



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA**

MIGUEL EDUARDO VIGATTI COELHO

**INFLUÊNCIA DA FORMA DE CONFECÇÃO DAS BARRAS E DAS
SOLDAGENS NA PASSIVIDADE DAS PRÓTESES MÚLTIPLAS**

BELO HORIZONTE

2011

MIGUEL EDUARDO VIGATTI COELHO

**INFLUÊNCIA DA FORMA DE CONFECÇÃO DAS BARRAS E DAS
SOLDAGENS NA PASSIVIDADE DAS PRÓTESES MÚLTIPLAS**

Monografia apresentada ao Colegiado do Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do grau de Especialista em Implantodontia.

Orientador: Prof. Célio Soares de Oliveira Jr.

Belo Horizonte

2011

C672i Coelho, Miguel Eduardo Vigatti
2011 Influência da forma de confecção das barras e das soldagens na passividade
MP das próteses múltiplas / Miguel Eduardo Vigatti Coelho. 2011.
62 f.: il.
Orientador: Célio Soares de Oliveira Júnior
Monografia (Especialização)- Universidade Federal de Minas Gerais,
Faculdade de Odontologia.
1.Implante dentário. 2. Soldagem em odontologia. 3. Adaptação marginal
dentária. I. Oliveira Júnior, Célio Soares de. II. Universidade Federal de
Minas Gerais. Faculdade de Odontologia . III. Título.

BLACK D74



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
Faculdade de Odontologia
Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Odontologia
Av. Pres. Antônio Carlos, 6627 - Pampulha
Belo Horizonte – MG – 31.270-901
Tel: (31) 3499 2470 Fax: (31) 3409 -2472
Email: posgrad@odonto.ufmg.br



Ata da Comissão Examinadora para julgamento de Monografia do aluno Miguel Eduardo Vigatti Coelho do **Curso de Especialização em Implantodontia**, realizado no período de 23/03/2009 a 28/02/2011.

Aos 30 (trinta) dias do mês de Março de 2011, no horário de 08:00 às 12:00 e de 14:00 às 18:00 horas, na sala de Pós-Graduação (3418) da Faculdade de Odontologia, reuniu-se a Comissão Examinadora composta pelos professores:

Prof.: Sérgio Carvalho Costa

Prof.: Célio Soares de Oliveira Júnior

Prof.: Ricardo Rodrigues Vaz

Em sessão pública foram iniciados os trabalhos relativos à apresentação da monografia intitulada: **“Influência da forma de confecção das barras e das soldagens na passividade das próteses múltiplas.”** Terminadas as arguições, passou-se à apuração final. A nota obtida pelo aluno foi 90,0 (noventa) pontos e a Comissão Examinadora decidiu por bem considerá-lo aprovado.

Para constar, eu, Marcus Martins Guimarães, presidente da Comissão, lavrei a presente ata que assino juntamente com os demais membros da Comissão Examinadora.

Belo Horizonte, 30 de Março de 2011.

Prof.: Célio Soares de Oliveira Júnior (Orientador)

Prof.: Ricardo Rodrigues Vaz

Prof.: Sérgio Carvalho Costa

DEDICATÓRIA

*A Deus, por me dar força, saúde, esperança,
paz e tudo que me motiva por uma vida
profissional e pessoal melhor.
Que você continue sempre ao meu lado, me
guiando para os caminhos certos e me
protegendo com sua luz.*

“Tudo posso naquele que me fortalece”.

AGRADECIMENTOS

À faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais, pela oportunidade que me foi oferecida de desenvolver este estudo e trabalho.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Célio Soares de Oliveira Júnior, pela excelência no desenvolvimento dessa monografia.

Aos coordenadores do curso, Prof. Marcus Martins Guimarães e Prof. Célio Soares de Oliveira Júnior, por me darem a oportunidade de participar do curso de especialização e me guiarem na busca do conhecimento.

A todos os professores da área de concentração, pela dedicação e entrega nas clínicas, sempre dispostos a ensinar.

Aos meus pais, Miguel e Lélia, transmito o meu amor e agradeço pelo incentivo incondicional e interminável para o meu crescimento pessoal e profissional.

À minha esposa Camila, pelo constante incentivo e compreensão nas horas difíceis. Sem você eu não conseguiria.

*“Quando estiveres em dificuldade e
pensar em desistir, lembre-se dos
obstáculos que já superou.
Olhe para trás.
Se tropeçar e cair, levante.
Não fique prostrado, esqueça o passado.
Olhe para frente.
Ao sentir-se orgulhoso,
por alguma realização pessoal, sonda
suas motivações.
Olhe para dentro.
Antes que o egoísmo o domine, enquanto
seu coração é sensível, socorra aos que o
cercam.
Olhe para os lados.
Na escalada rumo às altas posições no
afã de concretizar seus sonhos,
observe se não está pisando em alguém.
Olhe para baixo.
Em todos os momentos da vida,
seja qual for sua atividade, busque a
aprovação de Deus! Olhe para cima.
Nunca se afaste dos seus sonhos, pois se
eles se forem, você continuara vivendo,
mas terá deixado de existir.”*

Charles Chaplin

COELHO, MEV. **Influência da confecção das barras e das soldagens na passividade das próteses múltiplas.** [Monografia de especialização] - Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2011.

