

ELANE BARROSO DE AQUINO

INFLUÊNCIA DAS TÉCNICAS DE CIMENTAÇÃO, FUNDIÇÃO EM
MONOBLOCO E BRASAGEM NA ADAPTAÇÃO DE COMPONENTES
PROTÉTICOS DE PRÓTESES SOBRE IMPLANTES FUNDIDOS EM
Cr-Co

Belém

2006

ELANE BARROSO DE AQUINO

Influência das técnicas de cimentação, fundição em monobloco e
brasagem na adaptação de componentes protéticos de próteses
sobre implantes fundidos em Cr-Co

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia da Universidade Federal do
Pará, para obter o título de Mestre
pelo Programa de Pós -Graduação em
Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Bruno Pereira Alves

Belém

2006

Catálogo-na-Publicação

Biblioteca Prof. Dr. Francisco Gemaque Álvaro

Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Pará

Aquino, Elane Barroso

Influência das técnicas de cimentação, fundição em monobloco e brasagem na adaptação de componentes protéticos de próteses sobre implantes fundidos em Cr-Co./ Elane Barroso de Aquino; orientador: Bruno Pereira Alves. – Belém, 2006.

113p.: fig.; 30cm

Dissertação (Mestrado – Programa de Pós-Graduação em Odontologia) – Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Pará.

1. Prótese dentária 2. Fundição dentária 3. Brasagem 4. Implantes dentários

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE E COMUNICADO AO AUTOR A REFERÊNCIA DA CITAÇÃO.

Belém, ___/___/___

Assinatura:

E-mail: elaneaquino@hotmail.com

FOLHA DE APROVAÇÃO

Aquino EB. Influência das técnicas de cimentação, fundição em monobloco e brasagem na adaptação de componentes protéticos de próteses sobre implantes fundidos em Cr-Co [Dissertação de Mestrado]. Belém: Faculdade de Odontologia da UFPA; 2006.

Belém, 29/05/2006

Banca Examinadora

1) Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof. Dr^a. Eliza Bularmaqui Klautau

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof. Dr. João Evandro da Silva Miranda

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Aos meus pais amados, Germano e Elizabeth, por estarem ao meu lado em todos os momentos da minha vida e que incondicionalmente me oferecem apoio, carinho e incentivo. Exemplos que orientam minha caminhada. Esta obra pertence a vocês também.

Aos meus irmãos, grandes companheiros de vida, pelo incentivo constante, carinho e amizade.

Aos meus sobrinhos por trazerem alegria e leveza a minha vida, me fazendo sorrir e olhar a vida sempre de forma positiva.

A TODOS VOCÊS DEDICO ESTA CONQUISTA

AGRADECIMENTOS

A Deus, por estar sempre presente em minha vida, por iluminar meu caminho, transmitindo tranquilidade e conforto nos momentos mais difíceis.

A Coordenadora e Vice-coordenadora do mestrado, Prof^{as} Dr^{as} Suely Maria Santos Lamarão e Regina Fátima Feio Barroso, pela seriedade, transparência, compromisso e dedicação, o que tornou possível à realização deste curso.

Ao meu orientador Prof. Dr. Bruno Pereira Alves, pelos conhecimentos transmitidos e atenção dispensada nesta jornada. O meu muito obrigado pela imensa colaboração e interesse na orientação desta obra.

Ao Prof. Dr. Manoel da Silva Filho por toda gentileza e disposição em ajudar, pela confecção do modelo mestre e por possibilitar a realização da parte experimental desta pesquisa, através do uso do estereomicroscópio.

A Prof^a Dr^a Ana Cláudia Alves e a CD Patrícia Leite Saboya por cederem os implantes para a realização desta pesquisa.

Aos Professores da equipe de Prótese da Universidade Federal do Pará, pela amizade, incentivo e apoio demonstrados.

Aos Professores da Pós-graduação em Odontologia da Universidade Federal do Pará, pela boa vontade, conhecimentos transmitidos e participação no meu crescimento científico.

A Conexão Sistema de Prótese pela doação dos componentes protéticos utilizados neste experimento.

Aos meus companheiros de luta Alessandra, Ana Cássia, Cláudia Dourado, Cláudia Pires, Cleide, Danielle, Eliana, Eurydse, Helena, Helder, Kalena, Márcia, Nazareno, Beth, Kunihiro, Zaca, Chermont, Paulo, Nelson e César, pelo

companheirismo, agradável convivência e apoio a mim dedicado em momento difícil desta jornada. Em especial as amigas Danielle Emmi e Cláudia Pires, companheiras de todas as horas.

A funcionária da biblioteca, da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Pará, Yeda , pelas orientações dadas para a estruturação deste trabalho.

A todos aqueles que direta ou indiretamente contribuíram para a realização desta obra.

O MEU MUITO OBRIGADA!

“Faça tudo de corpo e alma. Não seja morno fazendo por fazer. Até o impossível se torna possível quando nos envolvemos integralmente”

(Autor desconhecido)

Aquino EB. Influência das técnicas de cimentação, fundição em monobloco e brasagem na adaptação de componentes protéticos de próteses sobre implantes fundidos em Cr-Co [Dissertação de Mestrado]. Belém: Faculdade de Odontologia da UFPA; 2006.

RESUMO

O presente estudo avaliou a adaptação da interface implante/componente protético, utilizando pilares Micro-Units com seus respectivos copings acrílicos (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo – SP – Brasil) e UCLAs (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo – SP – Brasil), por meio de três diferentes técnicas: cimentação (grupo 1), fundição em monobloco (grupo 2) e fundição e brasagem (grupo 3). Foram confeccionados 20 corpos - de- prova, cada corpo apresentava 3 componentes protéticos e duas barras que os unia. Foram utilizados 30 componentes protéticos Micro-Units, 30 copings acrílicos dos Micro-Units (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo – SP – Brasil) e 30 UCLAs (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo – SP – Brasil). Também foram usadas 40 barras cilíndricas de 2mm de diâmetro, obtidas a partir de uma matriz. Cada grupo tinha 10 corpos-de-prova. Os corpos-de-prova foram divididos inicialmente em dois grupos. No grupo 1 foram utilizados componentes protéticos Micro-Units e seus respectivos copings acrílicos, os quais foram fundidos em Cr-Co, parafusados e cimentados sobre os Micro-Units. No grupo 2 os componentes protéticos calcináveis (UCLA), foram fundidos em monobloco utilizando-se Cr-Co. Posteriormente foi realizada a separação das peças em monobloco do grupo 2, o qual passou a ser chamado de grupo 3, sendo então submetido à brasagem. Todos os grupos foram mensurados em um estereomicroscópio (SZX12, Olympus, Japan) com aumento de 60X em relação à adaptação, antes e após os procedimentos para a obtenção das estruturas, através de cada técnica. Os resultados mostraram que o grupo 1 apresentou uma adaptação

estatisticamente superior, inicial (0,000 μ m) e final (3,588 μ m), em relação aos grupos 2 (9,252 μ m e 325,259 μ m) e 3 (0,874 μ m e 121,592 μ m). O grupo 3 apresentou uma melhora significativa em relação ao grupo 2. A técnica com melhor adaptação foi a cimentação.

Palavras-Chave: Prótese dentária; Fundição dentária; Brasagem; Implantes dentários

Aquino EB. Influence of cementation, one-piece-casting and brazing in prosthetic components adaptation of prosthesis over implants casting in cr-co [Dissertação de Mestrado]. Belém: Faculdade de Odontologia da UFPA; 2006.

ABSTRACT

The present study evaluated the adaptation from the interface implant/abutment using Micro-Units, with their acrylic copings (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo – SP – Brasil), and UCLAs (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo – SP – Brasil) pillars through three different techniques: cementation (group 1), one-piece-casting (group 2) and casting plus brazing (group 3). It was made 20 specimens; each one had three abutments joined by two bars. It was used 30 Micro-Units, 30 acrylic copings of Micro-Units (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo – SP – Brasil) and 30 UCLAs (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo – SP – Brasil). Also were used 40 cylindrical bars with 2mm of diameter, obtained from one matrix. Each group had 10 specimens. The specimens were initially divided in two groups. Group 1 used Micro-Units abutments, with their acrylic copings which were casting in cr-co, screwed and cemented over Micro-Units. Group 2 had abutments UCLA in plastic, which were made in one-piece casting using Cr-Co. Group 2 afterwards, was cut and was called group 3, then was brazing. All groups were measured for adaptation, with stereomicroscope (SZX12, Olympus, Japan), 60X increase, before and after the procedures to obtain the structures, by each technique. The results show that group 1 is statistically superior in adaptation, at first (0,000 μ m) and at last (3,588 μ m), in relation to group 2 (9,52 μ m e 325,259 μ m) and 3 (0,874 μ m e 121,592 μ m). Group 3 shows a significant improvement in relation to group 2. The cementation technique shows the best adaptation.

Key-words: Dental prosthesis; Dental casting; Brazing; Dental implants

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 4.1.a - Vista superior do modelo mestre com os implantes A, B e C fixados	63
Figura 4.1.b - Vista frontal do modelo mestre com os implantes A, B e C fixados	63
Figura 4.2.a - Pilares do tipo Micro-Unit	65
Figura 4.2.b - Componentes protéticos Micro-Units sobre o modelo	65
Figura 4.2.c - Copings acrílicos dos Micro-Units unidos por barras acrílicas e prontos para fundição	65
Figura 4.2.d - Corpo-de-prova fundido em monobloco e polido para leitura final	65
Figura 4.3.a - Componentes protéticos calcináveis do tipo UCLA fixados sobre o modelo	66
Figura 4.3.b - Padrão encerado e pronto para fundição (vista frontal)	66
Figura 4.3.c - Padrão encerado e pronto para fundição (vista superior)	66
Figura 4.3.d - Corpo-de-prova fundido em monobloco e polido para leitura final	66
Figura 4.4.a - Corpo-de-prova fundido em monobloco e polido	67
Figura 4.4.b - Corpo-de-prova fundido e seccionado em três partes para brasagem	67
Figura 4.4.c - Corpo-de-prova unido para solda	67
Figura 4.4.d - Corpo-de-prova após brasagem	67
Figura 4.5.a - Dois padrões unidos à base do anel inclusor (vista frontal)	68

Figura 4.5.b -	Dois padrões unidos à base do anel inclusor (vista superior)	68
Figura 4.6 -	Forno elétrico	70
Figura 4.7.a -	Leitura de corpo-de-prova em estereomicroscópio	71
Figura 4.7.b -	Vista aproximada com corpo-de-prova posicionado para leitura	71
Figura 4.8 -	Brasagem	75
Figura 5.1 -	Comparação da desadaptação do grupo 1 e de suas estruturas antes e após cimentação	77
Figura 5.2 -	Comparação da desadaptação do grupo 2 e suas estruturas enceradas e após a fundição em monobloco	79
Figura 5.3 -	Comparação da desadaptação do grupo 3 e suas estruturas fundidas e após brasagem	80
Figura 5.4 -	Comparação dos valores médios em micrometros da interface componente protético/implante inicial e final entre os grupos	82

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1 - Valores médios em micrometros da interface componente protético/implante antes e após cimentação do grupo1	77
Tabela 5.2 - Valores médios em micrometros da interface componente protético/implante no enceramento e após a fundição do grupo 2	78
Tabela 5.3 - Valores médios em micrometros da interface componente protético/implante após a fundição e após brasagem	80
Tabela 5.4 - Valores médios em micrometros da interface componente protético/implante inicial e final	81

SUMÁRIO

	p.
1 INTRODUÇÃO	14
2 REVISÃO DA LITERATURA	18
3 PROPOSIÇÃO	62
4 MATERIAL E MÉTODOS	63
5 RESULTADOS	76
6 DISCUSSÃO	83
7 CONCLUSÕES	93
REFERÊNCIAS	94
ANEXOS	102

1) INTRODUÇÃO

A ausência do ligamento periodontal nos implantes faz com que a distribuição de cargas seja dependente do grau de deformação do tecido ósseo, da rigidez da estrutura da prótese e da elasticidade dos parafusos de fixação (WEE; AQUILINO; SCHNEIDER, 1999). Enquanto o ligamento periodontal permite movimentos do dente dentro dos alvéolos em torno de 100µm, nos sistemas de implantes esta liberdade de movimentação é reduzida para no máximo 10µm (SERTGOZ, 1997). Desta forma, em uma prótese convencional, é de se esperar que os dentes se movimentem para compensar os pequenos erros de adaptação da peça protética, enquanto os implantes osseointegrados não mudam de posição em resposta às forças que podem surgir frente a erros de adaptação (HARELDSON; CARLSSON, 1977; MA; NICHOLLS; RUBENSTEIN, 1997). Isso faz com que um desajuste na prótese sobre implantes funcione como gerador constante de tensões entre os componentes do sistema, podendo levar a fadiga dos parafusos ou à perda da osseointegração (JEMT, 1991; PATTERSON; JOHNS, 1992; KALLUS; BESSING, 1994; HOLLWEG, 2000; JOLY; LIMA, 2003).

Eames e Macnamara (1978) afirmaram que nenhuma infra-estrutura metálica odontológica adaptava-se perfeitamente sobre o dente preparado e que a completa adaptação era muito variável devido aos diversos procedimentos que antecederiam sua confecção. Assim, é possível supor que a falha decorre das diversas etapas clínicas e laboratoriais às quais qualquer peça protética é submetida.

Carlsson e Carlsson (1994) ressaltaram a importância da obtenção de próteses com adaptação passiva, o que significa que estas podem ser parafusadas

sem causar tensão. A tensão, resultado de uma prótese mal adaptada, é um fator que afeta significativamente a longevidade dos componentes.

De acordo com a especificação nº. 96 da American Dental Association (1994), a espessura da película dos materiais utilizados para a cimentação de peças protéticas deve ser de, no máximo, 25µm. Dessa forma, o profissional deve, em sua clínica diária, estar atento a uma série de fatores que influem na espessura final da película de cimento e conseqüentemente no assentamento das próteses fixas (HEBEL; GAJJAR, 1997; AGOSTINHO; MATSUMOTO; ANTUNES, 2000; HECKMANN *et al.*, 2004). Para a cimentação de peças metálicas, os cimentos resinosos de dupla ativação estão sendo cada vez mais utilizados como alternativa aos cimentos de fosfato de zinco e de ionômero de vidro. Em relação aos cimentos de fosfato de zinco, os cimentos resinosos duais apresentam maior união às estruturas dentais e às ligas metálicas, menor infiltração marginal e solubilidade aos fluidos bucais praticamente nula (NEPPELENBROEK; CRUZ, 2004; MIRANDA *et al.*, 2005).

Com o advento do pilar protético UCLA e CeraOne, uma nova geração de sistema de retenção de prótese se inicia; as próteses cimentadas (LEWIS; LLAMAS; AVERA, 1992; FRANCISCHONE; ISHIKIRIAMA; VASCONCELOS, 1999). O pilar ou componente protético UCLA foi desenvolvido em 1988, na Universidade da Califórnia, em Los Angeles (HOBBO; ICHIDA; GARCIA, 1997). Para Lewis *et al.* (1989) o UCLA é um componente protético plástico que é conectado diretamente ao implante, eliminando-se, portanto o componente intermediário. Segundo o autor proporciona estética, com a emergência da cerâmica subgingivalmente e a possibilidade de corrigir angulações do implante.

A estrutura metálica de uma prótese fixa sobre implantes, na maioria das vezes é feita de liga de ouro tipo III ou de paládio-prata, esta estrutura metálica deve ser resistente à corrosão, ter precisão e assentamento passivo aos intermediários dos implantes, rigidez e capacidade para suportar as cargas mastigatórias e de oclusão (LUCAS; LEMOS, 1992; SOUSA, 2001). Entre os materiais utilizados atualmente, destacam-se a liga metálica de paládio-prata e o titânio.

Desde o surgimento das próteses implanto-suportadas, vários aprimoramentos foram propostos na técnica e materiais para confecção das infra-estruturas metálicas (MILAN, 1997; FREITAS *et al.*, 2004). A necessidade de redução de custos provocou o desenvolvimento de ligas alternativas na Odontologia. Estas foram desenvolvidas, a princípio, alterando a proporção dos metais nobres e não nobres. Posteriormente, foram desenvolvidas ligas de metais básicos com a ausência de metais nobres em sua composição (MONDELLI, 1995; SERTGOZ, 1997).

As ligas de Cr-Co têm ocupado um importante espaço na prática laboratorial pelo seu custo reduzido (MONDELLI, 1995; VALLITTU; MIETTINEN, 1996; ANUSAVICE, 2005; VENUGOPALAN; LUCAS, 1998). Como essa liga possui uma temperatura de fusão mais elevada que a do ouro, durante a fundição da infra-estrutura não se utilizam os cilindros de ouro pré-fabricados, como na técnica original, e sim cilindros de plástico calcináveis, o que juntamente com o seu custo mais reduzido, diminui consideravelmente o custo de fabricação da prótese (CHAO; ZARB; JUDES, 1988). Este sistema de liga é composto basicamente de 53 a 67% de cobalto, 25 a 32% de cromo e 2 a 6% de molibdênio, com pequenas adições de carbono, berílio, níquel e outros elementos (MONDELLI, 1995; ANUSAVICE, 2005).

Segundo Schieffleger *et al.* (1985) fundições de próteses fixas convencionais em monobloco são técnicas sensíveis que apresentam certo grau de distorção. Humphries, Yaman e Bloem (1990) afirmaram que os erros resultantes da moldagem de transferência dos implantes freqüentemente levavam a procedimentos repetidos de secção e soldagem das infra-estruturas.

O emprego da brasagem entre os elementos pilares, durante a fase de confecção da infra-estrutura metálica, tem sido um artifício utilizado pelos cirurgiões-dentistas na solução de problemas de adaptação. Apresenta menor custo de equipamento e facilidade de utilização, sendo por isso, o processo mais utilizado nos laboratórios de prótese (SOUZA *et al.*, 2000a, 2000b). A brasagem é um processo de soldagem no qual a união é executada por meio de uma liga metálica de ponto de fusão mais baixo do que a do metal base, portanto este não funde durante a soldagem, sendo a junta preenchida por efeito capilar (MARQUES, 1991).

Existem pesquisas recentes relacionadas a importância da adaptação passiva em próteses implanto-suportadas (GUIMARÃES; NISHIOKA; BOTTINO, 2001; SILVEIRA JÚNIOR *et al.*, 2002; ALVES, 2003), cimentação (AGOSTINHO; MATSUMOTO; ANTUNES, 2000; MOTTA; PEGORARO; CONTI, 2001; FIGUEIREDO; CASTRO FILHO; MATUDA, 2002), a utilização de ligas de Cr-Co para a obtenção de infra-estruturas metálicas (SAKAUE *et al.*, 2003; FREITAS *et al.*, 2004; JANSON; FERREIRA; RUBO, 2004) e estudos de uniões empregando brasagem (SOUZA *et al.*, 2000a, 2000b; FREITAS *et al.*, 2004); mostrando o grande interesse nesta área da prótese odontológica e a necessidade de novas pesquisas, uma vez que suas características associadas ainda são pouco conhecidas.

2) REVISÃO DA LITERATURA

Hareldson e Carlsson (1977) analisaram a função do sistema mastigatório em 19 pacientes (13 mulheres e 6 homens), com idade de 39 a 68, selecionados randomizadamente de um grupo de 165 pacientes, os quais tinham sido tratados com implantes osseointegrados dentro dos últimos 7 anos. Os pacientes estavam satisfeitos com a capacidade funcional dos implantes, especialmente quando comparados com a pobre função antes do tratamento. De acordo com os exames clínicos, todos os pacientes exceto um não apresentaram ou tiveram apenas suaves sintomas de disfunção do sistema mastigatório. Três níveis de força de mordida foram registrados. O valor médio para a mordida suave foi de 15.7 Ncm, tanto para a mordida quanto mastigação 50.1 Ncm e para a mordida máxima 144.4 Ncm. Os pacientes puderam desta maneira discriminar bem entre os diferentes níveis de força de mordida, e os valores máximos registrados foram muito maiores quando comparados aos obtidos por pessoas que faziam uso de próteses removíveis.

No ano de 1978, Eames e Macnamara afirmaram que nenhuma infraestrutura metálica odontológica adaptava-se perfeitamente sobre o dente preparado e que a completa adaptação era muito variável devido aos diversos procedimentos que antecederiam sua confecção. Segundo os autores, é possível supor que a falha decorre das diversas etapas clínicas e laboratoriais às quais qualquer peça protética é submetida.

Kelly e Rose (1983) realizaram uma revisão bibliográfica abordando ligas não preciosas para uso em prótese fixa, com ênfase na constituição, propriedades

físicas, biocompatibilidade, adesão à porcelana e corrosão. De acordo com os autores ligas não preciosas podem ser fundidas com uma precisão aceitável e o aumento das propriedades de resistência e fusão pode fazê-las o metal preferido para proporcionar maior rigidez, infra-estruturas de porcelana termicamente mais estáveis, especialmente para restaurações múltiplas. As infra-estruturas de porcelana em metal não precioso podem também ser menos volumosas nas áreas interproximais do que ligas áureas. Em contrapartida as ligas não preciosas são quimicamente e metalurgicamente complexas. Seus procedimentos laboratoriais requerem mais precisão do que as ligas áureas, especialmente durante a fundição. Segundo os autores a escolha do laboratório é muito importante e os revestimentos disponíveis são capazes de fornecer a expansão necessária.

Em um estudo realizado por Apotheker, Nishimura e Seerattan (1984) compararam-se infra-estruturas soldadas a laser com aquelas soldadas convencionalmente. As infra-estruturas foram confeccionadas com a liga Rexillum III (RX Jeneric, Wallingford. CT), sendo esta uma liga popular, não preciosa, composta de 74-78% Ni, 12-15% Cr, 4-6% Mo e 1,8% Be. A temperatura de fundição variou de 2250 a 2350° F. Foram enceradas 7 infra-estruturas de 3 elementos que foram incluídas e fundidas de acordo com as instruções do fabricante. O seccionamento da infra-estrutura foi feito com um disco de carborundum dupla face e o espaço produzido foi de 0,79mm. Três infra-estruturas foram soldadas a laser com 450W Nd: YAG (John Blutt, Laser Industries, Lawrence, MA). Para cada prótese o pulso padrão foi de 48 pulsos/segundo com uma duração de 0,0004 segundos/pulso. As outras 3 próteses foram soldadas com o maçarico gás/oxigênio. As próteses foram

colocadas no forno a uma temperatura de 1050° F. Após 20 minutos foram removidas e a solda NNP (Rx Jeneric, Wallington, CT) aplicada. Todas as próteses soldadas pelo método convencional apresentavam porosidades amplas e profundas, já as soldadas a laser não apresentaram porosidades. Distintamente, uniões melhores e mais resistentes à fratura na boca foram encontradas com os corpos soldados a laser.

