica de dupla fundição para resolver os problemas estéticos decorrentes de implantes com inclinação desfavorável. Uma estrutura fundida era colocada sobre uma outra estrutura já fixada sobre os implantes com um sistema de tubos onde eram colocados parafusos. Embora essas próteses feitas com essa dupla fundição, fossem aparafusadas e passíveis de serem removidas, resultavam em uma grande estrutura metálica, indicadas para próteses múltiplas onde houvesse grande perda óssea.

Lewis et al. (1988a), ressaltaram que os pilares transmucosos então existentes ofereciam bons resultados, quando nas reabilitações de pacientes totalmente

edêntulos; aplicados em casos de pacientes parcialmente edêntulos, entretanto, ocorriam problemas: a distância interoclusal entre o pilar transmucoso cilíndrico então existente e o arco dental antagônico era muitas vezes insuficiente para abrigar a reabilitação; o pilar cilíndrico, ao emergir do sulco gengival, resultava em uma estética desfavorável, comprometendo a obtenção de um contorno final satisfatório do elemento restaurador, podendo ainda ser grande demais para o espaço disponível. Foi nesta altura que postularam que a restauração, nesses casos, poderia ser diretamente aparafusada ao implante. Desenvolveram então padrões pré-fabricados, em plástico, que eram encaixados precisamente sobre os análogos no modelo; estes, foram desenhados para serem recobertos pelo enkeramento e eliminados durante o processo de fundição, resultando em um elemento fundido que era fixado diretamente sobre o implante. Em se eliminando os pilares transmucosos de titânio, as superfícies de porcelana poderiam emergir diretamente do sulco gengival, proporcionando uma melhor estética.

Lewis et al. (1988b) publicaram novo artigo especificando situações clínicas onde utilizavam os pilares do tipo *UCLA*, explicando que o padrão de plástico e o enkeramento poderiam ser confeccionados para coroas totais metálicas, metaloplásticas ou metalocerâmicas, sempre com a utilização de uma liga áurica, para evitar a corrosão. Um dispositivo de acabamento utilizado, melhorava sensivelmente a adaptação implante-pilar. A base do padrão de plástico do pilar do tipo *UCLA* era redonda. Quando utilizada para peças unitárias, era feito um enkeramento no interior do padrão, para que ficasse com um contorno hexagonal. O padrão de plástico, mais o enkeramento, podiam ser confeccionados para coroas metalocerâmicas, metaloplásticas ou totalmente metálicas. O padrão de plástico exibia uma cinta em sua base, que se tornava metálica após a fundição, conferindo uma integridade de superfície para o metal e para a porcelana que, quando utilizada, possibilitava um perfil de

emergência natural da cerâmica que, pela utilização dos pilares do tipo *UCLA*, estava em contato com os tecidos gengivais logo acima do implante, descontado o espaço da cinta.

Lewis et al. (1989) indicavam para implantes moderadamente inclinados a utilização de pilares do tipo *UCLA*, com a colocação do canal do parafuso pela face lingual do dente. Casos severos de angulação, entretanto, não podiam ser resolvidos dessa forma, com o parafuso interferindo com a estética e a função. Demonstraram sua proposição em um modelo de trabalho com três implantes contíguos, na região dos elementos 24, 25 e 26. Destes, o mais posterior deles tinha angulação adequada, com a possibilidade do orifício do parafuso sair pela face oclusal da coroa. O implante do elemento 25 estava angulado para vestibular, resultando em um acesso para o parafuso muito próximo da ponta da cúspide vestibular, o que resultaria em uma espessura inadequada da porcelana nesta área. O implante mais anterior se apresentava severamente angulado, com o parafuso saindo pelo terço cervical da face vestibular. Sugeriram então que se confeccionasse um pilar transmucoso, utilizando-se o padrão de plástico para pilares do tipo *UCLA*, já com base hexagonal, para que sobre ele fosse feita a cimentação de uma coroa com estrutura metálica recoberta por porcelana.

Andersson et al. (1992) descreveram um novo tipo de pilar, pré-fabricado, para próteses unitárias sobre implantes, cimentadas, para utilização no sistema Branemark, que foi registrado com o nome de *CeraOne*. Este pilar seria aparafusado à plataforma do implante, recebendo um torque com dispositivo de contra-torque, tendo uma área retentiva, para posterior cimentação de uma coroa, com formato hexagonal e 3,8 mm de altura e uma cinta metálica disponível nas medidas de 1, 2, 3, 4 e 5 mm. O diâmetro da cinta metálica era maior que o diâmetro da área retentiva, com a formação de um ombro no encontro entre ambas. O critério para a seleção do pilar era posicionar este ombro em uma posição 2mm

abaixo do término gengival. Sobre a área retentiva do pilar havia um cilindro plástico sobre o qual se poderia fundir uma coroa metalocerâmica, ou um cilindro pré-fabricado à base de óxido de alumínio, que serviria como base para uma coroa de cerâmica. Este pilar não apresentava a opção para utilização em casos de angulação severa.

Lewis; Llamas; Avera (1992) em uma revisão de 4 anos de resultado clínico com pilares do tipo *UCLA*, onde foram avaliados 46 pacientes que receberam 118 pilares, relatou uma taxa de sucesso de 95,8%, indicando que estes pilares, no curto prazo, não apresentaram efeitos adversos para a utilização no sistema Branemark, salientando, entretanto, a necessidade de verificação das taxas de sucesso a longo prazo. Afirmavam que já havia implantes fabricados com angulação, mas que a confecção de pilares personalizados traria uma melhor estética e que a indústria passara a produzir padrões de plástico com base hexagonal, favorecendo a utilização para reabilitações unitárias, podendo compensar o problema da inclinação, para cada situação em particular, com a prótese podendo ser cimentada ou aparafusada, com os tecidos moles em contato com uma porcelana altamente glazeada ou com uma liga áurica altamente polida. Exemplificavam que uma outra situação onde os pilares do tipo *UCLA* estavam indicados era quando havia dois implantes contíguos muito próximos, ficando, conseqüentemente, impossibilitados de receber dois pilares transmucosos pré-fabricados; em se utilizando os pilares do tipo *UCLA*, as porções subgengivais da prótese poderiam ser feitas com um tamanho diminuído, corrigindo o problema e facilitando a higienização. Os autores afirmaram também que nos casos de próteses aparafusadas sobre pilares pré-fabricados, o parafuso de ouro utilizado entre a prótese e o pilar funciona como a junção fraca do sistema, ao contrário dos parafusos utilizados para os pilares do tipo *UCLA*, que são mais longos e de maior espessura, além de mais resistentes à fratura; no caso de forças adversas, o parafuso de ouro se fratura antes que

estas forças possam comprometer a osseointegração, risco possível no caso dos pilares do tipo *UCLA*.

Status (1992) afirmou que com a introdução do princípio da osseointegração por Branemark, e com o subsequente desenvolvimento dos pilares do tipo *UCLA*, abriu-se uma nova era na reabilitação de dentes anteriores perdidos. A reabilitação protética de implantes unitários tornou-se um procedimento de sucesso altamente previsível, com taxas de sucesso em torno de 97 a 100 %.

Lewis (1994) publicou um artigo discutindo as vantagens e desvantagens dos pilares do tipo *UCLA* em comparação com os pilares do tipo estheticone, uma nova opção de pilar pré-fabricado, de formato cônico, em titânio, sem riscos de galvanismo, afirmando que os dois tipos de pilares resultavam em próteses estéticas, tendo o pilar estheticone, entretanto, a “junção” fraca, impedindo que forças adversas comprometessem a osseointegração, tornando-se a técnica de escolha para restaurações múltiplas, não solucionando, entretanto problemas como casos de distância interoclusal limitada e de espessura mínima de gengiva.

Verde; Morgano; Hashem (1994) afirmaram que a inclinação desfavorável de implantes era um problema freqüente que podia comprometer a estética, fonética e função das próteses sobre implantes, e que muitas técnicas já haviam sido preconizadas para a solução do problema; estas eram, entretanto, muito difíceis e dispendiosas. Destacaram que os pilares do tipo *UCLA* favoreciam a execução das reabilitações protéticas a um custo acessível e com uma técnica mais simplificada.

Schmitt; Chance; Cronen (1994) relataram o bom resultado da utilização de uma máquina que realizava o refinamento de pilares do tipo *UCLA* na região de adaptação à

plataforma do implante, melhorando sua adaptação e reduzindo a imprecisão da fundição, considerada a maior desvantagem do sistema.

Lewis (1995) afirmou que, além dos cilindros de plástico, também passaram a ser utilizados cilindros de ouro, que, da mesma forma, poderiam ser incorporados ao enceramento e fundição, tornando-se parte da restauração que era conectada diretamente aos implantes, com a vantagem de serem peças torneadas, em detrimento de uma peça que poderia ser sensível aos problemas de fundição, oferecendo melhor adaptação. Nesta oportunidade, o autor discutiu novamente as vantagens e desvantagens dos pilares do tipo *UCLA*, em comparação com os pilares torneados em titânio, no tocante à “junção fraca” e às indicações dos pilares do tipo *UCLA*.

Singer e Serfaty (1996) publicaram resultados de estudo longitudinal onde 225 implantes receberam próteses parciais fixas e unitárias que foram cimentadas com os cimentos temporários *Temp-Bond* e *IRM*, discutindo também as possibilidades de próteses cimentadas e aparafusadas, afirmando, no caso das próteses aparafusadas, que as perdas de parafusos representavam a maior causa de retorno do paciente ao consultório, aumentando custos, havendo casos onde a necessidade estética resultava na indicação de próteses cimentadas, que por sua vez facilitavam uma passividade na adaptação, com melhor distribuição das tensões. Completavam que no caso de próteses cimentadas com cimentos provisórios, bastava uma nova cimentação, ao passo que nas próteses aparafusadas ocorriam muitas perdas de parafusos, o que aumentava o custo de reparo destas próteses, sendo este o maior motivo de retornos ao consultório.

Clayton; Driscoll; Hondrum (1997) realizaram pesquisa para avaliar a resistência de retenção de diversos agentes cimentantes sobre os pilares *CeraOne* e a fenda marginal após a cimentação. Utilizaram 10 amostras de vários agentes de cimentação: óxido

de zinco e eugenol, cimento de ionômero de vidro, cimento de ionômero de vidro híbrido, cimento resinoso e cimento de fosfato de zinco, que foram testados para verificar a força de retenção que exerciam entre o cilindro de ouro e o pilar *CeraOne*. O cimento de fosfato de zinco foi o que ofereceu maior retenção: 164% maior que o cimento de ionômero de vidro e 49% maior que o cimento resinoso. A análise em microscopia eletrônica mostrou, entretanto, que o cimento que promoveu a maior fenda marginal foi justamente o fosfato de zinco, cujo valor médio de fenda foi de 62 μm , valor que consideraram dentro dos limites aceitáveis.

Hebel e Gajjar (1997) publicaram artigo onde discutiram como a escolha de próteses sobre implantes aparafusadas ou cimentadas poderia interferir dramaticamente na estética e na oclusão, enfatizando que a oclusão e a estética não poderiam ser arbitrariamente descartadas em favor da utilização de parafusos, em nome da facilidade de retirada da reabilitação; afirmaram que o canal do parafuso compromete 50 % da mesa oclusal de molares e mais de 50 % no caso de pré-molares, enfraquecendo a cerâmica. Ressaltaram que as próteses cimentadas proporcionavam uma passividade na adaptação, representando uma menor complexidade na execução, com custos menores e vantagem estética, fator importante da perspectiva do paciente.

Byrne et al. (1988) afirmaram que o padrão de plástico após fundido não apresenta boa adaptação, situação agravada com a queima da porcelana sobre esta estrutura, e que mesmo os padrões do tipo *UCLA* em ouro usinados poderiam sofrer distorção no momento em que recebessem a sobrefundição. Para comparar a adaptação dos padrões fundidos com os pilares usinados em ouro e titânio, fizeram uma pesquisa utilizando seis combinações de implantes e pilares: pilares *CeraOne* conectados a implantes *Nobel Biocare*; pilares do tipo *STR* conectados a implantes *3I*; pilares do tipo *UCLA (3I)*, fundidos e levados ao forno para aplicação de cerâmica conectados a implantes *3I*; pilares do tipo *UCLA(3I)*,

fundidos e levados ao forno para aplicação de cerâmica conectados a implantes *Nobel Biocare*; pilares do tipo *UCLA* torneados, incorporados à fundição com uma liga de ouro-paládio e levados ao forno para aplicação de porcelana, conectados a implantes *3I* e pilares do tipo *UCLA* usinados, conectados a implantes *3I*. Todas estas amostras foram seccionadas, polidas e limpas para análise em microscópio com magnificação de 100 vezes. Ao final das avaliações, os autores concluíram que os pilares usinados, incluindo aqueles que foram incorporados às fundições e levados ao forno para aplicação de cerâmica, apresentavam uma adaptação superior quando comparados àqueles fundidos a partir de um padrão de plástico, os quais recebiam acabamento em laboratório. Ressaltaram que, mesmo assim, os padrões de plástico ainda eram úteis em algumas situações clínicas.

Vigolo; Majzoub; Cordioli (2000) afirmaram que os procedimentos laboratoriais para a confecção de próteses sobre implantes aparafusadas diretamente sobre a plataforma do implante, a partir de padrões torneados do tipo *UCLA* poderiam comprometer a adaptação prótese-implante. Realizaram então uma pesquisa onde fizeram a avaliação desta adaptação em três circunstâncias, sendo a primeira com 30 cilindros de ouro, torneados, da forma como recebidos do fabricante. A análise seguinte foi feita após a confecção da fundição relativa à estrutura da prótese, com liga nobre incorporando este cilindro, e por fim fizeram uma avaliação após a aplicação de porcelana. Após cálculo estatístico dos resultados, não observaram diferenças significantes de adaptação entre as três etapas. Ressaltaram que se todos os passos laboratoriais forem cuidadosamente seguidos, não ocorrerá mudanças na interface composta por implante e cilindros torneados do tipo *UCLA*.

Prisco; Morgano; D'Amato (2001) relataram o desenvolvimento de um novo pilar, semelhante ao pilar do tipo *UCLA*. o pilar do tipo PDQ (Impac, Vident, Brea, Califórnia, EUA), o qual teria um formato de bulbo, composto por uma base hexagonal, sendo

produzido com uma liga áurica apropriada para receber a aplicação de cerâmica. Por esta técnica, já no modelo, o técnico aparafusava o pilar sobre o análogo. Em seguida, utilizando uma réplica do elemento dental a ser reabilitado, feita em silicone, com plastificadora a vácuo, avaliava o futuro posicionamento da prótese, observando se o orifício do parafuso não iria comprometer a estética. Isto, não ficando constatado, o passo seguinte consistia em fazer um desgaste no pilar pré-fabricado, adequando a subestrutura que iria receber, em uma etapa subsequente, a aplicação de cerâmica. Este pilar dispensava o enceramento e fundição, promovendo portanto uma economia considerável de tempo, em comparação com o pilar do tipo *UCLA*, evitando também as distorções de fundição. O pilar do tipo PDQ podia ser utilizado em grande parte dos casos onde estava indicado o pilar do tipo *UCLA*. Em virtude da prótese ser aparafusada, as vantagens e desvantagens desse sistema se repetiam. Desta forma, esse tipo de pilar não estava indicado para implantes com problema de angulação, onde o eixo de inserção do parafuso poderia resultar esteticamente desfavorável.

Carvalho et al. (2002) realizaram estudo para avaliar o assentamento dos componentes protéticos do tipo *UCLA* sobre a plataforma do implante. Utilizaram dez componentes protéticos do tipo *UCLA*, calcináveis, com base de forma hexagonal, distribuídos em dois grupos. Um grupo, com cinco pilares do tipo *UCLA* foi fundido em titânio comercialmente puro; o outro com cinco pilares de níquel-cromo-titânio-molibdênio (*Tilite* – Talladium do Brasil), e um grupo controle com cinco pilares intermediários *UCLA*, com cilindro de ouro, usinados. Utilizaram uma plataforma de aço inoxidável de forma poligonal, com dois centímetros de altura e, no centro desta, foi colocado um implante de 3,75 mm de diâmetro de 8 mm de comprimento. Com um microscópio comparador, observaram as discrepâncias de assentamento entre os pilares do tipo *UCLA* e a plataforma do implante. Concluíram que o grupo fundido em níquel-cromo-titânio-molibdênio mostrou-se

com melhores resultados de assentamento ao implante do que o grupo fundido em titânio comercialmente puro, tendo sido os dois grupos inferiores ao grupo controle do tipo *UCLA* usinado em liga áurica.

Kourtis (2002) afirmou que as próteses sobre implantes devem satisfazer plenamente as expectativas do paciente em relação à função e à estética, e que a discrepância entre o diâmetro de um implante e do dente natural, muito freqüentemente, podem comprometer a estética. Sugeriu o uso de pilares pré-fabricados que pudessem ser adaptados a cada situação em particular, pois criavam um perfil de emergência mais harmônico; a modificação do pilar fazia com que este fosse adaptado à necessidade de um contorno de coroa, ao contrário de uma coroa tendo de ser adaptada ao pilar pré-fabricado; distribuía melhor as forças mastigatórias; facilitava a higienização e a criação de margens gengivais adequadas. A técnica que recomendou consistia de uma moldagem do implante e construção do modelo com análogo, montagem em articulador e enceramento da futura coroa, o qual era revestido por silicone. A cera era então removida do modelo de gesso, permanecendo somente o silicone, que contornava uma área vazia em formato de dente, transformando-se em um gabarito para o exame de qual pilar seria o mais adequado. A escolha era feita com preferência para um pilar que seguisse da maneira mais compatível possível o eixo de orientação do dente. O autor selecionou um pilar angulado para implantes do tipo *Frialit*, tendo adaptado o mesmo de acordo com a técnica acima descrita. Finalizando o caso, era feita a cimentação de uma coroa metalocerâmica sobre o pilar.

3.2 Fundições

Traçando um histórico das fundições, Carvalho (1928) afirmou que já no final do século 19, Aguilhon de Sarran, em 1885, utilizava a técnica da cera perdida, executando um padrão em cera, revestindo-o com uma mistura de gesso e talco, e utilizando, no momento da fundição, um bastão de madeira para acomodar o ouro fundido às paredes do molde. A técnica de fundição tomou impulso quando Taggart (1907) propôs um método de fundição onde se fazia um molde por meio da técnica da cera perdida, que era levado a um aparelho por ele idealizado onde o ouro era fundido sob a chama de um maçarico e obrigado em seguida a preencher o molde por forte pressão de ar.

Van Horn (1910), demonstrou que a pressão exercida sobre o metal no estado líquido não neutralizava a contração de fundição. Afirmou também que o tamanho da peça fundida podia variar conforme a temperatura aplicada no molde, no momento da fundição, acarretando a construção de uma peça protética com dimensões maiores que as da cavidade preparada.

Ward (1915) publicou um trabalho sobre a construção de blocos fundidos, fazendo uma revisão dos métodos e técnicas existentes na época, chegando a uma conclusão crítica em relação às desvantagens das técnicas.

Skinner (1932) apresentou um estudo acerca da expansão de presa do revestimento, na compensação da contração de fundição, estudando a contração de presa livre e confinada mecanicamente, concluindo que durante a expansão de presa do revestimento a expansão da cera era mínima, sendo limitada pelo revestimento; o padrão de cera, estando incluído em revestimento não confinado, apresentava expansão razoável, pelo calor ou reação

de presa do mesmo; o uso de uma tira de amianto revestindo o anel de fundição, internamente, permitia uma maior expansão do revestimento.

Skinner (1965) descreveu os métodos e técnicas para obtenção de peças fundidas, iniciando com a construção do padrão de cera e terminando com a decapagem, ressaltando que todos os passos executados na fabricação de elementos fundidos deveriam obedecer rigorosamente a métodos e técnicas específicas.

Teteruck e Mumford (1966) pesquisaram a adaptação marginal de três ligas metálicas, utilizando diferentes revestimentos e técnicas de inclusão na tentativa de se determinar qual combinação resultaria em melhores resultados para que pudessem ser empregados no uso diário em laboratório. Os autores observaram que todas as ligas falharam no total assentamento das peças, independentemente do revestimento e técnica utilizados, no entanto, concluíram que elas estavam dentro das médias aceitáveis clinicamente, sendo que as ligas de ouro obtiveram melhores resultados.

Harcourt et al. (1970) publicaram o resultado de uma pesquisa com uma série de ligas de níquel-cromo, analisando outros componentes adicionados a elas, com a finalidade de reduzir a oxidação durante a fundição, aliada a um baixo coeficiente de expansão, produzindo restaurações limpas e precisas. Os autores concluíram também que essas ligas poderiam ser soldadas e receber aplicação de porcelana.

Eames (1981) relatou alguns fatores que afetavam a adaptação marginal de peças fundidas e que poderiam ser minimizados com a escolha adequada dos materiais. Dentre os fatores citados por Eames, encontravam-se materiais de moldagem, tipo de gesso dos modelos, técnicas de alívios e tipo de cimento.

Rodrigues e Matson (1983) empregaram um troquel de aço inoxidável representativo do preparo de uma coroa total com ombro reto, para comparar quatro técnicas

diferentes de plasticização da cera: plasticizada na estufa a 55° C; fundida na estufa a 75° C; fundida e adicionada em camadas; e fundida à chama de uma lamparina a álcool. Nessa pesquisa foi avaliada a discrepância entre o troquel e as restaurações metálicas obtidas com uma liga do sistema prata-estanho. Dentre essas quatro técnicas analisadas, os autores concluíram que: a cera plasticizada na estufa a 55° C ou fundida na estufa a 75° C, ou ainda fundida a chama da lâmpada a álcool e vertida de uma só vez sobre o molde, não apresentaram diferenças estatísticas entre si. Concluíram que a técnica da cera fundida adicionada em camadas sobre o troquel (técnica dos incrementos de cera) não deveria ser utilizada, pela grande discrepância que ocasionava nas restaurações metálicas; consideraram como técnica ideal a da cera plasticada na estufa a 55° C, pois poderia ser empregada tanto no método direto quanto no método indireto, tendo sido, numericamente, a técnica que apresentou melhores resultados; a aplicação da porcelana não implicava distorção das próteses.