RESUMO

A adaptação passiva das próteses sobre implantes é um fator importante para a obtenção do sucesso no tratamento com implantes osseointegráveis e a precisão desta adaptação é uma das etapas mais discutidas, tanto na parte clínica quanto laboratorial, sendo essencial para a correta distribuição das tensões que acometem os implantes e suas estruturas de suporte durante sua função. Existem diferentes técnicas de confecção de estruturas metálicas sobre implantes múltiplos e dentro destas técnicas, surgem uma enorme gama de ligas a serem utilizadas. Além disso, outro aspecto importante da confecção das próteses múltiplas refere-se aos diferentes tipos de soldas e a influência dessas na adaptação e passividade. O presente trabalho de revisão literária analisou e comparou os métodos de confecção de estruturas de próteses múltiplas sobre implantes; os diferentes metais utilizados para confecção dessas estruturas; e os diferentes tipos de soldas e materiais de união dessas próteses. Foram utilizados indexadores BBO e PUBMED, onde 30 artigos originais dos últimos 15 anos foram relacionados e utilizados na confecção do trabalho. A partir da literatura consultada, pôde-se concluir que: 1- o melhor método de confecção de estruturas sobre múltiplos implantes foi o escaneamento e usinagem computadorizada em titânio puro; 2- as ligas de ouro são consideradas um padrão para fixação de próteses na cavidade oral; 3- nenhum dos artigos descartou o uso de qualquer uma das ligas metálicas; 4- as soldas a laser prevalecem sobre os outros métodos de união; 5- as barras seccionadas e posteriormente soldadas apresentam-se superiores em adaptação em relação às barras tipo monobloco; 6- os autores foram unânimes em descrever que não existe atualmente uma técnica de confecção de estruturas metálicas sobre implantes totalmente passivas.

Palavras-chave: Adaptação marginal; Estruturas múltiplas; Implantes múltiplos; Passividade; Soldas.

COELHO, MEV. **Influence of the form of manufacturing and welding bars on the passivity of multiple implants prostheses.** [Monografia de especialização] - Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2011.

ABSTRACT

The passive fit of implant prosthesis is an important factor in achieving success in treatment with dental implants and the precision of this adaptation is one of the most controversial steps in both the clinic and laboratory, and its essential for the proper distribution of stress that affect implant and its supporting structures when is in function. There are different techniques to manufacture metal structures on multiple implants, and within these techniques, there are a wide range of alloys to be used. Furthermore, another important aspect of the manufacture of multiple prostheses refers to the different types of welding and the influence on the adaptation and passivity of them. This study of a literature revision analyzed and compared the methods of making structures of multiple prostheses on implants, the different metals used to manufacture these structures, and the types of welding that joining materials of these prosthesis. We used PUBMED and indexers BBO, where 30 original articles from the past 15 years were used in this work. From the literature, we concluded: 1- that the best method of making multiple structures on implants was through computer assisted design and computer assisted manufacturing pure titanium; 2- the gold was considered a standard for manufacturing fixed prostheses in oral cavity; 3- none of the articles dismissed any of the alloys; 4-the laser welds will prevail over other joining methods; 5-the sectioned and welded bars is superior in adaptation over the monobloc structures; 6- the authors were unanimous in describing that there is not currently a technique for creating metal structures on implants totally passive.

Keywords: Marginal adaptation; Multiple structures; Multiple implants; Passivity; welds.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1 -** Método Cresco-Ti. (a) Modelo mestre com análogos; (b) Estrutura confeccionada é fixada sobre modelo, relação horizontal e vertical é anotada. Observar desadaptações vertical e horizontal; (c) a estrutura é separada do modelo mestre e coopings pré-fabricados são adaptados ao modelo. O plano horizontal é definido e os cilindros são seccionados com esta orientação; (d) Os conectores das estruturas são seccionados obedecendo a orientação horizontal estabelecida; (e) Os planos paralelos entre os tubos e a estrutura permitem a sobreposição da barra sobre os cilindros com máximo contato e passividade. Através de solda a laser as estruturas são unidas..... 17
- Figura 2 -** O primeiro gráfico demonstra o traçado do aparelho Osseocare, em uma união bem adaptada e o segundo traçado demonstra uma pobreza de adaptação entre os componentes..... 25
- Figura 3 -** Cooping primário sendo formado através de galvanização..... 27
- Figura 4 -** Banho galvânico para formação de cooping..... 27
- Figura 5 -** Magnificação da adaptação de componentes antes e após eletroerosão. É nítida a melhora na adaptação..... 36
- Figura 6 -** Sequência de modelo de tensões em acrílico (Teste fotoelástico) onde mostra os implantes inseridos no modelo, estrutura fixada e mal adaptada com traçados diagonais de tensão e diminuição da tensão após eletroerosão..... 36
- Figura 7 -** Demonstrando padrão de secção transversal e diagonal..... 46

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 -	Base de dados da pesquisa bibliográfica.....	14
-------------------	--	----

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO.....	11
2.	OBJETIVOS.....	13
3.	METODOLOGIA.....	14
4.	REVISÃO DA LITERATURA.....	15
4.1	Método de confecção de estruturas de próteses múltiplas sobre implante.....	15
4.2	Comparação entre os metais utilizadas para confecção de estruturas em próteses múltiplas sobre implantes.....	29
4.3	Tipos de soldas, materiais de união e padrão de secção das barras.....	42
5.	DISCUSSÃO.....	47
5.1	Método de confecção de estruturas de próteses múltiplas sobre implante.....	49
5.2	Comparação entre os metais utilizadas para confecção de estruturas em próteses múltiplas sobre implantes.....	52
5.3	Tipos de soldas, materiais de união e padrão de secção das barras.....	54
6.	CONCLUSÃO.....	57
	REFERÊNCIAS.....	59

1. INTRODUÇÃO

O advento dos implantes osseointegráveis de titânio promoveu um progresso significativo na Odontologia, proporcionando nas últimas décadas, mudanças que ampliaram as possibilidades terapêuticas principalmente na área reabilitadora, por ser uma técnica cientificamente comprovada e de alta previsibilidade no tratamento de pacientes edêntulos totais e parciais (LIMA e WASSAL, 2008).

O aperfeiçoamento das técnicas cirúrgicas, desenho dos implantes e intermediários têm aumentado o sucesso dos trabalhos e reduzido as complicações biomecânicas. No entanto, a necessidade de maiores pesquisas no intuito de aumentar a passividade dos componentes protéticos aos implantes é indispensável. Tudo isso, porque a passividade é um pré-requisito para a longevidade da osseointegração (TAYLOR e AGAR JR., 2002; KAN et al., 1999).