Schiffleger *et al.* (1985) compararam próteses parciais fixas metalocerâmicas de 3, 4 e 5 elementos fundidas em monobloco com liga de ouro. Foi utilizado um molde de alumínio composto por 3 peças que acomodava cinco preparos em aço puro para coroa total de canino a segundo molar. Para cada tipo de prótese, foram feitas 6 fundições, somando um total de 18 fundições. Foi utilizado um microscópio com calibração em micrometro para o registro das medidas de discrepância vertical marginal. Os autores registraram também as diferenças nas distâncias dos ângulos axio-gengivais entre a matriz e as fundições. As fundições foram então seccionadas, sendo as medidas realizadas antes e após o seccionamento das peças. Os autores obtiveram as seguintes conclusões: 1) Houve uma melhora no assentamento das fundições em aproximadamente 50% após o seccionamento; 2) A distorção foi tridimensional, sendo sua maior discrepância na superfície méso-gengival do retentor anterior e disto-lingual do retentor posterior; 3) A menor distorção ocorreu nas próteses de três elementos e a maior nas próteses de cinco elementos; 4) O diâmetro vestibulo-lingual das fundições no ângulo gengivo-axial foi significativamente maior que os preparos do modelo mestre na maioria dos casos; 5) O diâmetro méso-distal das fundições no ângulo gengivo-axial foi menor que nos preparos do modelo mestre, sendo somente significativa nas próteses de 3 elementos.

Chao, Zarb e Judes (1988) avaliaram a praticidade no uso das ligas de cromo-cobalto para fabricação de infra-estruturas de próteses sobre implantes e compararam os resultados com os obtidos nas infra-estruturas de paládio-prata. Os autores avaliaram a adaptação e o comportamento mecânico das infra-estruturas. Para a fabricação das infra-estruturas de cromo-cobalto foi necessária a duplicação dos cilindros de ouro em resina acrílica, pois a liga de cromo-cobalto não pode ser fundida sobre a liga de ouro. As infra-estruturas de paládio-prata foram realizadas sobre os cilindros de ouro. A adaptação marginal entre os cilindros dos padrões de acrílico e os análogos intermediários foi medida utilizando-se um microscópio óptico com magnificação de 100X. Foram realizadas quatro medidas em cada intermediário. Para compensar a contração da resina Duralay empregada para a confecção dos cilindros protéticos, uma fina camada de cera foi utilizada para readaptar as margens destes, sendo novamente mensurada a adaptação marginal. Os padrões foram então incluídos e fundidos. Uma outra medição das infra-estruturas fabricadas com a liga de cromo-cobalto foi realizada após o acabamento. As medidas nas infra-estruturas de paládio-prata foram realizadas somente após a fundição e acabamento. Para verificar o comportamento mecânico das infra-estruturas ao receberem carga, foram utilizados: medidor de tensão e análise fotoelástica. A maioria das infra-estruturas de cromo-cobalto recebeu algum tipo de ajuste antes de se adaptarem passivamente aos intermediários. Todas as infra-estruturas de paládio-prata adaptaram-se passivamente sem qualquer ajuste. A média de desadaptação marginal nas infra-estruturas de cromo-cobalto foi de 26,4 μ m e nas infra-estruturas de paládio-prata foi de 8 μ m. Para os autores, estes resultados podem ter ocorrido devido à maior contração de fundição do cromo-cobalto e ao menor

grau de adaptação dos cilindros de resina acrílica com relação aos cilindros de ouro. Para substituição dos cilindros acrílicos duplicados, a utilização de cilindros plásticos pré-fabricados seria uma tentativa para solucionar este problema. Os autores concluíram que é possível construir infra-estruturas sobre implantes com a liga de cromo-cobalto utilizando um menor volume de material, sem diminuir sua capacidade de receber cargas. As fundições em monobloco das infra-estruturas de cromo-cobalto mostraram uma adaptação aceitável, mas foram claramente inferiores às infra-estruturas de paládio-prata fundidas diretamente sobre os cilindros de ouro.

Lewis *et al.* (1989) estabeleceram uma técnica para solucionar dificuldades de angulações de implantes com a utilização do componente protético UCLA. Os autores discutem o problema do orifício para corrigir pequenas inclinações e a fabricação de coroas telescópicas para as angulações mais severas. Segundo os autores, o UCLA é um componente plástico que é conectado diretamente ao implante, eliminando-se, portanto o componente intermediário. Proporciona estética e a possibilidade de corrigir angulações do implante. Quando o implante é instalado com moderada inclinação para vestibular, a restauração será comprometida pela localização do conduto de acesso do parafuso de fixação que estará localizado em local indevido. No modelo de gesso obtido com uma moldagem de transferência do implante, podem-se corrigir angulações com o enceramento do componente protético UCLA, personalizando-o para cada implante. Angulações severas em implantes múltiplos pode-se compensá-las com coroas telescópicas, sendo que, para este caso o componente UCLA deverá ser com base hexagonal para não permitir movimento durante a função, pois pela constante colocação e retirada, funcionam como elemento isolado. O metal

utilizado é sempre uma liga de ouro e este em contato com o titânio não resulta em problema eletrolítico na cavidade oral. A adaptação do padrão deve ser muito bem determinada no modelo de gesso, sendo o polimento realizado cuidadosamente com pasta de diamante para não danificar a adaptação. Afirmam os autores que a discrepância de 4 a 8µm tem sido notada na adaptação entre implante e padrão.

No ano de 1990, Humphries, Yaman e Bloem mediram a precisão de modelos mestres fabricados a partir de 3 técnicas de moldagem comumente usadas com o Sistema Branemark. Pontos colocados em um modelo metálico e sobre intermediários mestres foram comparados após a transferência dos intermediários para os modelos de gesso usando casquetes de moldagem esplintados e não esplintados. Os valores médios e desvios padrões de cada um dos pontos de referência de 12 modelos foram comparados com os valores para cada ponto a partir do modelo metálico. Os valores obtidos a partir das técnicas que utilizavam casquetes quadrados de polímero esplintados e não esplintados, assim como os obtidos pelos casquetes cônicos de hidrocolóide não esplintados, não foram significativamente diferentes dos valores registrados para os modelos metálicos. Os casquetes cônicos de hidrocolóide produziram uma alta correlação com os valores coordenados no modelo metálico quando comparados com os casquetes quadrados de polímero não esplintados ou casquetes quadrados esplintados.

Em 1991, Jemt desenvolveu um estudo com o propósito de identificar problemas e complicações relacionadas ao tratamento protético de 380 maxilas e mandíbulas reabilitadas com próteses totais fixas implanto-suportadas. Verificou que o índice de sucesso para as próteses foi de 99,5% e 98,1% para os implantes. Embora o número de complicações tenha sido baixo, estas foram mais

freqüentes na maxila. As complicações mais comumente encontradas foram: problemas de dicção (31,2%), sendo mais freqüente na maxila, mordida do lábio e bochecha (6,6%), sendo mais freqüente na mandíbula, irritação causada pelo cantilever (3,1%), problemas gengivais (fistulas, hiperplasia, inflamação – 1,7%), fratura da estrutura metálica em ouro (0,8%), sem ter havido fratura de nenhum dos componentes. Segundo o autor 271 próteses (69,3%) apresentaram estabilidade no parafuso de ouro ao primeiro exame (após duas semanas), sendo que quase todos os parafusos reapertados neste primeiro controle se apresentaram estáveis no controle seguinte (113 próteses). Apenas sete próteses precisaram de mais um reaperto para que os parafusos se estabilizassem. A diferença entre a distribuição de parafusos instáveis na maxila e mandíbula era estatisticamente significativa, sendo maior na maxila. O assentamento passivo das próteses proporcionou um grau satisfatório de estabilidade aos parafusos de ouro, diminuindo o risco de fratura dos componentes. O autor sugeriu um protocolo para avaliar a adaptação passiva de infra-estruturas metálicas suportada por cinco implantes. Estes cinco implantes devem ser numerados de um a cinco da direita para a esquerda, a prótese deve ser posicionada e o parafuso um apertado totalmente. Em seguida, verifica-se a adaptação dos demais componentes. Repete-se o procedimento com o outro parafuso distal (parafuso cinco). Depois de verificada a adaptação, parte-se para o aperto de todos os parafusos, um de cada vez, iniciando pelo parafuso dois, depois o parafuso quatro, depois o mais intermediário e por fim os dois parafusos distais. Cada parafuso deve ser apertado até sua primeira resistência, anotando-se a posição da chave e um máximo de $\frac{1}{2}$ volta (180°) é permitido para o aperto final da prótese. Outra maneira utilizada para avaliar a adaptação é pela quantidade de voltas dadas

durante o aperto do parafuso de ouro, quando mais de ½ volta era necessário para um aperto completo do parafuso, a estrutura era considerada mal ajustada e era seccionada e soldada, obtendo-se assim, um bom grau de passividade desta infra-estrutura sobre os implantes.

Lewis, Llamas e Avera (1992) realizaram um estudo com o propósito de determinar se as restaurações que utilizam o intermediário UCLA afetam o sucesso estimado dos implantes. Em setembro de 1986, 46 pacientes foram reabilitados com 59 restaurações, sendo que foi utilizado 118 intermediários UCAs. Dos 118 UCAs, 65 foram colocados sobre implantes maxilares e 53 sobre mandibulares. Todos os implantes eram do tipo Branemark, de vários comprimentos, sendo utilizados de acordo com as condições anatômicas. Das restaurações colocadas, 20 eram overdentures do tipo barra, duas próteses totais fixas, e 46 próteses parciais fixas. Dos 65 intermediários UCAs maxilares, houveram 5 insucessos, para um sucesso estimado de 92.3%. Três dessas falhas ocorreram em um paciente e duas em outro. Ambos foram tratados com restaurações metalocerâmicas na região posterior da maxila e todos os implantes falharam com seis semanas de carga. Essas falhas sugeriram que os implantes poderiam estar pouco osseointegrados inicialmente e as restaurações com o intermediário UCLA tiveram pouca significância. Não houve falhas na mandíbula, para um sucesso estimado de 100%. O sucesso estimado global foi de 95,8%.

Lucas e Lemos (1992) realizaram uma revisão da literatura relatando a suscetibilidade de materiais metálicos (ligas nobres, semi-nobres e não-nobres) a várias formas de biodegradação, com ênfase na corrosão. Os autores relataram que a corrosão e a biodegradação estão sendo analisados detalhadamente com o passar dos anos e que pesquisas clínicas e laboratoriais possuem dados

correlacionados para muitos dispositivos à base de liga. Por causa dos interesses relacionados à biodegradação, as reações dos produtos, e o perfil da biocompatibilidade do hospedeiro, os sistemas foram selecionados onde as reações do meio ambiente eram minimizadas. De acordo com os autores esta tendência deve continuar e no futuro devem surgir alguns materiais metálicos novos.

Em 1992, Patterson e Johns avaliaram o tempo de fadiga dos parafusos utilizados nos implantes. Segundo os autores, quando um parafuso é apertado ao máximo, uma pré-carga é aplicada ao parafuso induzindo uma força compressiva nos componentes que estão unidos e com a ação de uma força externa, parte dessa força compressiva que mantém os componentes unidos é perdida, aumentando assim a força de tensão no parafuso. A ausência da adaptação passiva faz com que as superfícies dos componentes não entrem em contato quando a pré-carga é aplicada e o parafuso passa a receber toda a carga, tendo seu tempo de fadiga reduzido a semanas. Quando o contato é parcial e a pré-carga é capaz de unir os componentes por meio de alguma deformação nas superfícies de contato, tem-se uma junção, onde quanto maior for a pré-carga aplicada no sistema, maior será o tempo de fadiga do parafuso. Concluíram que, devido à possibilidade de incorporar pequenos erros nos diferentes procedimentos protéticos, é necessário assegurar-se que os parafusos foram apertados ao máximo, aumentando o tempo útil dos mesmos e para que isso ocorra, recomendam que o torque apropriado seja aplicado.

Por meio de um estudo simulando as condições clínicas, Dellinges e Tebrock (1993), avaliaram o torque aplicado aos parafusos protéticos com as chaves manuais. Simulando as condições clínicas e utilizando luvas molhadas, 60

estudantes do segundo ano foram instruídos a aplicar sua máxima força durante o aperto simulado de um parafuso. O valor médio do torque obtido pelo grupo masculino foi de 11,84 Ncm e de 10,88 Ncm para o grupo feminino, não havendo diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos. O valor médio para ambos os grupos foi de 11,55 Ncm. Nas condições estudadas, os autores concluíram que é possível obter o torque necessário para os parafusos de pequeno diâmetro (10 Ncm) com este tipo de chave, o mesmo não ocorrendo quando os parafusos exigem um torque mais elevado.

Em um trabalho realizado por Aparício (1994), foi analisado o assentamento passivo em próteses cimentadas. O ajuste circunferencial passivo da prótese nos seus pilares foi avaliado por meio de três parâmetros clínicos: ausência de sensações de tensão ou dor durante a colocação; o fechamento final de todos os parafusos com volta máxima de um terço sem experimentar resistência; teste de ajuste da armação usando um parafuso único de ouro em uma posição distal seguido de exame visual com lentes de aumento do assentamento dos pilares onde a altura da gengiva permitia, ou por radiografias intraorais quando a junção cilindro de ouro/pilar estava subgengival. O autor enfatiza que para manter a osseointegração, é essencial que haja passividade da prótese sobre o implante, que é incapaz de adaptar-se a uma nova posição quando a prótese não estiver em estado de passividade, devido à ausência de ligamento periodontal. A resistência da união cimentada é obviamente crítica. Por isso, a espessura deve ser mantida entre 0,1 a 0,3 mm. Discrepâncias maiores que estas, devem ser corrigidas por corte e soldagem ou por repetição da fundição.

Carlsson e Carlsson (1994) ressaltaram a importância da obtenção de próteses com adaptação passiva. Segundo os autores uma prótese com adaptação

passiva significa que pode ser parafusada sem causar tensão, porém não existe uma adaptação completamente passiva já que todo aperto de parafusos gera certa deformação da prótese e/ou do osso, introduzindo alguma tensão ao sistema. A tensão, resultante de uma prótese mal adaptada, é um fator que afeta significativamente a longevidade dos componentes. Segundo os autores, existem duas formas de medir o grau de desadaptação de um sistema: medir as forças que são introduzidas durante o aperto dos parafusos ou medir a extensão dessa desadaptação por meio de um microscópio de medição. Os autores relataram ainda que, devido às características do Sistema Branemark, uma desadaptação lateral de 50 μ m não gera qualquer tensão ao sistema, mas um erro angular de mesma dimensão é capaz de gerar um deslocamento angular no ápice do implante para aliviar a tensão gerada. A precisão de adaptação entre o intermediário do implante e o componente protético da infra-estrutura tem sido questionada como sendo um fator significativo na transferência do estresse, biomecânica dos sistemas de implante, ocorrência de complicações e resposta dos tecidos na interface biológica.

Em 1994, Hulterstrom e Nilsson realizaram um acompanhamento clínico de 3 anos para avaliar o cromo-cobalto quando utilizado como infra-estrutura metálica em prótese sobre implante. Sessenta e seis pacientes foram tratados na Clínica de prótese em Uppsala, Suécia. Os mesmos receberam próteses fixas sobre implantes do tipo Branemark. As estruturas metálicas das próteses foram confeccionadas com cromo-cobalto. Foram utilizadas diferentes técnicas para fixar o cilindro de ouro à estrutura metálica. Foram usados encaixes mecânicos com resina auto-polimerizável polimetil metacrilato (PMMA), soldas parciais combinadas com encaixes PMMA e apenas solda. Não foi observada nenhuma

reação anormal dos tecidos. Foram realizados exames radiográficos dos implantes no momento da colocação da prótese e nas visitas de 1 e 3 anos. Um pequeno número de casos de pequena perda óssea foi detectado, mas não relacionado com o material usado na infra-estrutura metálica.

Também em 1994, Kallus e Bessing investigaram a ocorrência de afrouxamento de parafusos de ouro e do intermediário em 236 próteses implanto-suportadas após cinco anos de uso. Para este estudo foram utilizados componentes do sistema Branemark e as próteses foram confeccionadas com ouro tipo III e dentes de resina, sendo os parafusos de ouro apertados manualmente com força máxima, seguindo uma seqüência estabelecida. Os autores concluíram que o afrouxamento do parafuso pode estar relacionado com o desajuste da armação, no entanto os resultados não são conclusivos, já que próteses com ajuste favorável podem apresentar parafusos soltos e próteses com desajustes podem ter parafusos apertados. Segundo os autores o apertamento inadequado do parafuso retentivo-protético pode ser a causa da perda do parafuso enquanto a prótese está em função. Os autores sugerem que periodicamente sejam realizadas revisões clínicas para avaliar a situação da prótese e do parafuso.

Em 1995, Schmitt e Chance descreveram a técnica de fabricação de restaurações metálicas implanto-retidas sem a necessidade de fundições, por meio da associação de três métodos não convencionais: Laser scanning; sistema CAD-CAM e eletroerosão. Com isso foi possível a fabricação de restaurações metálicas com grande precisão em relação à adaptação marginal, sem a utilização da técnica da cera perdida e fundição do metal. Os autores relataram que antes da introdução deste sistema na odontologia, as restaurações, inclusive as do tipo implanto-retidas, eram normalmente confeccionadas pelas técnicas laboratoriais

convencionais e que estes métodos apresentavam imprecisões resultantes de distorções dos modelos, revestimentos e resfriamento do metal, além do fato de poderem gerar reações galvânicas na interface implante/restauração por serem normalmente confeccionadas em Au ou alguma liga de metal básico, o que não ocorriam na associação das três técnicas. O uso do *Laser scanning* consiste numa técnica alternativa onde feixes de luz (laser de baixa energia) são projetados sobre o modelo a ser reproduzido, sendo capturados em um sensor próprio do aparelho. Estes dados são arquivados no formato STL e transferidos para o sistema CAD-CAM que irá criar o modelo em 3 dimensões. Na seqüência era feita a restauração metálica em Ti através do processo de eletroerosão no aparato M.D.E. (Máquina de descarga elétrica). A restauração concluída apresentou excelente contorno, adaptação marginal e propriedades biomecânicas. Com isso foi concluído que a utilização do Laser Scanning, CAD-CAM e eletroerosão podem ser indicados na fabricação de restaurações metálicas implanto-retidas, obtendo resultados mais versáteis e precisos do que os obtidos pelas técnicas convencionais.

Preocupados com a biocompatibilidade das ligas metálicas utilizadas em próteses dentárias, Kansu e Aydin (1996), realizaram um experimento onde sete categorias de ligas odontológicas foram avaliadas por meio de uma análise histopatológica. O estudo incluiu ligas de alto e baixo conteúdo de ouro, à base de paládio, paládio-prata, níquel-cromo, cromo-cobalto e ouro 22 quilates. Através da técnica de implantação subcutânea, discos fundidos de cada material foram implantados em ratos, por 15, 30 e 60 dias. A resposta tecidual mais severa foi verificada com as amostras em liga de níquel-cromo e a mais leve, com a liga de ouro de 22 quilates. Apesar de estar no grupo das ligas de metais básicos, a liga de cromo-

cobalto apresentou respostas teciduais menos severas que a liga de níquel-cromo. Os autores concluíram que o uso de ligas que contenham níquel em sua composição deveria ser evitado.

Vallittu e Miettinen (1996) realizaram um estudo para determinar o efeito das várias durações de indução de uma liga de cromo-cobalto na resistência a fadiga de deflexão. O cr-co foi fundido por uma indução de alta freqüência para várias extensões de tempo antes de ser fundida na forma de um grampo de prótese. A superfície do grampo fraturada por fadiga foi examinada por um microscópio eletrônico de varredura, e a dureza da superfície (Vickers) foi mensurada. Nos grampos com grande resistência a fadiga, a fotomicrografia revelou uma superfície áspera. A dureza de superfície da liga foi menor no grupo com a menor resistência à fadiga e foi maior em grupos com maior resistência a fadiga. Esse estudo sugeriu que, mesmo que algumas porosidades sejam formadas no meio do grampo após a liga ser superaquecida, a resistência à fadiga do cromo-cobalto do grampo pode ser aumentada pela extensão do período de indução na fundição da liga.

Binon (1997) avaliou a tolerância mecânica e a adaptação dos componentes protéticos de três sistemas de implantes. Os componentes protéticos avaliados neste estudo foram implantes rosqueáveis hexágono externo dos fabricantes Steri-Oss, Lifecore e Calcitek. Também foram analisados análogos de laboratório correspondentes e dois tipos diferentes de suporte para Steri-Oss e Calcitek e três para Lifecore. Foram mensurados 10 implantes e seus análogos em diferentes locais. Os três sistemas de implantes avaliados demonstraram maiores tolerâncias mecânicas e um melhor grau de adaptação comparados a outros estudos. A média de área plana dos hexágonos varia entre 2,685 e 2,700mm. O

estudo encontrou uma correlação entre as partes planas do hexágono análogo para cada sistema. A tolerância rotacional variou de 1,6° e 5,3° e a força de torção entre 122,7 e 175,8 Ncm. Os dados obtidos sugerem que há uma tendência dos fabricantes de alguns implantes a melhorar a tolerância, fidelidade e exatidão entre os implantes e seus componentes protéticos.

Nesse mesmo ano, Clayton, Driscoll e Hondrum pesquisaram o efeito de agentes cimentantes na retenção e adaptação marginal do sistema de implante CeraOne. Dez amostras de cinco diferentes agentes cimentantes (óxido de zinco e eugenol, ionômero de vidro, ionômero de vidro híbrido, cimento resinoso e fosfato de zinco) foram avaliados em relação à força retentiva do cilindro de ouro CeraOne ao seu intermediário. Os resultados mostraram que o fosfato de zinco apresentou força retentiva média 164% maior do que o cimento de ionômero de vidro e 49% maior do que o cimento resinoso. Micrografias eletrônicas de varredura foram tiradas para avaliar o efeito de vários agentes cimentantes na desadaptação marginal. As mensurações revelaram que o fosfato de zinco apresentou a maior desadaptação, embora seu valor médio de 62µm esteja dentro de limites clínicos aceitáveis. O cimento resinoso apresentou uma desadaptação de 23, 66µm. O estudo sugeriu que utilização do fosfato de zinco seria mais conducente com o sistema pelo fato do mesmo ser um cimento não adesivo, levando em consideração a configuração geométrica do sistema CeraOne, incluindo conicidade, comprimento, área de superfície e espaço para cimento.