Mondelli et al. (1989a;b) utilizaram ligas comerciais à base de prata-estanho, prata-paládio, níquel-cromo, cobre-zinco, cobre-alumínio e quatro tipos de revestimento: Cristobalite, Hi-temp, Goldent e Termocast, encontrados no comércio odontológico. Constataram que a liga de prata-estanho apresentou menores valores de contração; a de níquel-cromo os maiores valores, e as de cobre-alumínio ficaram em uma posição intermediária. Utilizaram duas técnicas de inclusão, uma referida como “convencional” e outra como “compensação”. As leituras dos desajustes foram realizadas através de microscópio comparador. Cada coroa foi medida 3 vezes em 4 pontos (A, B, C e D) num total de 12 leituras. Assim, para um total de 120 coroas, foram realizadas 1440 leituras. Concluíram que a liga de prata-estanho apresentou os menores desajustes, seguida

das ligas de prata-paládio, cobre-alumínio, cobre-zinco e níquel-cromo, independentemente do tipo de revestimento e técnica de inclusão empregada.

Andrada et al. (1991) realizaram experimento para verificar a contração de fundição de ligas alternativas usadas para restaurações metálicas fundidas unitárias, sendo duas do sistema cobre-alumínio e uma liga de cobre do sistema de cobre-níquel-manganês, tendo sido utilizado o revestimento *Cristobalite*. Como resultado, observaram que nenhuma das ligas apresentou contração numericamente semelhante às ligas áuricas. Com isso, os autores salientaram que as ligas testadas deveriam ter suas contrações compensadas com técnicas de inclusão e fundição diferentes das ligas áuricas.

Tjan et al. (1991) realizaram um estudo para avaliar a adaptação marginal de cinco ligas alternativas em coroas totais, sendo uma liga de baixo teor de ouro e paládio, uma liga com alto teor de ouro e paládio, uma liga de prata-paládio, uma liga de níquel-cromo-molibdênio e uma liga de cobre-alumínio, além de uma liga de ouro do tipo III, que foi utilizada como grupo controle. Um preparo para coroa total, com inclinação de 5° e uma margem chanfrada, foi executado em um dente molar inferior, artificial. Foram então produzidos 60 modelos, permitindo assim a fundição de 10 amostras para cada metal. As fundições foram posicionadas nos modelos e a discrepância marginal foi avaliada antes e depois da cimentação por meio de microscopia óptica. Os autores concluíram que a liga de tipo III com alto teor de ouro produziu as coroas com a melhor adaptação marginal; as ligas de prata-paládio produziram coroas com adaptação marginal muito próxima à atingida com a liga de tipo III em ouro; a liga básica de níquel-cromo-molibdênio foi a que resultou em coroas com pior adaptação marginal; a liga de cobre-alumínio resultou em uma adaptação marginal relativamente melhor que a adaptação conseguida com o níquel-cromo.

Silva et al. (1994), discutindo as vantagens e desvantagens clínicas e laboratoriais entre as ligas básicas de níquel-cromo e as ligas áuricas, em relação aos terminos cervicais, recomendavam para as ligas à base de níquel-cromo um preparo com término cervical chanfrado, com 1,0 a 1,2 mm e inclinação de 5° a 10° e, para as ligas áuricas, um preparo em ombro com um bisel em torno de 70° a 80°. Os autores afirmaram que as ligas à base de níquel-cromo vinham se mostrando satisfatórias com relação à sua utilização em confecção de próteses metalocerâmicas, oferecendo vantagens e qualidades, e que ligas áuricas-cerâmicas exigiam desgaste dental maior, terminos cervicais biselados, preparos mais subgingivais, eram condutores térmicos e elétricos, apresentavam maior possibilidade de distorções e desajustes marginais em função da pequena diferença de temperatura de fusão metal/porcelana, além de elevarem o custo dos preços protéticos. Afirmaram que a toxicidade do níquel era pequena, quando ingerido, sendo eliminado pelos rins e intestino, podendo oferecer perigo maior apenas ao técnico de laboratório, caso este não se protegesse durante a fundição desse metal.

Leinfelder (1997) teceu comentários a respeito da utilização das ligas fundidas para prótese, afirmando que embora as ligas à base de ouro tivessem sido utilizadas com grande sucesso por muitas décadas, o aumento de seu custo havia forçado o desenvolvimento de ligas alternativas de menor custo, mas que estas, ao fim, ofereciam um resultado abaixo do ideal em diversos aspectos, sendo um dos principais o que dizia respeito à biocompatibilidade. Acrescentava que o custo da liga representava uma quantidade muito pequena do que era pago pelo paciente, com a mão-de-obra representando um custo muito maior.

Wolf et al (1998) afirmaram que as ligas usadas para implantes eram aquelas usadas e testadas por muitos anos nas próteses convencionais, e que o titânio

comercialmente puro estava entre os materiais mais biocompatíveis disponíveis para uso odontológico, sendo que as propriedades do titânio de grau I eram muito próximas àquelas das ligas de ouro do tipo IV, podendo ser uma importante alternativa a estas últimas, com grande vantagem de custo. Executaram, em 54 pacientes, 99 restaurações intra-coronárias com titânio de grau I, que foram fundidas em uma máquina de fundição a vácuo; e em 56 pacientes, 96 restaurações utilizando uma liga áurica fundida em centrífuga. Duas semanas após a cimentação, a integridade das margens foi avaliada por uma técnica de reprodução, onde as fendas marginais eram mensuradas pela utilização de um microscópio óptico, momento em que observaram uma média de fenda entre a margem da restauração e a estrutura dental da ordem de $72 \pm 18 \mu\text{m}$ para o titânio e $64 \pm 18 \mu\text{m}$ para as restaurações em ouro.

Christensen (2001) afirmou que a estética foi um dos motivos que promoveu uma diminuição da utilização de ligas áuricas; ressaltou as qualidades destas ligas, como a biocompatibilidade e a maleabilidade, recomendando que em determinadas situações a utilização de ligas áuricas deveriam ser consideradas.

Murphy et al. (2002) realizaram um estudo clínico longitudinal comparando as estruturas metálicas de próteses sobre implantes feitas com dois tipos de ligas, feito em 26 pacientes com idade média de 60 anos, totalmente edêntulos, que foram divididos em dois grupos, A e B. Os pacientes do grupo A receberam reabilitações com liga de ouro do tipo IV e os do grupo B receberam reabilitação com liga de prata-paládio. Os procedimentos cirúrgicos, assim como a técnica de reabilitação, obedeceram às técnicas descritas na literatura. Todos os pacientes receberam próteses sobre 5 implantes no arco inferior. No arco superior, todos os pacientes foram reabilitados com próteses totais. A integridade das próteses e dos tecidos de suporte foi avaliada clínica e radiograficamente após 5 anos. Nesta avaliação, observaram que a adaptação e a resistência dos 2 tipos de ligas metálicas eram

semelhantes, embora as ligas de prata-paládio fossem mais sensíveis à técnica, necessitando uma delicada etapa laboratorial para que se atingisse precisão na fundição. O desempenho clínico foi semelhante nos dois grupos. Radiograficamente não foram detectadas grandes diferenças. Concluíram que a liga de prata-paládio podia ser considerada adequada para substituir as ligas de ouro.

Souza Júnior; Cruz; Adabo (2002), analisaram a contração de fundição de algumas ligas alternativas para metalocerâmicas, existentes no comércio. Empregaram seis ligas não-nobres para restaurações metalocerâmicas, sendo duas ligas de níquel-cromo-berílio, duas ligas de níquel-cromo e duas ligas à base de paládio-prata. Concluíram que as ligas apresentaram contração de fundição estatisticamente semelhante entre si, com 1,54% e 1,64% para as ligas de níquel cromo-berílio, 1,54% e 1,63 % para as ligas de níquel-cromo e 1,58% e 1,63 % para as ligas de paládio-prata. Verificaram, também, ser necessário, através de novas pesquisas clínicas e laboratoriais, o desenvolvimento de técnica de fundição específica e apropriada para cada tipo de liga odontológica, com a intenção de diminuir o desajuste cervical das próteses metalocerâmicas.

3.3 Deposição eletrolítica de ouro

Rogers e Armstrong (1961) descreveram um processo de eletrodeposição, onde uma matriz de ouro puro depositada por eletrólise tornava possível uma nova técnica para a confecção de restaurações do tipo *inlay*. A moldagem era feita normalmente com elastômeros, com a construção de um modelo de gesso. Toda a superfície do preparo cavitário

e suas margens eram preparadas com um verniz para deixá-la condutora, onde o ouro seria depositado por meio de eletrólise, até uma determinada espessura (0,005 a 0,01 pol). A matriz de ouro então formada era retirada da moldagem e posicionada no modelo, para checagem da precisão e brunidura das margens, o que consideravam vantajoso particularmente nas áreas gengivais. Sobre a matriz posicionada no modelo era feito o enceramento, com o conjunto matriz-enceramento sendo posteriormente fundido, formando-se uma liga intermediária entre a matriz de ouro puro e a liga áurica utilizada. O equipamento para a eletrólise consistia de uma unidade contendo uma bateria de 2 v, carregável, um reostato e uma célula de eletrodeposição, que era composta de um dispositivo para agitar a solução eletrolítica, imersa em um tanque de água. A solução eletrolítica era composta de 14,1 g de cianeto áurico de potássio, 18,3 g de cianeto de potássio, 11,4 g de ácido bórico e água destilada em quantidade suficiente para 1 l. A densidade de corrente média era de 3,2 Amp/dm² e a temperatura da água era de 65°C, com uma voltagem de 0,6 a 1,0 v atravessando o banho eletrolítico, sendo a distância entre os eletrodos de 2 pol.

Rogers (1970) desenvolveu uma técnica para combinar as vantagens das restaurações intracoronárias fundidas com a matriz eletrodepositada de ouro puro, mesmo em situações de contorno cavitário complexo. A matriz tinha aproximadamente 0,01 pol. de espessura, capaz de unir-se às ligas que eram sobre ela fundidas, tornando-se parte integrante da restauração. Tratava-se de uma técnica indireta normal, com a exceção de que a fundição era feita sobre uma matriz de ouro já formada. A periferia da matriz de ouro estendia-se ligeiramente além do contorno cavitário, para que ficasse presa à inclusão, facilitando os procedimentos de fundição, além de proporcionar uma boa brunidura. Para tal, levou a cabo uma pesquisa para desenvolver um método de tornar a superfície do gesso para modelo eletricamente condutor, sendo que o método mais efetivo foi a utilização de um verniz

(*conductive paint* – Degussa, Alemanha). A viscosidade do verniz impedia sua boa difusão pela superfície do modelo; a mistura de éter ao verniz minimizou esse problema, diminuindo a viscosidade e favorecendo uma maior proximidade das partículas de prata nele presentes, reduzindo sua espessura. Para prevenir deposição desnecessária de ouro, as superfícies além do contorno cavitário recebiam um verniz isolante, não condutor, e a coloração dos vernizes delimitava os contornos.

Rogers (1977) publica um trabalho onde, em uma análise metalográfica, mostra a ausência de porosidade na união entre a matriz de ouro e o metal fundido, na técnica de fundição sobre matriz de ouro.

Rogers (1979) produziu coroas metalocerâmicas com ouro eletrodepositado, resultando em coroas resistentes, de ouro puro, que podiam sofrer brunidura na região da margem gengival dos preparos; além disso, uma eletrodeposição de estanho, sobre o *coping*, melhorava o molhamento e a adesão da cerâmica. Para a excelente qualidade de assentamento, o autor sugeria a confecção de canaletas na paredes axiais, para escape do cimento.

Rogers (1980a) publicou um trabalho postulando que a matriz de ouro poderia ser utilizada para a confecção de restaurações intracoronárias recobertas por cerâmica. Na própria moldagem, o autor eletrodepositava o ouro, cuja matriz formada, após a retirada do banho, recebia uma base de revestimento para fundição e era levada ao forno para aplicação de cerâmica. No mesmo artigo o autor postulava a eletrodeposição de ouro puro sobre a margem de fundições de próteses extensas, compensando as distorções que ocorriam no processo, melhorando a adaptação marginal.

Rogers (1980b) afirmou que as ligas de níquel-cromo poderiam receber eletrodeposição de ouro, princípio que poderia servir como base para um sistema alternativo

de união deste metal à cerâmica com o desenvolvimento de uma interface cerâmica-metal em ouro-estanho. O níquel-cromo foi então ativado eletroliticamente para remover a camada de óxido e o ouro foi então depositado. A superfície do ouro recebeu em seguida uma camada de estanho, com a finalidade de melhorar o *molhamento* da porcelana e melhorar a adesão à superfície. Acrescentou que essa camada de estanho evitava a migração de íons do metal alternativo em direção à porcelana, podendo também funcionar como uma área de liberação de tensões entre a porcelana e o metal. Finalizava afirmando que a coloração do ouro era reduzida pela oxidação, mas mesmo assim interferia na melhora da aparência da porcelana.

Vrijhoef et al. (1985) descreveram um equipamento criado por Wiesmann, que realizava o processo de eletrodeposição com a utilização de um banho de sulfito, que continha uma concentração de ouro de 10g/l, a uma temperatura de 58° C e uma densidade de corrente de 0.5 A/dm². A partir deste momento, havia a possibilidade real de se promover uma deposição eletrolítica de ouro sem a utilização de cianetos. Entretanto, os autores afirmavam que o equipamento era, todavia, muito grande e caro, e os procedimentos de execução trabalhosa, fatores que tornavam o sistema impraticável para a média dos laboratórios de prótese.

O processo, de acordo com o relato de Sommers e Biau (1988), consistia em fazer uma moldagem exata dos dentes a serem restaurados, fundindo-se a partir desta um modelo com uma liga de baixo ponto de fusão (bismuto-estanho 60/40%). Em seguida cobriam o molde com um verniz limitador, ou seja, fora dos limites do preparo, que era coberto com uma camada de aproximadamente 10 µm de níquel, sobre a superfície exposta; essa camada fornecia o espaço necessário ao cimento, além de evitar que a liga de baixa fusão do modelo contaminasse o banho de eletrodeposição e levasse à formação de fases de liga prejudiciais entre a liga do modelo e o ouro eletrodepositado. A liga de ouro era então

eletrodepositada até uma espessura de 200 μm para coroas e de 300 μm para pontes. A seguir, uma segunda camada de níquel era aplicada para proteger o ouro durante a remoção da liga, que era fundida a 180° C. O níquel era então removido por dissolução química em uma solução de ácido nítrico. Produzia-se uma superfície texturizada sobre a peça formada de ouro eletrodepositado nas regiões que receberiam aplicação de resina composta. Os autores consideravam que o objetivo deste processo seria obter uma estrutura eletroformada atóxica, que não provocasse reações biológicas e que tivesse boa distribuição de espessura, baixa tensão interna, excelente resistência contra a corrosão, boas propriedades mecânicas (tais como dureza e elasticidade) e cor e brilho aceitáveis, e principalmente, por meio de uma solução de ouro de alta pureza com sulfito, ao invés de cianetos. Coroas e pontes eletroformadas, preparadas com ouro de alta pureza, com revestimento em resina, foram instaladas em diversos pacientes e os resultados foram marcantes. As coroas e as pontes ajustaram-se bem. Não houve reações biológicas, sensibilidade à pressão ou choques galvânicos ou térmicos, nem produziram sabores desagradáveis. Apareceram entretanto, em alguns casos, problemas com pontes: a resina aplicada sobre as estruturas começou a fraturar-se, separando-se do metal, o que foi atribuído a uma adesão mecânica deficiente da resina ao metal.

Stewart (1994) afirmava que por esta técnica seria possível a produção de 24 *copings* simultaneamente, sem a necessidade de enceramento, fundição e usinagem sendo de uma espessura uniforme, acarretando uma significativa economia de material. Pela sua pequena espessura, favoreciam um pequeno desgaste da estrutura dental, com a estrutura amarelada do ouro proporcionando uma maior facilidade na seleção de cor, com a cimentação podendo ser feita com cimento de fosfato de zinco.

Behrend (1997) divulga o lançamento de um novo aparelho, , pela indústria alemã da área de galvanismo, a *Gramm Technic*, com tamanho bastante reduzido, que fora introduzido na odontologia em 1990 a um custo mais acessível , tornando-se viável para a utilização em laboratórios de prótese. O sistema podia produzir peças protéticas de alta precisão, tais como coroas, restaurações do tipo *inlay* e *onlay*, coroas telescópicas e pontes, produzindo *copings* com uma espessura regular de 0,2 mm, resultando uma média de fenda marginal da ordem de 19 μm , tendo o potencial de produzir restaurações estéticas mesmo que o desgaste dental fosse mínimo. A coloração dourada do substrato poderia ser mais facilmente recoberta pelo opacificador, conferindo à cerâmica uma boa profundidade de cor. Acrescentava que, por ser um metal nobre, o ouro não formava uma camada de óxido onde as porcelanas convencionais podiam se fundir, sendo necessária a utilização de um agente de união para estabelecer a união metal-cerâmica: um pó de ouro puro combinado com porcelana. Este agente foi desenvolvido para criar uma união mecânica de mais de 8500 lb/pol^2 à porcelana, sem a presença de óxidos. As estruturas metálicas produzidas pelo sistema poderiam receber aplicação de cerâmicas convencionais assim como cerâmicas de baixa fusão. A expansão térmica era linear, assim como os materiais cerâmicos, o que minimizaria as tensões internas entre os dois materiais. O *coping* eletroformado tinha a vantagem de ter uma densidade maior e ausência de tensão interna e de porosidade, características que tornavam o material adequado para receber a aplicação de porcelana.

Vence (1997) afirmou que o termo eletrodeposição fora cunhado por Rogers (1961) para descrever a formação de matriz para restaurações intracoronárias. Listava como vantagens da utilização do sistema a fina espessura, a coloração amarelada, que favorecia a estética, a resistência da estrutura eletrodepositada maior do que o ouro em folha, uma adaptação marginal em torno de 15 a 20 μm e ausência de porosidade na estrutura

do ouro. Enumerava como desvantagens, uma resistência menor do *coping* em relação às fundições, uma união da porcelana ao ouro questionável, e a sensibilidade da técnica. Recomendava maiores pesquisas para que se pudesse estudar e chegar a conclusões mais precisas a respeito da natureza da união porcelana-ouro, da resistência da restauração, das possibilidades de microinfiltração e até que ponto um banho de estanho aumentaria a união porcelana-ouro.

Raigrodski; Malcamp; Rogers (1998), afirmaram que a tecnologia da eletrodeposição pode ser utilizada para subestruturas para restaurações do tipo *inlay* para porcelanas e para coroas, com a técnica podendo ser utilizada com os sistemas de cerâmica disponíveis no mercado. Por se tratar de ouro depositado diretamente em um troquel duplicado, os *copings* tinham uma espessura de 0,2 mm, altamente biocompatível e apresentando uma fenda marginal em torno de 20 µm em média, sendo o equipamento utilizado viável para pequenos laboratórios. Os autores ressaltavam as vantagens estéticas de um ouro como subestrutura, a espessura reduzida do *coping* e a excelente adaptação.

Hoffmann (2000) relata que técnicas de deposição eletrolítica começaram a ser utilizadas em odontologia na confecção de troquéis metalizados, bastante precisos e resistentes à abrasão, com o inconveniente, entretanto, de ser utilizado com um banho de cianeto, substância altamente tóxica.

Wirz (2000) ressaltou as vantagens da técnica de eletrodeposição, destacando sua precisão, pois elimina passos de enceramento e fundição, que podem gerar distorções.

Dolger; Gadau; Rathmer (2001) relataram um caso clínico no qual um paciente de 67 anos os procurou para tratamento, apresentando colapso de mordida, dores miofaciais e problemas periodontais. Tratamentos de emergência foram realizados para os

sintomas de dor e estabilização de mordida. Determinada uma posição de conforto ao paciente, o tratamento periodontal foi iniciado e o paciente condicionado a manter sua higiene bucal. A parte restauradora foi realizada com coroas metalo-cerâmicas com *copings* fabricados por deposição eletrolítica e cimentadas com cimento resinoso. Os autores destacaram a excelente adaptação das peças, para a saúde gengival ao redor destas coroas e sua reconstituição, além da estética favorável. Concluíram que este tipo de restauração levava ao sucesso clínico previsível e garantia da sua longevidade, com as peças eletroformadas sendo escolha para substituir as metalo-cerâmicas convencionais.

Buso (2002), avaliou a adaptação marginal de *copings* confeccionados por eletrodeposição com variações no término cervical. Utilizou dois modelos padrão em aço inoxidável que foram usinados simulando o preparo de uma coroa total, sendo um com término cervical em chanfro largo e outro com ombro arredondado, não tendo executado biséis, afirmando que estruturas muito delgadas de ouro poderiam sofrer distorções no momento de aplicação da cerâmica. Confeccionou dez eletrodeposições para cada tipo de término, tendo examinado a discrepância entre o bordo dos *copings* e o ângulo cavo superficial dos preparos em oito pontos. Para tal, os *copings* eram, um a um posicionados no modelo padrão, que por sua vez era aparafusado a uma base octogonal, que era fixada em um dispositivo de aço que continha um êmbolo de modo a exercer uma pressão constante sobre os *copings* durante a leitura. O autor obteve valores médios de 29,77 μm para chanfro largo e 26,77 μm para chanfro arredondado, concluindo não ter havido diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos, estando o sistema indicado para utilização na clínica diária com segurança.

3.4 Adaptação marginal e assentamento entre *copings* e retentores

Fusayama; Ide; Hosoka (1964), estudando a influência da cimentação, o grau de convergência, a altura dos preparos e os alívios internos da coroa, observaram a adaptação cervical de restaurações fabricadas com ligas de ouro a partir de molares extraídos e preparados para coroa total, com término em ombro vestibular e terminação zero na lingual. Sobre os troquéis de gesso obtidos após moldagem, foram feitos tratamentos para criar dois tipos diferentes de alívio, sendo o primeiro grupo com uma folha de estanho e o segundo com esmalte de unha. Após a inclusão e fundição, as peças foram cimentadas com fosfato de zinco sob carga de 15 Kgf e 50 Kgf e seccionadas vestibulo-lingualmente, com a espessura de cimento medida em microscopia óptica. Notaram que a excessiva força de assentamento não melhorava a adaptação da peça e que o aumento da convergência e a diminuição da altura do preparo melhoravam a adaptação, embora perdendo em outros requisitos, sendo que a espessura média de cimento encontrada na parede oclusal foi de 90 μm sem alívio e 46 μm com alívios internos realizados.