Muitas complicações são relatadas nas próteses sobre implantes, incluindo falhas mecânicas, fratura de parafusos, fraturas de componentes ou problemas biológicos com reações teciduais adversas, como: dor, mobilidade do implante, perda óssea marginal e até perda na osseointegração. Tais fatos podem ocorrer devido à falta de adaptação dos componentes entre si (KAN et al., 1999; HÉCKER e ÉCKERT, 2003).

A perfeita adaptação passiva das próteses sobre implantes é um fator importante para a obtenção do sucesso no tratamento com implantes osseointegráveis e a precisão desta adaptação é uma das etapas mais discutidas, tanto na parte clínica quanto laboratorial, sendo essencial para a correta distribuição das tensões que acometem os implantes e suas estruturas de suporte durante a função (SILVA et al., 2008).

Alguns estudos têm demonstrado que os componentes do implante e o osso adjacente toleram certo grau de desadaptação, porém não existem parâmetros para determinar tal limite aceitável de desadaptação (KAN et al., 1999; HÉCKER e ÉCKERT, 2003; WATANABE et al., 2000).

Diversas pesquisas têm se dedicado ao estudo da adaptação marginal de próteses sobre implantes. Contudo, até o presente momento, não se sabe ao certo

quais níveis de desajustes podem ser considerados clinicamente aceitáveis e, portanto, podem ser bem tolerados, não induzindo falhas a curto e longo prazo.

Dentre as razões que poderiam explicar essa ausência de relatos mais conclusivos na literatura, encontra-se a dificuldade de metodologia adequada do ponto de vista operacional e ético, longo tempo e altos custos necessários para desenvolver estudos clínicos de grande porte, falta de padronização dos métodos e das terminologias utilizadas nas diferentes pesquisas (TORRES et al., 2006).

Vários procedimentos laboratoriais durante a fabricação das barras estão envolvidos nas possíveis causas de desadaptações, estes vão desde procedimentos de moldagem, até o acabamento e polimento das barras (SAHIN e ÇEHRELI, 2001; RIEDY e LANG, 1997).

Devido à alta frequência que os clínicos estão utilizando os implantes para tratar seus pacientes, o objetivo do presente trabalho de revisão é trazer as informações atualizadas disponíveis sobre algumas ligas metálicas usadas na confecção de estruturas múltiplas sobre implantes e a influência do manuseio destas ligas na passividade das próteses.

2. OBJETIVOS

O propósito deste estudo de revisão de literatura foi analisar e comparar:

1. as técnicas de confecção de estruturas metálicas sobre implantes múltiplos e a sua influência na passividade das próteses;
2. as diferentes técnicas utilizadas para correções e ajustes das próteses para obter passividade;
3. as diferentes ligas utilizadas para a confecção das estruturas e suas influências na passividade das próteses;
4. a influência dos tipos de solda na passividade das próteses;
5. as formas de secção das estruturas para posterior solda.

3. METODOLOGIA

Foi realizada uma busca por artigos e textos científicos de várias nacionalidades dos últimos 15 anos a partir dos indexadores BBO, Medline, Pubmed usando as palavras-chave: passive fit, framework, bar, casting, implant-abutment connection, soldering no endereço eletrônico <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed>.

Quadro 1 – Base de dados da pesquisa bibliográfica

Banco de Dados	Unitermos	Recuperados	Relevantes
<i>BBO</i>	Passividade	98	8
	Implantes	-	-
	Casting	-	-
<i>MEDLINE</i>	Frameworks	285	22
	Soldering	-	-
<i>PUBMED</i>	Marginal adaptation	-	-
Total		393	30

4. REVISÃO DA LITERATURA

Para facilitar a divisão dos artigos referenciados a seguir, foi realizada uma divisão dos autores de acordo com o assunto principal descrito:

4.1 Métodos de confecção de estruturas de próteses múltiplas sobre implante

Riedy et al. (1997) descreveram que existem duas técnicas para a construção de estruturas sobre implantes empregadas em situações clínicas. A convencional, que utiliza a técnica da cera perdida e geralmente é confeccionada em uma peça única para toda a arcada. O outro método utiliza da cópia de várias secções de uma estrutura confeccionada em resina acrílica, onde a estrutura é fresada e os segmentos são unidos com solda laser. O propósito do estudo de Riedy foi comparar a adaptação dos intermediários aos componentes protéticos nas diferentes técnicas de confecção das barras através do método de laser videografia. Um modelo artificial de acrílico foi confeccionada e 5 implantes (Nobel Biocare) de 3,75 x 10mm foram posicionados na região intermentoniana. Posteriormente, foram adaptados 5 intermediários retos de 5,5 mm de altura com torque de 20 Ncm. Após, 10 modelos mestres foram confeccionados através de 10 moldagens com rigoroso controle de técnica e distribuídos aleatoriamente entre 2 grupos. No grupo 1, os 5 modelos foram enviados ao Laboratório Procera para a fabricação da estrutura de titânio usinada e soldada a laser. No grupo 2, os 5 modelos mestres foram distribuídos em diferentes laboratórios para confecção de estruturas pela técnica da cera perdida. Em todos os laboratórios foram enviadas instruções sobre a confecção e características das barras. O método utilizado para comparar a adaptação utilizou uma videografia a laser com programa de computador que emite gráficos da leitura. Tais resultados foram avaliados e submetidos à análise de variância. Os autores concluíram que a estrutura fresada e soldada a laser apresentava melhor adaptação em pelo menos 4 das 5 interfaces protéticas quando comparadas com as estruturas confeccionadas em corpo único, pela técnica da cera perdida. A desadaptação exibida pela estrutura fresada de titânio apresentavam 20% dos gaps com valores

maiores que 25 μm , enquanto as estruturas de corpo único apresentavam 48% com valores maiores que 25 μm .