Dellow, Driessen e Nel (1997) avaliaram através de um microscópio eletrônico de varredura a adaptação implante-intermediário de componentes permutáveis de 4 sistemas de implantes dentais. Os sistemas de implantes (4 implantes e 4 componentes de cada sistema) utilizados foram: Southern Implant System,

Branemark, Swede-Vent e Steri-Oss. Cada sistema era organizado de tal maneira que todas as combinações possíveis implante-intermediário foram realizadas. O estudo concluiu que os intermediários Steri-Oss não adaptaram facilmente sobre implantes Southern. Diferenças significantes foram encontradas quando examinadas formações de báscula entre os componentes permutáveis. O trabalho constatou também que as micro-fendas foram pequenas entre o implante e intermediário , quando se permutou os vários sistemas, indicando boa tolerância a usinagem. A formao de báscula variou entre valores positivos e negativos. Os componentes dos sistemas Southern, Branemark, Steri-Oss e Swede-Vent podem ser permutáveis com precisão, igualando ou excedendo o critério de desenho estabelecido pelo sistema sueco original.

No ano de 1997, Hebel e Gajjar discutiram como o uso de próteses implanto-suportadas cimento ou parafuso retidas influenciam na oclusão e esttica. O estudo concluiu que a reteno parafusada representa um mecanismo de encaixe que sacrifica a oclusão e a esttica e que a reteno cimentada quando corretamente indicada não os compromete. Segundo os autores, quando se analisa a largura da plataforma de assentamento e o tamanho do orifício do parafuso, é revelado que o último pode ocupar 50% ou mais da largura da mesa. Dessa forma, como o orifício do parafuso está diretamente sobre o implante, a carga vertical é dificultada e pode comprometer a biomecânica.

Em um trabalho publicado por Henriques *et al.* (1997) foi avaliada a influência da soldagem e refundio sobre a resistência à fadiga de três marcas comerciais de cromo-cobalto (Steldent, Dentorium, Biosil). Essa avaliao foi realizada quando as ligas estavam novas e em forma de mistura (liga nova + liga previamente fundida) e submetidas ou não ao processo de soldagem convencional. O

processo de soldagem foi conduzido em hastes de 1,7mm de diâmetro. Os resultados foram comparados com hastes intactas. A resistência à fadiga foi verificada com uma máquina de teste cíclica simulando a inserção e remoção das próteses parciais. Após a falha, a superfície fraturada foi examinada com um microscópio eletrônico de varredura. As amostras soldadas revelaram 1119 ciclos de carga antes da fratura. Essa média diferiu estatisticamente das ligas intactas, as quais revelaram 2733 ciclos antes da falha. A análise estatística indicou que o processo de solda reduziu a resistência à fadiga de todas as ligas novas e misturadas. O estudo também mostrou que o processo de soldagem pode causar falha prematura da prótese parcial removível. Ao se analisar as ligas em forma de mistura não houve diferença significativa entre as mesmas e amostras novas, soldadas ou não, o que sugeriu que pode ser possível reutilizar excesso de cromo-cobalto sem comprometer a resistência à fadiga da estrutura metálica.

Ma, Nicholls e Rubenstein (1997) avaliaram a tolerância de usinagem ou ausência de adaptação entre os componentes utilizados em prótese sobre implantes. Por meio da análise da adaptação horizontal entre intermediário/cilindro de ouro, intermediário/componente de transferência quadrado, os autores puderam observar uma tolerância variando entre 22 e 100 μ m. A diferença de tolerância entre cilindro de ouro/intermediário (23,1 μ m) e réplica/cilindro de ouro (37,1 μ m) mostrou que a adaptação passiva no laboratório não define uma adaptação passiva clinicamente. Segundo os autores, embora essa tolerância possa ser vista como desadaptação, a sua magnitude de tolerância também é importante, pois distorções poderão ser suportadas, sem indução de estresse, se esta for menor ou igual aos valores medidos para tolerância. Os autores também sugeriram a inclusão dos valores de tolerância entre os componentes nos futuros

estudos de adaptação, já que é uma característica inerente aos componentes em si.

May *et al.* (1997) utilizaram o Periotest (PT) para avaliar as interfaces implante-intermediário e intermediário-cilindro de ouro do sistema de implante Branemark. Os implantes e componentes foram estudados em condições de precisão e imprecisão para testar a sensibilidade e validade do Periotest (PT) como uma ferramenta clínica para avaliar a precisão da adaptação. Duas costelas bovinas foram utilizadas como modelos simuladores de paciente. Cada modelo continha três implantes auto-rosqueáveis colocados a uma distância aproximada de 7 a 10 mm e organizados em uma curvatura razoável. O estudo concluiu que o Periotest reproduziu os achados de um estudo anterior que demonstrou que os intermediários e os cilindros de ouro tinham diferentes médias de PT, sendo que o mesmo pode ser utilizado para quantificar a adaptação das interfaces dos componentes. O PT demonstrou confiabilidade para registrar dados para condições de teste dos componentes. Os resultados sugeriram que uma desadaptação entre a interface implante-intermediário não tem efeito na estabilidade. Contudo, uma desadaptação na interface intermediário-cilindro de ouro pode produzir instabilidade significativa que aumenta linearmente com o grau de desadaptação.

Em 1997, Milan analisou o ajuste marginal de coroas totais metálicas confeccionadas em liga Ag-Pd (Pallag-M) e Pd-Ag (Pors-On) com três tipos de terminos diferentes: ombro reto, ombro biselado em 20° e chanfro em 45°, sobre troquéis torneados de aço inoxidável. Três fontes de calor foram utilizadas para fusão das ligas: acetileno/oxigênio, gás/oxigênio e resistência elétrica. Após as fundições, as restaurações metálicas foram posicionadas nos respectivos troquéis

sob carga estática de 90kgf durante 1 min e as leituras foram feitas em microscópio comparador. Os resultados mostraram que: a liga Pd-Ag apresentou-se mais desadaptada em relação à Ag-Pd; preparos em forma de ombro biselado em 20° e chanfro foram inferiores aos em forma de ombro reto e; o uso do acetileno/oxigênio resultou em maiores desajustes comparados aos demais métodos. O autor ressaltou o fator crítico do selamento marginal no sucesso das restaurações fundidas, onde um selamento marginal insuficiente promovia condições para infiltração marginal, que deteriorava o cimento e facilitava o acúmulo de placa bacteriana, resultando em cáries recorrentes e doenças periodontais.

Ainda em 1997 Sertgoz realizou uma análise utilizando elemento finito tridimensional para investigar três materiais de superfície oclusal (resina termopolimerizável, compósito e porcelana) e quatro materiais para estrutura metálica (ouro, prata-paládio, cromo-cobalto, titânio) na distribuição de tensão em uma prótese fixa mandibular suportada por seis implantes e osso circundante. Uma carga vertical de 172 Ncm foi distribuída sobre a superfície oclusal do modelo de elemento finito. Os valores de tensão foram calculados no material da superfície oclusal, estrutura metálica, próteses parafuso-retidas, implantes e osso circundante cortical e esponjoso. Os resultados obtidos demonstram que o material da estrutura metálica da prótese quando utilizado com um módulo de elasticidade baixo não levará a padrões de estresse substancialmente diferentes nem em valores nos ossos cortical e esponjoso que circundam os implantes; a utilização de materiais resilientes para a infra-estrutura aumenta o estresse dentro dos parafusos retentores da prótese, isso sugere que materiais rígidos devem ser utilizados para prevenir falhas. Para a condição de carga investigada, a

combinação ótima de material foi cromo-cobalto para estrutura metálica e porcelana para superfície oclusal.

Em um estudo realizado em 1998, Byrne *et al.* avaliaram a adaptação de intermediários fundidos e pré-fabricados sobre implantes. Foram estudadas seis combinações de intermediários e implantes: Intermediários CeraOne unidos aos implantes Nobel Biocare; intermediários STR unidos aos 3I; intermediários UCLA (3I) fundidos, sujeitos a ciclos de queima da porcelana e unidos aos implantes 3I; intermediários UCLA (3I) fundidos, sujeitos a ciclos de queima da porcelana e unidos aos implantes Nobel Biocare; intermediários UCLA pré-fabricados fundidos com liga de ouro-paládio e sujeitos a ciclos da queima da porcelana (posteriormente unidos aos implantes 3I); e intermediários UCLA pré-fabricados unidos aos implantes 3I. Cada grupo continha cinco amostras. Os resultados mostraram que os intermediários pré-fabricados, incluindo aqueles que são sujeitos à queima da porcelana, são superiores quanto à adaptação quando comparados aos fundidos.

Kano (1998) baseado na constante preocupação existente da adaptação passiva dos intermediários protéticos e próteses sobre implantes elaborou um estudo, com o objetivo de avaliar essas interfaces, utilizando-se componentes de um mesmo sistema, e combinações de componentes de sistemas diferentes. Para tanto, foram utilizados seis sistemas de implantes compatíveis: 3I, Lifecore, Conexão, Implamed, Nobelbiocare e Napio. Após a adaptação dos mesmos, o aperto dos parafusos foi padronizado em 20 Ncm com auxílio de um torquímetro eletrônico. Os resultados da análise intra-sistema, após a leitura em microscópio, não foram estatisticamente significantes entre os sistemas em relação ao desajuste (desajuste médio de 7,8 μ m), mas, o melhor ajuste foi encontrado para

os sistemas Nobelbiocare (94,44%) e Implamed (90,27%), tendo como seqüência os sistemas Lifecore (33,33%) e 3I (26,38%). Após as análises entre-sistemas, o autor sugere que nem todas as combinações podem ser consideradas compatíveis.

No ano de 1998, Nabadalung e Nicholls compararam a resistência de uniões soldadas a laser e pelo processo de brasagem utilizando o Cr-Co. Vinte e quatro amostras foram preparadas e divididas em 3 grupos de oito amostras cada uma. Foi utilizado gesso tipo III no preparo das amostras para receber a solda. Antes da soldagem a laser as amostras seccionadas foram jateadas com óxido de alumínio para reduzir a reflexão dos raios. O grupo controle, que não recebeu soldagem apresentou melhor desempenho mecânico, seguido pela soldagem a laser e soldagem por brasagem. Foram verificadas porosidades em ambos os processos de soldagem.

Nesse mesmo ano Venugopalan e Lucas realizaram uma avaliação da combinação galvânica dos materiais restauradores com o titânio. O estudo concluiu que os materiais restauradores nobres (a base de Au, Ag e Pd) quando unidos ao titânio mostraram ser menos suscetíveis a corrosão galvânica, enquanto que o Cr-Co-Mo, Ni-Cr e Be mostraram-se moderadamente suscetíveis devido à interação eletro-térmica. A liga de Ni-Cr-Be acoplada ao titânio mostrou ser mais suscetível à corrosão galvânica.

Em 1999, Gross, Abromovich e Weiss avaliaram o grau de microinfiltração da interface implante-intermediário de cinco sistemas de implantes dentais (Branemark, Sulzer Calcitek, 3I, ITI, Steri-Oss), variando o torque de aperto. A microinfiltração ocorreu em todos os sistemas, com variabilidade entre sistemas. Quando o torque aumentava de 10 Ncm para 20 Ncm, de acordo com o torque

recomendado pelo fabricante, a microinfiltração diminuía significativamente para todos os sistemas. A análise de variância mostrou interação significativa entre torque de aperto e o tempo de curso da microinfiltração. O estudo mostrou que a utilização do torque recomendado pelo fabricante pode reduzir os efeitos adversos da microinfiltração. Os resultados indicaram que fluidos e pequenas moléculas são capazes de passar através da interface implante-intermediário de todos os grupos estudados. O estudo mostrou que presumivelmente em uma situação *in situ*, fluidos contendo subprodutos bacterianos e nutrientes requeridos para o crescimento de bactérias, podem passar através da fenda da interface, contribuindo em parte para o mau odor e peri-implantite observados clinicamente.

Keith *et al.* (1999) realizaram um estudo com o intuito de quantificar a discrepância marginal de coroas metalocerâmicas confeccionadas sobre intermediários de implantes e retidas por parafuso ou cimentadas. As coroas metalocerâmicas foram confeccionadas para implantes de titânio parafusados (20 ITI, 4,1 x 10mm). Dez implantes receberam intermediários octa e coroas parafuso retidas fabricadas sobre cilindros de ouro pré-fabricados. Os dez implantes remanescentes foram restaurados com intermediários de 5,5mm e coroas metalocerâmicas cimentadas alternadamente com ionômero de vidro e fosfato de zinco. A leitura da interface implante-coroa foi realizada com um microscópio de 50X de aumento, em estágios selecionados da fabricação da coroa. A análise estatística revelou uma diferença significativa na média da adaptação marginal entre coroas implanto-suportadas parafusadas ($8.5 \pm 5.7\mu\text{m}$) e cimentadas. Essa diferença foi observada antes ($54.4 \pm 18.1\mu\text{m}$) e após cimentação com ionômero de vidro ($57.4 \pm 20.2\mu\text{m}$) ou fosfato de zinco ($67.4 \pm 15.9\mu\text{m}$). Sendo assim o estudo concluiu que a discrepância marginal das coroas metalocerâmicas sobre

intermediários e retidas por parafuso é significativamente menor do que as coroas metalocerâmicas cimentadas e que a discrepância marginal das coroas metalocerâmicas cimentadas com ionômero de vidro é significativamente menor do que aquela cimentada com fosfato de zinco.

Em um trabalho publicado por Wee, Aquilino e Schneider (1999) foi realizada uma revisão da literatura relacionada a estratégias para alcançar adaptação em prótese sobre implante. Todos os estudos científicos inclusos nessa revisão utilizaram um desenho experimental *in vitro*. Os resultados do trabalho mostraram que poucos métodos foram cientificamente comprovados quanto à melhora da adaptação. A maioria das estratégias testadas resultou em uma leve desadaptação da infra-estrutura aos intermediários/análogos do implante. O estudo concluiu que vários fatores impediram que o conceito de “adaptação passiva” possa ser alcançado, mesmo com o uso de estratégias avançadas. A utilização de procedimentos meticulosos e precisos e o uso apropriado de estratégias avançadas continuam a ser o método recomendado para alcançar adaptação precisa da prótese sobre implante aos intermediários intraorais.

No ano de 2000 Agostinho, Matsumoto e Antunes revisaram os fatores que afetam a espessura do filme de cimento e apresentaram meios de manter essa espessura em níveis aceitáveis, garantindo o resultado final satisfatório da restauração. Os autores concluíram que apesar de serem diversos os fatores que influenciam a espessura final da película de cimento, o profissional, por meio do planejamento e execução criteriosos dos preparos dentais, da fase laboratorial tecnicamente bem realizada, da seleção de um agente cimentante adequado, da manipulação criteriosa, seguindo as instruções do fabricante, e da aplicação de

força de cimentação adequada, poderá manter a espessura da película de cimento em níveis aceitáveis, permitindo o perfeito assentamento das peças protéticas nos dentes preparados.

Castilio (2000) avaliou a adaptação da interface intermediários/componentes protéticos, fundidos em titânio e cromo-cobalto, em monobloco e após a realização da soldagem a laser. As análises e mensurações das interfaces foram feitas antes e após a soldagem a laser, com a utilização de um microscópio. Os resultados mostraram que as estruturas fundidas em monobloco apresentaram uma maior interface do que após a soldagem a laser. Foram encontradas diferenças estatisticamente significantes também entre os dois materiais utilizados, sendo que o titânio apresentou melhores resultados do que o cromo-cobalto.

Em um estudo publicado em 2000, Guichet *et al.* compararam a adaptação passiva e geração de tensão em próteses sobre implantes cimento ou parafuso retidas. A adaptação passiva e as discrepâncias marginais de próteses fixas parciais sobre implantes cimento ou parafuso retidas foram determinadas através da utilização de um modelo fotoelástico de uma mandíbula parcialmente desdentada na região posterior com três implantes do tipo parafusado. O estudo concluiu que fendas marginais para os grupos cimento e parafuso retidos não foram significantes antes da cimentação ou parafusamento da prótese. Após a colocação das mesmas, as fendas marginais do grupo parafuso retido foram significativamente menores do que o cimento retido. Existiram diferenças na geração de estresse em função do parafusamento ou cimentação. O desenho parafuso retido exibiu variabilidade na intensidade e localização do estresse, com instantes de alta concentração apical de estresse. O grupo cimento retido

produziu estresse de baixo nível similar, com uma tendência de localização de estresse coronal. A diminuição significativa da fenda marginal para o grupo parafuso retido foi associada com alto estresse nas restaurações parafuso retidas. O aumento na fenda marginal observado na cimentação foi associado com menor geração de estresse no modelo de osso no grupo cimento retido.

Também em 2000, Hollweg avaliou a adaptação passiva de infra-estruturas fundidas em monobloco, para prótese sobre implantes, por meio do uso de extensômetros, utilizando dois tipos de ligas metálicas. No grupo I, foram confeccionadas cinco infra-estruturas fundidas em liga de cromo-cobalto, utilizando cilindros plásticos (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo – SP – Brasil), e no grupo II, as infra-estruturas foram fundidas em paládio-prata, com cilindros de ouro da mesma marca. Extensômetros foram fixados nas faces mesial e distal de cada intermediário, para capturar a deformação quando os parafusos eram apertados. Os dados obtidos foram submetidos ao teste Mann-Whitney para a análise estatística. Os resultados não foram estatisticamente diferentes entre si, sendo verificado um nível de passividade similar entre as infra-estruturas fundidas em cromo-cobalto e em paládio-prata.

Meloncini, em 2000, averiguou o ajuste marginal de coroas fundidas em Ti c.p., variando-se os tipos de revestimentos e técnicas empregadas. Foram avaliados 3 tipos de revestimento (Rematitan Plus, Rematitan Ultra, Ticoat Manfredi) e 3 técnicas de inclusão (emprego ou não de “boneca”, uso ou não de alívio do troquel e os tipos de tratamento superficial). O ângulo de convergência utilizado no preparo dos troquéis foi de 10°. Foram confeccionadas 8 coroas para cada grupo (95 no total) e as análises dos desajustes foram feitas após as seguintes etapas: jateamento com vidro; primeiro jateamento com óxido de

alumínio; segundo jateamento com óxido de alumínio e usinagem interna com fresas. O autor considerou o desajuste de até 100µm como sendo aceitável clinicamente. Concluiu-se que: os revestimentos Rematitan Plus e Rematitan Ultra, quando usados com “boneca”, requerem necessariamente alívio e com frequência, usinagem interna com fresas; foram necessários outros tratamentos superficiais, após o jateamento com esferas de vidro, para que a maioria dos blocos fundidos chegassem ao grau de adaptação aceitável.

Romero *et al.* (2000) avaliaram três técnicas para a correção de adaptação não passiva entre a superestrutura de uma barra fundida e sua interface com o intermediário do implante. Trinta barras Hader foram fabricadas baseadas em um modelo metálico composto de dois intermediários de implante. As mensurações iniciais foram coletadas no eixo y da interface intermediário-barra do implante esquerdo usando um microscópio M2001 ARS. As médias foram calculadas a partir das mensurações vestibular, distal e lingual de cada espécime. Dez espécimes foram seccionadas e corrigidas fundindo a mesma liga (grupo 1). Dez espécimes foram seccionadas e corrigidas através de solda (grupo 2). Os últimos 10 espécimes foram submetidas a dois ciclos de descarga elétrica em uma máquina medArc M-2 EDM (grupo 3). Foram realizadas as mensurações finais nos 3 grupos. O estudo concluiu que o grupo da descarga elétrica resultou na menor média de fenda (7,5µm).

Souza *et al.* (2000a) investigaram as uniões soldadas empregando brasagem e laser em uma liga odontológica de Au-Pd utilizada na confecção de próteses. Foram estudados os efeitos da energia de soldagem fornecida em cada processo sobre a microestrutura e a dureza, além de suas vantagens e desvantagens. Verificou-se que, na brasagem, o metal-base e o cordão de solda apresentaram

microestruturas distintas, e que na soldagem a laser foram identificadas três regiões: o cordão de solda, a zona afetada pelo calor (ZAC) e o metal base. O trabalho concluiu que a microestrutura obtida na solda a laser foi conseqüência da alta velocidade de resfriamento do cordão de solda; na soldagem a laser, o feixe transfere menor energia ao metal-base, minimizando o tamanho da ZAC e as distorções nas peças protéticas, sendo esse processo mais adequado do que a brasagem para aplicações odontológicas.

Souza *et al.* (2000b) investigaram a microestrutura e a dureza de uma liga de Ni-Cr utilizada em próteses odontológicas soldadas com brasagem e a laser. Verificou-se que na brasagem o metal base e o cordão de solda apresentaram microestruturas distintas, e que na soldagem a laser identificou-se três regiões: o cordão de solda, a zona afetada pelo calor (ZAC) e o metal base. O metal base da liga Ni-Cr apresentou uma microestrutura dendrítica grosseira com uma estrutura eutética interdendrítica, a região da solda por brasagem também apresentou uma morfologia dendrítica grosseira com a presença de precipitados e porosidades e na soldagem a laser uma estrutura dendrítica refinada. Estas microestruturas foram condizentes com as energias de soldagem fornecidas em cada processo. Os resultados dos ensaios de tração da solda a laser foram superiores aos obtidos para a solda por brasagem. Para ambos os processos de soldagem a dureza no cordão de solda foi maior do que o metal base, na soldagem a laser a dureza na ZAC foi menor do que no metal base, e sua extensão foi menor que 1mm devido à pequena energia transferida ao metal base. Segundo os autores o emprego da soldagem a laser em peças protéticas de pequenas espessuras não deverá causar distorção significativa, sendo promissor na substituição da brasagem nesta aplicação.

Ainda em 2000, Vigolo, Majzoub e Cordioli levando em consideração os procedimentos laboratoriais em próteses sobre implantes que alteram a superfície de contato entre implante/intermediário, desenvolveram um estudo com os componentes protéticos Gold UCLA (3I Implant Innovations) e avaliaram a largura, profundidade do hexágono do intermediário, o diâmetro apical e a liberdade de rotação antes e após os procedimentos de fundições e a aplicação da porcelana, para detectar possíveis alterações no assentamento dos intermediários na plataforma do implante. Para as fundições foi utilizado um total de trinta intermediários UCLA e liga de metal nobre. As dimensões do hexágono foram consideradas quanto à largura interna, de lado a lado, para os três lados opostos e foi determinada uma média. Para as mensurações foi utilizado um micrômetro digital. Para as fundições as amostras foram esculpidas com a forma de um incisivo central e, através de uma matriz, as outras amostras foram preparadas. Após as fundições os componentes foram tratados com ar abrasivo, para serem submetidos em seqüência, às novas medições. Os resultados mostram os valores médios da profundidade do hexágono dos intermediários UCLAs, antes e após as fundições (0,620mm, 0,621mm); antes da aplicação da porcelana: (0,620 ± 0,002mm) e as distâncias médias de lado a lado do hexágono foram: (2,712 ± 0,014mm), (2,710 ± 0,016mm) e (2,711 ± 0,014mm) para antes da fundição. Os valores médios correspondentes ao diâmetro apical do UCLA foram: 4,408 ± 0,009mm, 4,407 ± 0,010mm e 4,409 ± 0,011mm. A liberdade rotacional foi de 60,33 ± (1,47) min para o UCLA antes da fundição. Para os tempos 1 e 2 as medidas apresentadas foram ligeiramente maiores (60,37 ± 1,75 e 60,68 ± 1,36), respectivamente. Essas diferenças não foram estatisticamente significantes. Os autores concluíram que não houve diferença

significante nas medidas encontradas nos intermediários usinados antes e após fundições.