Para obter a precisão de observação clínica feita por 10 profissionais, Christensen (1966), preparou, encerou e fundiu dez restaurações intracoronárias em 10 pré-molares, fixando-os a uma base de resina acrílica. Os profissionais analisaram a adaptação das peças utilizando sonda exploradora. Concluídas as avaliações, os dentes foram seccionados e examinados em microscopia. Os valores que os profissionais consideraram aceitáveis foram de 119 μm na margem subgingival e 26 μm na margem oclusal. O autor concluiu que quando examinavam margens não visíveis, os profissionais acabavam por considerar normais discrepâncias maiores.

Mc Lean e Von Fraunhofer (1971), falando a respeito dos métodos de avaliação clínica da fenda marginal, afirmaram que uma sonda exploradora em sua extremidade, em corte transversal, chega a ter diâmetro duas vezes maior que o de um fio de cabelo, tornando difícil a detecção de fendas menores que 80 μm , valor limite também para detecção radiográfica confiável. Desenvolveram uma experiência para que se pudesse medir com precisão a espessura da linha de cimentação. Para tal, utilizaram um elastômero polimerizável para a cimentação de restaurações intracoronárias, coroas totais em ouro e coroas metalocerâmicas. As cimentações eram feitas normalmente, *in vivo*, com pressão digital seguida de pressão exercida pelo paciente ao ocluir sobre a peça cimentada, até que se completasse a polimerização do elastômero. Completada a polimerização, as peças eram removidas, com a película de elastômero aderida a elas. Em seguida, a camada de elastômero era totalmente recoberta com resina acrílica sendo alguns minutos depois retiradas da parte interna da restauração, sendo então o restante do elastômero recoberto com resina, que passava a incrustar a linha de cimento. Na seqüência, cortavam longitudinalmente o conjunto resina-elastômero no sentido vestibulo-lingual e levavam ao microscópio para a mensuração da linha de cimentação em diversos pontos situados nas margens cervicais, paredes axiais e oclusal, constatando a obtenção de uma camada de cimento uniforme, de 80 μm em média, para coroas metalocerâmicas, não tendo encontrado diferenças significantes, sem ocorrer também interferência na adaptação das peças.

Eames et al. (1978) realizaram um estudo para verificar o quanto fatores como convergência das paredes do preparo, diferentes tipos de cimentos, efeitos da perfuração oclusal das peças para escape do cimento, alívio interno das fundições com a utilização de água-régia e a utilização de espaçadores antes do enceramento melhorariam o assentamento das fundições. Executaram 185 preparos para coroa total e 40 para restaurações

intracoronárias, todas em dentes extraídos, tendo os preparos para coroa total convergências de 10° e 20° . Para a cimentação, utilizaram fosfato de zinco, policarboxilato de zinco, silicofosfato de zinco e um cimento resinoso. Antes do enceramento foi aplicado espaçador de troquel; após a fundição, as peças foram tratadas com água-régia e foram feitos orifícios na oclusal para escape do cimento. Feita a cimentação, os corpos de prova foram levados a uma máquina que aplicava uma força uniforme de cimentação. Concluída a cimentação, as amostras foram seccionadas no sentido vestibulo-lingual, para verificação do assentamento. O melhor resultado de assentamento que obtiveram foi em preparos com convergência 20° , o melhor agente cimentante foi o cimento de fosfato de zinco, nas peças aliviadas com espaçador.

Strating; Pameijer; Gildenhuis (1981) realizaram uma pesquisa para estudar a configuração da margem cervical da coroa e o tipo de metal na adaptação marginal e estética de coroas metalocerâmicas. Utilizaram um incisivo central superior de acrílico, que foi preparado com término em chanfro, servindo como modelo padrão. Deste modelo, fizeram sessenta moldagens com elastômero, obtendo modelos em resina epóxica, confeccionando a seguir, três tipos diferentes de *copings*: 30 com colar cervical metálico de 0,5 mm de largura; 15 sem colar metálico e 15 sem colar metálico na face vestibular, os quais foram fundidos com três tipos de ligas: liga áurica, liga semi-preciosa e liga alternativa, tendo todos os *copings* recebido aplicação de cerâmica. As amostras foram seccionadas sagitalmente, com as espessuras de cimento analisadas em microscópio óptico, onde os autores observaram que independente do tipo de liga utilizada, não houve diferença estatisticamente significativa, estando todas as coroas dentro dos padrões de adaptação aceitáveis clinicamente.

Para verificar o assentamento de peças fundidas ao preparo. Van Nortwick e Gettleman (1981), testaram três variáveis que poderiam melhorá-lo: alívio interno com a

utilização de espaçadores, vibração durante a cimentação e confecção de um orifício para o escape do cimento. Confeccionaram 8 grupos de amostras, onde puderam fazer todas as combinações possíveis dos fatores citados, como por exemplo um grupo onde era feito alívio interno, um orifício para escape, e vibração de cimentação; assim como um grupo onde nenhum dos três era feito, onde somente um era feito, um onde dois eram feitos, esgotando assim todas as possibilidades de cruzamento. Em cada grupo eram efetuadas leituras em microscopia óptica antes e depois da cimentação. Concluíram que a vibração durante a cimentação não produzia qualquer efeito, nem isoladamente nem em combinação com as outras variáveis; que a produção de um orifício de escape e o alívio interno isoladamente produziam um bom assentamento e que a combinação entre o orifício de escape e a produção do alívio interno formavam a combinação que resultava no melhor assentamento.

Campagni; Preston; Reisbrick (1982) citaram algumas técnicas para melhorar o assentamento de restaurações fundidas, dentre eles a confecção de *vents*, alívio interno da fundição por meio de desgaste, alívio da cera, tratamento com água régia, eletrocorrosão e uso de espaçadores de troquel, método que consideravam o mais eficaz, sendo feito a uma média de 0,5 a 1,0 mm das margens.

Dedmon (1982), reuniu 6 profissionais experimentados para avaliar o tamanho máximo de fendas marginais em sítios não visíveis clinicamente, com a utilização de sonda exploradora. Utilizou um dispositivo torneado, de forma retangular, cujo maior lado tinha 75 mm. Nos dois lados maiores do retângulo, foram simulados biséis regulares e uniformes de 60°. Sobre este dispositivo retangular foram colocadas duas barras de igual medida, que deslizavam entre si, simulando o encaixe de uma coroa fendida ao meio; uma barra, de um lado, representava uma coroa ultrapassando o término do “preparo”, enquanto que do outro lado, a outra barra simulava uma borda de coroa que não recobria todo o

término do “preparo”. Os profissionais avaliavam as adaptações com os olhos fechados, sempre com o mesmo explorador, tendo ocorrido grande discrepância nas medidas encontradas por cada um deles, entre 40 e 235 μ m. O autor concluiu que quando margens não visíveis eram avaliadas com um explorador, os examinadores observavam mais o tamanho das áreas discrepantes das restaurações, em detrimento da fenda real existente, tolerando discrepâncias maiores.

Assif et al (1985) testaram três tipos de exames para determinar a adaptação marginal de restaurações: sonda exploradora, radiografias e material de moldagem, avaliando cinquenta e um pacientes com coroas totais de ouro com término cervical supragengival, comparando qual dos três métodos era o mais eficiente. Para o terceiro método foram realizadas moldagens com material denso e leve, sendo que após sua retirada o molde era analisado quanto à penetração deste material nas áreas desadaptadas. Os autores concluíram que a última técnica se mostrou mais confiável na verificação da adaptação de restaurações.

Dedmon (1985) realizou nova pesquisa para avaliar as diferenças de avaliação de discrepância, tendo os examinadores, desta vez, feito as observações com o uso de sonda exploradora, com os olhos abertos, porém as barras retangulares que simulavam as adaptações –que nesta oportunidade passavam a simular um preparo com ombro puro, sem bisel- foram colocadas dentro de um estojo metálico com abertura em dois pontos, simulando uma região que impedia fisicamente uma leitura direta. Os mesmos seis examinadores acabaram por encontrar discrepâncias oscilando entre 5 μ m e 75 μ m . O autor concluiu que quando diferentes profissionais experimentados examinam discrepâncias aceitáveis de margens não visíveis clinicamente, com a utilização de explorador, são observadas grandes diferenças de medidas, indiferentemente do grau de dificuldade de visualização, e que coroas

que não se adaptam adequadamente, por falta de material, são mais toleradas do que os casos em que ocorre um excesso de material.

Schwartz (1986) em uma revisão de literatura acerca de métodos para melhorar o assentamento e a adaptação marginal de fundições, utilizou algumas técnicas: a) um enceramento ligeiramente além do término do preparo, o que facilitaria o acabamento após a fundição; b) um alívio interno da fundição de formas diversas, sendo: jateamento de areia, desgaste da superfície interna com brocas, utilização de água-régia e eletrocorrosão; c) remoção de cera da superfície interna do padrão; d) perfuração oclusal para o escape do excedente de cimento; e) dispositivos para aplicar e manter uma força constante de cimentação; f) vibração durante a cimentação, g) alívio interno dos padrões de cera, por intermédio da aplicação de espaçadores de troquel antes do enceramento, tendo sido este último item, segundo o autor o que oferecia os melhores resultados. O autor ressaltou também que uma inclinação da parede axial abaixo de 10° restringia o escoamento do agente cimentante.

Marker et al. (1987), desenvolveram uma pesquisa para simular situações clínicas onde vários fatores que interferiam na retenção e adaptação marginal de fundições em ouro foram avaliadas. Treze pares de fundições foram feitas por diferentes pesquisadores que utilizaram um tipo de preparo padronizado, mas utilizando materiais e técnicas de sua própria escolha. Uma unidade de cada par de fundições era feita com espaçador, e a outra, sem espaçador de troquel. Depois de concluídas as fundições, puderam observar uma diferença significativa na retenção após a cimentação em virtude da variação de técnica de cada pesquisador, com os valores de retenção oscilando entre 29 e 129 lbs. Concluíram também que o assentamento e a retenção das fundições apresentaram melhores resultados no grupo onde foi aplicado um espaçador.

Pilo et al. (1988), em uma revisão da literatura acerca dos métodos para se melhorar o assentamento de coroas cimentadas, teceram comentários a respeito de alívios no interior das fundições, afirmando que poderiam ser feitos por desgaste no interior da fundição, alívio interno do padrão de cera, condicionamento com água régia, eletrocorrosão e a utilização de espaçadores de troquel antes do enceramento até um ponto a 0,5 a 1,0 mm da margem do preparo.

Holmes et al. (1989), afirmaram que a terminologia e as técnicas existentes para a mensuração da adaptação marginal variavam consideravelmente na literatura, havendo, entretanto, vários pontos entre um dente e uma restauração onde as medidas poderiam ser obtidas. Os autores então relacionaram as discrepâncias a partir de pontos geometricamente ligados entre si, onde se destacavam a fenda interna, representada por uma reta ligando a parede interna da fundição à parede do preparo; a fenda marginal, representada por uma reta ligando a borda da fundição à parede interna do preparo; margens além do preparo; margens aquém do preparo e a discrepância marginal absoluta, representada pela reta entre a borda da fundição e o ângulo cavo-superficial do preparo.

Para avaliar a adaptação marginal de restaurações fundidas, Lofstrom e Barakat (1989) realizaram moldagens de coroas que, clinicamente, ao exame com sonda exploradora, se encontravam bem adaptadas, moldando-as com polivinilsiloxano, com os modelos resultantes recebendo um banho de cobre por eletrólise, para posterior observação em microscópio eletrônico, obtendo uma média de discrepância marginal em torno de 7 μm a 65 μm .

Setz; Diehl; Weber (1989) avaliaram a adaptação de coroas galvanocerâmicas após a cimentação. Cinco dentes humanos extraídos foram preparados com término em ombro de 1mm e moldados para obtenção de modelos padrão em gesso tipo IV.

Estes modelos foram duplicados com silicone de duplicação para confecção dos *copings* eletroformados, que foram, depois de fabricados, assentados no modelo padrão para a aplicação de porcelana (*Vita Zahnfabrik*) e cimentados nos respectivos dentes. A margem foi analisada de duas formas: por um teste circunferencial e em corte. No teste circunferencial foi utilizada fotomicrografia com 33 vezes de magnificação ao redor de toda margem da coroa, obtendo-se 1057 medidas que revelaram uma média de 18 μm de fenda. No teste em corte, os dentes foram incluídos em resina e seccionados longitudinalmente em duas metades, analisadas em fotomicrografia com 125 vezes de aumento, obtendo-se uma média de 19 μm de fenda.

Stephano et al (1989) estudaram a adaptação cervical de coroas metálicas, utilizando um troquel padrão metálico de níquel-cromo obtido por meio de uma moldagem de um dente humano extraído e preparado para coroa total com término cervical em ombro. A partir desta moldagem, obtiveram uma réplica do preparo em resina acrílica autopolimerizável, a qual foi incluída pela técnica da expansão térmica do revestimento. O troquel metálico obtido após fundição foi moldado com elastômero obtendo-se oito troquéis de gesso pedra melhorado. Cada um dos troquéis de gesso foi encerado oito vezes, quatro sem espaçador e quatro com espaçador *RBR*, a 0,5 mm da margem do preparo. Após inclusão, foi realizada a fundição das coroas utilizando-se liga de ouro, níquel-cromo e cobre-alumínio. A medição dos desajustes cervicais foi feita por meio de microscopia de mensuração linear com aproximação de 1 μm . A leitura foi feita em dois locais previamente demarcados no troquel (vestibular e lingual), com três leituras para cada ponto. Os autores concluíram que os valores obtidos de desadaptação marginal para as coroas sem espaçador foram muito superiores ao que é aceitável clinicamente, enquanto que as coroas fundidas com espaçadores

apresentavam diminuição do desajuste, mas somente as coroas de ouro estavam dentro dos valores aceitáveis clinicamente.

Sorensen (1990) listou as vantagens e desvantagens da avaliação marginal feita em corte ou somente no entorno marginal de coroas, afirmando que a avaliação em corte, em comparação com a avaliação apenas na região cervical, embora requeira a inclusão em resina e o corte das amostras e impeça a avaliação da adaptação marginal nos diversos estágios de fabricação (como por exemplo antes e depois da aplicação da cerâmica), resulta em mensurações mais precisas, tornando mais fácil a detecção de sobrecontornos. Fez um preparo de prótese com ombro de 90 graus em um dente de acrílico, produzindo 10 troquéis metalizados. Em seguida, os dez troquéis foram moldados para a confecção de coroas que depois de prontas foram cimentadas nesses troquéis. As coroas foram incluídas em resina e seccionadas, tendo sido em seguida analisadas quanto à discrepância vertical e horizontal em estereomicroscópio, por três observadores. Para sete coroas observadas encontrou uma média de discrepância marginal horizontal de 10 μm e de 9 μm para discrepância vertical.

Dixon; Breeding; Lilly (1992) estudaram a quantidade de espaçamento necessária a ser feita antes do enceramento, para reduzir discrepâncias de assentamento de coroas fundidas cimentadas sobre pilares transmucosos conectados a implantes e para determinar também o quanto este espaçamento poderia reduzir a força de cimentação. Sobre 12 pilares para cimentação pré-fabricados, foram feitas fundições com liga nobre, com espaçamentos feitos com lâmina de platina, nas espessuras de 0,000 pol, 0,001 pol, 0,002 pol, 0,003 pol. As fundições foram então cimentadas sobre os pilares com três tipos diferentes de cimentos definitivos: cimento de fosfato de zinco e duas marcas comerciais de cimentos resinosos. As discrepâncias de assentamento foram avaliadas para cada cimento utilizado em cada pilar, sendo as fundições removidas dos pilares com auxílio de uma máquina que exercia

uma força de 500 kg a uma velocidade de 0,5 cm/min. Os resultados obtidos demonstraram que o uso de espaçadores promoveu uma diminuição das discrepâncias de assentamento e um aumento da retenção promovida pelos agentes cimentantes, sendo que os cimentos resinosos demonstraram uma força de retenção maior que o fosfato de zinco.

Huls e Rinke (1995) estudaram a fidelidade marginal de coroas totais em incisivos produzidas por seis diferentes materiais e técnicas de fabricação: a) liga de ouro livre de paládio, b) eletrodeposição, c) *IPS Empress*, d) *InCeram*, e) liga de cobalto-cromo e f) titânio puro. Foi utilizado um modelo de aço inoxidável com término cervical em ombro de 1 mm de largura e paredes axiais com altura de 2 mm, o qual foi moldado setenta e duas vezes com os moldes vazados em gesso do tipo IV. Para cada grupo, doze coroas de mesma dimensão foram fabricadas seguindo as instruções dos fabricantes. A adaptação marginal foi observada com auxílio de um sistema de imagem vídeo computadorizado com 180 vezes de aumento, com as coroas fixadas sobre o modelo de aço inoxidável sob pressão constante de 30 N. No total, 3888 medidas foram feitas, obtendo-se as seguintes médias de discrepância vertical: A: 26 μm , B: 26 μm , C: 45 μm , D: 38 μm , E: 46 μm , F: 52 μm . A análise estatística não mostrou diferença entre os grupos A e B, sendo diferentes nos demais grupos.

Holmes et al. (1996) compararam a adaptação de coroas totais feitas pela técnica de eletrodeposição e cera perdida. Foram utilizados dez dentes preparados para coroa total com término em chanfro largo, separados em dois grupos de cinco cada um. No primeiro grupo foram confeccionados *copings* de 0,3 mm de espessura pela técnica da cera perdida e aplicada porcelana em toda a superfície, deixando um colar em metal de 0,5 mm na vestibular e 2mm na lingual. No segundo grupo foram fabricados *copings* utilizando o sistema *Gramm* conforme recomendação do fabricante. A espessura dos *copings* foi de 0,2 mm e após seu preparo com o agente adesivo, os mesmos receberam aplicação de porcelana. Todas as coroas

fôram limpas em ultra-som e provadas em seus respectivos dentes antes de serem cimentadas com cimento resinoso. Numa primeira análise visual, três examinadores julgaram ser excelente a adaptação em ambos os grupos. Para a análise fotográfica, os espécimes foram incluídos em resina e seccionados em duas partes. A leitura foi feita na área central da superfície lingual e vestibular com microscópio óptico de 250 vezes de aumento. A discrepância encontrada foi de $64 \mu\text{m}$ ($\pm 32,7$) para a técnica da cera perdida, e $36 \mu\text{m}$ ($\pm 24,1$) para a técnica de eletrodeposição.

Kan (1999), em uma revisão de literatura onde abordava os métodos de avaliação da discrepância pilar –prótese, sendo os métodos de avaliação da adaptação das estruturas metálicas a observação sob pressão digital, a visão direta, a sensação tátil pela utilização de explorador e o exame radiográfico, afirmou que vários fatores interferem na adaptação das estruturas da próteses aos pilares protéticos dos implantes. Que grandes discrepâncias, como por exemplo, da ordem de $500\mu\text{m}$, podem ser eliminadas com o ajuste do parafuso, no caso das próteses aparafusadas. Completou dizendo não existir um valor preciso de desadaptação entre a estrutura da prótese e o pilar protético, tendo, todavia, citado uma média descrita na literatura entre 10 e $150 \mu\text{m}$.

Keith et al. (1999), afirmando que as próteses aparafusadas apresentavam uma melhor adaptação marginal e discutindo as vantagens e desvantagens dos dois sistemas, realizaram um estudo, *in vitro* para quantificar a discrepância marginal existente entre próteses sobre implantes cimentadas e aparafusadas, executando dez próteses cimentadas e dez próteses aparafusadas. Encontraram uma média de fenda em torno de $8,5\mu\text{m} \pm 5,7 \mu\text{m}$ para as próteses aparafusadas e uma média de $54,4\mu\text{m} \pm 18,1 \mu\text{m}$ para as próteses cimentadas, antes da cimentação. Após a cimentação, encontraram uma média de $57,4\mu\text{m} \pm 20,2 \mu\text{m}$ após a cimentação com cimento de ionômero de vidro e uma média de $67,4 \mu\text{m} \pm 15,9 \mu\text{m}$ após a

cimentação com cimento de fosfato de zinco. Os autores afirmaram que como normalmente os *copings* de próteses cimentadas tinham uma terminação subgingival, haveria o risco da permanência de restos de cimento, caracterizando uma desvantagem das próteses cimentadas.

Bregler (2000) afirmou que do processo de eletrodeposição resulta um pequeno sobrecontorno do *coping* em relação à margens do preparo, em consequência da aplicação da laca de prata ligeiramente além das margens, sendo este excesso facilmente reconhecido, estando recomendada sua remoção até o ponto exato de adaptação com a utilização de pontas abrasivas de borracha para acabamento, ressaltando que se o troquel estiver com as margens bem definidas, o *coping* eletrodepositado pode ser adaptado com sucesso.

Guichet et al. (2000) realizaram uma pesquisa onde compararam a adaptação de próteses sobre implantes cimentadas e aparafusadas, em relação aos pilares intermediários, em reabilitações parciais, tendo concluído que, para próteses aparafusadas, o tamanho da fenda marginal era bem maior antes do aparafusamento; no caso das próteses cimentadas, encontraram valores de fenda marginal muito próximos antes e depois da cimentação (45 μ m e 49 μ m respectivamente). Acrescentaram que, no caso das próteses cimentadas, havia uma melhor distribuição de tensões, em comparação com as aparafusadas.