Helldén e Dérand (1998) citaram que o processo de fundição é o principal responsável pela desadaptação de estruturas de implantes e restaurações convencionais. É difícil prever distorções na fundição, fatores como contração linear do metal, espessura, padrão de confecção e forma de fundição das estruturas deveriam ser observados. Várias técnicas de solda são descritas. A solda convencional é frequentemente usada para ligas de ouro, enquanto a solda a laser é recomendada para ligas de titânio onde é necessário uma menor separação e paralelismo entre as partes. O objetivo do artigo foi descrever o método CrescoTi para corrigir distorções de fundição de barras de titânio e avaliar o método através do teste fotoelástico (figura 1). O método descrito foi apresentado como um método de correção da desadaptação de estruturas múltiplas, confeccionadas em titânio, pela técnica convencional da cera perdida. Após a barra ser confeccionada, são realizadas secções horizontais nos cilindros de união aos abutments e estes são desprezados. Novos cilindros são adaptados aos modelos e ajustados ao plano do corpo da barra onde são unidos um a um por solda a laser. Os autores concluíram que o método CrescoTi era um método viável de correções de barras de titânio, após fundição no modelo mestre. Também concluíram que a passividade absoluta não era possível pois falhas de adaptação durante a técnica de moldagem poderiam ocorrer. O método descrito obteve resultados similares aos obtidos com estruturas de ouro após serem seccionadas e soldadas, observando que na solda convencional pode ocorrer distorção durante a fase de resfriamento.

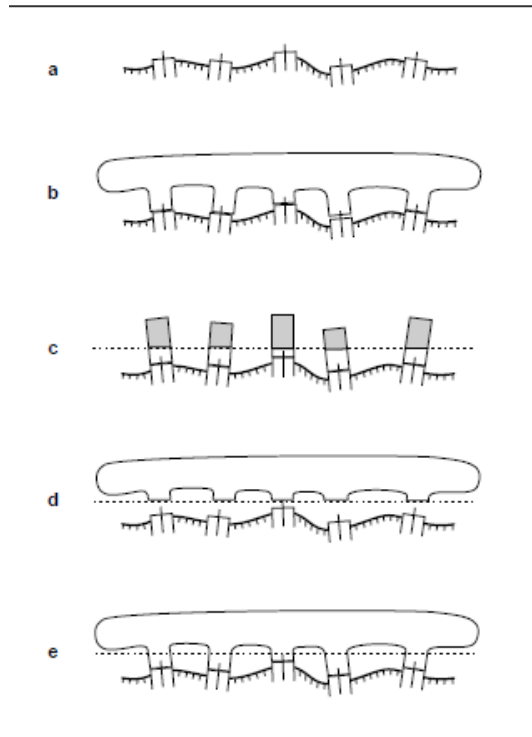


Figura 1 - Método Cresco-Ti. (a) Modelo mestre com análogos; (b) Estrutura confeccionada é fixada sobre modelo, relação horizontal e vertical é anotada. Observar desadaptações vertical e horizontal; (c) a estrutura é separada do modelo mestre e coopings pré-fabricados são adaptados ao modelo. O plano horizontal é definido e os cilindros são seccionados com esta orientação; (d) Os conectores das estruturas são seccionados obedecendo a orientação horizontal estabelecida; (e) Os planos paralelos entre os tubos e a estrutura permitem a sobreposição da barra sobre os cilindros com máximo contato e passividade. Através de solda a laser as estruturas são unidas.
 Fonte: HELLDÉN; DÉRAND, 1998.

Iglesia e Moreno (2001) descreveram as ligas de titânio como sendo amplamente utilizadas em estruturas de próteses múltiplas, porém o processo de fundição e técnica apresentam várias dificuldades. Discrepâncias na passividade podem ocorrer pela presença de impurezas ou microdistorções após sobrefundições em cilindros de materiais nobres ou semi-nobres; ou na fundição de cilindros calcináveis. A conceituação da passividade foi referida como sendo o contato simultâneo e circunferencial de todos os intermediários com os respectivos implantes e de todos os cilindros da prótese com seus respectivos abutments. Citaram que as soldas a laser são métodos limpos, rápidos e precisos, porém necessitam ser realizadas em ambiente com presença de argônio para evitar a oxidação. Tais soldas prevalecem sobre as demais técnicas de união, pois permitem o uso do mesmo material da barra para confeccionar a solda compondo assim uma estrutura

de corpo único. O objetivo do artigo foi descrever uma técnica para obtenção de passividade em estruturas de titânio. Após os procedimentos padrões de moldagem e obtenção de modelo mestre, foram utilizados intermediários com base de titânio e porção calcinável. A fundição ocorreu com uso de uma máquina de usinagem (Titec 205M, Orotig) onde ondas elétricas em meio à atmosfera de argônio fundiram o titânio do tipo IV e as soldas foram realizadas com laser Nd-YAG (Titec 60L, Orotig). Os autores citam que a melhor técnica de verificação de passividade seria a descrita por Jemt, onde os parafusos deveriam ser apertados do centro para as extremidades, e que após a primeira resistência poderiam ser dados somente $\frac{1}{2}$ volta ou 180° com torque entre 10 a 15 N. No processo descrito, após o enceramento da barra, ocorreu a captura da porção calcinável e a parte de titânio (usinada pelo fabricante) ficou retida no modelo mestre. A metade calcinável incorporada à barra encerada foi fundida através da técnica de eletro fundição. Com isso, o componente de titânio em contato com o implante não sofreu alterações térmicas na fundição. Após a confecção da barra, esta é adaptada ao cilindro de titânio que fica em contato com o intermediário soldando a barra ao cilindro com laser. Os autores também citam a vantagem do titânio na confecção das estruturas por ser um único metal, evitando o risco de corrosão como ocorre com o bimetalismo. Além disso, o uso de um metal puro que possui propriedades físicas, químicas e biológicas superiores a outras ligas metálicas. O uso de cilindros pré-fabricados permitiram melhor resistência, adaptação e forma precisa de adaptação destes em relação aos calcináveis. Na utilização do biabutment (parte titânio + calcinável) a perda da fundição por algum motivo não resulta na perda do abutment. Os autores concluíram que com esta técnica obteve-se uma excelente solda a laser por serem realizados em porções pontuais, com baixa alteração de temperatura e possuírem o mesmo metal. A técnica de confecção da estrutura tornou-se simples e de fácil reparação e que o titânio era o melhor metal para ser submetido a tal técnica.