No ano de 2001, Guimarães, Nishioka e Bottino considerando a importância de uma longevidade maior dos implantes osseointegrados e da necessidade de se obter a melhor adaptação possível entre a base do implante e pilar protético, realizaram uma revisão da literatura sobre a importância do perfeito ajuste entre esses dois componentes, suas implicações biomecânicas, funcionais, biológicas e clínicas e ainda, levantar os diferentes métodos para estudo dessa interface de união. Os autores concluíram que o torque de aperto é um importante fator para melhorar as propriedades mecânicas e biológicas da interface implante e intermediário. Afirmaram também que o uso do torque recomendado pelo fabricante pode reduzir os efeitos adversos da microinfiltração, ainda que ocorra penetração microbiana e fluida na interface implante/intermediário e mesmo que exista uma boa adaptação marginal entre os componentes. De acordo com a revisão da literatura realizada essa colonização microbiana não foi observada nos implantes colocados e entre os métodos utilizados para analisar o ajuste entre implante/intermediário, o microscópio eletrônico de varredura mostrou uma fenda marginal na interface implante/intermediário que variaram de 5 μ m e 45 μ m, revelando-se um método eficiente para este tipo de análise.

Os autores Lindstrom e Preiskel, em 2001, investigaram *in vitro* a carga transferida para próteses telescópicas retidas por parafusos. Três implantes do Sistema Branemark acoplados com tensores foram implantados em um bloco de alumínio. Foram incluídas próteses telescópicas que continham um cantilever mesial e um distal, fabricados sobre um Estheticone central e dois intermediários Ti-adapt. A capacidade de interposição do cimento para diminuir as tensões em

uma prótese cimentada/parafusada foi estudada. A distribuição de carga foi medida enquanto se aplicava 50Ncm ao redor de cada implante e cantilever. Os resultados mostraram que o parafuso da prótese central desparafusou-se, mas o cimento acomodou as desadaptações, reduzindo as inclinações dos implantes. O sistema mostrou um grau de tolerância a desadaptação, e pode servir como uma opção protética.

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

Piatelli *et al.* (2001) realizaram um estudo com o intuito de comparar a penetração de fluidos e bactérias em dois diferentes sistemas de implantes, um com intermediários cimento retidos (ICR) e outro parafuso retidos (IPR). Vinte implantes dentais ICR e 12 IPR foram utilizados no estudo. A pesquisa foi

realizada em três passos: análise utilizando microscópio eletrônico (ME), análise de penetração de fluido e análise de penetração bacteriana. O microscópio eletrônico permitiu observar nos implantes IPR uma fenda com uma média de 2 a 7 μ m entre o implante e o intermediário, enquanto nos implantes ICR, a fenda foi de 7 μ m. No último grupo todos os espaços entre o intermediário e o implante foram preenchidos pelo cimento. Nos implantes IPR foi possível observar a presença do azul de toluidina ao nível da interface implante-intermediário e roscas internas; os papéis absorventes foram manchados em todos os casos. Nos implantes ICR o papel absorvente quando colocado dentro da porção côncava dos implantes nunca foi manchado pelo azul de toluidina, enquanto que nos implantes IPR foi observada penetração bacteriana na interface implante-intermediário. Nenhuma bactéria foi encontrada na porção côncava dos implantes ICR. O estudo concluiu, com base nos resultados obtidos, que os implantes ICR oferecem melhores resultados relacionados à permeabilidade de fluidos e bactérias comparados aos implantes IPR.

Em 2001, Randi *et al.* investigaram a precisão dimensional e força retentiva de próteses implanto suportadas parafusadas e cimento retidas. Dez estruturas metálicas telescópicas foram cimentadas aos cilindros de ouro com um cimento resinoso a base de BIS-GMA. O grupo controle era composto de dez estruturas metálicas parafuso retidas, fabricadas com técnicas convencionais (enceramento e fundição), diretamente aos cilindros de ouro. As estruturas metálicas foram analisadas quanto à distorção no eixo Z utilizando um microscópio eletrônico e um teste único de aperto. Os resultados mostraram que o grupo cimento retido apresentou uma fenda diminuída e melhorou a distorção angular comparado ao grupo controle. As medidas relativas à força retentiva para o grupo cimento retido,

com o teste de tração, revelaram uma resistência à tração significativa (65.7kg). Três das cinco amostras superaram a força tensional dos parafusos de ouro (76kg). As restaurações cimento retidas demonstraram adaptação no eixo Z e distorção angular superiores quando comparadas às estruturas metálicas parafuso retidas tradicionais (enceradas e fundidas).

Um estudo realizado em 2001 por Sahin e Çehrelli (2001) revisou o significado clínico do assentamento passivo, e os fatores que afetam o assentamento final das próteses fixas sobre implantes, como fratura ou afrouxamento de parafusos, fratura das estruturas metálicas, e fratura de facetas estéticas. É relatado que os procedimentos clínicos e laboratoriais empregados na confecção da estrutura metálica das próteses sobre implante são inadequados para garantir um assentamento passivo absoluto destas estruturas. Os autores concluíram que não há consenso, mas sim várias sugestões relativas ao nível aceitável de desajuste e que à luz do conhecimento atual, apesar de haver várias teorias que defendem o assentamento passivo como um fator fundamental para a manutenção da osseointegração, e conseqüentemente para o sucesso dos implantes, há uma tendência oposta crescente na literatura; pois os materiais e as técnicas usadas na confecção de estruturas metálicas não são dimensionalmente precisos, e exigem pesquisa e desenvolvimento posteriores. Afirmam, ainda, que a obtenção do assentamento passivo parece não ser possível, e pode, de fato, ser desnecessária.

Silva (2001) avaliou a desadaptação marginal de infra-estruturas de próteses fixas implanto-suportadas, fundidas em monobloco e submetidas à soldagem a laser, antes e após a eletroerosão por meio da análise do assentamento passivo. Vinte infra-estruturas foram confeccionadas a partir de um modelo mestre metálico com

5 implantes fixados na região inter-forames paralelos entre si, e fundidas em titânio c.p. As amostras foram divididas em dois grupos: Estruturas fundidas em monobloco (G1) e Estruturas previamente seccionadas em 4 pontos, fundidas e submetidas à soldagem a laser (G2). O assentamento passivo do intermediário UCLA / infra-estrutura metálica foi avaliado antes e após eletroerosão. O trabalho concluiu que o grupo 1 obteve a pior adaptação marginal; o grupo 2 teve uma melhora significativa na adaptação marginal em relação ao grupo 1; a aplicação da eletroerosão foi efetiva na melhora da adaptação do grupo 1 e 2; a adaptação do grupo 1 mais aplicação da eletroerosão e grupo 2 não diferiu estatisticamente; quando houve a associação das técnicas de soldagem a laser com eletroerosão, foi observada uma melhor adaptação marginal dentre todos os grupos avaliados; utilizando-se eletroerosão nas peças em monobloco, obteve-se graus de adaptação aceitáveis clinicamente com a vantagem de eliminar o seccionamento e soldagem que conduz a uma maior fragilidade estrutural das peças.

Também em 2001, Sousa avaliou o assentamento passivo de infra-estruturas fundidas em titânio e liga de paládio-prata, confeccionadas pela técnica de monobloco e soldagem a laser. A partir de uma matriz metálica com cinco implantes, obteve-se um modelo mestre em aço inoxidável onde foram incorporadas réplicas de implantes, e então foram realizados os procedimentos de enceramento, inclusão, e acabamento das estruturas metálicas. Foram encerasdas 20 amostras, padronizadas em forma e tamanho, sendo 10 fundidas em titânio c.p. e 10 em liga de paládio-prata. O estudo concluiu que a técnica de soldagem a laser melhorou significativamente o assentamento passivo das infra-estruturas em titânio e paládio-prata; na técnica da soldagem a laser as estruturas de titânio foram estatisticamente superiores à liga de paládio-prata para os cilindros distais;

o assentamento passivo nos cilindros centrais para a liga de paládio-prata foi estatisticamente superior ao titânio; para os cilindros centrais as estruturas soldadas a laser foram estatisticamente superiores às estruturas em monobloco no desajuste cervical; não existiram diferenças entre as estruturas fundidas em titânio e paládio-prata para os cilindros distais, quando em monobloco.

Em 2002, Carvalho avaliou a interface entre componente protético e o implante utilizando-se os componentes protéticos nas versões Gold UCLA e UCLA calcinável dos sistemas de implante 3I e Implamed. Os componentes calcináveis foram fundidos em titânio c.p. e em liga de níquel-crômio-titânio-molibdênio. Os resultados obtidos foram analisados estatisticamente e mostraram diferenças significativas entre os grupos Gold UCLA dos dois sistemas sendo que o Gold UCLA da Implamed apresentou melhores resultados quando comparados ao da 3I, como também entre os Gold UCLA dos dois sistemas com os seus respectivos componentes calcináveis. Já entre os componentes calcináveis, tanto inter como intra-sistema ou quanto à liga utilizada, não houve diferença estatisticamente significativa.

Costa (2002) realizou um estudo com o propósito de verificar a adaptação marginal obtida com infra-estruturas para próteses sobre implantes produzidas em Ni-Cr-Ti comparada à obtida com uma liga nobre de Ag-Pd (Pors-on 4), e a resistência da união metalocerâmica desses materiais à cerâmica IPS. Para a verificação da desadaptação foram confeccionadas oito infra-estruturas, sobre 4 implantes na região anterior da mandíbula, em monobloco. As estruturas foram posicionadas e o parafuso de fixação do implante 1 foi parafusado com torque de 10Ncm, com os demais desparafusados. Utilizando um medidor óptico tridimensional foi medida a desadaptação (em mm) em cada implante, nas faces

vestibular e lingual. A resistência da união metalocerâmica foi verificada em ensaio por carga de tração. Para o ensaio foram construídos anéis cerâmicos em torno de hastes metálicas fundidas com as ligas avaliadas e posteriormente embutidos em gesso. Estes corpos-de-prova foram submetidos à aplicação de carga de tração em máquina universal de ensaios (EMIC MEM 2000), com velocidade de 1 mm/seg., até que a união metalocerâmica fosse rompida. As cargas de ruptura foram registradas em kgf/mm^2 e convertidas para MPa. Os dados referentes à desadaptação foram submetidos à análise estatística pela análise de variância e teste de Tukey em nível de 5%. Nessa análise foram detectadas diferenças estatisticamente significantes para os fatores material, em nível de 5%, e implante, em nível de 1%. Para o fator faces e interações entre os fatores não houve diferença estatisticamente significativa. Para a resistência da união metalocerâmica os dados obtidos foram submetidos à análise estatística pelo teste t de Student para comparação de médias provenientes de amostras com variâncias não equivalentes. Os resultados estatísticos demonstraram diferença estatisticamente significativa em nível de 1% entre a resistência observada para as duas ligas. Pela análise dos dados obtidos pôde-se concluir que a liga de Ni-Cr-Ti possibilita a obtenção de infra-estruturas de próteses sobre implantes, em monobloco, com desadaptação menor que a obtida com liga de Ag-Pd, classicamente indicada para esta situação, e proporciona a obtenção de resistência de união à cerâmica IPS significativamente mais alta que a liga de Ag-Pd.

Em 2002, os autores Duyck e Naert realizaram um estudo *in vitro* para avaliar a influência da adaptação da prótese e o efeito do sistema de cimentação na pré-carga da conexão protética. Uma prótese de três elementos foi confeccionada

sobre intermediários cilíndricos, e uma foi feita sobre intermediários cônicos. Duas próteses a mais foram executadas, uma sobre intermediários cilíndricos e outra sobre cônicos, com o sistema de cimentação. A pré-carga foi mensurada em situações diferentes de adaptação e desadaptação, com e sem o uso do sistema de cimentação. A pré-carga é uma combinação da pré-carga interna (forças positivas axiais), a qual é uma carga de aperto que mantém os componentes da prótese sobre implante unidos, e da pré-carga externa (forças axiais e momentos de flexão), a qual é resultado da deformação do complexo implante-prótese durante fixação. A pré-carga externa nos intermediários de suporte após o apertamento dos parafusos da prótese foi usada como um indicador para a qualidade de adaptação das próteses. As forças axiais foram baixas e os momentos de flexão maiores, nos casos de desadaptação, em comparação com uma situação de ótima adaptação. O sistema de cimentação geralmente não diminuiu a pré-carga externa registrada. O estudo concluiu que o sistema de cimentação não foi efetivo em reduzir a pré-carga externa, nos implantes de suporte, causada pela desadaptação da prótese. Mesmo que o sistema de cimentação possa compensar desadaptação visual, o mesmo falha em melhorar as condições de carga dos implantes de suporte.

Nesse mesmo ano, Fernandes Neto, Neves e Prado discutiram as vantagens e desvantagens das próteses parafusadas em comparação às cimentadas para implantes, fornecendo uma visão crítica ao clínico ou protesista que atue na área. Segundo os autores antes de decidir qual tipo utilizar, deve-se responder alguns questionamentos em relação à reversibilidade, penetração bacteriana, manutenção, custos e índice de mucosite. Os autores indicam a preferência por próteses parafusadas sempre que a posição do implante permitir.

Em 2002, Garcia, Castro Filho e Araújo procuraram identificar as principais propriedades, dentre elas a adesividade, biocompatibilidade, estética e resistência dos cimentos permanentes mais utilizados no mercado odontológico, descrevendo as vantagens, desvantagens e, as principais indicações de cada grupo, comparando-as com um cimento ideal, objetivando um resultado clínico satisfatório, ou seja, a busca pela melhor opção. Os autores concluíram que nenhum produto atende todas as exigências de um agente ideal de cimentação, portanto apesar das novas técnicas adesivas permitirem ao profissional maior expansão nos procedimentos, é necessário uma análise cuidadosa dos materiais tradicionais antes de abandoná-los pelas novas formulações.

Rubo *et al.* (2002) avaliaram a adaptação marginal de cilindros fundidos em liga de cromo-cobalto a partir de matrizes plásticas, comparada com a adaptação de cilindros pré-fabricados em paládio-prata. Foi utilizada uma base octagonal de aço, inoxidável medindo 16mm de largura, para prender uma réplica de implante. Um intermediário convencional com 4mm de altura foi fixado à réplica usando-se uma força de torque de 20Ncm. Sobre o intermediário, 5 cilindros de prata-paládio e 5 cilindros de cromo-cobalto foram fixados por meio de parafusos de titânio com uma força de torque de 10Ncm. Cada cilindro foi analisado três vezes em oito diferentes locais determinados pelas faces octagonais do dispositivo de suporte. Após as medidas iniciais, os cilindros foram soltos e novamente parafusados com 10Ncm. Todo o processo foi repetido uma terceira vez, perfazendo 24 leituras de interfaces de cada conjunto intermediário/cilindro. A análise da interface intermediário/cilindro foi feita em um microscópio óptico sob magnificação de 150X, com uma luz de fundo verde. Todos os cilindros de paládio-prata e de cromo-cobalto apresentaram adaptação ao intermediário, sendo que todos os

cilindros estudados apresentaram a mesma característica em relação à adaptação.

Ainda em 2002, Silveira Júnior *et al.* realizaram um estudo que teve como proposta comparar, através de microscopia eletrônica de varredura, o ajuste vertical e horizontal na interface pilar/implante de pilares de titânio ao pilar UCLA, quando da obtenção das fundições e soldas e da aplicação da porcelana, comparando ainda as fases entre si. Vinte fotos com aumento de 500X, foram obtidas para os pilares de titânio, e outras vinte para cada uma das fases. As medidas de desajuste vertical e horizontal foram feitas e submetidas à análise gráfica comparativa. Para o ajuste vertical, ocorreram diferenças clinicamente importantes. O pilar plástico UCLA quando fundido apresentou desadaptações verticais maiores que 10 μ m. O ajuste horizontal mostrou-se diferente para o pilar de titânio em comparação ao plástico em todas as fases. Também houve significativa alteração entre as fases de fundição e solda. Pôde-se concluir que existe risco em utilizar o pilar UCLA plástico, e este risco será exacerbado pelo aumento do número de implantes em próteses múltiplas.

Alves (2003) realizou um estudo que teve como objetivo avaliar o grau de adaptação de estruturas pré-fabricadas em Ti c.p. antes e após soldagem a laser; a adaptação de estruturas em monobloco enceradas com componentes calcináveis pré-fabricados e após serem fundidas em monobloco em Ti c.p.; analisar o grau de adaptação de estruturas fundidas em monobloco e seccionadas, antes e após a soldagem a laser e comparar os três tratamentos em relação ao grau de adaptação. O autor concluiu que a adaptação inicial da técnica com componentes pré-fabricados em Ti c.p. e soldados a laser, foi estatisticamente superior às técnicas de fundição em monobloco e fundição mais

soldagem a laser; a adaptação marginal final da técnica com componentes pré-fabricados em Ti c.p. e soldados a laser, foi estatisticamente superior às técnicas de fundição em monobloco e a fundição mais soldagem a laser; o grupo fundido e soldado a laser apresentou melhora significativa em relação à adaptação do grupo fundido em monobloco.

Em 2003, Joly e Lima realizaram um estudo com o objetivo de avaliar em microscopia eletrônica de varredura as características da superfície e da fenda existente entre os componentes de implantes de 2 e 1 estágios. Foram selecionados 3 implantes de 2 estágios revestidos com fosfato de cálcio cerâmico e 3 implantes de 1 estágio revestidos com plasma de titânio. Nos implantes de 2 estágios, os intermediários tipo Estheticone foram adaptados ao hexágono externo e travados com parafuso com torque definitivo de 20Ncm. Nos implantes de 1 estágio foram utilizados intermediários sólidos que foram adaptados e fixados por travamento friccional com torque definitivo de 30Ncm. Os espécimes foram analisados em microscopia eletrônica de varredura. A fenda foi medida em 4 pontos com 3 repetições em cada implante. Os valores obtidos foram avaliados pelo teste *t* pareado de Student. Os resultados mostraram que não houve diferença estatística significativa ($p > 0,05$) na extensão da fenda entre os sistemas de 1 e 2 estágios e que os tratamentos proporcionaram diferentes características de superfície.

Em uma pesquisa publicada por Sakaue *et al.* (2003) foi investigada qual a influência da variação do tempo de indução sobre a microdureza superficial Vickers de três ligas de Cr-Co (Remanium GM 380, Magnum H50N e Modellgub). Para o teste de dureza, foram confeccionados 54 corpos-de-prova em forma de discos, que foram fundidos por indução eletromagnética sob vácuo e atmosfera

de argônio. Para determinação dos tempos de indução foram utilizados os seguintes parâmetros: T1 (primeira alteração visível de fundição, ou seja, o arredondamento da borda da pastilha da liga), T2 (tempo recomendado pelo fabricante) e T3 (T2+2 segundos). Os resultados foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey em nível de 5%. No teste de microdureza, verificou-se que a liga Remanium é menos sensível a pequenas variações durante o processo de fundição. Pelos resultados obtidos, foi possível observar que o tempo de indução influencia a microdureza superficial das ligas de Cr-Co.

Bondioli *et al.* (2004) realizaram uma pesquisa com o objetivo de determinar, *in vitro*, se a adaptação de pilares calcináveis (UCLA teflon) fundidos em liga de Ni-Cr, sofre alterações dimensionais quando o revestimento é incluído com a técnica de expansão livre, comparada com a técnica de expansão controlada (anel metálico), e certificar-se de qual técnica é melhor indicada na fundição destes componentes protéticos para implantes. Foi construída uma base quadrada em aço inoxidável refratário ASTM 310 para a fixação de dois implantes (3I innovations) com 3,75mm de diâmetro, os quais foram fixados a 6,2mm de distância entre o centro de cada implante para simular a restauração de um molar. Utilizaram-se 30 pilares UCLA de teflon, calcináveis, sem hexágono interno, encerados em monobloco, fundidos em liga de NiCr (Wiron 99, Bego, Alemanha) e incluídos em revestimento de alta precisão (Bellavest T, Bego, Alemanha) e divididos em cinco monoblocos para o Grupo A (revestimento incluído com expansão livre) e cinco monoblocos para o Grupo B (revestimento incluído em anel metálico). Foram fundidos igualmente cinco controles unitários para cada grupo. A adaptação marginal foi lida ao microscópio Comparador Olympus STM 30X, equipado com micrometro digital. Os resultados obtidos foram analisados

estatisticamente pelo método ANOVA ($p < 0,05$) e mostraram que o Grupo A, e respectivo controle, apresentava melhor adaptação.

Em 2004, Freitas *et al.* publicaram uma revisão bibliográfica sobre a utilização da liga de cromo-cobalto na confecção de infra-estruturas de próteses sobre implantes; relacionando suas características físicas e biológicas com as necessidades encontradas para a elaboração de infra-estruturas de próteses implanto-suportadas e constatando a viabilidade desta utilização. Os autores concluíram que as ligas de cromo-cobalto podem ser utilizadas na confecção de infra-estruturas de próteses fixas implanto-suportadas, tendo como vantagens sua elevada rigidez, o que favorece uma melhor distribuição das tensões geradas pela mastigação, e a confecção de estruturas mais delgadas, adequadas para pacientes com limitações do espaço vertical; baixa densidade, possibilitando a confecção de estruturas mais leves; resistência à corrosão e biocompatibilidade. Segundo os autores apresentam um nível de adaptação aceitável, apesar de menor que o alcançado pelas ligas áureas.