Pettenò et al. (2000) fizeram um estudo para comparar a adaptação marginal de coroas metalo-cerâmicas feitas com três subestruturas de metal diferentes. Confeccionaram 75 modelos de gesso após moldagem de um preparo feito em aço inoxidável, que foram divididos em três grupos de 25 modelos. Um *coping* metálico foi preparado em cada modelo, usando-se uma técnica diferente para cada grupo, sendo: uma liga alternativa, eletrodeposição e ligas de alto teor de ouro fundidas. Aplicações de cerâmica foram feitas em todos os grupos, seguindo-se o mesmo protocolo e simulando o contorno de um incisivo

central . Todas as amostras foram avaliadas em um estereomicroscópio sob um aumento de 200 vezes . A fenda marginal foi medida em 8 pontos diferentes em cada amostra, antes e depois da aplicação de cerâmica e também no preparo de aço inoxidável. Realizaram um total de 3600 medidas. Observaram uma diferença significativa na média de fenda marginal antes e depois da aplicação de cerâmica. As amostras feitas por eletrodeposição (fenda média de $32\mu\text{m}$) e as ligas com alto teor de ouro (média de $31\mu\text{m}$) apresentaram melhor adaptação após a aplicação de cerâmica em comparação com as ligas básicas (média de $68\mu\text{m}$). A conclusão a que chegaram é que as fendas marginais são influenciadas pela aplicação de cerâmica, e pela liga utilizada na subestrutura. Finalizaram considerando que os valores obtidos estavam dentro dos limites aceitáveis clinicamente, de $70\mu\text{m}$.

Stoll; Makris; Stachiniss (2001) avaliaram a adaptação de coroas parciais após a cimentação, comparando titânio puro e liga de ouro em quarenta molares preparados e divididos aleatoriamente em quatro grupos, cada um com dez espécimes. Dois grupos foram restaurados com liga preciosa de ouro e os outros dois com titânio puro. Todos os grupos foram cimentados com fosfato de zinco, sendo que um grupo de cada metal recebeu, adicionalmente, a brunidura da margem com instrumento manual durante o ato da cimentação. Foi utilizada análise quantitativa da adaptação marginal por meio de um microscópio eletrônico com aumento de 100 vezes , dividindo a margem da coroa em cinco lados, utilizando imagens contínuas de sua circunferência. Em cada lado, a discrepância vertical foi avaliada medindo-se a distância entre a margem da coroa e a margem do preparo, obtendo-se aproximadamente quarenta medidas por dente. As regiões analisadas foram divididas da seguinte forma: A: discrepância cervical (dc) menor que $50\mu\text{m}$; B: dc de $50-100\mu\text{m}$; C: dc maior que $100\mu\text{m}$; D: margem com sobre-extensão e E: sem avaliação. Os autores não encontraram diferença estatisticamente significativa entre os tipos de cimentação.

No entanto, os grupos com liga de ouro apresentaram melhores resultados quanto à adaptação marginal, quando comparados aos grupos de titânio.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1. CONSIDERAÇÕES GERAIS

O objetivo da realização desta pesquisa foi verificar a adaptação marginal e o assentamento de *copings* sobre um pilar transmucoso personalizado, avaliados sob a perspectiva de um corte longitudinal, antes da cimentação, fabricados com três tipos de materiais: ouro puro eletrodepositado, uma liga áurica e uma liga alternativa.

Para a realização deste experimento foi utilizado um modelo obtido na prática clínica para a confecção de uma prótese unitária, planejada para ser cimentada sobre um pilar transmucoso personalizado, feito a partir de um padrão do tipo *UCLA*. Finalizado o caso, com a prótese já instalada, passamos então a utilizar o modelo para fazer novo pilar personalizado, simulando um preparo para prótese unitária, com um chanfro, para o qual foram fabricados 15 *copings*, divididos em três grupos: a) *GRUPO GES*: cinco *copings* depositados eletroliticamente em ouro puro ; b) *GRUPO OURO* cinco *copings* fundidos em uma liga de ouro do tipo IV (ouro- paládio-gálio-índio-rubídio) e c) *GRUPO TILITE* cinco *copings* fundidos em uma liga alternativa (níquel-cromo-molibdênio-titânio).

Considerando-se que quando se faz um pilar transmucoso personalizado, a partir de um padrão *UCLA* para prótese cimentada, o enceramento do *coping* é feito sobre o próprio pilar, e que para a eletrodeposição este pilar é duplicado, entendemos que um único pilar seria necessário para o desenvolvimento deste estudo, até para que pudéssemos identificar as diferenças de adaptação marginal e de assentamento entre *copings* feitos com diferentes tipos de materiais, avaliados em relação a um mesmo pilar.

Para que pudéssemos avaliar o assentamento e a adaptação marginal destes *copings* sobre o pilar personalizado, teria sido necessário efetuar o corte longitudinal destas estruturas. Receávamos que o processo de corte pudesse vir a provocar danos às

estruturas recortadas, acarretando falsos resultados. Optamos, desta forma, pela confecção dos corpos de prova já em metades, a partir de um pilar transmucoso personalizado, que foi feito por inteiro e, em seguida, seccionado.

4.2 MATERIAL

4.2.1 Material para obtenção do molde, modelo e enceramento do pilar personalizado

- Resina acrílica de polimerização rápida, incolor, para confecção de moldeira para transferência do implante (*Clássico* – São Paulo).
- Transferente de implante com parafuso para sua fixação ao implante (*Conexão* – São Paulo)
- Silicona de condensação, nas apresentações leve e pesada (*Speedex* – *Coltène* – Suíça)
- Pasta ativadora para a silicona de condensação (*Speedex* – *Coltène* – Suíça)
- Alginato para moldagem de arco antagonista (*Ortoprint* – EUA)
- Placa de cera número 7 para registro de mordida (*Wilson* – São Paulo)
- Gesso-pedra do tipo IV (*Kerr*- EUA)
- Gesso-pedra para vazamento de modelo antagonista (*Herodent* – São Paulo)
- Resina acrílica resiliente para a confecção de gengiva artificial (*Zhermack* - Alemanha)
- Análogo de implante de plataforma 3,75 mm (*Neodent* – Curitiba)
- Parafuso de titânio para fixação do pilar ao implante (*Neodent* – Curitiba)
- Chave de fenda sextavada, para fixação do parafuso (*Nobel Biocare* – EUA).

- Padrão *UCLA* plástico (*Neodent* – Curitiba)
- Liga de níquel-cromo-molibdênio-titânio para fundição (*Tilite - Taladium* –EUA)
- Cera para fundição (*All Dente* – Alemanha)

4.2.2 Material para duplicação do pilar transmucoso para a deposição eletrolítica

- Gesso tipo IV (*Kerr* – EUA)
- Silicone para duplicação de troquel, fluido (*Stern Tek - Sterngold-Implamed* – EUA)
- Máquina dosadora de silicone para duplicação (*Degussa* – Alemanha)
- Ponta dosadora para vazamento do silicone no interior do anel de duplicação (*GC* – EUA)
- Recipiente para a duplicação de troquéis (anel de duplicação: invólucro de filme fotográfico).
- Massa de modelar para apoio do anel de duplicação durante a colocação da silicona.
- Câmara de pressão para a reação de presa do gesso e vulcanização do silicone evitando a formação de bolhas (*Bego* – Alemanha)
- Disco diamantado para desgaste do gesso (*Kommet* – Suíça)
- Broca esférica lisa de aço, número 8, para peça de mão, para realizar perfurações em gesso (*Kommet* – Suíça)

4.2.3 Material para a deposição eletrolítica de ouro

- Aparelho para eletrodeposição – *Gammat 21 m* (*Gramm Technick* – Alemanha)
- Laca de prata, condutora (*Gramm Technick* – Alemanha)
- Pincel para aplicação da laca de prata (*Gramm Technick* – Alemanha)
- Fios de cobre, para imersão dos troquéis duplicados no banho eletrolítico (*Gramm Technick* – Alemanha)

- Adesivo de cianoacrilato para colagem dos fios de cobre nos duplicados (*Brascolok* – São Paulo)
- Solução para eletrodeposição *Ecolyt 15%* - 1litro, contendo 15 g de ouro 24 k- (*Gramm Technick* – Alemanha)
- Solução ativadora para eletrodeposição (*SG 100* – *Gramm Technick* – Alemanha)
- Solvente para gesso (*GO – 2011* - *Renfert* – Alemanha)
- Ácido clorídrico para dissolução da prata do interior das deposições (*Gramm Technick* – Alemanha)
- Lavadora ultrassônica para limpeza das deposições (*Whaledent* – USA)
- Espaçador para troquel – (*Gramm Technick* - Alemanha).

4.2.4 Material para fundição do pilar transmucoso personalizado e dos copings

- Cera para fundição (*All Dente* – Alemanha)
- Aparelho para fundição de cera (*Renfert* – Alemanha)
- Espaçador para troquel (*Gramm Technick* – Alemanha)
- Lâmina de bisturi número 15 para remoção dos excessos de cera (*BD* – China)
- Cera para canal de alimentação (*Sprue Kota* – São Paulo)
- Base formadora de cadinho (*Manfredi* – Itália)
- Tira de amianto
- Anel de fundição (*Manfredi* – Itália)
- Aparelho para fundição, com liquefação elétrica do metal (*Manfredi* – Itália)
- Revestimento para fundição (*Polidental* – São Paulo)
- Líquido para revestimento fosfatado para alta fusão (*Polidental* – São Paulo)
- Óxido de alumínio para jateamento, com grânulos de 50, 60 e 80 micras. (*Elfusa*).

- Pistola para jateamento de óxido de alumínio, com reservatório de 2kg. (*Enfert* – Alemanha).
- Liga alternativa composta de níquel-cromo-titânio-molibdênio (*Tilite – Talladium* – EUA).
- Liga áurica do tipo IV composta de ouro, paládio, gálio, índio e rubídio para confecção do pilar personalizado e dos *copings* do grupo *OURO* (*Olympia – Jelenko* – EUA).
- Ácido amido-sulfônico para decapagem (*Neacid – Degussa Dental* – Alemanha)
- Máquina espatuladora de revestimento (*Jelenko* – EUA)
- Forno para volatilização do molde de cera (*Jelrus* – EUA)

4.3 MÉTODO

4.3.1 Moldagem do caso clínico

Para a obtenção do modelo para a fabricação dos *copings* utilizados nesta pesquisa, procedeu-se à moldagem de um implante na prática clínica, para a confecção de uma prótese unitária na região do primeiro pré-molar superior esquerdo, sendo o modelo após a instalação da prótese, aproveitado para o desenvolvimento deste estudo. Para fazer a moldagem, um transferente para moldeira aberta foi aparafusado no implante, e com a utilização de uma moldeira confeccionada em acrílico, que recebeu na área que recobria o transferente uma perfuração para a passagem de seu parafuso de fixação, foi feita a transferência. com a utilização, conjuntamente, das siliconas leve e pesada. Completada a vulcanização da silicona, o parafuso de fixação do transferente foi desatarraxado para a remoção do conjunto transferente-silicona-moldeira.

4.3.2 Confecção dos modelos de trabalho e antagonista

Retirada a moldeira que continha o conjunto silicona-transferente, um análogo de implante foi encaixado no hexágono do transferente. Em seguida, aplicou-se uma camada de resina acrílica resiliente, com aproximadamente 3 mm de espessura, ao redor do análogo, que funcionou como gengiva artificial. Concluída a polimerização dessa resina, sobre o conjunto silicona-análogo-resina resiliente, foi feito o vazamento do gesso do tipo IV. O vazamento do antagonista foi feito com gesso-pedra. A partir desse momento, o modelo foi utilizado para a fabricação da prótese. Após a instalação da prótese, o modelo pôde ser aproveitado para este estudo. O objetivo da utilização de um modelo utilizado na prática clínica foi conferir às amostras as dimensões reais de um caso clínico.

4.3.3 Confecção do pilar transmucoso personalizado

Um padrão *UCLA* de plástico, cilíndrico, com base sextavada, para encaixe (figura 1), foi aparafusado à plataforma do análogo do implante, no modelo e, em seguida, recortado para que ficasse adequado à oclusão. Sobre o padrão foi feito um enceramento simulando um preparo de prótese com um chanfro (figura 2), que em seu interior tinha um canal para a passagem do parafuso, criado pelo próprio padrão (figura 3). Na seqüência, este pilar recebeu a colocação do canal de alimentação, e foi posicionado no anel de fundição, onde o revestimento, após espatulação mecânica, foi despejado em seu interior. Ocorrida a presa do revestimento, o anel de fundição foi levado ao forno para a volatilização da cera a 816° C e, em seguida, levado à máquina de fundição por indução elétrica. A liga utilizada

foi ouro do Tipo IV, com temperatura de fusão de 1400° C. Completado o processo de fundição, obtivemos um pilar transmucoso personalizado de onde foi feito o recorte do canal de alimentação e polimento. A etapa seguinte foi seccionar este pilar personalizado obtido ao meio, com a utilização de um disco de *carborundum* de granulação extra-fina até aproximadamente 1,5 mm além do término da área do pilar referente ao preparo, segundo um plano axial vestibulo-lingual (figura 4), tendo permanecido o restante do pilar sem ser seccionado, para que esta metade de pilar pudesse ainda ser aparafusada ao modelo. Estando pronta e acabada, a metade do pilar foi aparafusada em um análogo de implante, para a execução das etapas seguintes.



FIGURA 1 - Padrão "UCLA" em plástico, parafuso de titânio e análogo de implante.

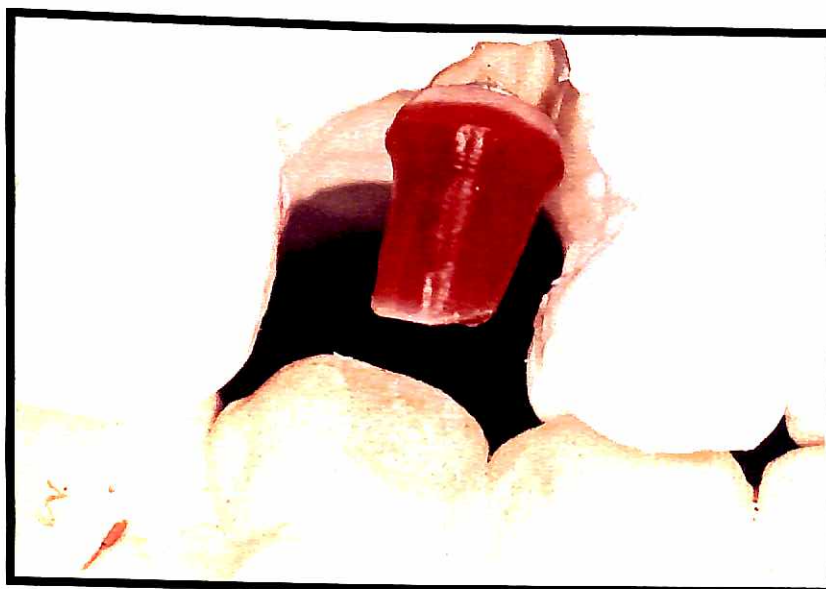


FIGURA 2 – Pilar transmucoso personalizado encerado sobre o padrão “UCLA” de plástico, aparafusado no análogo de implante, no modelo, sem gengiva artificial

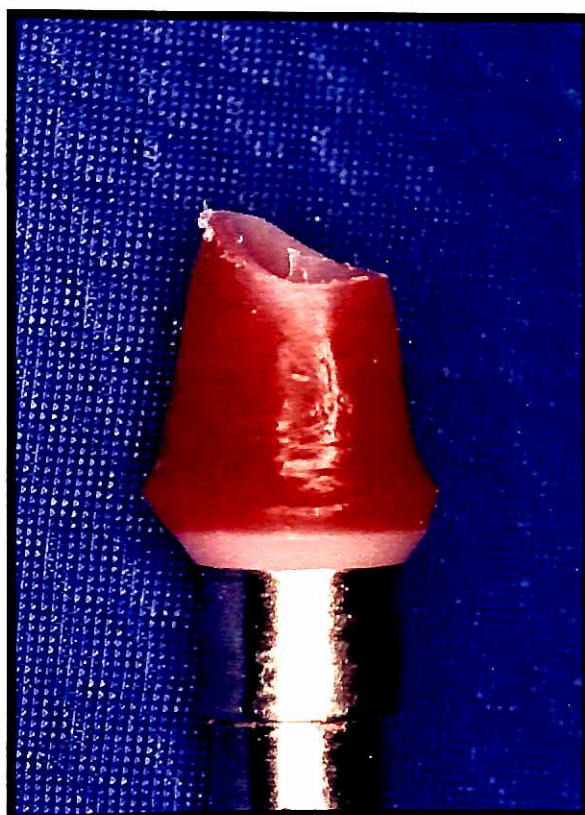


FIGURA 3 – Pilar transmucoso personalizado, em cera, aparafusado ao análogo de implante



FIGURA 4 - Pilar transmucoso personalizado, em corte no sentido vestibulo-lingual

4.3.4 Preparação do pilar transmucoso para produção dos *copings* eletrodepositados em ouro 24 quilates.

4.3.4.1 Duplicação do pilar transmucoso personalizado

Estando o pilar fundido e seccionado e com o canal do parafuso preenchido com cera, passava-se a fazer a produção dos duplicados para eletrodeposição. Sobre a metade onde seria assentado o *coping*, era aplicado um espaçador até 1,5 mm aquém do término do preparo. (figura 5). O pilar era então colocado em um recipiente para duplicação, semelhante a uma embalagem de filme fotográfico de 135 mm, em forma e tamanho. Cerca de metade deste recipiente foi preenchido com massa para modelar, na qual o pilar personalizado foi fixado. O recipiente contendo o munhão, era posicionado dentro de um outro recipiente maior, também com massa para modelar, ficando o conjunto sob uma ponta misturadora de silicona, fixada a uma máquina dosadora, que quando acionada,

impulsionava partes iguais de pasta base e catalisadora para o interior da ponta misturadora, recobrando o pilar com o produto (figura 6).

Depois de preenchido, este recipiente foi colocado na câmara de pressão (figura 7), com a finalidade de eliminar, durante o processo de polimerização, as bolhas que pudessem surgir durante o vazamento deste material no anel de duplicação. Polimerizada a silicona, o munhão foi retirado do seu interior e, no espaço deixado por ele foi vazado gesso do tipo IV, sendo o conjunto colocado novamente na câmara de pressão para que não ocorressem bolhas no gesso do duplicado, durante a reação de presa. O processo foi repetido mais quatro vezes, para que se pudesse fazer as cinco amostras.



FIGURA 5 – Pilar transverso personalizado, após a aplicação do espaçador

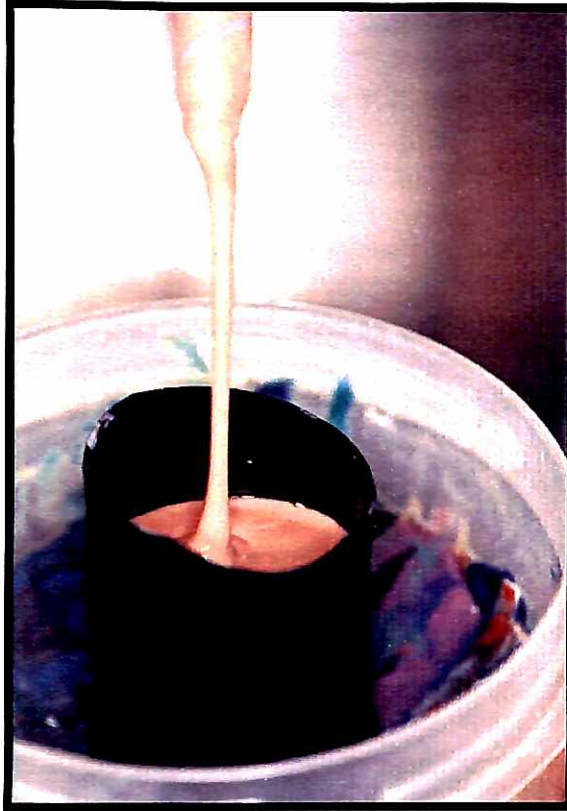


FIGURA 6 - Preenchimento do recipiente de duplicação com silicona



FIGURA 7 - Câmara pressurizadora para dissolução de bolhas

4.3.4.2 Preparação dos duplicados para a deposição eletrolítica

As reproduções tiveram sua base recortada com um disco diamantado, aplicado a aproximadamente 5 mm além do término do “preparo”, tornando-se uma espécie de pedestal, em cuja base foi feita uma perfuração com broca esférica lisa, de aço, número 8, para peça de mão, onde um fio de cobre medindo aproximadamente 15 cm foi colado com um adesivo de cianoacrilato. O próximo passo foi a aplicação de uma camada de laca de prata, condutora, em toda a metade da área coronária do preparo, com um ligeiro extravasamento além do contorno desejado e estendendo-se até o fio de cobre, sobre uma “ponte” de cera, fechando a corrente elétrica entre o cobre e o duplicado e a prata (figura 8).



FIGURA 8 – Fio de cobre colado ao duplicado com a laca de prata aplicada



FIGURA 9 – Conjunto do catodo com fios de cobre e duplicados fixados

4.3.4.3 Produção das eletrodeposições

A solução de ouro foi colocada em um frasco específico, no interior do aparelho, acrescido de um ativador necessário para o processo de eletrodeposição. A quantidade de ativador foi dispensada de acordo com uma tabela fornecida pelo fabricante, sendo proporcional à concentração da solução de ouro. No interior do frasco foi colocada uma placa metálica perfurada (catodo) interligada aos terminais elétricos e, nesses terminais foram fixados os fios de cobre com a parte coronária do troquel de gesso voltada para a placa metálica, permitindo a deposição do ouro durante a formação da corrente galvânica (figura 9). Esse conjunto foi levado ao aparelho de eletrodeposição, que já estava ligado por meia hora,

com a solução em agitação, atingindo a temperatura adequada de 65° C, para o início do processo, que se prolongou por oito horas (Figuras 10 e 11). O catodo tinha a capacidade de produção de cinco *copings* por ciclo. Ao final do ciclo, o conjunto do catodo foi removido do interior do frasco, sendo os fios de cobre desconectados da placa do catodo, e os *copings* foram analisados para a verificação da eficiência do processo. Na ocorrência de falhas em um *coping*, haveria a necessidade de repetir o processo, o que não ocorreu (Figura 12). Concluída a deposição eletrolítica, os fios de cobre foram separados dos duplicados e o gesso cortado rente à abertura dos *copings* que, em seguida, foram colocados em um pequeno recipiente contendo uma solução para dissolução do gesso. Esse recipiente foi mantido em um banho ultrassônico, durante 3 horas. Dissolvido o gesso, os *copings* foram mergulhados em ácido clorídrico, para a remoção da prata. Removida esta, foi dado um acabamento para eliminação dos excessos das bordas dos *copings*, resultantes daquele pequeno excesso de laca de prata aplicado, com a utilização de discos de borracha verde. Concluído o processo, os *copings* se encontravam prontos para a leitura em estereomicroscópio.