Randi et al. (2001) em seu artigo compararam a passividade entre próteses múltiplas com coroas telescópicas cimentadas sobre pilares de ouro, com próteses convencionais enceradas e fundidas retidas por parafusos. Também, foi avaliada a força de adesão das próteses cimentadas. Para tal experimento, foi utilizado um modelo com 3 implantes de 10 mm (Nobel Biocare) que foram fixados a uma base de alumínio onde o central estava 2 mm anterior aos demais e a distância entre os subsequentes eram de 7 mm. Abutments EstheticCone foram parafusados

aos implantes e torqueados os parafusos com 20 N no intuito de garantir a estabilidade durante todo o experimento e oito pontos de referência ao redor dos abutments foram marcados. O grupo controle foi obtido com 10 estruturas confeccionadas com enceramento em cera sobre os cilindros de ouro e a liga utilizada foi o paládio. A adaptação das 10 estruturas foram avaliadas por 4 examinadores independentes e somente após procedimentos de reparação (soldas) e aprovação por todos os examinadores, foram aceitas. Já no grupo experimental foram confeccionadas 10 estruturas com técnica semelhante ao grupo controle. Os cilindros de ouro foram cobertos por uma capa de plástico com espessura definida de 300 μm para garantir espaço para o cimento. Após a confecção das estruturas, foram cimentadas com cimentos resinosos à base de bis-GMA. Após, foram realizados testes nos pontos determinados dos 3 cilindros com eletromicroscopia de varredura (SEM) para avaliar a adaptação das estruturas através da quantificação dos gaps. O grupo cimentado também recebeu o teste de tracionamento para avaliar a efetividade da cimentação. Os autores concluíram que houve uma melhora estatisticamente significativa na passividade das estruturas cimentadas em contraposição às estruturas parafusadas, e que, por testes de tração foram garantidas retenções efetivas nas próteses cimentadas. A técnica de cimentação telescópica eliminou os erros de distorção das estruturas e permitiu uma fixação passiva, porém estudos sobre a retenção de tais estruturas na presença de cantilever necessitam ser avaliadas.

Örtorp et al. (2003) citaram que nas últimas décadas, as estruturas de titânio vem sendo propostas como alternativa para a confecção de barras sobre implante na substituição de ligas de ouro. Além da vantagem de menor custo, as estruturas de titânio apresentam menor risco de corrosão por apresentarem a mesma liga tanto dos implantes como da maioria dos intermediários. As primeiras experiências com estruturas de titânio usinadas apresentaram problemas de fratura, no entanto, após modificações no desenho das estruturas estes problemas foram sanados. O protocolo de fabricação das estruturas utilizou de um bloco único de titânio usinado por controle numérico computadorizado (Procera, Nobel Biocare). Estudos comparativos desta técnica com blocos de titânio usinados demonstraram melhor adaptação do que as barras fundidas. Dentre as vantagens estão a menor necessidade de procedimentos manuais realizados no laboratório como ocorre na fundição convencional. Observações na precisão de barras confeccionadas com

ligas de ouro apresentaram maior percentual de distorção, onde também demonstrou que a técnica da cera perdida seria imprecisa na busca da passividade requerida. Também são citados estudos onde as médias de contração das ligas de prata paládio são maiores que as estruturas usinadas de titânio. Os autores comentaram que quando a porcelana é aplicada sobre as ligas de ouro, mesmo na presença de grande quantidade de platina-paládio podem ocorrer distorções. O estudo realizado se propôs a comparar a precisão de fabricação de repetidas barras de titânio usinado com barras convencionalmente fundidas, além de pesquisar distorções após a aplicação de diferentes materiais de cobertura. Para a fabricação das barras foi utilizado um modelo mestre com cinco réplicas de pilares Standards (Nobel, Biocare) colocados sobre um modelo de acrílico. As barras foram confeccionadas em resinas pattern, escaniadas e posteriormente, os dados foram enviados ao computador, que através da usinagem de blocos de titânio, confeccionou 20 barras. As 20 barras foram divididas em 2 grupos onde, no primeiro foram aplicadas coberturas de porcelana, média 2,1 mm em temperatura entre 720 a 740°C. No outro grupo, foram aplicadas coberturas de acrílico termopolimerizável observando um molde pré-estabelecido. Cinco barras confeccionadas pela técnica da cera perdida foram elaboradas por técnico laboratorial experiente e ajustadas no mesmo modelo mestre das demais. Após confecção, todas as estruturas foram levadas ao modelo mestre onde foram escaniadas todas as junções intermediários/barras e os dados foram enviados para computador onde receberam análises estatísticas. Os resultados obtidos demonstraram que as estruturas de titânio usinadas foram estatisticamente superiores em adaptação e precisão às barras de ouro fundido. A aplicação dos materiais de cobertura não apresentaram resultados significantes na adaptação das barras. Os processos industriais de confecção das barras usinadas diminuem o impacto de alterações humanas e facilitam a replicação em larga escala, também o controle automático do desenho e dimensão são vantagens da técnica.