Também em 2004 Heckmann *et al.* avaliaram o desenvolvimento da tensão no osso ao redor do implante e na infra-estrutura, em próteses parciais fixas sobre implantes de três elementos, usando uma técnica de medição de tensão. Seis grupos de próteses fixas com 3 elementos, representando as técnicas comumente usadas para fabricação de pontes, foram investigados com 10 amostras cada, para quantificar a influência da técnica de moldagem, modo de fabricação e mecanismo de retenção na adaptação da infra-estrutura. Dois implantes ITI foram ancorados em um modelo de medida de acordo com a situação real do paciente e medidores de força foram fixados mesialmente e distalmente aos implantes e nos pânticos da prótese. As forças desenvolvidas foram registradas durante a

cimentação e fixação do parafuso. Nenhuma das pontes investigadas revelou uma adaptação passiva verdadeira, sem a ocorrência de tensões. Aproximadamente 50% da força medida foi relacionada ao ato da moldagem e fabricação do modelo, ao passo que os 50% remanescentes a falhas laboratoriais. As duas técnicas de moldagem usadas não revelaram diferença significativa em termos de precisão. Ambos os modos de fixação (retenção cimentada e parafusada) provocaram níveis de estresse iguais. A cimentação das infra-estruturas diretamente sobre os cilindros de ouro reduziu significativamente o desenvolvimento da força.

Neste mesmo ano Janson, Ferreira e Rubo realizaram um estudo *in vitro* que tinha como objetivo por meio do uso de extensômetros, verificar a deformação gerada na infra-estrutura; observar as vantagens e desvantagens da utilização da liga de cromo-cobalto, em substituição à liga de paládio-prata, na confecção de infra-estruturas para prótese sobre implantes. A análise dos resultados possibilitou as seguintes conclusões: em grandes extensões de cantilever, a liga de cobalto-cromo apresentou deformação semelhante à da liga de paládio-prata, com cantilever curto; o emprego de uma liga de cromo-cobalto na confecção de infra-estruturas para prótese sobre implantes pode permitir braços de cantilever mais extensos.

Koke *et al.* (2004), realizaram uma pesquisa com o objetivo de investigar a influência de duas diferentes ligas e o método de fabricação na precisão marginal de próteses parciais fundidas. Dois implantes foram fixados dentro de um bloco de alumínio e a distância entre seus eixos longitudinais era 21mm. A estrutura metálica desenhada para as próteses parciais parafuso retidas foi fundida com titânio puro (Rematitan) ou cromo-cobalto (Remanium CD). Dois grupos de 10

estruturas metálicas foram fundidos em uma peça única. O primeiro grupo foi feito de titânio puro e o segundo de cromo-cobalto. O terceiro grupo foi fundido em duas peças e posteriormente soldado com laser. A liga utilizada no último grupo foi cromo-cobalto. Todas as estruturas metálicas foram parafusadas ao modelo original com torque definido. A precisão marginal foi determinada mensurando fendas verticais em oito pontos definidos ao redor de cada implante. O estudo concluiu que a adaptação das próteses parciais implanto-suportada fundidas com titânio puro em peça única é preferível do que a executada com cromo-cobalto e que a maior precisão pode ser obtida utilizando a técnica de fundição de duas peças combinada com solda a laser.

Neppelenbroek e Cruz (2004) avaliaram o grau de polimerização de um cimento resinoso dual (Variolink) após a interposição de duas diferentes resinas compostas indiretas (Artglass e Solidex). Corpos-de-prova em forma de disco (4x2 mm) foram foto ativados por 40s por meio de uma camada de 2mm de espessura do material restaurador. A dureza foi mensurada imediatamente após a foto ativação e 24hs após o armazenamento em ambiente seco, ao abrigo da luz. De acordo com os resultados, os valores da dureza reduziram significativamente ($p < 0,05$) com interposição de 2mm de material, independentemente da resina composta indireta utilizada (Artglass e Solidex). Os valores médios de dureza após 24hs foram significativamente ($p < 0,05$) superiores aos obtidos imediatamente após foto ativação. Este estudo sugeriu que a ação do ativador químico de polimerização dos cimentos resinosos duais pode não ser suficiente e, conseqüentemente, seria necessário adotar uma criteriosa exposição à luz quando da utilização desses agentes de cimentação.

Ainda em 2004, Tokutsune *et al.* avaliaram a adaptação de estruturas protéticas de níquel-cromo, obtidas a partir de cilindros poliacrílicos, por meio da técnica de fundição convencional e secundária. Essas estruturas de níquel-cromo foram comparadas com estruturas de ouro obtidas pela técnica de sobrefundição em cilindros torneados de ouro. Foram utilizadas 5 amostras para cada técnica de fundição. No grupo 1 foram obtidas estruturas protéticas de ouro tipo IV, pela técnica de sobrefundição em cilindros torneados de ouro. No grupo 2 obtiveram-se estruturas protéticas de níquel-cromo, a partir de cilindros poliacrílicos (fundição convencional). Já para o grupo 3 as estruturas protéticas de níquel-cromo foram obtidas a partir de cilindros poliacrílicos, previamente fundidos, e avaliados utilizando a mesma liga (fundição secundária). Essas estruturas protéticas foram assentadas sobre intermediários do tipo Estheticone, e as medidas de desadaptação foram mensuradas a partir de medidor óptico tridimensional e submetidas ao teste de Tukey, para comparações múltiplas. Foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre as técnicas: estruturas de ouro tipo IV, obtidas a partir de sobrefundições em cilindros torneados de ouro (Média de 14,82 μ m); comparadas com as estruturas de níquel-cromo obtidas a partir de fundição de cilindros poliacrílicos, através da técnica de fundição convencional (Média de 40,64 μ m) e secundária (Média de 22,08 μ m). O processo de soldagem melhorou a adaptação das estruturas, independentemente da técnica utilizada.

Miranda *et al.* (2005) realizaram um estudo com o propósito de avaliar a resistência mecânica de quatro cimentos resinosos de dupla ativação (Rely X ARC – 3M; Enforce – Dentsply; Fill Magic Dual Cement – Vigodente; Variolink II – Ivoclar Vivadent), com ensaios de resistência à compressão e resistência flexural.

Os testes foram baseados nos métodos descritos na Especificação nº. 27 da ANSI/ADA. Os resultados foram analisados por ANOVA e teste de Tukey ($p < 0,05$). No ensaio de resistência à compressão, não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre os quatro cimentos. No teste de resistência flexural, os cimentos Variolink II e Dual Cement foram estatisticamente similares entre si e superiores em relação ao Rely X ARC, enquanto o cimento Enforce apresentou resultado intermediário e sem diferença estatística em relação aos demais cimentos avaliados.

No ano de 2006 Hecker, Eckert e Choi avaliaram as mudanças ocorridas na adaptação de intermediários de próteses sobre implantes quando cilindros de ouro foram submetidos a cargas cíclicas. Quinze estruturas metálicas implanto-suportadas foram fabricadas por meio do método convencional de fundição e foram submetidas a cargas cíclicas em três diferentes condições: região anterior, unilateralmente sobre cantilever posterior e bilateralmente sobre cantilever posterior. Uma carga cíclica de 200Ncm foi aplicada a cada estrutura metálica para 200,000 ciclos. Os intermediários e estruturas metálicas retornaram aos modelos definitivos para realização de mensurações. Foram feitas mensurações lineares (μm) das fendas entre o cilindro protético e o intermediário implanto-suportado em quatro pontos pré-determinados de referência. As estruturas metálicas submetidas a cargas cíclicas foram colocadas sobre os intermediários, e as fendas foram medidas nos mesmos pontos de referência. Os autores concluíram que não existem diferenças significantes relativas à adaptação inicial de próteses implanto-suportadas e intermediários quando as mesmas são submetidas a cargas cíclicas.

3) PROPOSIÇÃO

Reconhecendo a necessidade de maiores esclarecimentos científicos a respeito da precisão do assentamento de estruturas em Cr-Co sobre implantes, bem como os efeitos da cimentação resinosa, fundição em monobloco e brasagem na adaptação passiva implante/componente protético, este estudo propõe:

1. Avaliar o grau de adaptação de estruturas calcináveis fundidas em Cr-Co antes e após cimentação sobre componentes pré-fabricados;
2. Avaliar a adaptação de estruturas em monobloco enceradas, utilizando-se componentes calcináveis pré-fabricados e após serem fundidas em monobloco com Cr-Co;
3. Verificar o grau de adaptação de estruturas fundidas em monobloco e seccionadas, antes e após brasagem;
4. Comparar a adaptação entre estruturas cimentadas, fundidas em monobloco e submetidas à brasagem.

4) MATERIAL E MÉTODOS

4.1) Confeccção do modelo mestre

O modelo mestre foi obtido a partir de um bloco de resina acrílica de 5X3X2,5cm. Com um delineador (Bio-Art – Indústria e Comércio de Máquinas e Aparelhos para uso em Odontologia – São Carlos – SP – Brasil), no qual foi adaptado uma fresa, foram confeccionadas 3 perfurações no acrílico, uma no centro do bloco e as outras duas a 1,8cm bilateralmente da perfuração central e a 3cm uma da outra (Figura 4.1).

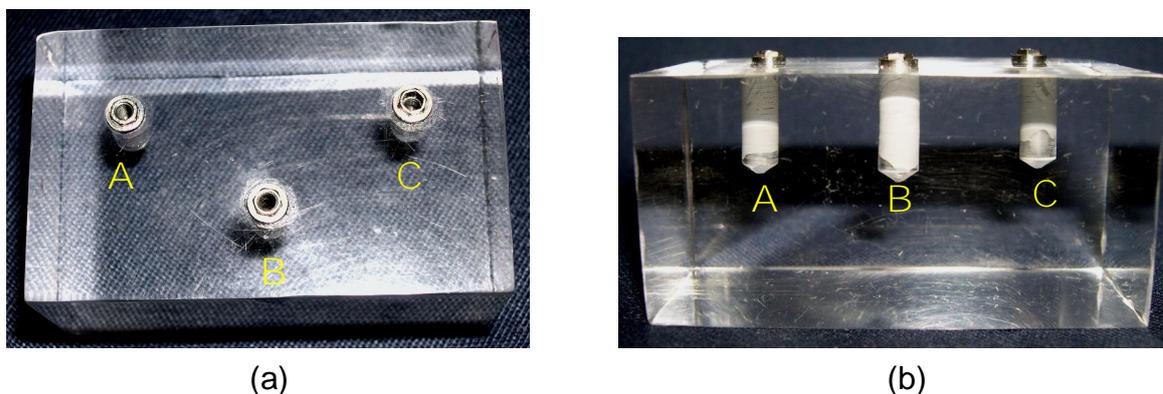


Figura 4.1 -

- a) Vista superior do modelo mestre com os implantes A, B e C fixados
- b) Vista frontal do modelo mestre com os implantes A, B e C fixados

Nestas perfurações foram fixados 3 implantes com hexágono externo de 3,75mm Ø com 11,5mm de comprimento e plataforma de assentamento de 4,1mm (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo – SP – Brasil). O posicionamento dos implantes nas perfurações foi realizado com auxílio do delineador, e a fixação dos mesmos através de resina epóxi (Ciba-Geigy – East Lansing – MI – Estados

Unidos), garantindo assim o paralelismo entre os implantes que foram chamados de A, B e C, para efeito de padronização das mensurações.

4.2) Obtenção dos corpos-de-prova

Foram utilizados 60 componentes protéticos, sendo 30 pilares Micro-Units com altura de cinta de 1,0mm (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo – SP – Brasil), 30 copings acrílicos dos Micro-Units (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo – SP – Brasil) e 30 UCLAS de plástico calcináveis sem hexágono (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo – SP – Brasil). Também foram utilizadas 40 barras cilíndricas acrílicas de 2 mm de diâmetro, sendo reproduzidas com resina acrílica auto-polimerizável, a partir de barras pré-fabricadas (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo – SP – Brasil) por meio de uma matriz de sílica.

O Grupo 1 (10 corpos-de-prova) foi obtido por meio do assentamento de 3 pilares Micro-Units sobre os implantes e 3 copings acrílicos que foram unidos por meio de enceramento, fundidos, parafusados e cimentados sobre os Micro-Units.

Os componentes pré-fabricados foram parafusados sobre os implantes com um torque de 10Ncm, com o auxílio de um torquímetro manual (SIN – Sistema de Implante Nacional – São Paulo – SP – Brasil). Após o torque as interfaces de adaptação entre os componentes pré-fabricados e os implantes foram avaliadas em um estereomicroscópio (SZX12, Olympus, Japan).

Em seguida os copings acrílicos foram parafusados manualmente aos Micro-Units e duas barras acrílicas foram adaptadas entre os componentes calcináveis. A fixação das barras foi realizada a 5 mm da superfície de assentamento, com cera

para escultura (Kota – Indústria e Comércio – São Paulo – SP – Brasil) . Os copings acrílicos foram fundidos em monobloco com Cr-Co, parafusados e cimentados sobre os Micro-Units com cimento resinoso dual Enforce (Dentsply – Petrópolis – Rio de Janeiro – RJ - Brasil) para então ser realizada a leitura de passividade final destes (Figura 4.2).

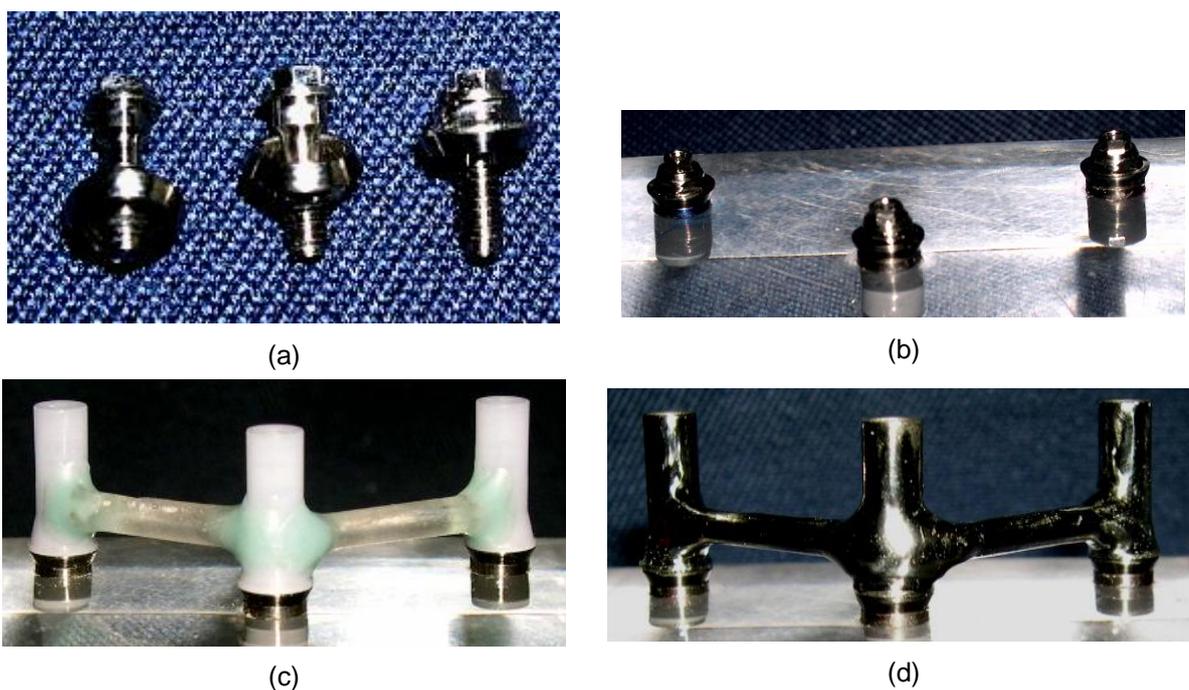


Figura 4.2 -

- a) Pilares do tipo Micro-Unit
- b) Componentes protéticos Micro-Units sobre o modelo
- c) Copings acrílicos dos Micro-Units unidos por barras acrílicas e prontos para fundição
- d) Corpo-de-prova fundido em monobloco e polido para leitura final

O grupo 2 (10 corpos-de-prova) foi obtido por meio do assentamento de 3 UCLAS calcináveis, parafusados manualmente até sentir resistência, sobre os implantes. Em seguida, duas barras acrílicas foram adaptadas entre os UCLAs e fixadas a 5 mm da superfície de assentamento, com cera para escultura (Kota – Indústria e Comércio – São Paulo – SP – Brasil).

Após o enceramento foi realizada a leitura inicial de assentamento passivo e posteriormente foi realizada fundição em monobloco com Cr-Co (Figura 4.3). Após a mesma procedeu-se a leitura de passividade final.

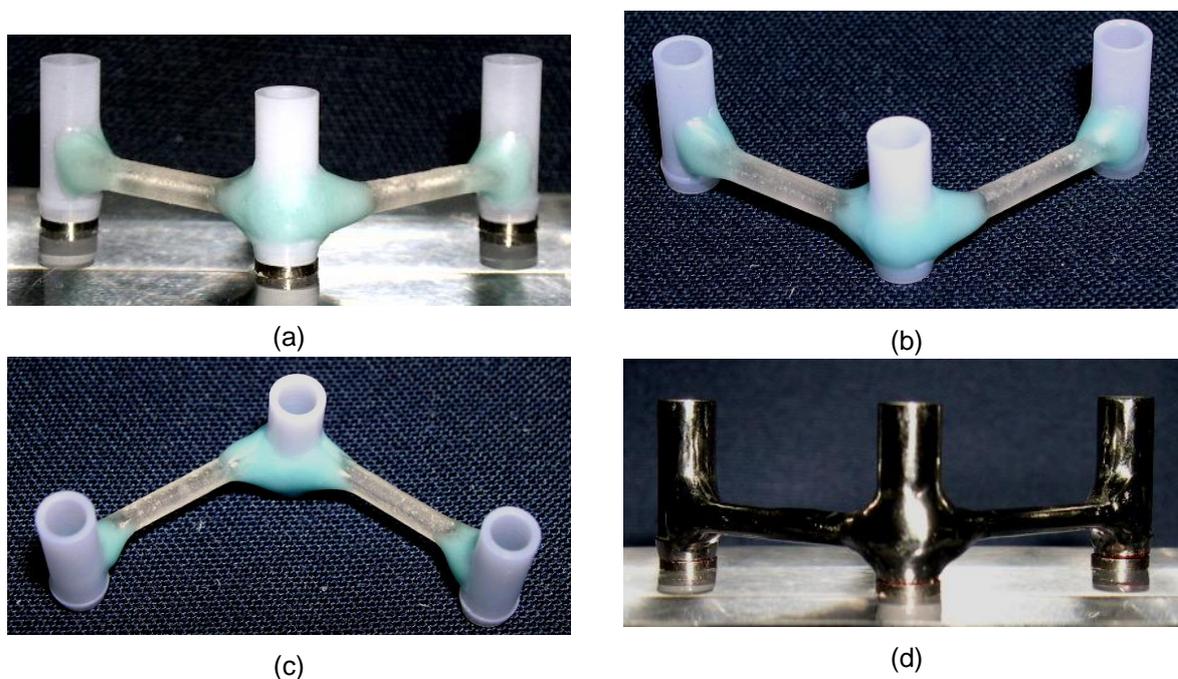


Figura 4.3 -

- Componentes protéticos calcináveis do tipo UCLA fixados sobre o modelo
- Padrão encerado e pronto para fundição (vista frontal)
- Padrão encerado e pronto para fundição (vista superior)
- Corpo-de-prova fundido em monobloco e polido para leitura final

O grupo 3 (10 corpos-de-prova) foi obtido a partir do grupo 2. Após a leitura final do grupo 2 este foi seccionado nas regiões centrais de suas barras com disco de carborundum (Dentorium Export – New York – NY – Estados Unidos) passando assim a ser o grupo 3. Este grupo foi lido após a fundição e seccionamento com um torque de 10Ncm em cada componente. Após a leitura inicial, este grupo foi submetido ao processo de brasagem e então realizada a leitura de passividade do grupo 3 (Figura 4.4).



(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 4.4 -

- a) Corpo-de-prova fundido em monobloco e polido
- b) Corpo-de-prova fundido e seccionado em três partes para brasagem
- c) Corpo-de-prova unido para solda
- d) Corpo-de-prova após brasagem

4.3) Inclusão

Foram incluídos 2 corpos-de-prova por anel de inclusão de silicone n.5 com capacidade para 180g (OGP – São Paulo – SP – Brasil). A partir da base formadora do cadinho saíram 2 condutos de alimentação em cera (Kota – Indústria e Comércio – São Paulo – SP – Brasil) de 5mm de diâmetro que se uniam através de 1 conduto horizontal de mesmo diâmetro, sobre o qual foram fixados 2 corpos-de-prova através de 6 condutos de alimentação (Kota – Indústria e Comércio – São Paulo – SP – Brasil) com 2,5mm de diâmetro (Figura 4.5).



(a)



(b)

Figura 4.5 -

- a) Dois padrões unidos à base do anel inclusor (vista frontal)
- b) Dois padrões unidos à base do anel inclusor (vista superior)

Todo o conjunto foi pulverizado com o líquido umectante Evita bolhas (Knebel – Porto Alegre – RS – Brasil) com o intuito de se diminuir a tensão superficial. O anel de inclusão foi adaptado à base e preenchido sob vibração e pincel nos componentes protéticos, com revestimento Microfine[®] 1700 (Talladium do Brasil – Paraná – PR – Brasil), o qual para se evitar a formação de bolhas foi espatulado manualmente por 10 segundos e mecanicamente a vácuo por 40 segundos, de acordo com as especificações do fabricante, em um espatulador elétrico a vácuo (EDG – São Paulo – SP – Brasil) e na proporção de 44ml de líquido para 2 envelopes de 90g. Após o tempo de 15 minutos, para a cristalização do revestimento, como especificado pelo fabricante, foi iniciado o processo de fundição.

4.4) Processo de fundição

Decorrido o tempo de cristalização, a base formadora do cadinho e o anel de silicone foram cuidadosamente removidos para a colocação do cilindro de revestimento no interior do forno elétrico (Knebel – Porto Alegre – RS – Brasil) para a expansão do revestimento, eliminação de cera e plástico calcinável a uma temperatura inicial de 400°C, sendo que o anel permaneceu nesta temperatura por 40 min até a mesma atingir 950°C com uma velocidade de aquecimento de 6°C/min. Decorridos 20 min a temperatura atingiu 850° a uma velocidade de 6°C/min, estando o anel pronto para fundição (Figura 4.6). O bloco do revestimento foi posicionado com abertura para baixo, permitindo assim a eliminação da cera e plástico calcinável sem sua contaminação por impurezas.

O cadinho cerâmico (Urabi – Rio de Janeiro – RJ – Brasil), previamente aquecido, foi posicionado no braço da centrífuga para fundição que foi ativada, sempre com 2 voltas. Em seguida, 25g de liga à base de cromo-cobalto (DeguDent – Hanau – Pforzheim – Alemanha) foi posicionada no cadinho e liquefeita gradualmente, através de chama redutora de um maçarico (EDG – São Paulo – SP – Brasil) com proporções adequadas de gás/oxigênio.