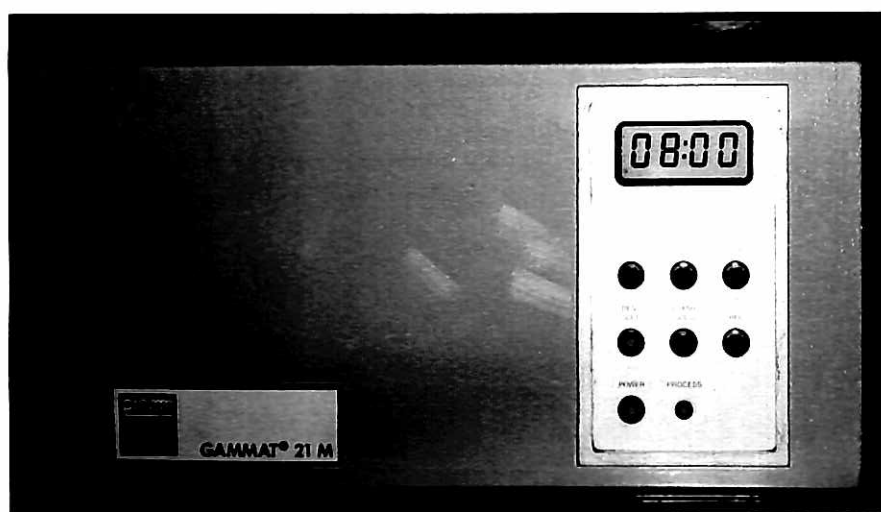


FIGURA 10 – Máquina de eletrodeposição *Gammat 21M* com relógio já programado para o banho eletrolítico de 8 horas



FIGURA 11 – Conjunto do catodo, já ligado ao terminal elétrico sendo imerso no banho eletrolítico com solução em agitação a 65° C

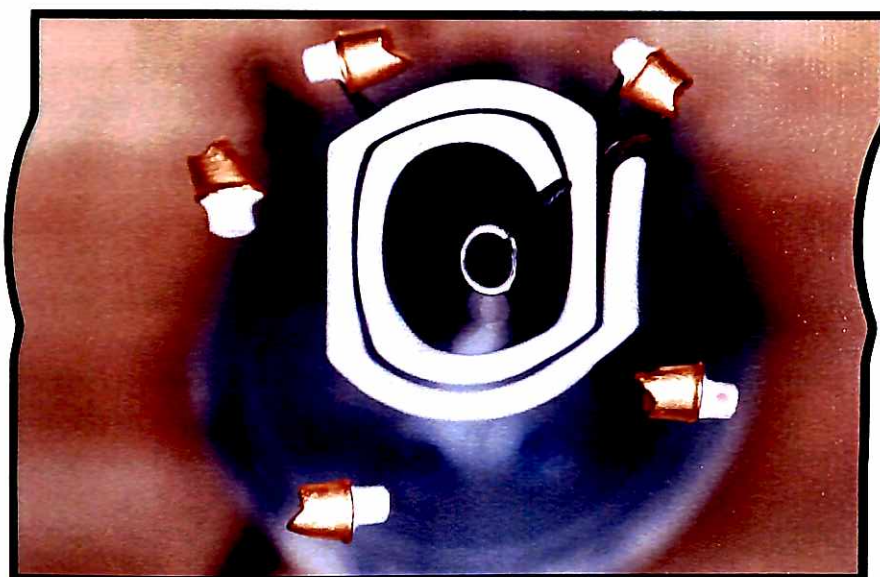


FIGURA 12 – Retirada do conjunto do catodo do banho eletrolítico após 8 horas

4.3.5 Confeção das fundições

Antes do enceramento, foi aplicado um espaçador sobre o pilar personalizado (figura 5). O enceramento foi feito mergulhando-se o pilar personalizado em um aparelho que promovia a fusão da cera (figura 13), com um ligeiro extravasamento para além das margens da área do pilar equivalente ao “preparo”. Quando retirada do aparelho, esta sofria um rápido resfriamento sendo feita, em seguida, a remoção dos excessos e delimitação da metade de um *coping*, com a utilização de um Le cron (figuras 14, 15 e 16). Dessa maneira foi feito o enceramento de um grupo de 5 *copings*, para cada tipo de liga utilizada. Estes enceramentos receberam um canal de alimentação também em cera, sendo incluídos em seguida, no anel de fundição (figura 17). Para cada liga fundida foi feito um anel de fundição, cada um deles contendo 5 metades de *copings* em cera.

No interior de cada anel de fundição foi vazado o revestimento, depois de espatulado mecanicamente. Para a liga áurica, o anel com o revestimento foi levado ao forno a 816° C por 30 minutos, para volatilização da cera e obtenção do molde. Volatilizada a cera, o anel de fundição foi levado à máquina de fundição por indução elétrica, onde a liga áurica foi fundida a 1400° C, conforme orientação do fabricante e, na seqüência, centrifugada (Figura 18). Para a liga à base de níquel-cromo-titânio-molibdênio (*Tilite*), a cera foi volatilizada a 900° C, por 30 minutos e fundida na mesma máquina de indução elétrica a 1327° C. As temperaturas descritas correspondiam às orientações dos fabricantes. Após o resfriamento do metal, os *copings* foram removidos, tiveram seus canais de alimentação recortados, sendo em seguida assentados no pilar personalizado, para obtenção da adaptação visual. Os *copings* fundidos com a liga áurica, sofreram decapagem em ácido amido-sulfônico por 5 minutos, lavagem e jateamento com óxido de alumínio com grânulos de 50 a

60 micras. Os *copings* de *Tilite*, quando não atingiam um correto assentamento, eram usinados com pontas de óxido de alumínio, de acordo com recomendação do fabricante, apenas nos pontos marcados com lápis de cera, recebendo sempre em seguida jateamento com óxido de alumínio com grânulos de 80 micras.



FIGURA 13 – Imersão do pilar personalizado no aparelho para fundir cera



FIGURA 14 – Escultura do *coping* em cera



FIGURA 15 - Metade vestibulo-lingual de *coping* encerado assentado sobre o pilar personalizado

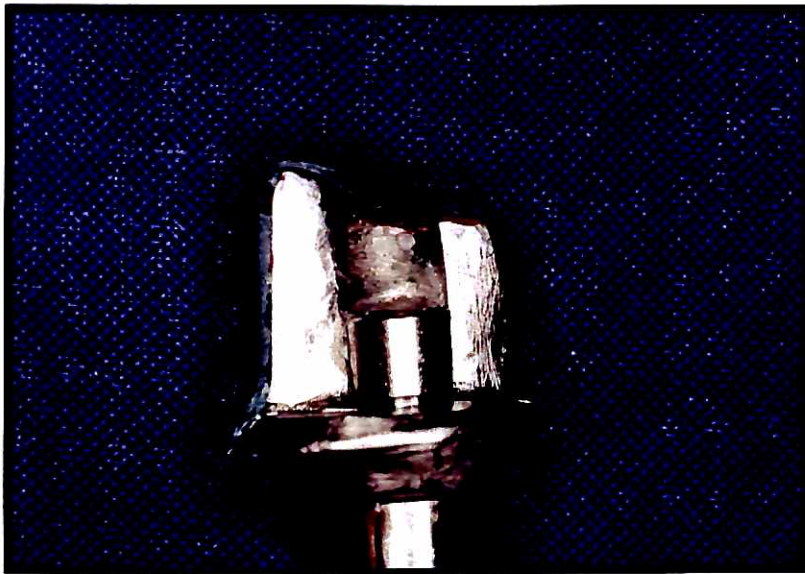


FIGURA 16 – Pilar personalizado em corte no sentido vestibulo-lingual com metade de um *coping* em cera, posicionado

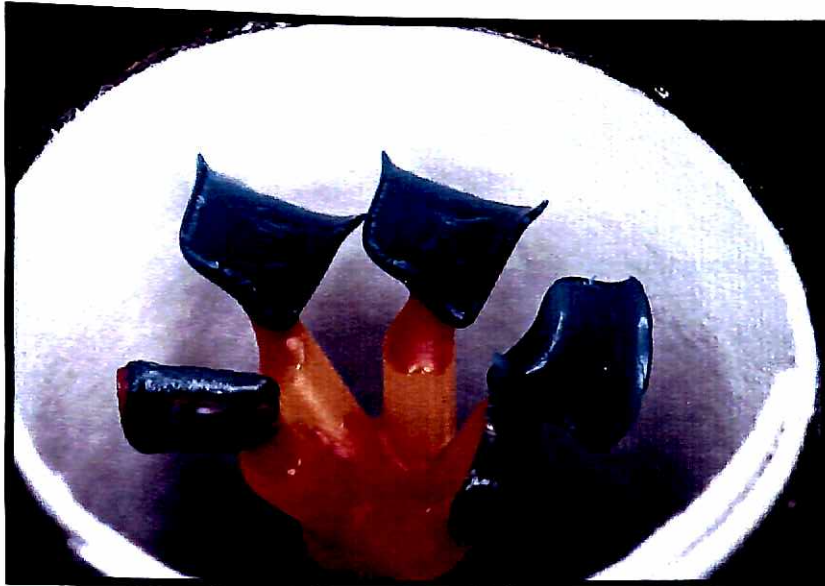


FIGURA 17 – Grupo de 5 *copings* posicionados no anel de fundição, pronto para a inclusão em revestimento

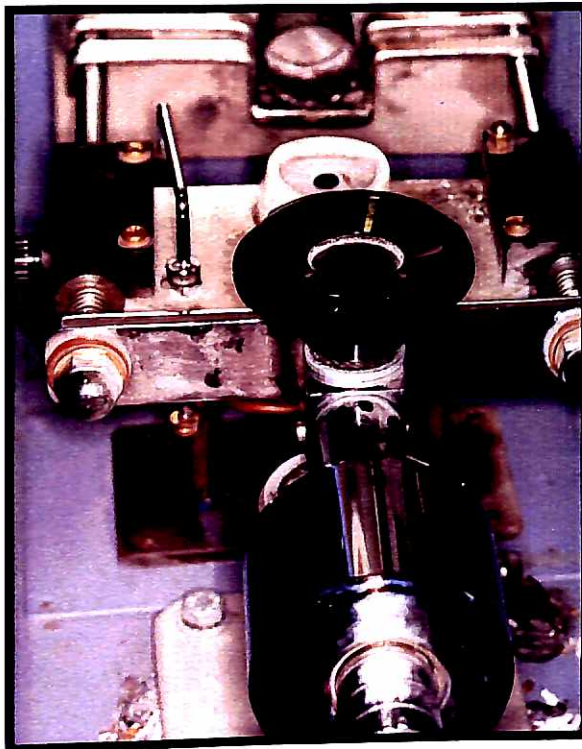


FIGURA 18 – Centrífuga

4.3.5 Mensuração do assentamento

Após a fabricação das metades de *copings*, dispúnhamos então de 15 corpos de prova, os quais foram subdivididos em três grupos: a) Grupo *GES* (do Inglês *Gold Electroforming System*), que consistia dos *copings* produzidos por deposição eletrolítica; b) Grupo *OURO* que consistia dos *copings* produzidos em liga de ouro-paládio-rubídio-índio-gálio; c) Grupo *TILITE*, que consistia dos *copings* produzidos em liga de níquel-cromo-titânio-molibdênio.

As metades destes *copings* foram sendo posicionadas, uma a uma, no pilar personalizado seccionado, sendo o conjunto meio pilar personalizado-meio *coping*, fixado em uma placa de cera número 7 onde a partir do momento da fixação não havia a possibilidade de desadaptação deste conjunto. Neste momento eram feitas as mensurações com auxílio de estereomicroscópio, com aumento de 50X (*Carl Zeiss Jena GmbH*), cuja régua para mensuração se apresentava em milésimos de milímetro (micrômetros).

Para cada metade de *coping* foram feitas leituras nos seguintes pontos (figura19):

- A- Distância entre a borda cervical do *coping* e a parede cervical, na porção vestibular do preparo .
- B- Distância entre o centro da parede axial vestibular do preparo e a parede interna do *coping*.
- C- Distância entre o ponto mais oclusal da parede interna do *coping* e a ponta da “cúspide” do preparo, na sua porção vestibular.

- D- Distância entre o ponto mais oclusal da parede interna do *coping* e a ponta da “cúspide” do preparo, na sua porção lingual.
- E- Distância entre o centro da parede axial lingual do preparo e a parede interna do *coping*.
- F- Distância entre a borda cervical do *coping* e a parede cervical na porção lingual do preparo.

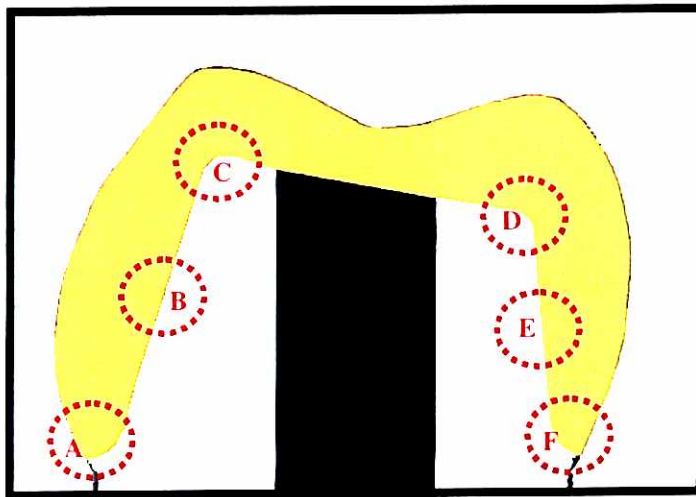


FIGURA 19 – Esquema ilustrativo das áreas de avaliação.

Para cada ponto de mensuração foram feitas três leituras, das quais se apurava a média aritmética. Assim, obtivemos 18 pontos de leitura para cada corpo de prova, num total de 270 leituras (Apêndice A, tabelas 7, 8 e 9).

5 RESULTADOS

As médias aritméticas apuradas após a mensuração de cada corpo de prova estão listadas na tabela 1.

CORPOS DE PROVA	GES	OURO	TILITE
CP 1	33,33	42,27	72,49
CP 2	75,55	68,33	54,44
CP 3	52,77	51,94	54,99
CP 4	48,88	51,94	54,44
CP 5	35,16	42,77	41,38
MÉDIA	49,11	51,44	55,55

Tabela 1 – Médias finais obtidas pelo processo de mensuração em estereomicroscópio (μm) dos pontos “A”, “B”, “C”, “D”, “E” e “F”.

Para que pudéssemos fazer a comparação dos resultados entre os grupos de materiais dois a dois, procedemos inicialmente ao cálculo do desvio-padrão e do coeficiente de variabilidade (Tabela 2, Figura 20).

CORPOS DE PROVA	MÉDIA	DESVIO	CV
GES	49,11	15,93	30,93
OURO	51,45	9,43	18,32
TILITE	55,55	9,89	17,80

Tabela 2 – Valores das médias obtidas para cada material (μm), desvio-padrão (μm) e coeficiente de variabilidade (%) dos pontos “A”, “B”, “C”, “D”, “E” e “F”.

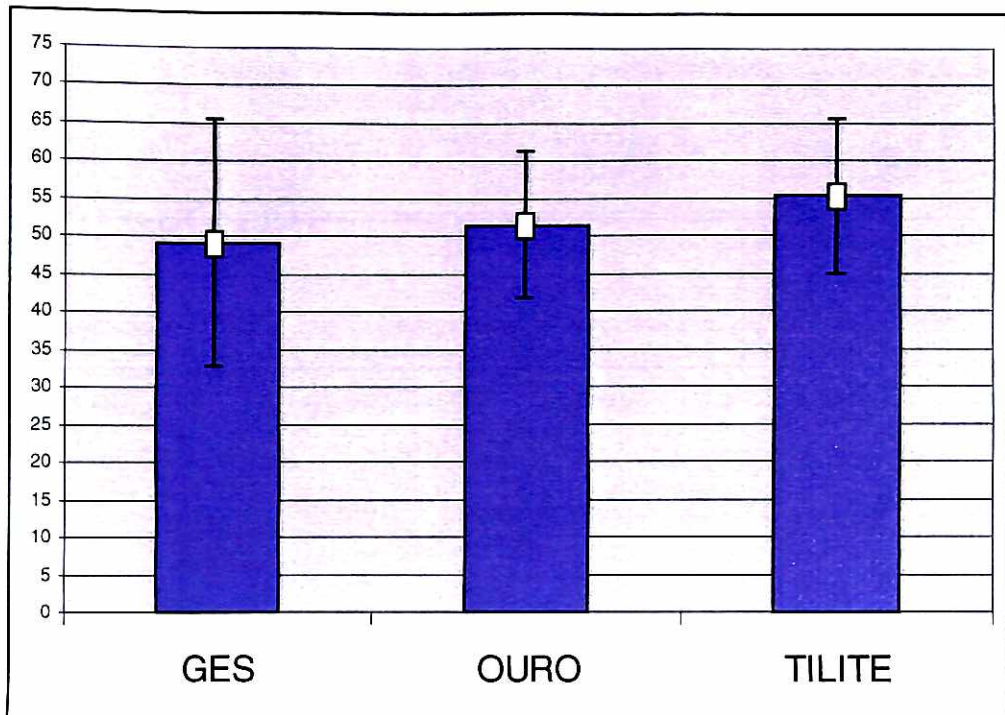


Figura 20 – Representação gráfica das médias obtidas e desvio-padrão (eixo y, em μm) para cada material (eixo x).

Para que pudéssemos ter uma comparação entre os resultados de cada grupo, fizemos um cruzamento dois a dois, dos dados obtidos, aplicando o teste estatístico de duas médias de distribuição normal, com nível de significância de 5%, onde temos $Z\alpha = 1,96$, e Zc , resultante do cruzamento dos dados. Se, duas medidas quando submetidas ao teste se situarem, após o cálculo estatístico, dentro do intervalo $0,00 - 1,96$, não haverá diferença significativa entre elas. Situando-se o resultado fora deste intervalo, fica caracterizada a significância.

CORPOS DE PROVA	Zc	Significância ($Zc > Z\alpha$)
GES X OURO	0,79	$0,79 < Zc < 1,96$
GES X TILITE	0,79	$0,79 < Zc < 1,96$
OURO X TILITE	0,66	$0,66 < Zc < 1,96$

Tabela 3 – Resultado do teste estatístico de duas médias de distribuição normal com nível de significância de 5% dos pontos “A”, “B”, “C”, “D”, “E”, e “F”.

Um dos objetivos desta pesquisa é avaliar, além do assentamento, a adaptação marginal dos *copings*. Por esse motivo o passo seguinte foi calcular a média aritmética, o desvio-padrão e o coeficiente de variabilidade dos 3 grupos somente para os pontos “A” e “F” (Tabelas 4 e 5; Figura 21).

CORPOS DE PROVA	GES	OURO	TILITE
CP 1	24,16	51,66	83,33
CP 2	31,66	64,16	61,66
CP 3	29,16	49,99	59,16
CP 4	24,99	59,16	68,33
CP 5	15,83	29,99	40,83
MÉDIA	25,16	50,99	62,66

Tabela 4 – Médias finais obtidas pelo processo de mensuração em estereomicroscópio dos pontos “A” e “F” (μm)

CORPOS DE PROVA	MÉDIA	DESVIO	CV
GES	25,16	5,40	21,00
OURO	50,99	11,68	22,90
TILITE	62,66	13,77	21,00

Tabela 5 – Valores das médias obtidas para cada material (μm), desvio-padrão (μm) e coeficiente de variabilidade (%) dos pontos “A” e “F”.

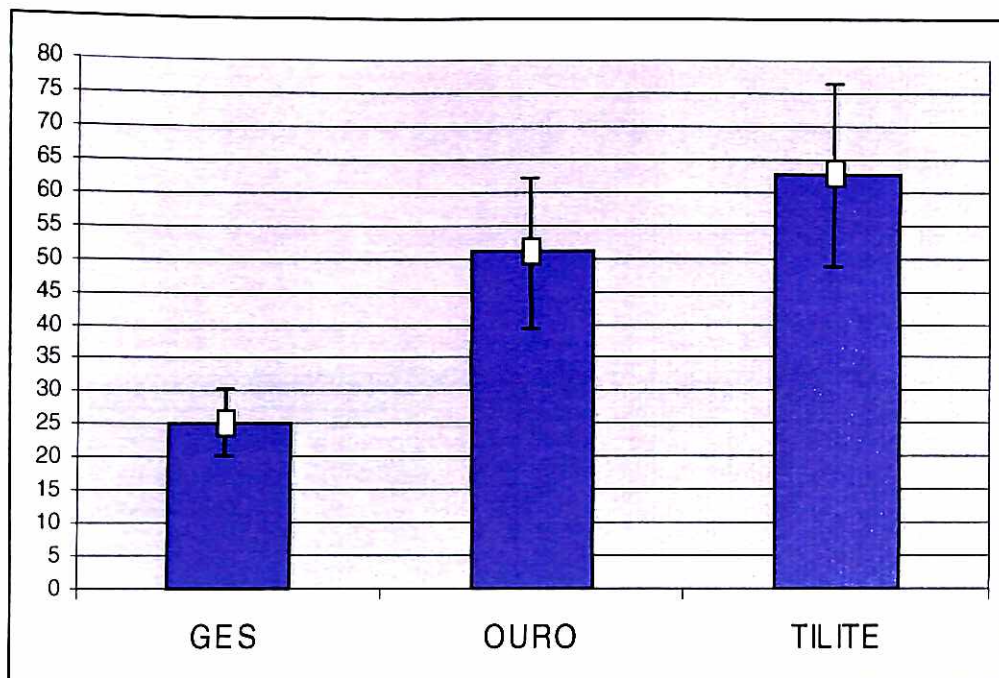


Figura 21 – Representação gráfica das médias obtidas para cada material (μm) e desvio-padrão (μm) dos pontos “A” e “F”.