Takahashi e Gunne (2003) compararam a precisão de adaptação entre abutments e cilindros de barras confeccionadas em ouro, método convencional, e barras confeccionadas em titânio usinadas pelo sistema Procera. No estudo 19 barras foram confeccionadas, 14 pelo sistema de usinagem em titânio e 5 pelo sistema de fundição em ouro. O sistema usinado utiliza de um CAD-CAM que copia o desenho da estrutura através de escaneamento. Após a confecção das barras,

foram realizadas 3 moldagens com silicone fluída na interface abutments-cilindros das estruturas. Com essa técnica, foi possível obter uma fina camada de material de moldagem que justamente representava a interface de adaptação entre as barras confeccionadas e o modelo mestre. Após a obtenção do total de 1.140 medidas de espessura de material de moldagem, estes sendo medidos e anotados com uso de microscópio, foram submetidos à análise estatística. A média de espessura obtida para as barras de titânio foi de 26,9 μm , enquanto para as barras de ouro foi de 46,8 μm . Em todos os dados coletados, a adaptação dos componentes de titânio foi estatisticamente superior. Neste estudo foi demonstrada que as estruturas fabricadas pelo sistema Procera (All-in-One) foi significativamente melhor que as estruturas fundidas em liga de ouro. Em todas as estruturas das barras de titânio o gap medido foi menor do que 30 μm .

Chang et al. (2005) citaram que alguns estudos em animais demonstraram uma significativa perda de osso devido ao stress gerado por próteses mal adaptadas. A tensão óssea gerada devido à má adaptação das próteses exerce grande importância na sobrevida das mesmas. A técnica da cera perdida usada com fundição centrífuga é a mais utilizada na construção de estruturas de próteses sobre implantes, no entanto, muitas das vezes, essas estruturas necessitam correções e soldas. Máquinas de fundição usando vácuo e ambientes de argônio foram criadas para melhorar a adaptação das próteses, reduzindo a porosidade e oxidação das mesmas. O propósito do estudo foi comparar, através de medidas de adaptação dimensional, estruturas fabricadas em ouro pela fundição convencional com estruturas em ouro fabricadas em máquinas de vácuo com argônio. No modelo mestre contendo 3 implantes (4x10 mm) em resina acrílica transparente, foram posicionados implantes à uma distância de 7mm entre si e à 2 mm entre os centros, formando um semiarco. Dois sistemas de fundição foram avaliados neste estudo. Um foi à máquina convencional de fundição centrífuga (kerr) e a outra uma máquina de vácuo de argônio (KDF). Vinte barras foram enceradas e revestidas sob as mesmas técnicas, onde 10 foram fundidas pela técnica convencional e as outras 10 pela máquina de vácuo. Após a confecção, todas foram polidas e usinadas. A técnica de “um parafuso”, onde o operador aperta somente um parafuso da prótese com torque de 10 N e realiza as medidas de gaps nas outras interfaces, foi realizado em oito pontos de cada implante, com o auxílio de um microscópio. O método de confecção com máquina de vácuo de argônio produziu estruturas melhores

adaptadas com gaps significativamente menores em todos os pontos mensurados. As maiores diferenças foram observadas quando os parafusos sofreram torque nas extremidades. A média dos gaps nas estruturas convencionais foi de 44 à 48 μm , enquanto nas estruturas em argônio foi de 28 à 33 μm . Tais diferenças apresentaram resultados estatísticos significantes ($p < 0,01$). As maiores distorções ocorreram nos lados externos ao arco. Os autores concluíram que a máquina de vácuo de argônio produziu melhor adaptação das próteses em relação às estruturas confeccionadas com método de fundição convencional.

Felice et al. (2007) citou que atualmente uma modalidade de tratamento simplificada têm sido desenvolvida usando estruturas múltiplas cimentadas sobre coopings primários. Tais procedimentos permitiriam a confecção de estruturas precisas e passivas sobre implantes. A adaptação marginal seria garantida pelo coping primário e no intuito da obtenção da passividade uma estrutura secundária seria cimentada sobre estes coopings. O estudo propôs testar a retenção e módulo de falha de coroas simples fabricadas usando uma estrutura secundariamente fabricada sobre um coping galvânico primariamente fabricado com coroas fabricadas com fundição convencional. A hipótese nula deste estudo seria que não existiria diferenças na retenção de coroas convencionais cimentadas e coroas que utilizaram coopings eletroformados primariamente. Para o estudo 50 implantes 4,1 x 10 mm foram fixados sobre blocos de resina acrílica, onde abutments pré-fabricados foram torqueados com 35 N. Os implantes foram divididos aleatoriamente em 2 grupos, onde no grupo 1, vinte e cinco coopings galvanizados individualmente foram fabricados sobre os abutments utilizando micro máquina AGC (Goldbad, Wieland, Pforzheim, Germany) onde através do processo de deposição de íons produziram uma subestrutura com 0,2 mm de espessura e posteriormente foram enceradas sobre tais subestruturas coroas que foram fundidas com liga noble alloy (Protocol, Williams-Ivoclar, Amherst, NY, USA) na técnica convencional. Previamente ao enceramento uma base foi utilizada para promover alívio de 100 a 150 μm . Após a fundição ajustes internos foram realizados e as coroas secundárias foram cimentadas usando cimento resinoso. No grupo 2 foram utilizadas cilindros calcináveis (Institut Straumann AG) que foram fundidos e cimentados conforme grupo 1. Todas as coroas apresentavam dispositivo de adaptação de máquina de ensaio universal, onde foi realizado o teste de pull-out (tracionamento com uso de máquina de ensaio universal) com 0,5 mm/min. Os resultados foram anotados e

comparados estatisticamente. O grupo 1 apresentou uma medida média de retenção superior (67,26 Kgf) enquanto o grupo 2 (44,03 Kgf) apresentando grau de significância estatística. Os autores concluíram que coroas fundidas na técnica da cera perdida cimentadas sobre estruturas formadas por eletrodeposição de íons de ouro poderiam ser cimentadas com precisão e passividade. Em coroas únicas a opção de eletrodeposição de íons e posterior cimentação das coroas tiveram um desempenho superior quando comparadas com coroas fundidas sobre cilindros calcináveis.