Figura 4.6 - Forno elétrico

Após a fundição, os corpos-de-prova foram resfriados imediatamente por meio de imersão em água corrente com a finalidade de se evitar a contaminação do metal, conforme especificação do fabricante. O processo de desinclusão foi realizado de maneira convencional e em seguida jateado com microesferas de vidro em um jateador elétrico (VH Equipamentos – Araraquara – SP – Brasil).

Após a desinclusão os condutos de alimentação foram seccionados com discos de óxido de alumínio (Dentorium Products – New York – NY – Estados Unidos) e cada corpo-de-prova foi jateado com óxido de alumínio de granulação $100\mu\text{m}$ e pressão 60Lb/pol^2 , tendo-se o cuidado de preservar as interfaces protéticas. No caso de bolhas positivas, as mesmas eram cuidadosamente visualizadas com o auxílio de

uma lupa de 4X de aumento (Bio-Art – São Carlos – São Paulo – SP – Brasil) e removidas com discos e brocas.

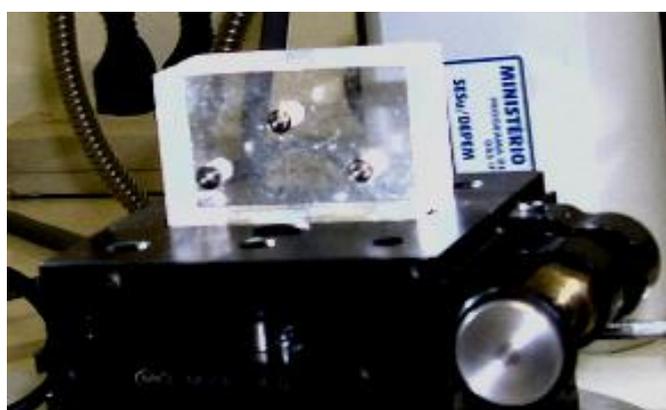
O acabamento e polimento foram conduzidos de forma convencional, utilizando-se discos de óxido de alumínio de granulação regular e borrachas abrasivas (Dentorium Products – New York – NY – Estados Unidos).

4.5) Análise da interface componente protético/implante

Todos os corpos-de-prova foram analisados através de um estereomicroscópio (SZX12) com aumento de 60X e escala de 7,69 μ m (Figura 4.7).



(a)



(b)

Figura 4.7 -

- a) Leitura de corpo-de-prova em estereomicroscópio
- b) Vista aproximada com corpo-de-prova posicionado para leitura

Em cada componente protético foi realizada a leitura em duas áreas diferentes, as quais foram lidas 3 vezes perfazendo um total de 6 leituras por componente, sendo calculado a média aritmética para cada implante. As leituras foram efetuadas na região vestibular e lingual, diametralmente opostas, estando marcadas no implante de maneira que o local de leitura não se alterasse.

A mensuração inicial do grupo 1 foi realizada quando os Micro-Units estavam assentados sobre os implantes, com um torque de 10 Ncm.

No grupo 2 a leitura inicial foi feita em condições de passividade quando os componentes calcináveis estavam posicionados sobre os implantes, parafusados manualmente e unidos por barras.

A análise inicial do grupo 3 foi realizada logo após a secção do grupo 2 e aparafusamento das infra-estruturas seccionadas com um torque de 10 Ncm em cada componente.

Quando os componentes protéticos dos três grupos experimentais estavam unidos entre si, após cimentação, fundição em monobloco e brasagem, a leitura final foi realizada de acordo com o protocolo modificado de Jemt (1991), onde se apertava o parafuso correspondente ao implante A com um torque de 10 Ncm. Por meio deste procedimento verificou-se o grau de adaptação dos componentes protéticos aos implantes B e C. O procedimento repetiu-se com o outro parafuso mais distal (parafuso C) para a mensuração da desadaptação entre os implantes A e B e os respectivos componentes protéticos.

O modelo mestre serviu como suporte para a leitura e para fixação dos componentes protéticos aos implantes foi utilizado parafuso de titânio (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo – SP – Brasil).

4.6) Procedimento de brasagem

Para o procedimento de brasagem as estruturas metálicas foram posicionadas sobre o modelo de trabalho, uma marcação foi feita no centro da extensão de cada barra, onde se procedeu ao seccionamento destas com um disco de carborundum ultrafino (Dentorium Products – New York – NY – Estados Unidos), os componentes depois de separados foram parafusados com um torque de 10 Ncm. À distância entre as partes seccionadas foi padronizada pelo disco separador que correspondia a 0,3mm. Os componentes foram unidos com resina auto-polimerizável duralay (Reliance – Worth – IL – Estados Unidos).

Posteriormente todo o conjunto foi incluso em revestimento Microfine[®] 1700 (Talladium do Brasil – Paraná – PR – Brasil) e levados ao forno para eliminação da resina. Após a cristalização do revestimento os resquícios de acrílico foram removidos com a chama do maçarico.

O bloco de revestimento foi colocado no forno à temperatura de 450° por 15 minutos para ser totalmente desidratado. Após a remoção do forno o conjunto resfriou a temperatura ambiente. Foi realizado um jateamento da área de união com óxido de alumínio, para remoção dos óxidos formados durante a secagem. Uma pequena quantidade de fundente (Knebel – Porto Alegre – RS – Brasil) foi passada na região da conexão, para permitir melhor escoamento, menor formação de bolhas e prevenir uma oxidação excessiva; os excessos foram removidos e aguardou-se a secagem.

As soldas eram realizadas em tempo único, primeiramente na região central localizada entre os implantes A e B, seguido da região central localizada entre os implantes B e C. Para o processo de brasagem foi utilizado um maçarico (Knebel –

Porto Alegre – RS – Brasil) no qual se ajustou o botão vermelho do gás e o verde do ar para produzir chama cônica. A zona redutora azulada foi utilizada para aquecer a liga. Nenhuma das zonas oxidantes foi usada para o aquecimento com o intuito de evitar a oxidação da liga, o que alteraria as propriedades da mesma, diminuindo a resistência e alterando a contração por solidificação (Figura 4.8).

A solda que foi utilizada foi à base de Ni (38,5-39,8%), Co (27-28%), Cr (22-24%), Mo (5-5%), com intervalo de fusão de 1200^o-1315^oC.

A ponta de uma vareta de solda (Dentorium Products – New York – NY – Estados Unidos) foi aquecida até tornar-se rubra e mergulhada rapidamente no fundente (Knebel – Porto Alegre – RS – Brasil). As partes a serem soldadas foram aquecidas com a chama redutora azulada até a temperatura ideal (vermelho brilhante) e introduzida no sentido vertical (cima para baixo), sem que a chama redutora azulada fosse removida da região de conexão. Ao tocar o metal à solda fluiu ocupando o espaço a ela destinado.

Os corpos-de-prova resfriaram normalmente e foram jateados com óxido de alumínio, tendo-se o cuidado de preservar as interfaces protéticas, onde foi verificado o assentamento passivo . O acabamento e polimento foram realizados de forma convencional, utilizando-se discos de óxido de alumínio de granulação regular e borrachas abrasivas (Dentorium Products – New York – NY – Estados Unidos).



Figura 4.8 - Brasagem

4.7) Análise Estatística

A análise estatística foi realizada em duas etapas, a primeira onde se verificou a adaptação intragrupo e a segunda onde foi feita a verificação intergrupos.

Na análise intragrupo, foram estudados a adaptação inicial e final de cada grupo por meio do Teste- t para amostras pareadas, e a diferença de adaptação entre cada interface componente protético/implante (A, B e C) separadamente no início e no final dos procedimentos pelo teste de Kruskal-Wallis (ANOVA não-paramétrica).

Na análise intergrupos foram analisadas as diferenças entre cada técnica nos tempos iniciais e finais, por meio do teste Kruskal-Wallis (ANOVA não-paramétrica). Os valores em todas as análises estatísticas só foram considerados significativos quando o valor de p foi $0,05$.

5) RESULTADOS

5.1. Análise intragrupos

5.1.1 Grupo cimentação (Grupo 1)

Para os componentes Micro-Units pré-fabricados em Ti c.p., com infra-estruturas calcináveis fundidas em Cr-Co, as quais foram cimentadas, a Tabela 5.1 apresenta os valores médios em micrometros das interfaces componentes protéticos/implantes correspondentes ao grupo 1 e a cada um de seus implantes, antes e após cimentação. Não foi encontrada diferença significativa pelo teste de Kruskal-Wallis entre os implantes A, B e C antes ($p=1,0000$) e após cimentação ($p=0,8884$). Quando se comparam os tempos antes e pós-cimentação para cada implante individualmente, por meio do Teste-*t* (amostras pareadas) também não foram encontradas diferenças significantes para A ($p=0,1717$), B ($p=0,1629$) e C ($p=0,1717$). Neste grupo experimental foram eliminados alguns valores discrepantes relativos aos valores finais de adaptação da interface implante-componente protético correspondentes aos implantes A e C, visto que a permanência dos mesmos influenciaria nos resultados. Sendo assim os valores médios de desadaptação encontrados para A e C, foram menores quando comparados ao B. A Figura 5.1 apresenta os valores médios em micrometros da interface componentes

protéticos/implantes, correspondentes ao grupo 1 e a cada um de seus implantes, antes e após cimentação.

Tabela 5.1 - Valores médios em micrometros da interface componente protético/implante antes e após cimentação do grupo1.

Interface	Cimentação inicial	Cimentação final
Grupo 1	0,000 ±0 a	3,588 ± 17,94 a
Implante A	0,000 ±0 aA	0,577 ± 1,824 aA
Implante B	0,000 ±0 aA	10,1888± 31,00 aA
Implante C	0,000 ±0 aA	0,000 ± 0,00 aA

Valores médios seguidos da mesma letra minúscula na linha (Teste-t) e maiúscula na coluna (teste Kruskal-Wallis) não diferem estatisticamente com 5% de significância.

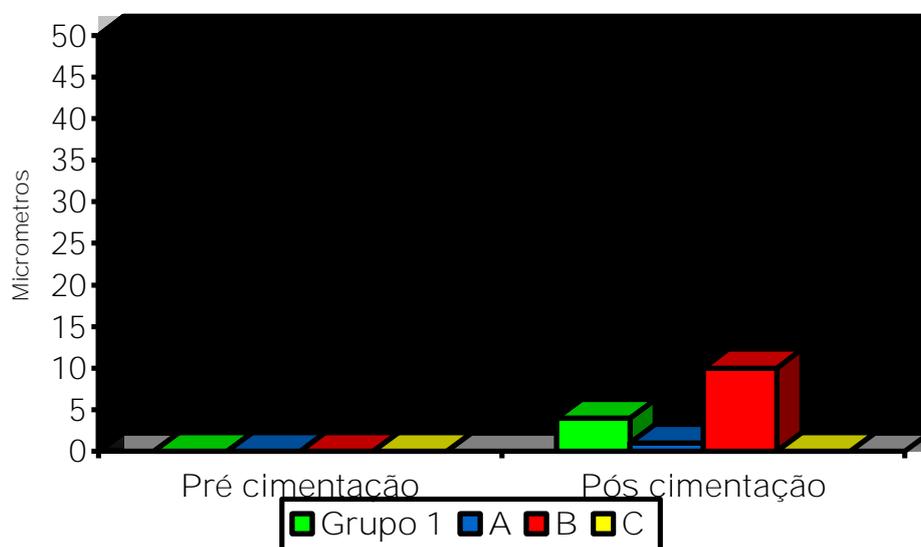


Figura 5.1 - Comparação da desadaptação do grupo 1 e de suas estruturas antes e após cimentação.

5.1.2 Grupo fundição (Grupo 2)

Para os componentes pré-fabricados calcináveis e fundidos em monobloco a Tabela 5.2 apresenta os valores médios em micrometros da interface componentes protéticos/implantes correspondentes ao grupo e a cada um de seus implantes, após o enceramento e após a fundição. Não foram encontradas diferenças significativas pelo teste de Kruskal-Wallis entre os implantes A, B e C após o enceramento ($p=0,7905$), no entanto após a fundição foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre os implantes A e B ($p<0,0001$) e B e C ($p=0,0023$). Não foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre os implantes A e C ($p=0,1275$). Já quando se comparam os tempos enceramento e fundição em monobloco para cada implante individualmente, por meio do Teste- t (amostras pareadas) foram encontradas diferenças significantes para A ($p<0,0001$), B ($p<0,0001$) e C ($p<0,0001$).

Tabela 5.2 - Valores médios em micrometros da interface componente protético/implante no enceramento e após a fundição do grupo 2.

Interface	Enceramento	Monobloco
Grupo 2	9,252 ± 8,41 a	325,259 ± 175,60 b
Implante A	8,714 ± 10,40 aA	486,078 ± 115,92 bA
Implante B	9,043 ± 6,71 aA	124,163 ± 46,04 bB
Implante C	9,999 ± 8,58 aA	365,538 ± 91,27 bA

Valores médios seguidos da mesma letra minúscula na linha (Teste- t) e maiúscula na coluna (teste Kruskal-Wallis) não diferem estatisticamente com 5% de significância.

A figura 5.2 apresenta os valores médios em micrometros da interface componentes protéticos/implantes, dos componentes calcináveis encerados e fundidos em monobloco, correspondentes ao grupo 2 e a cada implante do mesmo.

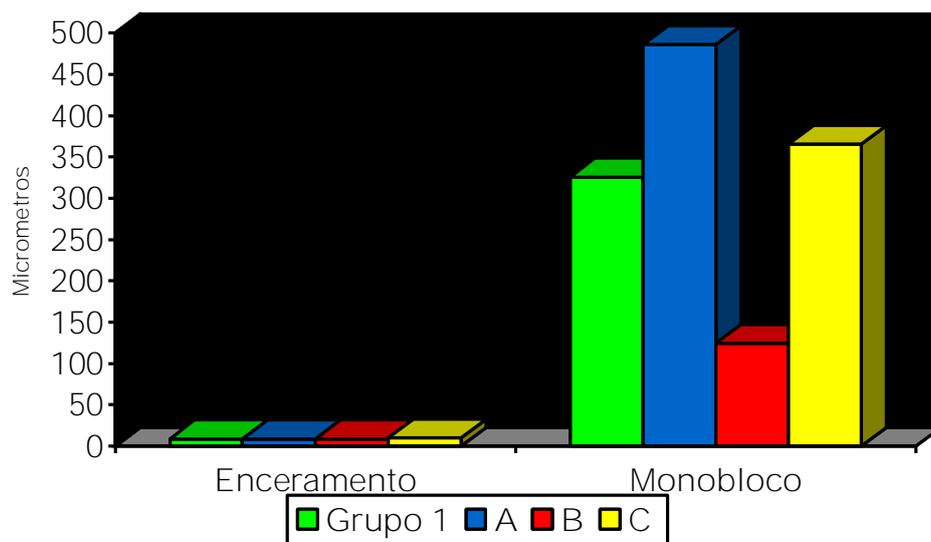


Figura 5.2 - Comparação da desadaptação do grupo 2 e suas estruturas enceradas e após a fundição em monobloco.

5.1.3 Grupo fundição + brasagem (Grupo 3)

Para os componentes pré-fabricados calcináveis, fundidos e submetidos à brasagem a Tabela 5.3 apresenta os valores médios em micrometros da interface componentes protéticos/implante correspondentes ao grupo 3 e a cada um de seus implantes, após a fundição e após brasagem. Não foram encontradas diferenças significativas pelo teste de Kruskal-Wallis entre os implantes A, B e C após a fundição e seccionamento ($p=0,9078$), no entanto após brasagem foram encontradas diferenças estatísticas significantes entre os implantes A e B ($p<0,0001$)

e B e C ($p=0,0010$). Quanto aos implantes A e C não foi encontrado diferença estatística significativa ($p=0,5337$). Já quando se comparam os tempos fundição e pós-brasagem para cada implante individualmente, através do Teste- t (amostras pareadas) se encontram diferenças significantes para A ($p<0,0001$), B ($p<0,0121$) e C ($p<0,0003$).

Tabela 5.3 - Valores médios em micrometros da interface componente protético/implante após a fundição e após brasagem.

Interface	Fundição	Pós brasagem
Grupo 3	0,874 ± 4,78 a	121,592 ± 103,14 b
Implante A	2,622 ± 8,29 aA	178,547 ± 87,40 bA
Implante B	0,000 ± 0 aA	24,100 ± 28,20 bB
Implante C	0,000 ± 0 aA	162,129 ± 99,28 bA

Valores médios seguidos da mesma letra minúscula na linha (Teste- t) e maiúscula na coluna (teste Kruskal-Wallis) não diferem estatisticamente com 5% de significância.

A figura 5.3 apresenta os valores médios dos componentes pré-fabricados calcináveis, fundidos e submetidos à brasagem em micrometros das interfaces componentes protéticos/implantes correspondentes ao grupo e a cada um de seus implantes.

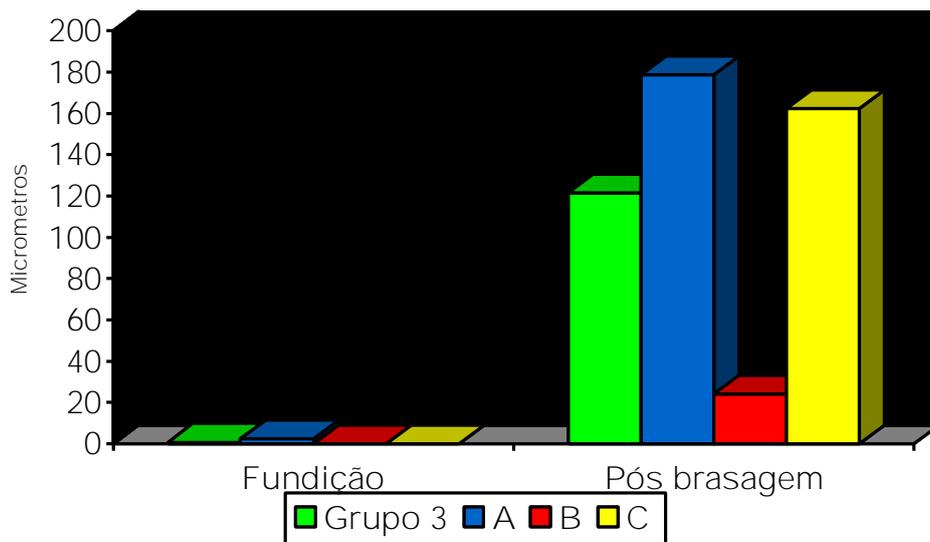


Figura 5.3 - Comparação da desadaptação do grupo 3 e suas estruturas fundidas e após brasagem.

5.2. Análise intergrupos

As técnicas de cimentação, fundição em monobloco, e fundição e brasagem através do teste Kruskal-Wallis apresentaram no início das técnicas diferenças estatísticas significantes entre cimentação e monobloco ($p < 0,0001$) e monobloco e fundição e brasagem ($p < 0,0001$) e não significantes entre cimentação e fundição e brasagem ($p = 0,7839$). No final das técnicas utilizando-se o mesmo teste foram encontradas diferenças estatísticas significantes para cimentação e monobloco ($p < 0,0001$), cimentação e fundição e brasagem ($p = 0,0002$) e monobloco e fundição e brasagem ($p = 0,0005$) (Tabela 5.4., Figura 5.4).

Tabela 5.4 - Valores médios em micrometros da interface componente protético/implante inicial e final.

Técnica Fase	Cimentação	Fundição em monobloco	Fundição + Brasagem
Inicial	0,00 0 ±0 a	9,252± 8,41 b	0,874 ± 4,78 a
Final	3,588 ± 17,94 a	325,259 ± 175,60 b	121,592 ± 103,14 c

Valores médios seguidos da mesma letra minúscula na linha não diferem estatisticamente com 5% de significância pelo teste de Kruskal-Wallis.

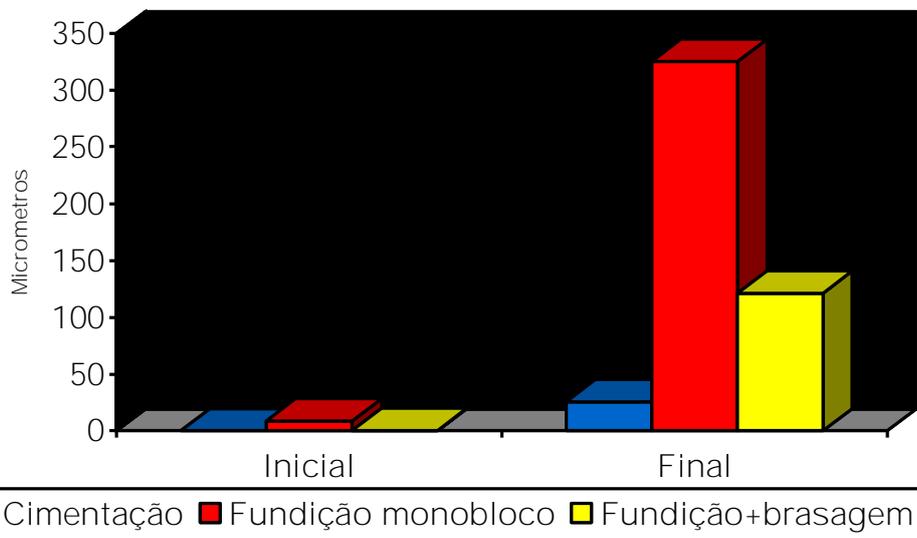


Figura 5.4 – Comparação dos valores médios em micrometros da interface componente protético/implante inicial e final entre os grupos.

6) DISCUSSÃO

A literatura destaca a importância do assentamento passivo como fator fundamental do sucesso da reabilitação com próteses implanto-suportadas. A razão para isto está no fato dos implantes osseointegrados não terem resiliência no osso, e, portanto não podem adaptar-se em uma prótese desajustada sem gerar tensão ao osso adjacente e estrutura metálica (SOUSA, 2001).

Muitos autores têm tentado encontrar uma definição precisa do termo passividade. Jemt (1991) definiu adaptação passiva como um nível que não causaria qualquer complicação clínica e sugeriu que desadaptações menores que 150µm poderiam ser aceitáveis. Para White (1993) a adaptação passiva é caracterizada pela ausência de báscula ou interfaces verticais e horizontais sem os parafusos apertados ou quando um único parafuso está apertado. Segundo Carlsson e Carlsson (1994) uma prótese com adaptação passiva significa que esta pode ser parafusada sem que tensões sejam geradas.