Obtidos os valores de desvio-padrão e coeficiente de variabilidade aplicamos novamente o teste estatístico de duas médias com distribuição normal com nível de significância de 5%¹, para a comparação dos pontos “A” e “F” entre os três grupos.

CORPOS DE PROVA	Zc	Significância ($Zc > Z\alpha$)
GES X OURO	4,49	$Zc=4,49 > 1,96^*$
GES X TILITE	5,67	$Zc=5,67 > 1,96^*$
OUROXTILITE	1,44	$1,14 < Zc < 1,96$

Tabela 6 – Resultado do teste estatístico de duas médias de distribuição normal com nível de significância de 5% dos pontos “A” e “F”

* Significância ao nível de $\alpha=5\%$

¹Teste estatístico aplicado de acordo com orientação do Prof. Dr. Omar Miguel, Titular da Disciplina de Bioestatística da Faculdade de Medicina Veterinária da Universidade de Santo Amaro, São Paulo.

As figuras 22 a 34 representam a análise dos *copings* em estereomicroscópio.

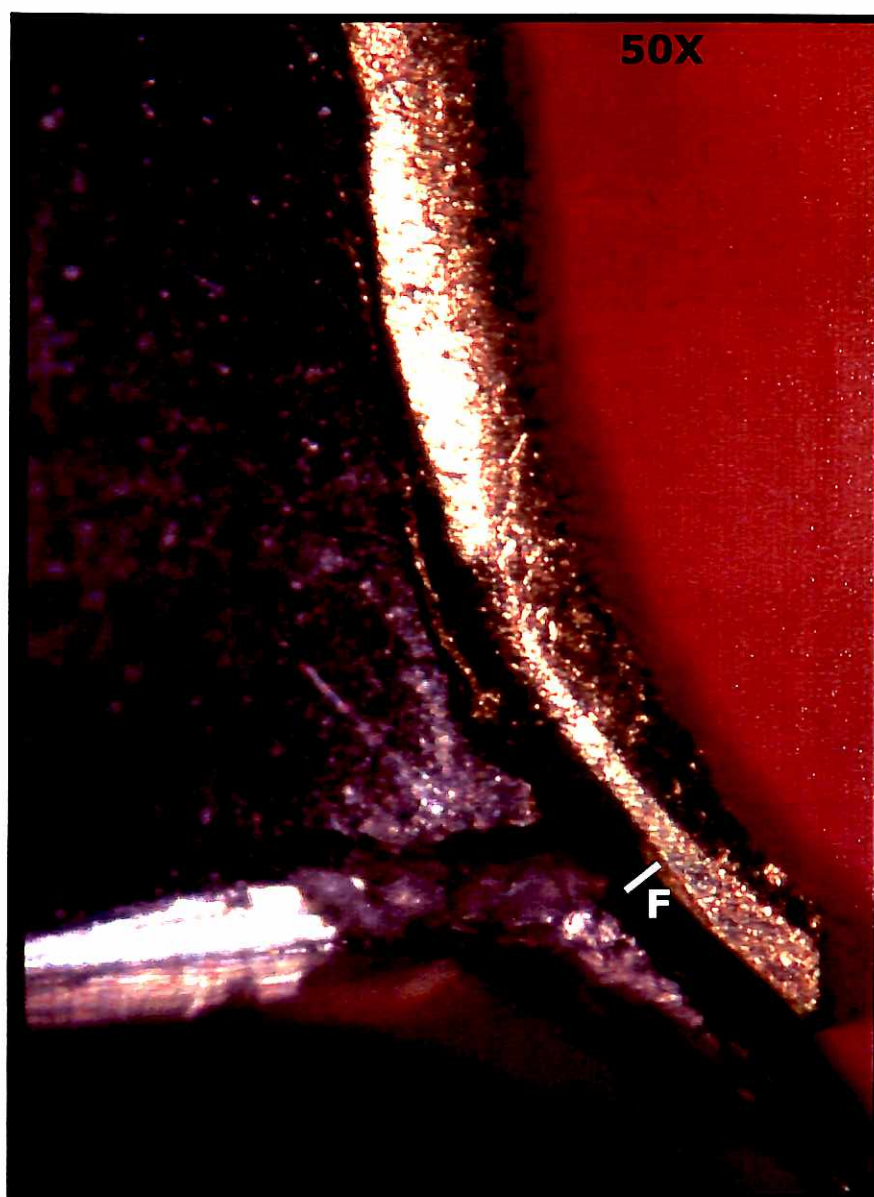


FIGURA 22 – GES - CP 4 - Ponto F – Média de discrepância : 18,33 μm

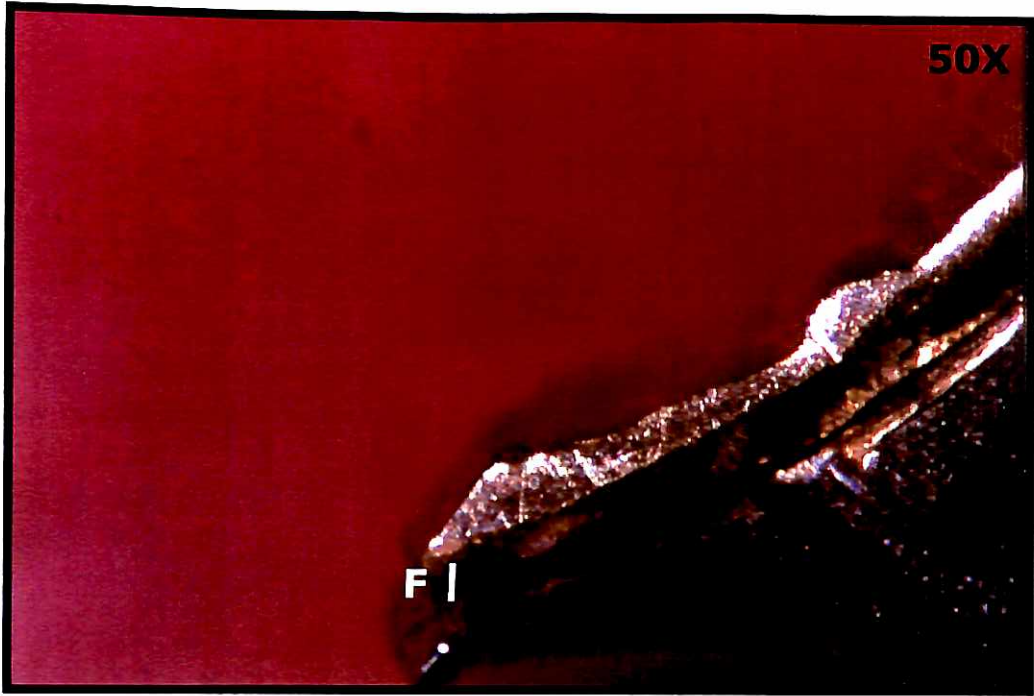


FIGURA 23 – GES – CP 2 - Ponto A - Média de discrepância : 10 μ m



FIGURA 24 – GES – CP 1 - Ponto F - Média de discrepância : 10 μ m



FIGURA 25 – TILITE – CP 1- Ponto F – Média de discrepância: 130 μm



FIGURA 26 – OURO – CP 1- Ponto F – Média de discrepância : 66,66 μm

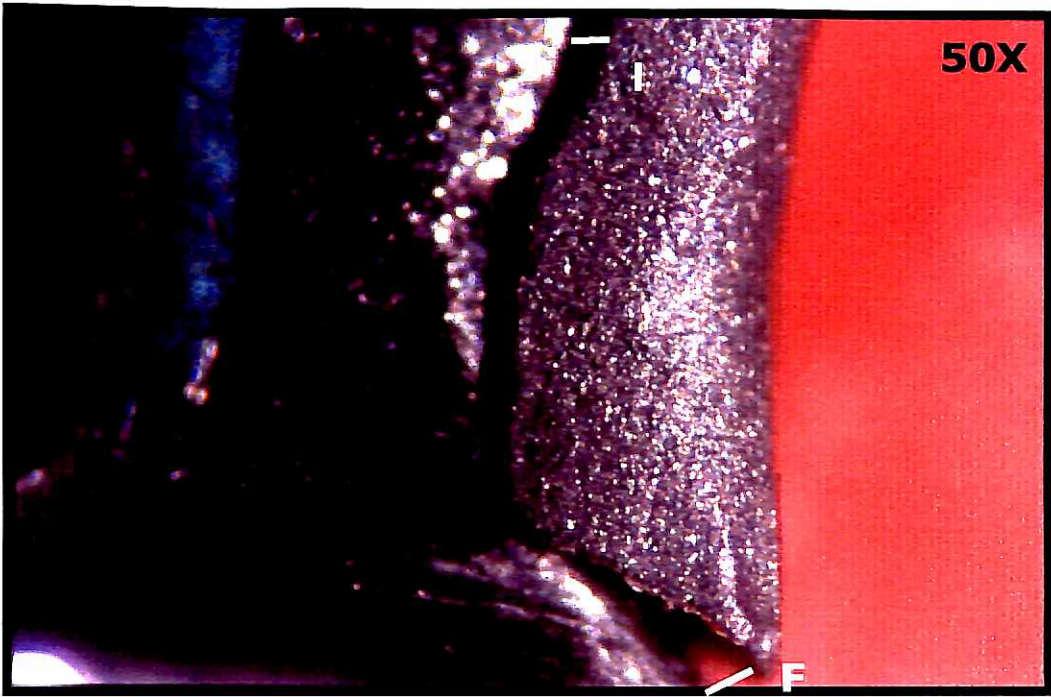


FIGURA 27 – TILITE – CP 2 - Pontos E e F - Média de discrepância : E = 63,33 μm ; F = 76,66 μm

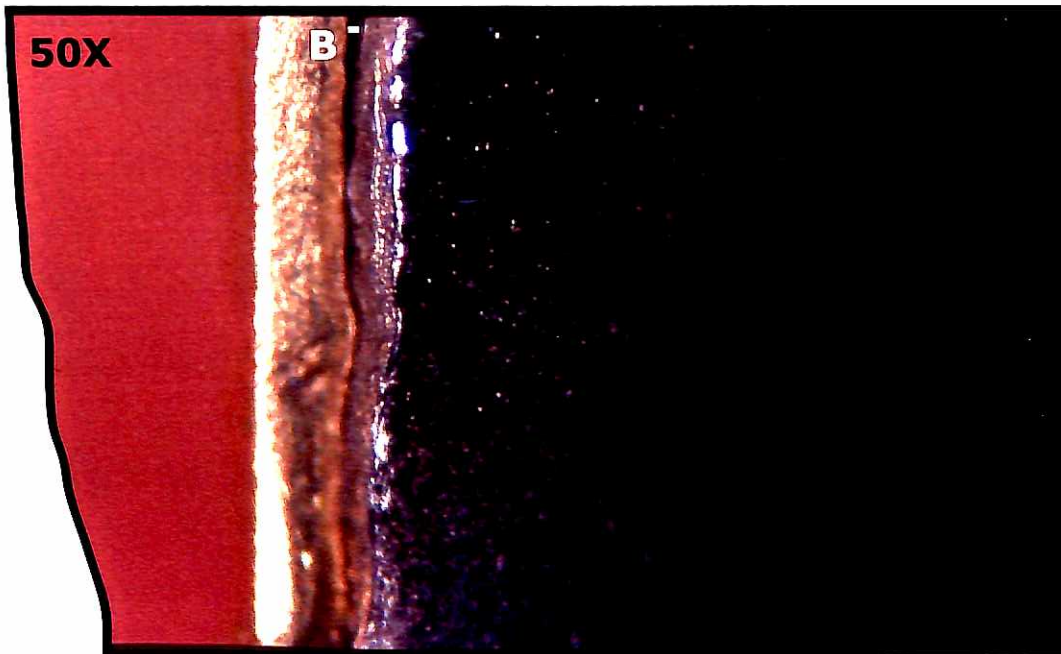


FIGURA 28 – GES – CP 1 - Ponto B - Média de discrepância: 10 μm

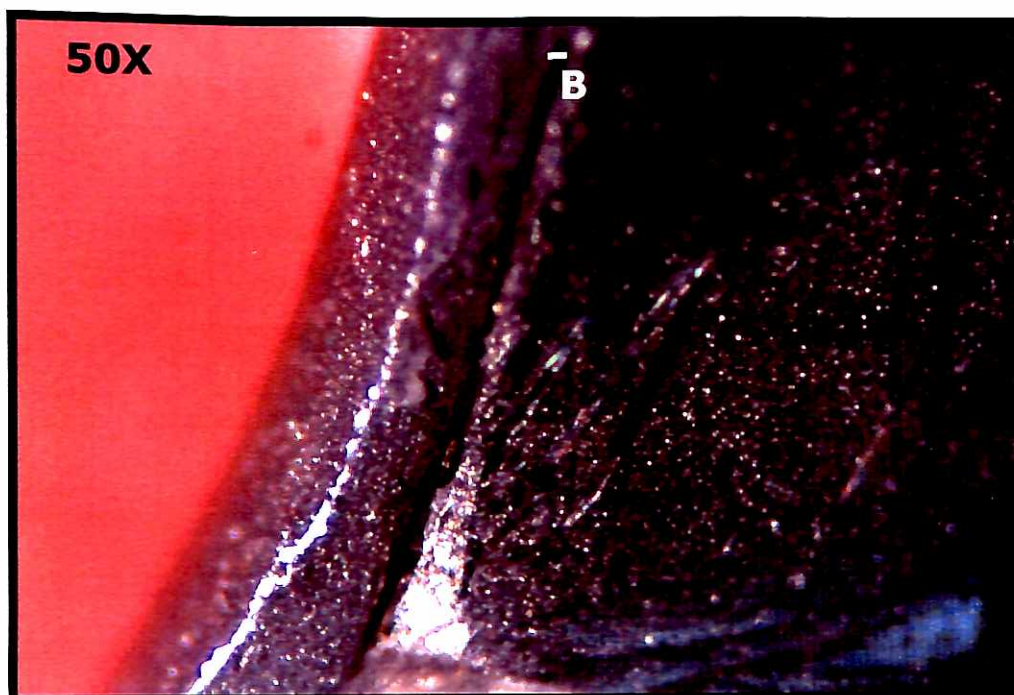


FIGURA 29 – TILITE – CP 4 – Ponto B - Média de discrepância: 16,66 μm

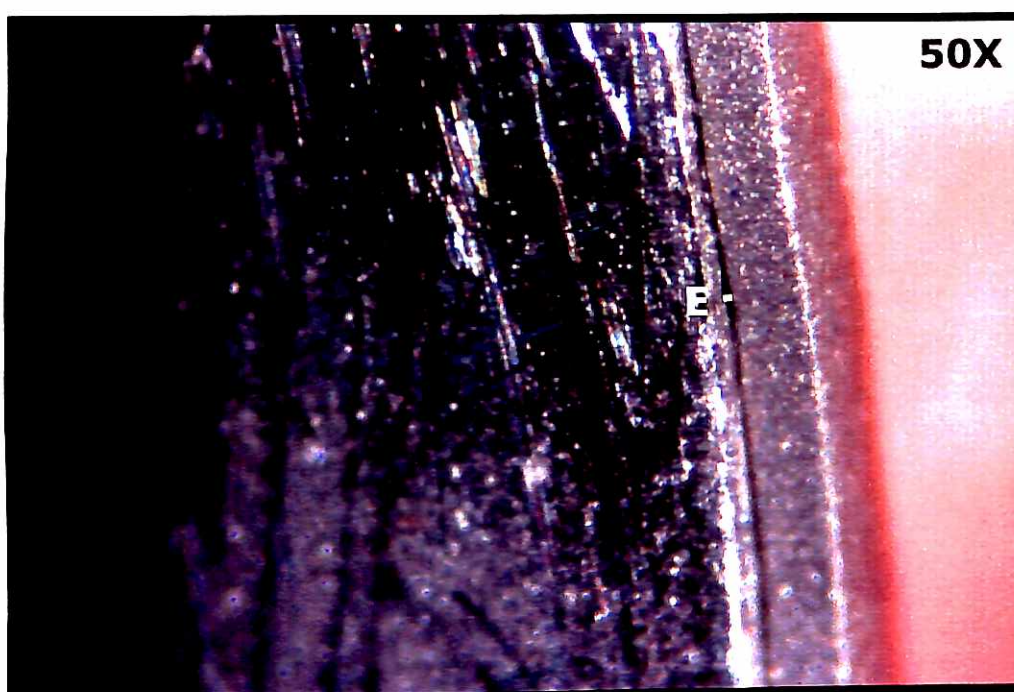


FIGURA 30 – OURO – CP 1 - Ponto E – Média de discrepância: 9,33 μm

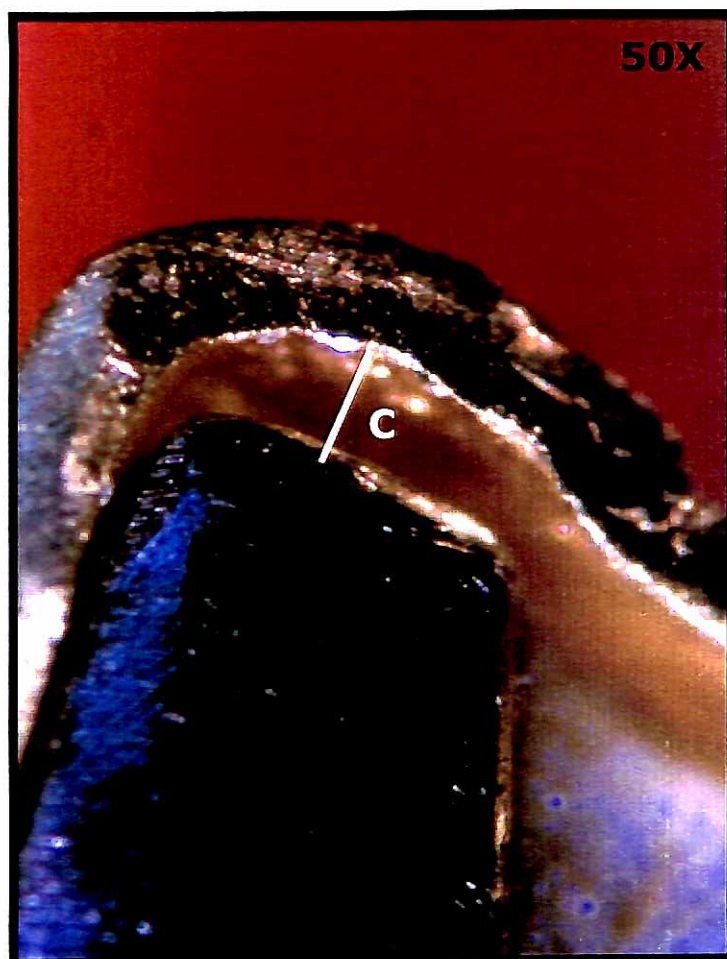


FIGURA 31 – *GES* - CP 2 - Ponto C - Média de discrepância : 126,66 μm

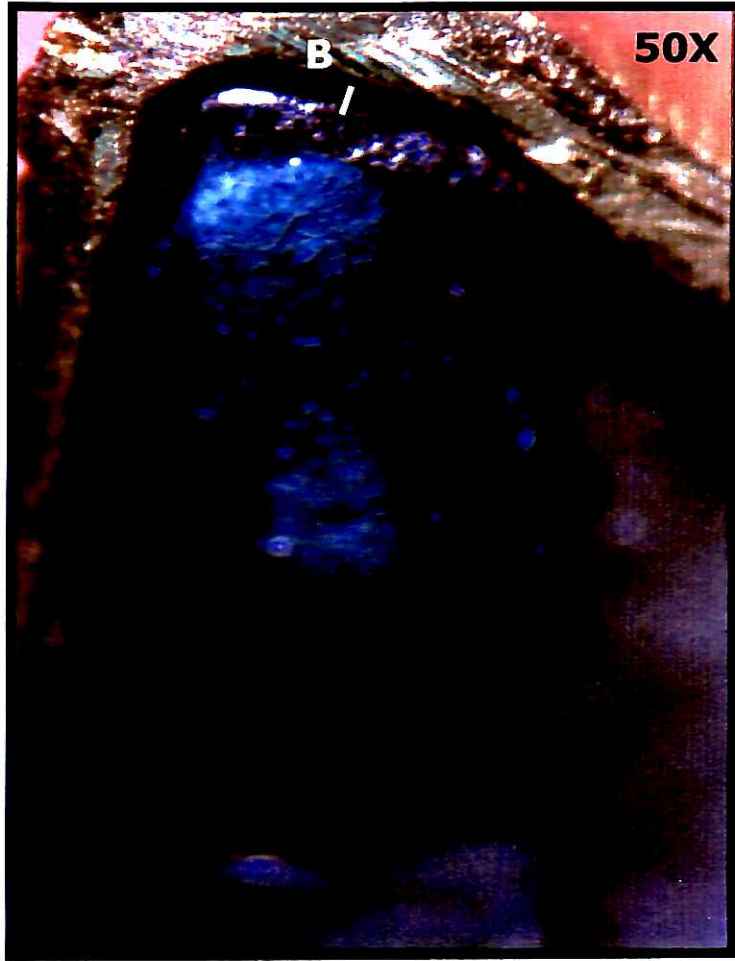


FIGURA 32 – GES – CP 1 – Ponto C – Média de discrepância : 30 μm

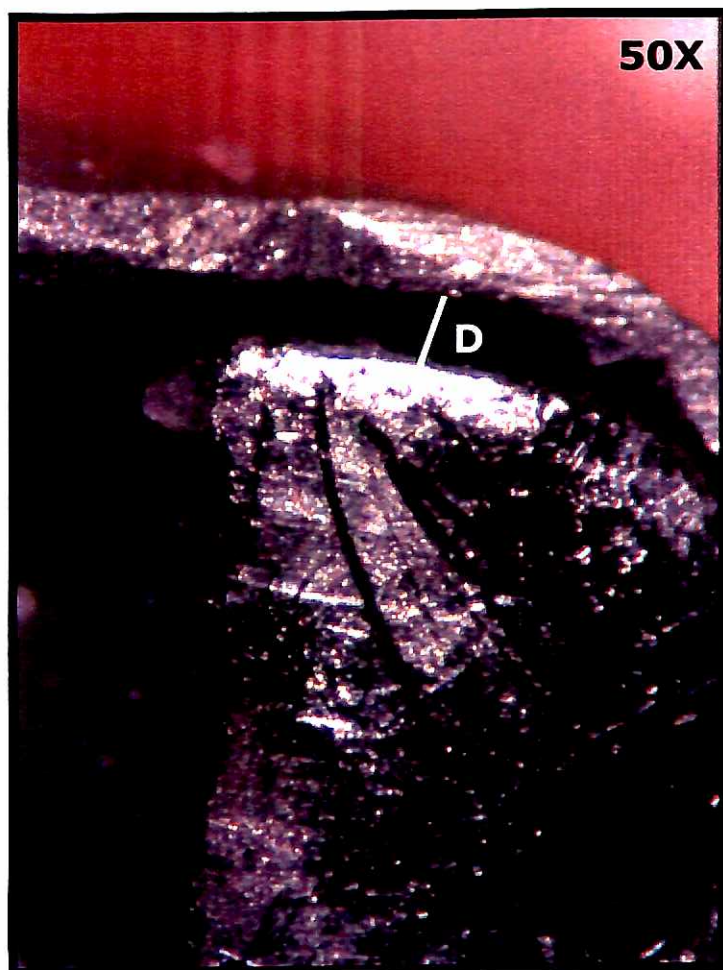


FIGURA 33 – *TILITE* – CP 4, Ponto D - Média de discrepância : 100 μm



FIGURA 34 – *OURO* - CP 2 - ponto C - Média de discrepância : 106,66 μm

6 DISCUSSÃO

Para embasar este trabalho, nos valem de várias pesquisas realizadas com próteses sobre dentes naturais, pois julgamos que as próteses cimentadas sobre implantes também estão sujeitas à infiltração, desadaptação marginal e problemas com fundições, posição em concordância com Murphy et al (2002), que afirmaram também que as ligas utilizadas para implantes têm sido aquelas usadas e testadas por muitos anos para próteses fixas convencionais, o que nos motivou a comparar *copings* fabricados por eletrodeposição – uma técnica recente- com os *copings* fundidos com dois tipos diferentes de ligas.