Calderini et al. (2007) citou que vários métodos têm sido sugeridos para avaliar a passividade de estruturas, porém nenhum foi totalmente aceito e usado como teste padrão. A inspeção usando um único parafuso apertado na distal e posterior verificação dos gaps dos demais implantes tornou-se o método mais comum para avaliar a desadaptação. Este método pode ser usado em laboratório, mas intraoralmente onde a maioria das áreas de contato está localizada subgingivalmente, torna-se inviável. Um método objetivo para verificar a adaptação em laboratório e clinicamente é desejado. O método denominado assinatura torque-ângulo é muito usado na indústria para analisar adaptação de superfícies. A análise da assinatura torque-ângulo permite uma técnica prática para avaliar a força obtida no processo de torqueamento. Tal análise compara o delineamento de torque versus o ângulo assim que inicia o apertamento ou desapertamento dos parafusos. Tal análise de assinatura fornece dados objetivos na adaptação e assentamento de componentes e suas estruturas (figura 2). O aparelho Ósseocare (Nobel Biocare) desenvolvido e comercialmente vendido com a intenção de monitorar a resistência e qualidade do osso durante a cirurgia de implante pode também ser utilizado na inserção dos parafusos da estrutura fornecendo a assinatura torque-ângulo. O objetivo deste estudo foi avaliar o Ósseocare como sendo uma ferramenta objetiva e real para medição da passividade de estruturas tanto no laboratório quanto clinicamente. Um estudo comparativo da passividade dos implantes e suas estruturas utilizaram três diferentes métodos na fabricação de barras onde foram avaliadas a sua passividade. O Ósseocare possui um motor computadorizado onde uma peça especial pode ser conectada para mensurar a inserção de implantes no osso e também o apertamento dos parafusos de estruturas metálicas. O torque de inserção pode ser programado e a máquina registra a força de apertamento durante os últimos 240 graus do parafuso. Os parâmetros de apertamento do parafuso

(torque) versus o ângulo de apertamento (graus) são mostrados em um visor e também podem ser transferidos para um computador. Quando ocorre a passividade no apertamento, o gráfico apresenta-se linear e a medida do término na inserção do parafuso as medidas de torque aumentam de maneira linear até o final. Cinco implantes foram colocados em uma mandíbula de um paciente de 65 anos. Após 4 meses foi feita a abertura e transferência dos implantes para confecção de um modelo mestre. Foi realizado um guia de verificação de resina para confirmar a precisão do modelo na boca do paciente. Três barras de titânio foram confeccionadas utilizando três diferentes tecnologias. A primeira utilizou de um único bloco de titânio que depois foi seccionado e feito a solda a laser dos segmentos. O segundo método utilizou da usinagem controlada por computador através do sistema CAD-CAM Procera. O terceiro utilizou do método de precisão CrescoTi onde é confeccionada uma barra e correção nas distorções são realizadas por secções horizontais e posterior solda de novos cilindros de titânio. Cada estrutura foi parafusada no modelo mestre e no paciente pela máquina Ósseocare que monitorou e gravou o apertamento de cada parafuso. A primeira estrutura fundida demonstrou desadaptação tanto no paciente quanto no modelo. As estruturas usinadas e controladas por computador e método CrescoTi demonstraram precisão e passividade de inserção. Os autores concluíram que o Ósseocare pode controlar a passividade das estruturas tanto clinicamente quanto no laboratório.

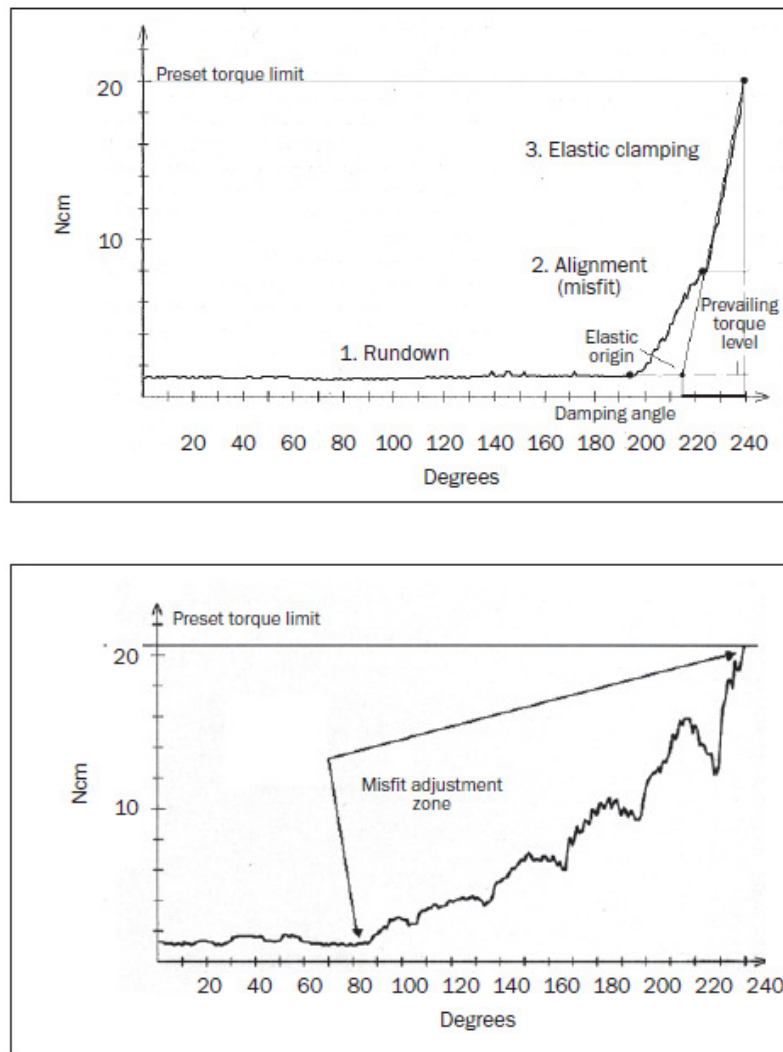


Figura 2 - O primeiro gráfico demonstra o traçado do aparelho Osseocare, em uma união bem adaptada e o segundo traçado demonstra uma pobreza de adaptação entre os componentes.
 Fonte: CHANG et al., 2005.