Uma das causas mais importantes e comuns de complicações em curto prazo em implantes e próteses sobre implantes é a falta de passividade das próteses dada pela desadaptação marginal entre infra-estruturas protéticas e implantes osseointegrados. Esta condição aumenta as forças aplicadas sobre o implante, o que leva a reabsorção óssea, fratura do parafuso, fratura de componentes protéticos, mobilidade do implante ou até a perda do mesmo. Quanto maior a desadaptação maiores as tensões geradas entre os componentes e osso, e maiores as chances de fracasso dos implantes e suas respectivas próteses (JEMT, 1991; MAY *et al.*, 1997; SAHIN; ÇEHRELI, 2001).

Sendo assim, a adaptação passiva entre a infra-estrutura e o implante é o requisito básico na fabricação de próteses implanto-suportadas e tem sido muito discutida na literatura (APARÍCIO, 1994; CARLSSON; CARLSSON, 1994; BINON, 1997; DELLOW; DRIESSEN; NEL, 1997; MAY *et al.*, 1997; BYRNE *et al.*, 1998; KANO, 1998; WEE; AQUILINO; SCHNEIDER, 1999; GUICHET *et al.*, 2000; GUIMARÃES; NISHIOKA; BOTTINO, 2001; SAHIN; ÇEHRELI, 2001; CARVALHO, 2002; HECKER ; ECKERT; CHOI, 2006).

Neste estudo foi avaliada qual técnica para confecção de infra-estruturas de próteses sobre implantes apresenta menor desadaptação entre os componentes protéticos e os implantes. Para tal foram confeccionadas infra-estruturas cimentadas, fundidas em monobloco e fundidas e submetidas à brasagem.

Nos grupos experimentais utilizaram-se cilindros de plástico para confecção das infra-estruturas, que foram fundidas em material de baixo custo, visando o maior acesso da população para este tipo de tratamento.

A condição de três implantes foi utilizada para possibilitar a realização de overdentures, melhorando a estabilidade e a retenção destas (CASTILIO, 2000) e para simular próteses fixas.

Após a fundição das infra-estruturas metálicas, as peças foram polidas e colocadas sobre seus respectivos implantes, por meio de parafusos de titânio fixados com um torque mecânico de 10Ncm, convencionado para que houvesse assentamento padronizado (DELLINGES; TEBROCK, 1993; GROSS; ABRAMOVICH; WEISS, 1999; CASTILIO, 2000; SILVA, 2001; SOUSA, 2001; RUBO *et al.*, 2002; ALVES, 2003).

De acordo com Schieffleger *et al.* (1985), pode ocorrer “empenamento” da peça devido à contração do material no processo de fundição. A expansão do gesso,

a distorção da cera, a expansão do revestimento, a contração do metal, as distorções de soldagem são inter-relacionados na confecção de infra-estruturas completamente passivas, contudo estes fatores podem ser muito bem controlados pelo profissional que executa todas as técnicas com critério, diminuindo a média de erros (SILVA, 2001). Baseado nessas informações procurou-se controlar ao máximo todas estas variáveis para que os resultados finais fossem fielmente reproduzidos.

A retenção por cimento tem sido utilizada em próteses fixas convencionais por quase 100 anos e com grande sucesso. A cimentação de restaurações protéticas sobre pilares fixados em implantes osseointegrados é uma modalidade relativamente nova, porque até pouco tempo o sistema de retenção por parafusamento era único. A presença de cimento na interface entre a coroa e o intermediário promove um vedamento que impede o ingresso de bactérias neste local. Porém, linhas de cimento muito espessas, decorrentes da falta de adaptação precisa da prótese sobre o intermediário, podem ocasionar inflamação dos tecidos peri-implantares e, quando advir sua dissolução, haverá a retenção de bactérias nessa interface, causando os mesmos problemas (FRANCISCHONE; ISHIKIRIAMA; VASCONCELOS, 1999).

Segundo Aparício (1994) a resistência da união cimentada é crítica. Por isso, a espessura deve ser mantida entre 0,1 a 0,3mm. Segundo o autor, discrepâncias maiores que estas devem ser corrigidas por corte e soldagem ou por repetição de fundição.

No grupo 1 (Tabela 5.1) onde foi realizada cimentação dos componentes protéticos, foi encontrada uma desadaptação média de $3,588 \pm 17,94\mu\text{m}$, o que está abaixo dos resultados encontrados por Randi *et al.*, em 2001, de $7,65\mu\text{m}$; Clayton, Driscoll e Hondrum (1997), de $23,66\mu\text{m}$; Keith *et al.* (1999), de $67,4\mu\text{m}$ e Motta,

Pegoraro e Conti (2001), de $97,58\mu\text{m}$, que realizaram cimentação de próteses fixas unitárias.

Não foram encontradas diferenças estatísticas entre os implantes A ($0,57 \pm 1,82\mu\text{m}$), B ($10,18 \pm 31,00\mu\text{m}$) e C ($0,000 \pm 0,00 \mu\text{m}$), no entanto as médias de desadaptação nos implantes mais externos foram menores que a do central, discordando com os achados de Randi *et al.* (2001), Silva (2001) e Alves (2003). Esses resultados foram obtidos em função da eliminação de alguns valores discrepantes relativos aos valores finais de adaptação da interface implante-componente protético correspondentes aos implantes A e C, visto que a permanência dos mesmos influenciaria nos resultados

Os valores encontrados podem ser considerados satisfatórios clinicamente, principalmente considerando os valores de desadaptação tidos como aceitáveis por Jemt em 1991 ($150\mu\text{m}$) e Meloncini em 2000 ($100\mu\text{m}$).

O processo de fundição, convencionalmente realizado pela técnica da cera perdida e de peça única, envolve uma série de variáveis que podem alterar a adaptação da peça protética (EAMES; MACNAMARA, 1978; ROMERO *et al.*, 2000; SAHIN; ÇEHRELI, 2001; SILVA, 2001; SOUSA, 2001).

Para o grupo 2 (Tabela 5.2) fundido em monobloco, a média de desadaptação encontrada foi de $325,29 \pm 175,60\mu\text{m}$, o que pode ser considerado um valor médio elevado para uma estrutura relativamente pequena (3 implantes) quando comparada às estruturas de próteses fixas totais (5-6 implantes).

Foram encontradas diferenças significativas após a fundição entre as interfaces componentes protéticos/implantes de A ($486,07 \pm 115,92\mu\text{m}$) e B ($124, 163 \pm 46,04\mu\text{m}$) e B ($124, 163 \pm 46,04\mu\text{m}$) e C ($365,53 \pm 91,27\mu\text{m}$). Não foi encontrada diferença estatisticamente significante entre os implantes A ($486,07 \pm$

115,92 μ m) e C (365,53 \pm 91,27 μ m). Também foi observada uma maior adaptação da interface do implante B após a fundição em monobloco.

As diferenças dos valores obtidos correspondentes a desadaptação causada pela fundição em monobloco e enceramento foram maiores para os implantes A (477,364 μ m) e C (355,539 μ m) quando comparados ao B (115,12 μ m).

Os valores obtidos para a adaptação estão acima dos considerados clinicamente aceitáveis por Jemt (1991) e Meloncini (2000).

As ligas de cromo-cobalto têm ocupado um importante espaço na prática laboratorial pelo seu custo reduzido. É um material conveniente para infra-estruturas de próteses fixas implanto-suportadas, preferivelmente nos casos de mandíbula totalmente edêntula. O uso dessa liga tem aumentado com o tempo e tem demonstrado características aceitáveis de adaptação e biocompatibilidade (KELLY; ROSE, 1983; CHAO; ZARB; JUDES, 1988; HULTERSTROM; NILLSSON, 1994; KANSU; AYDIN, 1996; CASTILIO, 2000; HOLLWEG, 2000; RUBO *et al.*, 2002; FREITAS *et al.*, 2004; KOKE *et al.*, 2004).

O desenvolvimento do pilar UCLA, que representava praticidade e diminuição de custos, trouxe bastante controvérsia para a prótese implanto-suportada. Apesar de suas vantagens, seu uso tem sido bastante criticado, já que etapas laboratoriais rotineiras podem induzir desajustes entre pilar e implante, que por sua vez potencializam o aparecimento de problemas mecânicos e/ou biológicos. Existe uma preocupação por parte de alguns autores com relação à adaptação do pilar UCLA (BYRNE *et al.*, 1998; VIGOLO; MAJZOUB; CORDIOLI, 2000; SILVA, 2001; CARVALHO, 2002; SILVEIRA JÚNIOR *et al.*, 2002; ALVES, 2003; BONDIOLI *et al.*, 2004), principalmente o plástico, sobre a superfície do implante, quando comparada à adaptação conseguida com os pilares pré-fabricados em titânio.

Um dos problemas para se obter a adaptação passiva são as variáveis clínicas e laboratoriais inerentes ao próprio tratamento. Uma forma de minimizar as distorções de fundição e obter selamento satisfatório entre a prótese e os implantes, seria confeccionar estruturas segmentadas e soldadas (SCHIFFLEGER *et al.*, 1985, APARÍCIO, 1994; CASTILIO, 2000; COSTA, 2002; TOKUTSUNE *et al.*, 2004).

No grupo 3 (Tabela 5.3) onde foi realizada a fundição e brasagem a média de desadaptação encontrada foi de $121,59 \pm 103,14\mu\text{m}$, o que é aceitável de acordo com Jemt (1991). No entanto Meloncini (2000) não considera esse valor clinicamente aceitável.

Mais uma vez foi observada uma melhor adaptação do componente B ($24,10 \pm 28,20\mu\text{m}$) em relação aos outros dois, A ($178,54 \pm 87,40\mu\text{m}$) e C ($162,12 \pm 99,28\mu\text{m}$). Após a brasagem foram encontradas diferenças estatísticas significantes entre os implantes A e B e B e C. Quanto aos implantes A e C não foi encontrada diferença estatística significativa.

As diferenças dos valores obtidos correspondentes a desadaptação causada pela brasagem foram maiores para os implantes A ($175,925\mu\text{m}$) e C ($162,129\mu\text{m}$) quando comparados ao B ($24,100\mu\text{m}$).

Carlsson e Carlsson (1994) afirmaram que existem duas formas de medir o grau de desadaptação de um sistema: medir as forças que são introduzidas durante o aperto dos parafusos ou medir a extensão da desadaptação através de um microscópio de medição.

Na literatura a maioria dos trabalhos leva em consideração o eixo vertical para avaliar a adaptação de uma prótese, onde o termo adaptação passiva é empregado constantemente como adaptação vertical (SOUSA, 2001).

O mesmo procedimento repetiu-se neste trabalho, no qual o eixo vertical foi considerado e analisado. Tentou-se ir de acordo com o conceito de White (1993), que ressalta a diferença da prótese com adaptação passiva da prótese adaptada, onde o aperto dos parafusos elimina as interfaces dando uma aparência de adaptação satisfatória. Neste trabalho a passividade foi avaliada utilizando-se o protocolo modificado de Jemt (1991), onde se realiza o aperto do parafuso mais mesial e a leitura das demais interfaces, em seguida, o apertamento do parafuso mais distal com a leitura das demais interfaces.

Ao se comparar a desadaptação entre as três técnicas (Tabela 5.4) fica claro a maior eficiência da técnica onde é realizada a cimentação da infra-estrutura em Cr-Co ($3,58 \pm 17,94\mu\text{m}$) sobre a fundição mais brasagem ($121,59 \pm 103,14\mu\text{m}$) e destas duas sobre a fundição em monobloco ($325,25 \pm 175,60\mu\text{m}$).

Estes resultados podem ser explicados em virtude da adaptação inicial em cada uma destas técnicas (Tabela 5.4), onde se observa para os componentes Micro- Units do grupo 1 uma adaptação inicial de $0\mu\text{m}$ inicialmente, já para o grupo fundido em monobloco a desadaptação inicial foi de $9,25\mu\text{m}$, a qual pode ter sido causada pelo enceramento das estruturas para fundição, já para o grupo fundido e submetido à brasagem a desadaptação foi de $0,87\mu\text{m}$, podendo ter surgido em virtude da fundição. Acreditamos que a maior desadaptação inicial apresentada pelo componente plástico pré-fabricado (grupo 2) deva-se ao fato das leituras serem realizadas em monobloco sob condições de passividade, enquanto que os componentes fundidos em Cr-Co (grupo 3) apresentavam-se seccionados e parafusados individualmente sobre os implantes, diminuindo com isso a desadaptação implante/componente.

O grupo 1 sofre apenas alterações causadas pela cimentação, visto que a infra-estrutura fundida a ser cimentada possui um alívio em relação ao Micro-Unit e não tem como causar alteração na leitura implante-componente.

Quanto aos componentes calcináveis primeiro precisam ser encerados, incluídos, fundidos, acabados e polidos. Todas estas etapas podem e causam alterações que vão prejudicar no assentamento das infra-estruturas (EAMES; MACNAMARA, 1978; ROMERO *et al.*, 2000, SAHIN; ÇEHRELI, 2001; SILVA, 2001). Considerando o grupo fundido em monobloco a desadaptação tem a tendência de se agravar, pois a infra-estrutura se torna única e, portanto mais extensa, o que causa uma maior distorção (CASTILIO, 2000; SILVA, 2001; SOUSA, 2001), porém quando seccionada e submetida à brasagem esta infra-estrutura funciona como pequenas estruturas gerando uma distorção menor (HENRIQUES *et al.*, 1997).

Nesta pesquisa não foi possível se obter um assentamento passivo como referido por Sahin e Çehreli (2001) onde se procura um zero absoluto, sem tensão ao implante, porém nenhuma das técnicas descritas na literatura como: cimentação da estrutura aos componentes protéticos (APARÍCIO, 1994; CLAYTON; DRISCOLL; HONDRUM, 1997; AGOSTINHO; MATSUMOTO; ANTUNES, 2000; GUICHET *et al.*, 2000; LINDSTROM; PREISKEL, 2001; MOTTA; PEGORARO; CONTI, 2001; PIATELLI *et al.*, 2001; RANDI *et al.*, 2001; DUYCK; NAERT, 2002; FERNANDES NETO; NEVES; PRADO, 2002; GARCIA; CASTRO FILHO; ARAÚJO, 2002; NEPPELENBROEK; CRUZ, 2004), seccionamento e soldagem a laser da estrutura (APOTHEKER; NISHIMURA; SEERATTAN, 1984; NABADALUNG; NICHOLLS, 1998; CASTILIO, 2000; SOUZA *et al.*, 2000a, 200b; SILVA, 2001; SOUSA, 2001; ALVES, 2003; KOKE *et al.*, 2004), seccionamento e brasagem (APOTHEKER; NISHIMURA; SEERATTAN, 1984; HENRIQUES *et al.*, 1997; NABADALUNG;

NICHOLLS, 1998; ROMERO *et al.*, 2000; SOUZA *et al.*, 2000a, 2000b), CAD-CAM (SCHMITT; CHANCE, 1995) e eletroerosão (ROMERO *et al.*, 2000; SILVA, 2001), conseguiram assentamento passivo.

Portanto, a cimentação, apesar de não obter passividade absoluta, estatisticamente é muito superior às outras duas técnicas utilizadas nesta pesquisa.

A técnica de secção e brasagem de estruturas fundidas em Cr-Co avaliada neste estudo, além de proporcionar resultados satisfatórios de ajuste marginal, confirmando o resultado de outros trabalhos que recomendam o seccionamento das peças para melhorar o assentamento passivo de próteses sobre implantes (CASTILIO, 2000; SILVA, 2001; SOUSA, 2001), tem como principais características à simplicidade de técnica e redução de custo.

Observou-se no grupo 3 que a adaptação da infra-estrutura quando lida segmentada e isoladamente, mostrou-se excelente podendo-se vislumbrar o uso do Cr-Co em próteses sobre implantes unitárias.

Cabe aqui, discutir o papel social das confecções protéticas, onde a tecnologia deva estar associada a serviço de grande parte da população. Procura-se, cada vez mais, a pesquisa com ligas alternativas que possam apresentar adaptação aceitável, propiciando passividade do ponto de vista biomecânico, um peso estrutural que dê mais conforto ao paciente e a união do material estético, de forma que com o preenchimento desses requisitos possamos encontrar alternativas para diminuir o custo das próteses implanto-suportadas (HULTERSTROM; NILLSSON, 1994).

Com base nos dados obtidos pudemos constatar que é aconselhável que se utilize à combinação de métodos para minimizar a desadaptação causada pela fundição em Cr-Co, conduzindo infra-estruturas protéticas extensas sobre implantes

a um grau aceitável de passividade. Outras técnicas devem ser pesquisadas para unir infra-estruturas em Cr-Co segmentadas, como por exemplo, a solda a laser, visando melhorar os problemas relativos à adaptação.

Desta forma, pode-se argumentar a viabilidade dos procedimentos técnicos empregados neste trabalho, propondo alternativas de tratamento por meio de próteses sobre implantes, deixando claro também que existem condições de reduzirmos o custo efetivo das mesmas.

Para se obter resultados mais conclusivos, propiciando o desenvolvimento de próteses com maior desempenho clínico, testes de cargas cíclicas devem ser aplicados aos corpos-de-prova e nova análise da interface componente protético/implante deverá ser realizada, para obtenção de dados que simulem uma análise em longo prazo.

7) CONCLUSÕES

Com base nos resultados obtidos e analisados neste trabalho, diante das condições analisadas, conclui-se:

- A adaptação marginal inicial da técnica com componentes cimentados, foi estatisticamente semelhante à adaptação de componentes fundidos e submetidos à brasagem e estatisticamente superior a fundição em monobloco;
- A adaptação marginal final da técnica com componentes cimentados, foi estatisticamente superior às técnicas de fundição em monobloco e fundição mais brasagem;
- O grupo fundido e submetido à brasagem apresentou melhora significativa em relação à adaptação do grupo fundido em monobloco;

REFERÊNCIAS¹

American Dental Association. Certification Programs of the Council on Dental Materials Instruments and Equipment. American National Standards Institution/American Dental Association Specification 1994; (96):1-23.

Agostinho AM, Matsumoto W, Antunes RPA. Fatores que influem na espessura de película de cimentação. Rev Pos Grad 2000; 7(1):74-77.

Alves BP. Análise da adaptação de estruturas de próteses sobre implantes pré-fabricadas ou fundidas em titânio, antes e após soldagem a laser [Tese de Doutorado]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia da UNICAMP; 2003.

Anusavice KJ. Phillips: Materiais dentários. 11^a ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005.

Aparicio C. A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over Branemark osseointegrated implants: a two-year report. Int J Periodont Rest Dent 1994; 14(5):405-419.

Apotheker H, Nishimura I, Seerattan C. Laser-welded versus soldered nonprecious alloy dental bridges: A comparative study. Lasers Surg Med 1984; 4(2):207-13.

Bondioli IR, Carvalho MCA, Costa EMV, Kimpara ET, Bottino MA, Nishioka RS. Avaliação microscópica da adaptação de pilares calcináveis (UCLA) aos implantes, fundidos em dois métodos de inclusão de revestimento. Rev Bras Imp Prot Imp 2004; 11(44):306-13.

Binon PP. Evaluación de três sistemas de implantes dentales com hexágonos externos. Implant Dentistry 1997; 3(2):15-32.

Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. J Prosthet Dent 1998; 80(2):184-92.

¹ De acordo com Estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo base de dados MEDLINE.

Carlsson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9(1):90-94.

Carvalho MCA. Avaliação in vitro, por MEV da interface implante/componente protético (Gold UCLA e UCLA calcinável) [Dissertação de Mestrado]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2002.

Castilio D. Avaliação da adaptação da interface intermediários/cilindros de plástico fundidos em titânio e cromo-cobalto, antes e após soldagem a laser [Dissertação de Mestrado]. Bauru: Faculdade de Odontologia da USP; 2000.

Chao Y, Zarb GA, Judes H. A study into the use of chromium-cobalt alloy for constructing the framework for osseointegrated prostheses. *Clin Mater* 1998; 3:309-15.

Clayton GH, Driscoll CF, Hondrum SO. The effect of luting agents on the retention and marginal adaptation of the CeraOne Implant System. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12(5):660-665.

Costa HMF. Estudo comparativo entre ligas de Ni-Cr-Ti e Ag-Pd. Avaliação da desadaptação de supra-estruturas implanto-suportadas fundidas em monobloco e da resistência da união metalocerâmica [Tese de Doutorado]. Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia da USP; 2002.

Dellinges MA, Tebrock OC. A measurement of torque values obtained with hand-held drivers in a simulated clinical setting. *J Prosthodont* 1993; 2(4):212-14.

Dellow AG, Driessen CH, Nel HJC. Scanning electron microscopy evaluation of the interfacial fit of interchanged components of four dental implant systems. *Int J Prosthodont* 1997; 10(3):216-221.

Duyck J, Naert I. Influence of prosthesis fit and the effect of a luting system on the prosthetic connection preload: an in vitro study. *Int J Prosthodont* 2002; 15(4):389-396.

Eames WB, Macnamara JF. Evaluation of casting machines for ability to cast sharp margins. *Operative Dent* 1978; 3(4):137-41.

Fernandes Neto AJ, Neves FD, Prado CJ. Prótese implantada cimentada versus parafusada: A importância da seleção do intermediário. *Rev Odont Bras Cent* 2002; 11(31):22-26.

Figueiredo AR, Castro Filho AA, Matuda FS. Cimentação provisória e definitiva. In: Cardoso RJA, Gonçalves EAN. 20º Congresso Internacional de São Paulo. 1ª ed. São Paulo: Artes Médicas; 2002. cap. 15, p. 343-358.

Francischone CE, Ishikiriama SK, Vasconcelos LW. Próteses parafusadas x próteses cimentadas sobre implantes osseointegrados: vantagens e desvantagens. In: Vanzillotta OS, Salgado LPS. Odontologia Integrada: Atualização multidisciplinar para o clínico e o especialista. 1ª ed. Rio de Janeiro: Pedro Primeiro; 1999. cap. 9, p. 199-215.

Freitas AP, Rubo JH, Santos Jr GC, Francisconi PAF. Utilização do cromo-cobalto na confecção de infra-estruturas de próteses implantossuportadas. J Bras Clin Odont Int 2004; 8(44):158-61.

Garcia MIC, Castro Filho AA, Araújo MAJ. Cimentação, qual a melhor opção? Rev Paul Odont 2002; 24(2):27-31.

Gross M, Abramovich I, Weiss EI. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: A comparative study. Int J Oral Maxillofac Implants 1999; 14(1):94-100.

Guichet DL, Capputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw or cement-retained implant fixed partial denture designs. Int J Oral Maxillofac Implants 2000; 15(2):239-246.

Guimarães MP, Nishioka RS, Bottino MA. Analysis of implant/abutment marginal fitting. Rev Pos-Grad UNESP 2001; 4(2).

Hareldson T, Carlson GE. Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. Scand J Dent Res 1977; 85-200.

Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: Achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. J Prosthet Dent 1997; 77(1):28-35.