As próteses aparafusadas representam a possibilidade da retirada da estrutura metálica quando necessário, o que deve ser bastante ponderado no momento da seleção dos pilares protéticos (LEWIS, 1995) . Estudos comprovam uma discrepância marginal e um assentamento melhores em próteses aparafusadas, quando em comparação com cimentadas, as quais podem apresentar *copings* fabricados com excesso ou falta de material, com terminos normalmente situados subgingivalmente e, somados ao risco de permanência de remanescentes de cimento, podem promover maiores danos aos tecidos circunjacentes (KEITH et al. 1999). Em defesa das próteses cimentadas, Hebel e Gajjar (1997) contra argumentam que a oclusão e a estética não podem ser sacrificadas em nome da facilidade de retirada da reabilitação, pois o canal do parafuso compromete 50 % da mesa oclusal de molares e mais de 50 % nos casos de pré-molares, enfraquecendo a cerâmica; Singer e Serfaty (1997) , acrescentam que as perdas de parafuso são a maior causa de retornos ao consultório e que as próteses cimentadas resultam em uma oclusão melhor, com

maior passividade de adaptação da prótese sobre os pilares, fator favorável à boa distribuição de tensões.

Dentro deste contexto, acreditamos que a possibilidade de retirada da estrutura da prótese sem que a mesma venha a sofrer danos deve sempre ser buscada; entendemos, que em se adotando esta técnica, as perdas de parafusos podem ser evitadas com um planejamento adequado da prótese, visando a passividade da adaptação. Não podemos deixar de considerar, entretanto, que o compromisso de se produzir restaurações estéticas deve ser cumprido, o que parece ser mais facilmente atingido com as próteses cimentadas.

Os pilares do tipo *UCLA* representam uma fundição de resultado inferior na adaptação pilar-implante, com a queima da cerâmica podendo aumentar ainda mais esta distorção em comparação com os pilares usinados em titânio e, mesmo os padrões torneados em liga áurica, podem sofrer distorções provocadas pela sobrefundição (BYRNE et al 1998). As tensões laterais geradas podem redundar na perda da osseointegração, pois, pela robustez do parafuso que conecta este tipo de pilar à fixação, as forças podem ser transmitidas para o implante; já no caso de um pilar em titânio, onde a prótese é aparafusada ao pilar protético, que por sua vez está aparafusado ao implante, há a “junção fraca”, ou seja, o parafuso se solta ou se fratura na junção pilar-prótese, preservando a osseointegração (LEWIS, 1995).

Em nosso trabalho, foram utilizados pilares do tipo *UCLA*, que seguem sendo muito utilizados para casos de próteses cimentadas, solucionando problemas clínicos como casos de angulação severa das fixações, pequena espessura do tecido gengival, implantes contíguos muito próximos, espaço inter-oclusal reduzido, podendo emergir da gengiva com excelente estética, havendo biocompatibilidade dos tecidos moles com liga áurica ou com uma porcelana altamente glazeada (LEWIS et al. 1988a; LEWIS et al. 1988b;

LEWIS et al. 1989; LEWIS; LLAMAS; AVERA, 1992; STATUS, 1992; LEWIS, 1994; VERDE; MORGANO; HASHEM, 1994; LEWIS, 1995, PRISCO; MORGANO; D'AMATO, 2001), ocorrendo um selamento biológico na interface cerâmica-tecidos moles (Mc KINNEY; STEFLIK; KOTH , 1985); um acabamento do pilar após a fundição pode melhorar a adaptação à plataforma do implante (SCHMITT; CHANCE; CRONIN, 1995); há a possibilidade de utilização dos padrões *UCLA* usinados em ouro, com resultados superiores (CARVALHO et al. 2002), não havendo diferença significativa na interface implante-pilar, na comparação entre padrões de plástico fundidos e padrões usinados, se os passos de laboratório forem seguidos corretamente (VIGOLO; MAJZOUN; CORDIOLLI, 2000) .

A utilização da técnica da cera perdida, que data do final do século 19 (CARVALHO, 1928), passou a ser largamente utilizada na odontologia, a partir do início do século 20, com a prensa de Taggart (1907) , não sem que os pesquisadores tenham assumido uma posição crítica em relação à técnica, ao mesmo tempo em que desenvolviam estudos para diminuir os problemas que dela advinham, como a contração de fundição, que poderia levar a desadaptações (EAMES , 1981; SKINNER, 1933; SKINNER, 1965; TETERUCK e MUMFORD, 1966; VAN HORN, 1910; WARD, 1915) e técnicas ideais de manipulação da cera (RODRIGUES e MATSON, 1983).

Desde a época em que foi utilizado para a confecção de troquéis metalizados (HOFFMAN, 2000), o sistema de eletrodeposição é apresentado como muito vantajoso. Uma matriz de ouro depositada por eletrólise também pode ser produzida para ficar em íntimo contato com as paredes cavitárias, sendo recoberta por cerâmica (ROGERS, 1980a) ou recebendo sobrefundição com ligas áuricas, melhorando a adaptação de restaurações fundidas e podendo também melhorar a adaptação marginal de fundições aos

pilares de próteses extensas (ROGERS e ARMSTRONG, 1961; ROGERS, 1970, 1976, 1977, 1979, 1980a;b) .

De interesse para a nossa pesquisa, é a produção de coroas “galvanocerâmicas” sistema que pela quase unanimidade dos autores (BEHREND, 1997; BUSO, 2002; DOLGER; GADAU; RATHMER, 2001; HOLMES et al., 1996; PETTENÒ et al., 2000, RAIGRODSKY; MALCAMP; ROGERS, 1998; ROGERS, 1979; SOMMERS e BIAU, 1988; STEWART, 1994; VRIJHOEF et al., 1985), parece ser muito vantajoso, resultando em uma estrutura metálica de espessura delgada e regular, em torno de 0,15 a 0,2 mm, módulo de elasticidade acima do mínimo disponível nas ligas de fusão comerciais e suficientemente rígida para as próteses, sem porosidades no substrato metálico, cuja estrutura amarelada otimiza a estética, sem provocar descoloração da cerâmica, além da pequena espessura favorecer a aplicação de quantidades maiores de porcelana quando necessário; a quantidade de ouro utilizada é mínima, sem qualquer sobra, e de alta permilagem. Vence (1997) questionou a qualidade da adesão substrato metálico-cerâmica e o fato de a resistência do *coping* ser inferior à das fundições. Setz; Diehl; Weber (1989) acrescentam que o processo de duplicação e a aplicação da laca de prata podem funcionar como potencial de erro. No entanto, comparado ao processo convencional, por dispensar os procedimentos de enceramento, inclusão de um revestimento, fundição, e acabamento (fases em que podem ocorrer distorções) há vantajosa economia de tempo e de mão-de-obra.

Como vantagens das ligas áuricas, podemos citar uma ótima adaptação associada à grande longevidade, maleabilidade, uma maior densidade (CHRISTENSEN, 2001), uma alta compatibilidade biológica, resultando em uma média de fenda marginal abaixo de 50 μm , promovendo uma maior saúde dos tecidos periodontais (LEINFELDER, 1997), com adaptação superior quando comparada às ligas não-áuricas (STEPHANO et al.,

1989; TETERUCK e MUMFORD, 1966) , apresentando uma menor contração de fundição em relação às ligas fundidas (MONDELLI et al., 1989a;b). As ligas áuricas foram largamente utilizadas durante muitas décadas, até que o surgimento de técnicas mais estéticas (CHRISTENSEN, 2001) e o custo do ouro passaram a motivar pesquisas que visavam encontrar um material que tivesse propriedades semelhantes a um custo mais acessível (ANDRADA et al., 1991, HARCOURT et al., 1970; LEINFELDER, 1997, MONDELLI et al., 1989a;b; SOUZA JÚNIOR; CRUZ; ADABO, 2002; TJAN et al, 1991).

A partir desse momento, muitos estudos avaliando diversos tipos de ligas não-áuricas são relatados, donde se concluiu que estas ligas apresentam uma maior contração de fundição, apresentando uma discrepância marginal maior do que aquela obtida com as ligas áuricas, porém dentro de limites aceitáveis clinicamente (ANDRADA et al., 1991; EAMES, 1981., HARCOURT et al., 1970; MONDELLI et al , 1989a;b; MURPHY et al., 2002; SILVA et al., 1994; SOUZA JÚNIOR;CRUZ; ADABO, 2002; STRATING; PAMEIJER; GILDENHUYS, 1981; TETERUK e MUMFORD, 1989, TJAN et al., 1991 WOLF et al., 1998).

Silva et al., 1994 afirmaram que as ligas alternativas podem apresentar resultados tão bons quanto as ligas áuricas em relação à adaptação marginal, sendo a toxicidade de metais como o níquel pouco significativa e mais relacionada ao pessoal de laboratório. Leinfelder (1997), em contrapartida, enfatiza as desvantagens da compatibilidade biológica das ligas alternativas.

Perscrutando a literatura, não encontramos trabalhos onde os *copings* ou coroas tivessem sido feitos em metades, a partir de um retentor já seccionado. Constatamos que um grande número de autores seccionou e analisou a adaptação marginal do assentamento após a cimentação das peças e inclusão em resina (EAMES et al., 1978;

FUSAYAMA; IDE; HOSOKA, 1964; HOLMES et al., 1996; KEITH et al., 1999; Mc LEAN e VON FRAUNHOFER, 1971; SETZ; DIEHL; WEBER, 1989). Mc Lean e Von Fraunhofer (1971) cimentavam as peças clinicamente com elastômeros, removendo-as do retentor, retiravam a película cimentante e incrustavam-na em resina, seccionando o conjunto. Sorensen (1990) enumerou as vantagens da avaliação da adaptação marginal em corte, em comparação com a avaliação com visão direta, apenas no contorno cervical, concluindo que a análise em corte, embora requeira a inclusão em resina e o corte das amostras e impeça a avaliação da adaptação marginal nos diversos estágios de fabricação – como por exemplo antes e depois da aplicação de cerâmica- resulta em mensurações mais precisas , tornando mais fácil a detecção de sobrecontornos, o que não se verificava na avaliação apenas por cervical, situação em encontrava dificuldades para eleger os pontos de mensuração.

Os métodos clínicos para avaliação da adaptação de fundições aos retentores são a inspeção visual, a pressão digital sobre a estrutura metálica, acompanhando a movimentação da saliva na área de adaptação, a sonda exploradora, que é um método duvidoso - por depender da acuidade táctil , com os tecidos moles interferindo na avaliação - exame radiográfico, com um mínimo de distorções para evitar falsos resultados (KAN, 1989). Mc Lean & Von Fraunhofer (1971) afirmaram que a sonda exploradora, em sua extremidade, chega a ter, em corte transversal, diâmetro duas vezes maior que o diâmetro de um fio de cabelo, tornando difícil a detecção de fendas menores que 80 μm , valor limite também para detecção radiográfica confiável. Assif et al. (1985) compararam a utilização de sonda exploradora e radiografias periapicais com uma técnica de moldagem, que resultou em maior eficiência, uma vez que o material de moldagem penetra em pontos mais estreitos que a sonda exploradora. Também pela técnica de moldagem, Lofstrom e Barakat (1989), encontraram valores de fenda marginal em torno de 7 μm a 65 μm .

Esta avaliação parece não ser uma tarefa simples. Christensen (1966) reuniu 10 profissionais experimentados para avaliar as margens de restaurações fundidas e obteve resultados entre 26 μm e 119 μm , tendo chegado à conclusão de que, na impossibilidade de visão direta, os examinadores toleravam valores bem mais altos de desadaptação. Dedmon (1982, 1985), chegou a uma conclusão semelhante, reunindo profissionais experimentados que avaliaram, com sonda exploradora, margens simuladas de restaurações com os olhos fechados, ou em regiões onde não era possível visão direta, obtendo, médias de 5 μm a 235 μm , também com grande variabilidade entre os examinadores, os quais toleravam mais coroas com subextensão do que coroas com sobreextensão.

Para a leitura em estereomicroscópio nos baseamos nas considerações a respeito de mensurações da adaptação marginal feitas por Holmes et al. (1989), que definiram pontos de adaptação entre coroas e retentores, sendo a distância existente entre a parede interna do *coping* e a paredes axiais e oclusal, definida como fenda interna, e a distância existente entre a borda do *coping* e a parede cervical do preparo, definida como fenda marginal.

Em nosso trabalho, fizemos as mensurações sem cimentar as metades de *copings* no pilar personalizado, pois nosso objetivo era avaliar diferentes *copings* fabricados com diferentes materiais em um mesmo pilar, o que teria sido dificultado por sucessivas cimentações e remoções levando a um comprometimento dos resultados. A ausência de cimentação não comprometeu o processo de leitura, pois as metades de *copings* eram posicionadas no pilar, e o conjunto resultante, fixado em cera, não ocorrendo o deslocamento, o que ficou constatado pelos resultados.

De qualquer maneira, encontramos fatores que clinicamente podem contribuir para um bom assentamento de coroas, que seriam o tipo de cimento (DIXON; BREEDING; LILLY, 1992; EAMES et al., 1978), a vibração durante a cimentação (VAN NORTWICK e GETTLEMAN, 1981), a pressão de assentamento da peça (DIXON; BREEDING; LILLY, 1992; FUSAYAMA; IDE; HOSOKA, 1964), perfurações na face oclusal das restaurações (CAMPAGNI; PRESTON; REISBICK, 1982; EAMES et al, 1978, FUSAYAMA; IDE; HOSOKA, 1964, SCHWARTZ, 1986; VAN NORTWICK E GETTLEMAN, 1981), presença de canaletas (*vents*) nos dentes pilares (CAMPAGNI; PRESTON; REISBICK, 1982; EAMES et al, 1978; ROGERS, 1979; TJAN; SARKISSIAN; MILLER, 1981), término cervical e expulsividade do preparo (EAMES et al., 1978; FUSAYAMA; IDE; HOSOKA, 1964). Não concordamos com a perfuração da face oclusal das restaurações, pelo dano que esta causaria ao agente cimentante ao longo do tempo e pela dificuldade de restauração do orifício. No caso de próteses cimentadas sobre implantes, acreditamos que se possa deixar cerca de 0,5 mm da porção mais oclusal do canal do parafuso sem selamento com resina, favorecendo o escoamento do cimento.

Quanto maior a inclinação das paredes axiais, melhor o assentamento e adaptação marginal dos *copings* (EAMES et al., 1978; FUSAYAMA; IDE; HOSOKA, 1964). De acordo com Schwartz (1986), preparos com inclinação inferior a 10° não favorecem o escoamento do cimento. O pilar transmucoso que utilizamos apresentava uma inclinação entre 10° e 15°.

Para melhorar o assentamento e a adaptação marginal, foi verificado que vários autores recomendam a utilização de um espaçador sobre o troquel, antes do enceramento ou da eletrodeposição, uma vez que, deste modo, foi obtido um melhor assentamento do *coping*, do que quando não se utilizou um espaçador (CAMPAGNI;

PRESTON; REISBICK, 1982; DIXON, BREEDING; LILLY, 1992; EAMES et al., 1978; FUSAYAMA; IDE; HOSOKA, 1964; MARKER et al., 1987; Mc LEAN e VON FRAUNHOFER, 1971; PILO et al., 1988; SCHWARTZ, 1986; STEPHANO et al., 1989; VAN NORTWICK e GETTLEMAN, 1981) . Além deste método encontramos ainda relatos de enceramento ligeiramente além do término do preparo, desgaste da superfície interna dos *copings* com brocas, remoção de cera da superfície interna do padrão, eletrocorrosão, tratamento com água régia (PILO et al., 1988, SCHWARTZ, 1986).

Em nossa metodologia, adotamos a aplicação de uma mesma camada de espaçador sobre o pilar personalizado, antes da fase de eletrodeposição e de fundição, feita até aproximadamente 1,5 mm aquém do término do preparo, conforme orientação de Pilo et al. (1988) e de Campagni; Preston; Reisbick (1982). Em relação ao acabamento, para os *copings* do grupo *GES* utilizamos discos de borracha abrasiva verde, de acordo com o preconizado por Bregler (2000), apenas para remover o pequeno excesso de matriz de ouro depositada em decorrência do excesso de laca de prata aplicada; em seguida, estes *copings* foram assentados no pilar transmucoso um a um, para avaliação visual da adaptação, a qual resultou satisfatória. Os *copings* do grupo ouro sofreram decapagem e jateamento de acordo com a orientação de Schwartz (1986), antes da avaliação visual. Para os *copings* do grupo *Tilite* foram necessários pequenos desgastes nas paredes internas do *coping* feitos com pontas de óxido de alumínio, como o recomendado pelo fabricante e preconizado por Schwartz (1986), apenas nos pontos detectados com lápis de cera, até a adaptação visual ser também atingida, além de jateamento.

Na análise estereomicroscópica do grupo *GES*, observamos pontos com irregularidades próximos a pontos com adaptação ótima, e até mesmo pontos que sugeriam um sobrecontorno. Podemos creditar esta situação à necessidade de acabamento citada. Para

os *copings* do grupo ouro, apenas a decapagem e o jateamento foram necessários para conseguirmos adaptação visual satisfatória. No caso da necessidade de acabamento das paredes internas dos *copings* do grupo *Tilite*, acreditamos que esta manobra não tenha provocado um aumento da fenda interna, o que pode ser constatado na análise estereomicroscópica onde obtivemos, nas paredes axial e oclusal resultados muito semelhantes entre os três grupos.

O resultado do primeiro teste estatístico, relativo ao assentamento, foi obtido pela média dos 6 pontos de cada corpo, não havendo significância em qualquer um dos grupos. Acreditamos que este fato seja devido aos resultados semelhantes de assentamento obtidos nas paredes axiais e oclusal do preparo, observado nos três grupos. Quando fizemos o teste estatístico da área cervical em separado, obtivemos um resultado significativo para o grupo *GES*, cuja adaptação marginal foi superior em comparação com os outros dois grupos. Acreditamos que esta superioridade esteja relacionada a uma menor ocorrência de distorções no caso da eletrodeposição, opinião que também encontramos na literatura (VRIJHOEF et al., 1985; WIRZ, 2000).

Na literatura não encontramos trabalhos que avaliassem a adaptação marginal de *copings* eletrodepositados cimentados em próteses sobre implantes, caso não muito distante das próteses sobre dentes naturais, feitas com este sistema, onde há apenas uma quantidade reduzida de trabalhos, onde verificamos que Setz; Diehl; Weber (1989) obtiveram, após a aplicação de cerâmica, uma média de fenda marginal de 18 μm em coroas galvanocerâmicas. Holmes et al. (1996) encontraram após a aplicação de porcelana, uma fenda de 36 μm em coroas fabricadas por eletrodeposição e de 64 μm em coroas metalocerâmicas convencionais. Já Huls e Rinke (1995) e Pettenò et al. (2000) obtiveram médias praticamente iguais na comparação entre a eletrodeposição e a fundição na região

cervical: Huls e Rinke (1995) : 32 μm e 31 μm , respectivamente. Pettenò et al. (2000): 26 μm e 26 μm respectivamente.

Em relação aos *copings* fundidos, a média de assentamento e a média de fenda marginal se situaram dentro de um padrão compatível com aquelas descritas na literatura, não havendo significância entre a liga áurica e a liga alternativa utilizadas, em concordância com o que foi afirmado por Silva et al. (1994) e Strating; Pameijer; Gildenhuis (1981).

Do ponto de vista da adaptação marginal, podemos afirmar que, mesmo tendo havido significância para a região cervical dos *copings* eletrodepositados, todos os três grupos se situaram dentro das médias apresentadas na literatura. A utilização de ouro eletrodepositado teria a vantagem de reunir compatibilidade biológica com uma fenda marginal menor e melhor resultado estético.

7 CONCLUSÃO

- 1) O grupo de *copings* eletrodepositados, resultou em uma melhor adaptação marginal, em comparação com os outros dois sistemas de *copings*, fundidos em ouro e liga alternativa.
- 2) Os *copings* fundidos com liga áurica e com liga alternativa, quando comparados entre si, apresentaram resultados semelhantes.
- 3) Os três grupos de *copings* apresentaram resultados semelhantes na avaliação do assentamento.

8 REFERÊNCIAS ¹

- ADELL, R et al. A 15- year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **Int. J. Oral Surg.**, Copenhagen, v. 10, n.6, p. 387-416, 1981.
- ANDERSSON B. et al. A new Branemark single tooth abutment: handling and early clinical experiences. **Int. J. oral Maxillofac. Implants.**, Lombard, v.7, n.1; p.105-111, Spring, 1992.
- ANDRADA et al. (1991). Contração de fundição de ligas metálicas não nobres. **Rev. Odont. Univ. São Paulo**, Bauru, v.5, n.1, p.73-7, São Paulo, Jan/Jun 1991.
- ASSIF, D. et al. Comparison of methods of clinical evaluation of the marginal fit of complete cast gold crowns. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v.54, n.1, p.20-24, July, 1985.
- BALSHI, T.J. Resolving aesthetic complications with osseointegration: using a double-casting prosthesis. **Quintessence Int.**, Berlin , v.17, n.5, p.281-287, May, 1986.
- BEHREND, F. Gold electroforming system: GES restorations. **J. Dent. Technol.**, Alexandria v.14, n.2, p.31-37, Mar, 1997.
- BRANEMARK, P.I.; ZARB, G.A.; ALBREKTSSON, T. Tissue-integrated prosthesis. Osseointegration in clinical dentistry. Chicago. **Quintessence Publ. Co.**, 1985.
- BREGLER, C. The fabrication of electroformed crowns and crown connectors. In: WIRZ, J.; HOFFMANN, A. **Electroforming in Restorative Dentistry: New Dimensions in Biologically Based Prostheses**. Carol Stream. Quintessence Books, 2000, p.84-109.
- BUSO, L. **Avaliação da adaptação marginal de copings eletroformados em função do término cervical**. 2002. 94f. Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora, Área de Concentração em Prótese) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 2002.
- BYRNE, D. et al. The fit of cast and premachined implant abutments. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v.80, n.2, p.184-192, Aug, 1998.
- CAMPAGNI, W.V; PRESTON, J.D.; REISBICK, M.H. Measurement of paint-on die spacers used for casting relief. **J.Prosthet. Dent.**, St Louis, v.47, n.6, p. 606-611, June, 1982.
- CARVALHO, A.D. Inscrustações de ouro-Historico e aparelhos – Technica – Indicações – Suas vantagens e seus inconvenientes. IN:___ **Technica Odontologica**, 7 ed. Juiz de Fora: Companhia Dias Cardoso, 1928, p.271-292.

¹ De acordo com a NBR 14724 e NBR 6023 da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), 2002. Abreviaturas dos Periódicos segundo “Index to Dental Literature” e SECS (Seriados em Ciências de Saúde).

- CARVALHO, M.C.A. et al. Avaliação microscópica entre a adaptação dos pilares *Gold Ucla* à plataforma do implante e *UCLA* de teflon fundidos em titânio e liga de níquel-cromo-titânio. Estudo *in vitro*. **BCI**, Curitiba, v.9, n.34, p.105-110, Abr/Jun 2002.
- CHRISTENSEN, G.J. Marginal fit of gold inlay casting. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v.16, n.2, p.297-305, Mar./Apr. 1966.
- CHRISTENSEN, G. J. Cast gold restorations: has the esthetic dentistry pendulum swung too far? **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.132, n.6, p.809-11, Jun 2001.
- CLAYTON, G.H.; DRISCOLL, C. F.; HONDRUM, S.O. The effect of luting agents on the retention and marginal adaption of the CeraOne implant system, **Int. J. Oral. Maxillofac. Implants**, Lombard, v12, n.5, p. 660-665, Sept/Oct, 1997.
- DEDMON, H.W. Disparity in expert opinions on size of acceptable margin openings. **Oper. Dent.**, Seattle, v.7, p. 97-101, Summer, 1982.
- DEDMON, H.W. Ability to evaluate nonvisible margins with an explorer. **Oper Dent**, Seattle v10, p. 6-11, Winter, 1985.
- DIXON, D.L., BREEDING, L.C., LILLY, K.R. Use of luting agents with an implant system: Part II. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v.68, n.6, p.885-90, Dec 1992.
- DOLGER, J.; GADAU, C; RATHMER, R. Treatment behaviour and complete mouth rehabilitation using AGC crowns: a case report. **Int. J. Periodontics Rest. Dent.**, Chicago, v.21, n.4, p. 373-9, Aug, 2001.
- EAMES, W.B. et al. Techniques to improve the seating of castings. **J. Am .Dent. Assoc.**, Chicago, v.96, n.3, p. 432-7, Mar 1978.
- EAMES, W.B. The casting mistifit: how to cope. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v.45, n.3, p.283-5, Mar. 1981.
- FUSAYAMA, T.; IDE, K; HOSOKA, H. Relief of resistance of cement of full cast crowns. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v.14, n.1, p. 95-105, Jan/Feb, 1964.
- GUICHET, D.L. et al. Passivity of fit and marginal opening in screw or cement retained implant fixed partial denture designs. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.**, Lombard, v.15, n.2, p.239-246, Mar/Apr, 2000.
- HARCOURT, B. et al., The properties of nickel-chromium alloys containing boron and silicon. **Brit. Dent. J.**, London, v.129, n.9, 419-23, Nov, 1970.
- HEBEL, K.S., GAJJAR,R. Cement retained versus screw-retained implant restorations: Achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v.77, n.1, p.28-35, Jan, 1997.

- HOFFMANN, A. Development of Electroforming Technology. In: WIRZ, J.; _____
Electroforming in Restorative Dentistry: New Dimensions in Biologically Based
 Prostheses. Carol Stream. Quintessence Books, 2000, p.45-61.
- HOLMES, J.R. et al. Considerations in measurement of marginal fit. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v.62, n.4, p.405-408, Oct, 1989.
- HOLMES, J.R. et al. Marginal fit of electroformed ceramometal crowns. **J. Prosthodont.**, Philadelphia, v.5, n.2, p.111-114, Jun, 1996.
- HULS, A; RINKE, S. Marginal fidelity of crowns produced with six different fabrication techniques. **J. Dent. Res.**, Washington, v.74, n.165, p.421, Jan, 1995.
- KAN, J.Y.K. Clinical methods for evaluating implant framework fit. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v. 81, n.1, p.7-13, Jan. 1999.
- KEITH, S.E. et al. Marginal Discrepancy of screw-retained and cemented metal-ceramic crowns on implant abutments. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.**, Lombard, v.14, n.3, p. 369-378, 1999.
- KOURTIS, S.G., Selection and modification of prefabricated implant abutments according to the desired restoration contour: A case report. **Quintessence Int.**, Berlin, v.32, n.5, p. 383-388, Mar, 2002.
- LEINFELDER, K.F. An evaluation of casting alloys used for restorative procedures. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.128 n.1, , p.37-45, Jan, 1997.
- LEWIS, S.G. et al. Single tooth implant supported restorations. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.3, n.1, p.25-30, Spring, 1988.
- LEWIS, S.G. et al. The "UCLA" abutment. **Int. J. Oral. Maxillofac. Implants**, Lombard, v.3, n.3, p.183-189, Fall, 1988.
- LEWIS, S.G. et al. The restoration of improperly inclined osseointegrated implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.4, n.2, p.147-152, Sumer, 1989.
- LEWIS, S.G., LLAMAS, D., AVERA, S. The UCLA abutment: A four-year review. **J.Prosthet. Dent.** St. Louis, V. 67,n.4, p. 509-15, Los Angeles, Apr, 1992.
- LEWIS, S.G. Esthetic Implant Restorations. **Compendium**, Renceville, v.15, n.3, p. 334346, 1994.
- LEWIS, S.G.. Implant prosthodontic update: The UCLA abutment; screw retention. **Dental Implantol. Updat.**, Atlanta, v.6, n.5, p. 33-37, May, 1995.
- LOFSTROM, L.H.;BARAKAT, B.D.S. Scannig electron microscopic evaluation of clinically cemented cast gold restorations. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.61, n.6, p.664-69, Jun, 1989.

- MARKER, V.A. et al. Factors affecting the retention and fit of gold castings. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v.57, n.4, p.425-30, Apr, 1987.
- Mc KINNEY, R.V.; STEFLIK, D.E; KOTH, D.L.; Evidence for a Junctional Epithelial Attachment to Ceramic Dental Implants. **J. Periodontol.**, Indianapolis, v. 56, n.10, p.579-591. October, 1985.
- Mc LEAN, J.W.; FRAUNHOFER, J.A. The estimation of cement film thickness by an *in vivo* technique. **Brit. Dent. J.**, London, v.131, p.107-111, Aug, 1971.
- MONDELLI, J. et al., Avaliação do desajuste de coroas totais, fundidas com diferentes ligas metálicas alternativas, relacionado com a contração de fundição. Técnicas de inclusão e tipos de revestimento. (Parte I). **Rev. Bras. Odontol.**, Rio de Janeiro, v. 46, n.2, p.26-38, Março/Abril, 1989.
- MONDELLI, J. et al., Avaliação do desajuste de coroas totais fundidas com diferentes ligas metálicas alternativas, relacionado com a contração de fundição. Técnicas de inclusão e tipos de revestimento. (Parte II). **Rev. Bras. Odontol.**, Rio de Janeiro, v. 46, n.2, p. 26-34, Maio/Junho, 1989b.
- MURPHY W.M., et al. A prospective 5-year study of two cast framework alloys for fixed implant-supported mandibular prostheses. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.15, n.2, p. 133-138, Mar/Apr, 2002.
- PETTENÒ, D. et al. Comparison of marginal fit of 3 different metal-ceramic systems: An *in vitro* study. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.13, n.5, p.405-8, Sept/Oct 2000.
- PILO, R. et al. Incomplete seating of cemented crowns: A literature review. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v.59, n.4, p.429-33 Apr, 1988.
- PRISCO, R.; MORGANO, S.M.; D'AMATO, S. New abutment for a screw-retained, implant-supported crown. **J.Prosthet Dent**, St. Louis, v. 85, n.1 p. 30-3, Jan, 2001.
- RAIGRODSKI, A.J.; MALCAMP C; ROGERS, W.A.. Electroforming Technique. **J. Dent. Technol.**, Alexandria, v.15, n.6, p.13-6, Jul-Aug, 1998.
- RODRIGUES, J.E.; MATSON E. Efeitos das técnicas de plastificação da cera na precisão das peças fundidas com liga do sistema prata-estanho. **Rev. Assoc. Paul. Cirurg. Dent.**, São Paulo, v.37,n.1, p.55-60, Jan/fev, 1983.
- ROGERS, O.W.; ARMSTRONG B.W. Electroforming a gold matrix for indirect inlays. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v 11, n.5, p. 959-966, Sept.Oct., 1961.
- ROGERS, O.W. The electroformed gold matrix inlay technique. **Aust Dent J**, Sidney, v.15, n.4,p.316-23, Aug. 1970.
- ROGERS, O.W., Porosity in gold cast an electroformed gold matrix in an inlay technique. **Aust. Dent. J**, Sidney, v.22, p.100-6, Apr, 1977.

- ROGERS, O.W. The dental application of electroformed pure gold I. **Aust. Dent. J.**, Sidney, v.24, n.3, p. 163-70, Jun 1979.
- ROGERS, O.W. The dental application of electroformed pure gold II. **Aust. Dent. J.**, Sidney, v.25, n.1, p.1-6, Feb, 1980.
- ROGERS, O.W. The dental application of electroforming pure gold III. **Aust. Dent. J.**, Sidney, v.25, n.4, p. 205-8, Aug, 1980.
- SCHIMITT, S.M., CHANCE, D.A., CRONIN, R.J. Refining cast implant-retained restorations by electrical discharge machining. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.73, n.3, p.280-83, Mar, 1995.
- SCHWARTZ, I.S. A review of methods and techniques to improve the fit of cast restorations. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.56, n.3, p.279-83, Sept, 1986.
- SETZ, J.; DIEHL, J.; WEBER, H. The marginal fit of cemented galvanoceramic crowns. **Int J. Prosthodont.**, Lombard, v.2, n.1, p.61-64, Jan/Feb, 1989.
- SILVA E.M.M. et al. Términos cervicais: Indicações em função das ligas utilizadas. **LBO**, v. LI, n.6, p.7-12, Nov/Dez, 1994.
- SINGER, A.; SERFATY, V. Cement-retained implant-supported fixed partial dentures: A 6 month to 3-year follow-up. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.11, n.5, p.645-649, 1996.
- SKINNER, E.W., The role of investment setting expansion in gold compensation casting techniques. **Dent. Cosmos**, Philadelphia, v.75, n.10, p. 1009-18, Oct, 1932
- SKINNER, E.W., Casting techniques for small castings. **Dent. Clin. N. Amer.**, Philadelphia, 225-39, March, 1965
- SOMMERS, G.A.; BIAU, J. Clinical Applications of electroformed gold alloy. **Plating and Surface Finishing**, Orlando, v.75, n.3, p.42-46, Mar, 1988.
- SORENSEN, J.A. A standardized method for determination of crown margin fidelity. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 64, n.1, p. 18-24, Los Angeles, July, 1990.
- SOUZA JÚNIOR, O. B.; CRUZ, C.A.S.; ADABO, G.L. Avaliação da contração de fundição de ligas não nobres para metalocerâmica. **Ver. Paul. Odontol.**, São Paulo, v.24, n.5, p.8-12, Set/Out, 2002.
- STATUS, B. The anterior single-tooth restoration. **J. Calif. Dent. Assoc.**, Los Angeles, v.20, n.11, p.35-40, Nov, 1992.
- STEPHANO, C.B. et al. Adaptação cervical de coroas totais fundidas com diversas ligas metálicas, usando troquéis com e sem espaçador. **Rev. Odontol. Univ. São Paulo**, Bauru, v.3, n.3, p. 383-389, jul/set, 1989

- STEWART, R.M. Electroforming as an alternative to full ceramic restorations and cast substructures. **Trends Tech. Contemp. Dent. Lab.**, Alexandria, v.11, n.3, p. 42-47, Apr., 1994.
- STOLL R; MAKRIS P.; STACHINISS, V. Marginal adaptation of cast partial crowns made of pure titanium and a gold alloy under influence of a manual burnishing. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 28, n.5, p.401-406, May 2001.
- STRATING, H.; PAMEIJER, C.H.; GILDENHUYTS, R.R. Evaluation of the marginal integrity of ceramometal restorations. Part I. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v, 46, n.1, p. 59-65, July, 1981.
- TAGGART, W.H. A new and accurate method of making gold inlays. **Dent Cosmos**, Philadelphia, v.49, n.11, p.1117-21, Nov. 1907.
- TETERUCK, W.R.; MUNFORD, G. The fit of certain dental casting alloys using different investing materials and techniques. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.16, n.5, p.910-27, Sept/Oct, 1966.
- TJAN, A.H.L; SARKISSIAN, R.; MILLER, G.D. Effect of multiple axial grooves on the marginal adaptation of full-cast gold crowns. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.46, n.4, p.399-403, Oct, 1981.
- TJAN et al., Marginal accuracy of complete crowns made from alternative casting alloys. **J. Prosthet. Dent.**, v.66, n.2, p.157-164, Aug, 1991.
- VAN HORN, C.S, Casting: a review and commentary including techniques. **Den. Cosmos**, Philadelphia, v.52, n.8, p. 873-81, Aug. 1910.
- VAN NORTWICK, W.T.; GETTLEMAN, L. Effect of internal relief, vibration, and venting on the vertical seating of cemented crowns. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.45, n.4, p.395-399, Apr, 1981.
- VENCE, B.S. Electroforming technology for galvanoceramic restorations. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 77, n.4, p.444-449, Apr, 1997.
- VERDE, M.A.R.L., MORGANO, S.M., HASHEM, A. Technique to restore unfavorably inclined implants. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v,71, n.4, p. 359-363, Boston, Apr, 1994.
- VIGOLO, P.; MAJZOUB, Z.;CORDIOLI, G. Measurement of the dimensions and abutment rotational freedom of gold-machined 3i UCLA-type abutments in the as-received condition, after casting with a noble metal alloy and porcelain firing. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v.84, n.5, p.548-53, Nov. 2000.
- VRIJHOEF, et al. Electroforming as an alternative to casting: A preliminary report. **Restorative Dentistry**, Epsom, v.1, n.4, p. 143-145, Oct, 1985.
- WARD, M. L., Factors of importance in the construction of cast gold inlays. **Dent. Cosmos**, Philadelphia, v.57, n.5, p. 513-29, May, 1915.

WIRZ, J. Biological Dental Prosthetics. In: ____; HOFFMANN, A. **Electroforming in Restorative Dentistry: New Dimensions in Biologically Based Prosthesis**, Carol Stream: Quintessence Books, 2000, p.13-42.

WOLF, B.H. et al. Margin quality of titanium and high-gold inlays and onlays – a clinical study. **Dent. Mater.**, Washington, v.14, n.5, p.370-374, Sept, 1998.

Apêndice A – Dados das mensurações da discrepância interna e discrepância marginal obtidas da leitura em estereomicroscópio.

<i>Coping</i>	Leitura	A	B	C	D	E	F	Média Final	Média A e F
1	1	40,00	10,00	30,00	90,00	20,00	10,00	33,33	24,16
	2	40,00	10,00	25,00	80,00	25,00	10,00		
	3	35,00	10,00	35,00	90,00	30,00	10,00		
	média	38,33	10,00	30,00	86,66	25,00	10,00		
2	1	10,00	160,00	80,00	80,00	30,00	50,00	75,55	31,66
	2	10,00	150,00	151,00	90,00	20,00	60,00		
	3	10,00	150,00	149,00	90,00	20,00	50,00		
	média	10,00	153,33	126,66	86,66	23,33	53,33		
3	1	40,00	10,00	180,00	60,00	20,00	20,00	52,77	29,16
	2	30,00	10,00	150,00	70,00	15,00	25,00		
	3	40,00	10,00	170,00	60,00	20,00	20,00		
	média	36,66	10,00	166,66	63,33	18,33	21,66		
4	1	25,00	25,00	130,00	50,00	30,00	20,00	48,88	24,99
	2	30,00	25,00	140,00	40,00	20,00	20,00		
	3	40,00	20,00	170,00	60,00	20,00	15,00		
	média	31,66	23,33	146,66	50,00	23,33	18,33		
5	1	10,00	15,00	70,00	70,00	20,00	20,00	35,16	15,83
	2	10,00	18,00	80,00	80,00	10,00	25,00		
	3	10,00	20,00	70,00	70,00	15,00	20,00		
	média	10,00	17,66	73,33	73,33	15,00	21,66		
Média	Final							49,11	25,16

Tabela 7 - **GRUPO GES** - Resultado da leitura da discrepância marginal (média “A” e “F”) e do assentamento (média final), em μm .

<i>Coping</i>	Leitura	A	B	C	D	E	F	Média Final	Média A e F
1	1	40,00	10,00	70,00	60,00	10,00	60,00	42,27	51,66
	2	40,00	8,00	70,00	60,00	8,00	70,00		
	3	30,00	10,00	65,00	70,00	10,00	70,00		
	média	36,66	9,33	68,33	63,33	9,33	66,66		
2	1	60,00	20,00	100,00	140,00	30,00	70,00	68,33	64,16
	2	40,00	10,00	110,00	120,00	25,00	85,00		
	3	50,00	20,00	110,00	130,00	30,00	80,00		
	média	50,00	16,66	106,66	130,00	28,33	78,33		
3	1	50,00	40,00	70,00	70,00	20,00	50,00	51,94	49,99
	2	40,00	50,00	70,00	65,00	25,00	60,00		
	3	40,00	45,00	75,00	80,00	25,00	60,00		
	média	43,33	45,00	71,66	71,66	23,33	56,66		
4	1	65,00	10,00	100,00	60,00	20,00	60,00	51,94	59,16
	2	50,00	10,00	110,00	60,00	25,00	60,00		
	3	60,00	10,00	105,00	50,00	20,00	60,00		
	média	58,33	10,00	105,00	56,66	21,66	60,00		
5	1	25,00	30,00	60,00	70,00	40,00	40,00	42,77	29,99
	2	25,00	30,00	70,00	60,00	30,00	30,00		
	3	30,00	30,00	70,00	70,00	30,00	30,00		
	média	26,66	30,00	66,66	66,66	33,33	33,33		
Média	Final							51,44	50,99

Tabela 8 - **GRUPO OURO** - Resultado da leitura da discrepância marginal (média "A" e "F") e do assentamento (média final), em μm .

Coping	Leitura	A	B	C	D	E	F	Média Final	Média A e F
1	1	30,00	15,00	100,00	120,00	50,00	150,00	72,49	83,33
	2	40,00	10,00	90,00	120,00	40,00	120,00		
	3	40,00	10,00	80,00	130,00	130,00	120,00		
	média	36,66	11,66	90,00	123,33	43,33	130,00		
2	1	50,00	10,00	80,00	50,00	60,00	80,00	54,44	61,66
	2	40,00	10,00	80,00	50,00	60,00	70,00		
	3	50,00	10,00	80,00	50,00	70,00	80,00		
	média	46,66	10,00	80,00	50,00	63,33	76,66		
3	1	30,00	10,00	120,00	70,00	25,00	80,00	54,99	59,16
	2	40,00	10,00	90,00	70,00	25,00	90,00		
	3	30,00	10,00	90,00	90,00	25,00	85,00		
	média	33,33	10,00	100,00	76,66	25,00	85,00		
4	1	50,00	20,00	50,00	100,00	30,00	80,00	54,44	68,33
	2	40,00	15,00	50,00	100,00	20,00	100,00		
	3	50,00	15,00	50,00	100,00	20,00	90,00		
	média	46,66	16,66	50,00	100,00	23,33	90,00		
5	1	30,00	10,00	80,00	80,00	10,00	50,00	41,38	40,83
	2	25,00	10,00	60,00	80,00	10,00	60,00		
	3	20,00	10,00	70,00	70,00	10,00	60,00		
	média	25,00	10,00	70,00	76,66	10,00	56,66		
Média	Final							55,55	62,66

Tabela 9 - **GRUPO TILITE** - Resultado da leitura da discrepância marginal (média "A" e "F") e do assentamento (média final) em μm .