Hecker DM, Eckert SE, Choi YG. Cyclic loading of implant-supported prostheses: Comparison of gaps at the prosthetic-abutment interface when cycled abutments are replaced with as-manufactured abutments. J Prosthet Dent 2006; 95(1):26-32.

Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. Cement fixation and screw retention: Parameters of passive fit. An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. Clin Oral Imp Res 2004; 15:466-473.

Henriques GEP, Consani S, Rollo JMDA, Andrade e Silva F. Soldering and remelting influence on fatigue strength of cobalt-chromium alloys. *J Prosthet Dent* 1997; 78:146-52.

Hobo S, Ichida E, Garcia LT. Osseointegração e reabilitação oclusal. São Paulo: Santos; 1997.

Hollweg H. Análise da passividade de adaptação de infra-estruturas para prótese fixa implanto-suportada, através do uso de extensômetros [Tese de Doutorado]. Bauru: Faculdade de Odontologia da USP; 2000.

Hulterstrom M, Nilsson U. Cobalt-chromium as a framework material in implant-supported fixed prostheses: a 3-year follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9(4):449-54.

Humphries, R.M.; Yaman, P.; Bloem, T.J. The accuracy of implants master casts constructed from transfer impressions. *J Oral Maxillofac. Implants* 1990; 5(4):331-36.

Janson VRP, Ferreira PM, Rubo JH. Análise da deformação gerada em infra-estruturas de prótese fixa implanto-suportada, através do uso de extensômetros. *Rev Prot Clin Lab* 2004; 6(30):188-98.

Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6(3):270-6.

Joly JC, Lima AFM. Características da superfície e da fenda implante-intermediário em sistema de dois e um estágios. *J Appl Oral Sci* 2003; 11(2):107-113.

Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9(2):169-78.

Kano SC. Avaliação da adaptação da interface intermediário/cilindro de ouro e da compatibilidade de diferentes sistemas de implantes odontológicos: análise intra e entre-sistemas [Dissertação de Mestrado]. Bauru: Faculdade de Odontologia da USP; 1998.

Kelly JR, Rose TS. Nonprecious alloys for use in fixed prosthodontics: a literature review. *J Prosthet Dent* 1983; 49(3):363-70.

Kansu G, Aydin AK. Evaluation of the biocompatibility of various dental alloys: Part I – Toxic potentials. *Europ J Prosthodont Restorat Dent* 1996; 4(3):129-36.

Keith SE, Miller BH, Woody RD, Higginbottom FL. Marginal discrepancy of screw-retained and cemented metal-ceramic crowns on implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14(3):369-378.

Koke U, Wolf A, Lenz P, Gilde H. *In vitro* investigation of marginal accuracy of implant-supported screw-retained partial dentures. *J Oral Rehab* 2004; 31:477-482.

Lewis, S, Avera S, Engleman M, Beumer J. The restoration of improperly inclined osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; 4(2):147-52.

Lewis SG, Llamas D, Avera S. The UCLA abutment: a four-year review. *J Prosthet Dent* 1992; 67(4):509-15.

Lindstrom H, Preiskel H. The implant-supported telescopic prosthesis: a biomechanical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001; 6(1):34-42.

Lucas LC, Lemons JE. Biodegradation of restorative metallic systems. *Adv Dent Res* 1992; 6:32-37.

Ma T, Nicholls, J I, Rubenstein JE. Tolerance measurements of various implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12(3):371-5.

Marques PV. *Tecnologia da soldagem*. 1ª ed. Belo Horizonte: ESAB; 1991.

May KB, Edge MJ, Russel MM, Razoog ME, Lang BR. The precision of fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent* 1997; 77(5):497-502.

Meloncini, M.A. *Ajuste cervical de fundições de titânio, tipo coroa, em função de revestimentos e técnicas* [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2000.

Milan FM. *Influência de três fontes de calor sobre o ajuste cervical de coroas totais metálicas fundidas* [Dissertação de Mestrado]. Campinas: Faculdade de Odontologia da UNICAMP; 1997.

Miranda C, Biasi EB, Prates L.HM, Maia HP, Calvo MCM. Avaliação das propriedades mecânicas de cimentos resinosos de dupla ativação. Rev Prot Clin Lab 2005; 7(35):57-62.

Mondelli J. Ligas alternativas para restaurações fundidas. São Paulo: Panamericana; 1995.

Motta AB, Pegoraro LF, Conti PCR. Avaliação *in vitro* da relação entre desajuste e microinfiltração marginal em coroas metalocerâmicas cimentadas com três tipos de cimentos. Rev Fac Odont Bauru 2001; 9(3/4):113-122.

Nabdalung DP, Nicholls JI. Laser welding of a cobalt-chromium removable partial denture alloy. J Prosthet Dent 1998; 79(3):285-290.

Neppelenbroek KH, Cruz CAS. Cimentação de restaurações estéticas indiretas em posteriores. Rev Gauch Odontol 2004; 53(3):161-164.

Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1992; 7(1):26-34.

Piatelli A., Scarano A, Paolantonio M, Assenza B, Leghissa GC, Bonaventura GD, et al. Fluids and microbial penetration in the internal part of cement-retained versus screw-retained implant-abutment connections. J Periodontol 2001; 72(9):1146-1150.

Randi AP, Hsu AT, Verga A, Kim JJ. Dimensional accuracy and retentive strength of a retrievable cement-retained implant-supported prosthesis. Int Oral Maxillofac Implants 2001; 16(4):547-556.

Romero G, Engelmeier R, Powers JM, Canterbury AA. Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. J Prosthet Dent 2000; 84(6):602-7.

Rubo JH, Santos Júnior GC, Rossi EM, Dias A, Pegoraro LF. Evaluation of the marginal fit of cast and pre-fabricated cylinders on abutments for implant-supported prostheses. Rev Fac Odont Bauru 2002; 10(4):269-73.

Sahin S, Çehreli M. O significado da adaptação passiva da prótese sobre implante: Estado atual. Int J Oral Imp 2001; 20(10):17-23.

Sakaue AT, Rodrigues RCS, Mattos MGC, Ribeiro RF. Avaliação do efeito da variação do tempo de indução sobre a dureza superficial de ligas de cromo-cobalto. Rev Bras Prot Clin Lab 2003; 5(25):203-207.

Schieffleger BE, Ziebert GJ, Dhuru VB, Brantley WA, Sigaroudi K. Comparison of accuracy of multiunit one-piece castings. *J Prosthet Dent* 1985; 54(6):770-6.

Schmitt SM, Chance DA. Fabrication of titanium implant-retained restorations with nontraditional machining techniques. *Int J Prosthodont* 1995; 8(4):332-336.

Sertgoz, A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont* 1997; 10(1):19-27.

Silva TBP. Análise da adaptação marginal de próteses fixas implanto-suportadas em liga de titânio, fundidas em monobloco ou submetidas à soldagem laser e eletroerosão através do assentamento passivo [Dissertação de Mestrado]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia da UNICAMP; 2001.

Silveira Júnior CD, Fernandes Neto AJ, Neves FD, Franco SD, Mendonça G. Influência dos procedimentos laboratoriais na adaptação pilar-UCLA/implante - estudo piloto. *Rev Bras Prot Clin Lab* 2002; 4(21):392-400.

Sousa SA. Análise do assentamento passivo de infra-estruturas em titânio e liga de paládio-prata, fundidas em monobloco e submetidas à soldagem a laser [Dissertação de Mestrado]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia da UNICAMP; 2001.

Souza PCRD, Dinato JC, Beatrice CRS, Guastaldi AC, Bottino MA. Soldagem na Odontologia: Estudo de Uniões soldadas empregando laser e brasagem. *Rev Ass Paul Cir Dent* 2000; 54(6):470-75 (a).

Souza PCRD, Dinato JC, Botinno MA, Guastaldi AC. Brazing and laser welding of a Ni-Cr alloy. *Rev Pos-Grad UNESP* 2000; 3(2):7-16 (b).

Tokutsune E, Batista JG, Francischone CE, Silva Júnior W, Akashi AE. Avaliação da interface intermediário/estruturas protéticas obtidas através de três diferentes técnicas de fundição, antes e após soldagem. *Rev Bras Imp Prot Imp* 2004; 11(42):121-6.

Vallittu PK, Miettinen T. Duration of induction melting of cobalt-chromium alloy and its effect on resistance to deflection fatigue of cast denture clasps. *J Prosthet Dent* 1996; 75(3):332-6.

Venugopalan R, Lucas LC. Evaluation of restorative and implant alloys galvanically coupled to titanium. *Dent Mat* 1998; 14:165-172.

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* 2000; 84(5):548-53.

Wee A.G, Aquilino AS, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: A review of the literature. *Int J Prosthodont* 1999; 12(2):167-178.

White GE. *Osseointegrated dental technology*. Carol Stream: Quintessence Publishing; 1993.

ANEXOS

Quadro A. Valores iniciais de adaptação do grupo 1 por implante em μm .

Estrutura	Implante A	Implante B	Implante C
1	0.00	0.00	0.00
2	0.00	0.00	0.00
3	0.00	0.00	0.00
4	0.00	0.00	0.00
5	0.00	0.00	0.00
6	0.00	0.00	0.00
7	0.00	0.00	0.00
8	0.00	0.00	0.00
9	0.00	0.00	0.00
10	0.00	0.00	0.00

Quadro B. Valores finais de adaptação do grupo 1 por implante em μm .

Estrutura	Implante A	Implante B	Implante C
1	0.00	3.52	0.00
2	0.00	0.00	0.00
3	0.00	0.00	0.00
4	163.41	0.00	0.00
5	0.00	0.00	0.00
6	5.77	0.00	226.21
7	0.00	0.00	0.00
8	0.00	33.99	243.52
9	0.00	98.36	0.00
10	0.00	0.00	0.00

Quadro C. Valores iniciais de adaptação do grupo 2 por implante em μm .

Estrutura	Implante A	Implante B	Implante C
1	0.00	8.31	3.85
2	12.15	16.69	7.69
3	0.00	4.46	3.85
4	23.07	22.45	8.31
5	26.92	7.38	20.53
6	3.85	12.84	13.46
7	0.00	0.00	0.00
8	3.85	5.46	19.23
9	17.30	9.61	23.07
10	0.00	3.23	0.00

Quadro D. Valores finais de adaptação do grupo 2 por implante em μm .

Estrutura	Implante A	Implante B	Implante C
1	481.93	146.11	272.38
2	335.13	79.13	285.15
3	311.45	80.44	257.00
4	503.70	125.58	351.82
5	531.23	133.96	422.95
6	440.25	127.19	296.07
7	493.47	109.58	408.88
8	640.19	132.04	536.99
9	679.95	232.93	457.56
10	443.48	74.67	366.58

Quadro E. Valores iniciais de adaptação do grupo 3 por implante em μm .

Estrutura	Implante A	Implante B	Implante C
1	0.00	0.00	0.00
2	0.00	0.00	0.00
3	0.00	0.00	0.00
4	0.00	0.00	0.00
5	0.00	0.00	0.00
6	0.00	0.00	0.00
7	0.00	0.00	0.00
8	26.22	0.00	0.00
9	0.00	0.00	0.00
10	0.00	0.00	0.00

Quadro F. Valores finais de adaptação do grupo 3 por implante em μm .

Estrutura	Implante A	Implante B	Implante C
1	142.27	46.14	98.05
2	324.29	73.36	76.90
3	7.69	2.92	106.35
4	126.89	9.30	205.71
5	258.92	42.30	82.67
6	220.47	0.00	217.24
7	243.54	59.29	401.80
8	159.57	7.69	101.89
9	149.34	0.00	196.10
10	152.49	0.00	134.58

Quadro G. Análise intragrupo para o implante A, antes e após cimentação. (Grupo 1)

	- 1 -	- 4 -
Indivíduos	10	10
Média	0.0000	0.5770
Desvio Padrão	0.0000	1.8246
Erro Padrão	0.0000	0.5770
Desv. Padrão da Diferença	1.8246	---
Erro Padrão da Diferença	0.5770	---
Média das diferenças	-0.5770	---
(t)=	-1.0000	---
Graus de Liberdade	9	---
(p) unilateral =	0.1717	---
(p) bilateral =	0.3434	---
IC (95%)	-1.8822 a 0.7282	---
IC (99%)	-2.4523 a 1.2983	---

Quadro H. Análise intragrupo para o implante B, antes e após cimentação. (Grupo 1)

	- 2 -	- 5 -
Indivíduos	10	10
Média	0.0000	10.1880
Desvio Padrão	0.0000	31.0002
Erro Padrão	0.0000	9.8031
Desv. Padrão da Diferença	31.0002	---
Erro Padrão da Diferença	9.8031	---
Média das diferenças	-10.1880	---
(t)=	-1.0393	---
Graus de Liberdade	9	---
(p) unilateral =	0.1629	---
(p) bilateral =	0.3257	---
IC (95%)	-32.3627 a 11.9867	---
IC (99%)	-42.0482 a 21.6722	---

Quadro I. Análise intragrupo para o implante C, antes e após cimentação. (Grupo 1)

	- 3 -	- 6 -
Indivíduos	10	10
Média	0.0000	0.0000
Desvio Padrão	0.0000	0.0000
Erro Padrão	0.0000	0.0000
Desv. Padrão da Diferença	0.0000	---
Erro Padrão da Diferença	0.0000	---
Média das diferenças	0.0000	---
(t)=	-1.0000	---
Graus de Liberdade	9	---
(p) unilateral =	0.1717	---
(p) bilateral =	0.3434	---
IC (95%)	0.0000 a 0.0000	---
IC (99%)	0.0000 a 0.0000	---

Quadro J. Análise da diferença inicial entre os implantes A, B e C. (Grupo 1)

	Resultados
H =	0.0000
Graus de liberdade =	2
(p) Kruskal-Wallis =	1.0000

Quadro K. Análise da diferença final entre os implantes A, B e C. (Grupo 1)

	Resultados
H =	0.2368
Graus de liberdade =	2
(p) Kruskal-Wallis =	0.8884

Quadro L.. Análise intragrupo para o implante A, antes e após fundição. (Grupo 2)

	- 7 -	- 10 -
Indivíduos	10	10
Média	8.7140	486.0780
Desvio Padrão	10.4037	115.9276
Erro Padrão	3.2899	36.6595
Desv. Padrão da Diferença	112.9451	---
Erro Padrão da Diferença	35.7164	---
Média das diferenças	-477.3640	---
(t)=	-13.3654	---
Graus de Liberdade	9	---
(p) unilateral =	< 0.0001	---
(p) bilateral =	< 0.0001	---
IC (95%)	-558.1544 a -396.5736	---
IC (99%)	-593.4422 a -361.2858	---

Quadro M. Análise intragrupo para o implante B, antes e após fundição. (Grupo 2)

	- 8 -	- 11 -
Indivíduos	10	10
Média	9.0430	124.1630
Desvio Padrão	6.7138	46.0471
Erro Padrão	2.1231	14.5614
Desv. Padrão da Diferença	45.7947	---
Erro Padrão da Diferença	14.4816	---
Média das diferenças	-115.1200	---
(t)=	-7.9494	---
Graus de Liberdade	9	---
(p) unilateral =	< 0.0001	---
(p) bilateral =	< 0.0001	---
IC (95%)	-147.8773 a -82.3627	---
IC (99%)	-162.1851 a -68.0549	---

Quadro N. Análise intragrupo para o implante C, antes e após fundição. (Grupo 2)

	- 9 -	- 12 -
Indivíduos	10	10
Média	9.9990	365.5380
Desvio Padrão	8.5810	91.2717
Erro Padrão	2.7136	28.8626
Desv. Padrão da Diferença	86.4919	---
Erro Padrão da Diferença	27.3511	---
Média das diferenças	-355.5390	---
(t)=	-12.9991	---
Graus de Liberdade	9	---
(p) unilateral =	< 0.0001	---
(p) bilateral =	< 0.0001	---
IC (95%)	-417.4073 a -293.6707	---
IC (99%)	-444.4302 a -266.6478	---

Quadro O. Análise da diferença inicial entre os implantes A, B e C. (Grupo 2)

	Resultados
H =	0.4703
Graus de liberdade =	2
(p) Kruskal-Wallis =	0.7905

Quadro P. Análise da diferença final entre os implantes A, B e C. (Grupo 2)

	Resultados	- 11 -
H =	21.6774	
Graus de liberdade =	2	
(p) Kruskal-Wallis =	0.0000	
R 1 (posto médio) =	23.5000	
R 2 (posto médio) =	5.5000	
R 3 (posto médio) =	17.5000	
Comparações Student-Newman-Keuls	Dif. Postos	p-valor
Grupos (10 e 11) =	18.0000	< 0.0001
Grupos (10 e 12) =	6.0000	0.1275
Grupos (11 e 12) =	12.0000	0.0023

Quadro Q. Análise intragrupo para o implante A, antes e após brasagem. (Grupo 3)

	- 13 -	- 16 -
Indivíduos	10	10
Média	2.6220	178.5470
Desvio Padrão	8.2915	87.4015
Erro Padrão	2.6220	27.6388
Desv. Padrão da Diferença	88.4214	---
Erro Padrão da Diferença	27.9613	---
Média das diferenças	-175.9250	---
(t)=	-6.2917	---
Graus de Liberdade	9	---
(p) unilateral =	< 0.0001	---
(p) bilateral =	< 0.0001	---
IC (95%)	-239.1735 a -112.6765	---
IC (99%)	-266.7992 a -85.0508	---

Quadro R. Análise intragrupo para o implante B, antes e após brasagem. (Grupo 3)

	- 14 -	- 17 -
Indivíduos	10	10
Média	0.0000	24.1000
Desvio Padrão	0.0000	28.2080
Erro Padrão	0.0000	8.9202
Desv. Padrão da Diferença	28.2080	---
Erro Padrão da Diferença	8.9202	---
Média das diferenças	-24.1000	---
(t)=	-2.7017	---
Graus de Liberdade	9	---
(p) unilateral =	0.0121	---
(p) bilateral =	0.0243	---
IC (95%)	-44.2774 a -3.9226	---
IC (99%)	-53.0905 a 4.8905	---

Quadro S. Análise intragrupo para o implante C, antes e após fundição. (Grupo 3)

	- 15 -	- 18 -
Indivíduos	10	10
Média	0.0000	162.1290
Desvio Padrão	0.0000	99.2839
Erro Padrão	0.0000	31.3963
Desv. Padrão da Diferença	99.2839	---
Erro Padrão da Diferença	31.3963	---
Média das diferenças	-162.1290	---
(t)=	-5.1640	---
Graus de Liberdade	9	---
(p) unilateral =	0.0003	---
(p) bilateral =	0.0006	---
IC (95%)	-233.1475 a -91.1105	---
IC (99%)	-264.1670 a -60.0910	---

Quadro T. Análise da diferença inicial entre os implantes A, B e C. (Grupo 3)

	Resultados
H =	0.1935
Graus de liberdade =	2
(p) Kruskal-Wallis =	0.9078

Quadro U. Análise da diferença final entre os implantes A, B e C. (Grupo 3)

	Resultados	- 17 -
H =	17.6755	
Graus de liberdade =	2	
(p) Kruskal-Wallis =	0.0001	
R 1 (posto médio) =	21.4500	
R 2 (posto médio) =	6.0500	
R 3 (posto médio) =	19.0000	
Comparações Student-Newman-Keuls	Dif. Postos	p-valor
Grupos (16 e 17) =	15.4000	< 0.0001
Grupos (16 e 18) =	2.4500	0.5337
Grupos (17 e 18) =	12.9500	0.0010

Quadro V. Análise da diferença inicial e final do Grupo 1.

	- 1 -	- 2 -
Indivíduos	30	30
Média	0.0000	3.5883
Desvio Padrão	0.0000	17.9406
Erro Padrão	0.0000	3.2755
Desv. Padrão da Diferença	17.9406	---
Erro Padrão da Diferença	3.2755	---
Média das diferenças	-3.5883	---
(t)=	-1.0955	---
Graus de Liberdade	29	---
(p) unilateral =	0.1411	---
(p) bilateral =	0.2822	---
IC (95%)	-10.2867 a 3.1100	---
IC (99%)	-12.6156 a 5.4389	---

Quadro W. Análise da diferença inicial e final do Grupo 2.

	- 3 -	- 4 -
Indivíduos	30	30
Média	9.2520	325.2597
Desvio Padrão	8.4106	175.6032
Erro Padrão	1.5356	32.0606
Desv. Padrão da Diferença	174.2527	---
Erro Padrão da Diferença	31.8140	---
Média das diferenças	-316.0077	---
(t)=	-9.9330	---
Graus de Liberdade	29	---
(p) unilateral =	< 0.0001	---
(p) bilateral =	< 0.0001	---
IC (95%)	-381.0674 a -250.9480	---
IC (99%)	-403.6872 a -228.3282	---

Quadro X. Análise da diferença inicial e final do Grupo 3.

	- 5 -	- 6 -
Indivíduos	30	30
Média	0.8740	121.5920
Desvio Padrão	4.7871	103.1481
Erro Padrão	0.8740	18.8322
Desv. Padrão da Diferença	102.9260	---
Erro Padrão da Diferença	18.7916	---
Média das diferenças	-120.7180	---
(t)=	-6.4240	---
Graus de Liberdade	29	---
(p) unilateral =	< 0.0001	---
(p) bilateral =	< 0.0001	---
IC (95%)	-159.1469 a -82.2891	---
IC (99%)	-172.5077 a -68.9283	---

Quadro Y. Análise da diferença inicial entre grupos 1, 2 e 3.

	Resultados	- 3 -
H =	32.4272	
Graus de liberdade =	2	
(p) Kruskal-Wallis =	0.0000	
R 1 (posto médio) =	33.5000	
R 2 (posto médio) =	67.6500	
R 3 (posto médio) =	35.3500	
Comparações Student-Newman-Keuls	Dif. Postos	p-valor
Grupos (1 e 3) =	34.1500	< 0.0001
Grupos (1 e 5) =	1.8500	0.7839
Grupos (3 e 5) =	32.3000	< 0.0001

Quadro Z. Análise da diferença final entre grupos 1, 2 e 3.

Teste de Kruskal-Wallis		
Arquivo Editar Gráfico		
	Resultados	- 4 -
H =	51.3215	
Graus de liberdade =	2	
(p) Kruskal-Wallis =	0.0000	
R 1 (posto médio) =	21.1167	
R 2 (posto médio) =	69.4333	
R 3 (posto médio) =	45.9500	
Comparações Student-Newman-Keuls	Dif. Postos	p-valor
Grupos (2 e 4) =	48.3167	< 0.0001
Grupos (2 e 6) =	24.8333	0.0002
Grupos (4 e 6) =	23.4833	0.0005