Al-Fadda et al. (2007) citaram que dentre as mais recentes técnicas criadas para resolver os problemas de adaptação das próteses está o escaneamento com usinagem numericamente computadorizada em barras únicas de titânio (NobelBiocare). Também citaram que a técnica permite um menor custo do titânio, um menor potencial de corrosão oral, e ocorrem menos processos manuais laboratoriais passíveis de distorção. Os processos manuais de fabricação são substituídos pela máquina onde os erros são controlados e descartados. Controlando tais fatores foi possível oferecer ao paciente, principalmente aos com edentulismo e reabsorção severa, a confecção de barras mais leves em peso, melhor adaptadas e menor custo quando comparadas a estruturas convencionais

confeccionadas em ligas de ouro ou outros substitutos comparáveis. Estudos recentes concluíram que a técnica de estruturas fresadas é uma alternativa viável às técnicas convencionais de confecção de estruturas. O estudo foi conduzido no intuito de comparar a adaptação das estruturas sobre implantes confeccionadas pela técnica convencional com estruturas escaniadas e fresadas com controle numérico computadorizado. Nove pacientes foram selecionados aleatoriamente onde seriam confeccionadas estruturas fundidas convencionais (50% prata, 30% paládio, 3% ouro, 15,9% cobre e 1% zinco), as outras nove estruturas seriam escaniadas a laser e fresadas com controle numérico computadorizado em titânio (grade 2 Titânio, Nobel Biocare). As nove estruturas confeccionadas na técnica da cera perdida foram feitas por um mesmo laboratório seguindo todos os padrões e requisitos necessários. As estruturas convencionais após ficarem prontas foram enviadas a Nobel Biocare onde foram escaniadas para copiar a espessura e padrão de arco das que seriam usinadas. Após ambas as estruturas confeccionadas a passividade foi avaliada através de scanner que mensurou a desadaptação para posterior análise estatística. Os resultados demonstraram que as estruturas usinadas de titânio mostraram em todos os componentes menores gaps do as estruturas convencionais. Quando comparadas as distorções horizontais, os resultados foram estatisticamente significantes com melhor adaptação para as estruturas fresadas ($p = 0,012$). Quando comparados as distorções verticais não foram presenciados diferenças estatísticas. Os autores concluíram que nenhuma das estruturas obteve passividade completa. As estruturas escaniadas e fresadas com controle numérico computadorizado demonstraram valores de distorção significativamente menores no plano horizontal. No entanto sem diferenças estatísticas no plano vertical com valores menores para as estruturas usinadas. Concluíram também que a percepção clínica da tolerância biológica de certo grau de desadaptação das estruturas existem. No entanto estudos clínicos prospectivos com maiores números de análises são necessários para verificar melhor os efeitos da desadaptação ao longo dos anos.

Greven et al. (2007) citaram que as desadaptações nas próteses múltiplas sobre implantes estão associadas a altos índices de fratura de porcelana. Certo grau de distorção em estruturas únicas em arcadas completas de próteses sobre implantes são inevitáveis. Na tentativa de obter passividade as próteses cimentadas seriam a solução. Os cimentos teriam a vantagem de compensar as discrepâncias e eliminar as aberturas de acesso na face oclusal. Dentre as

desvantagens existe a dificuldade de remover os excessos de cimento e problemas com modificações ou reparações. Porém, o uso de uma superestrutura cimentada sobre coopings telescópicos galvanizados permitiriam modificações ou reparações. A galvanização é um processo de eletro deposição de íons metálicos através de uma solução eletro condutora, permitindo a confecção de estruturas bastante precisas e pouco espessas (0,2-0,4 mm) (figuras 3 e 4). Este artigo descreve a fabricação de uma estrutura confeccionada e cimentada sobre coopings adaptados a sub-estruturas galvanizadas. Os abutments são confeccionados por galvanização em ouro onde sobre os mesmos são feitos coopings que serão cimentados a estrutura metálica que suportará a prótese. Os autores concluíram que o design telescópico com coopings galvanizados permite uma excelente estabilidade e retenção das próteses proporcionando estética e oclusão além das vantagens sobre excelente adaptação.

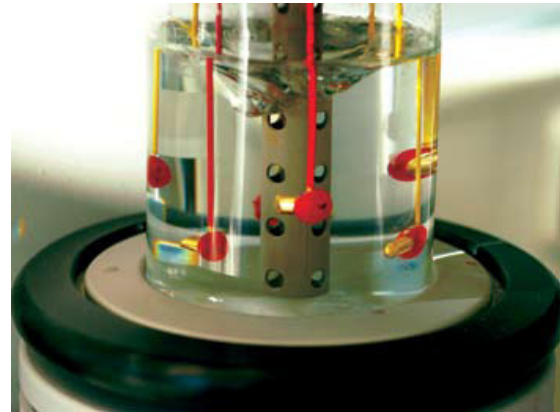


Figura 3 - Cooping primário sendo formado através de galvanização.

Figura 4 - Banho galvânico para formação de cooping.

Fonte: FELICE et al., 2007.

Barbosa et al. (2007) citaram que os abutments UCLA desenvolvidos em 1980 apresentam vantagens como baixo custo, capacidade de solucionar problemas como pequenas distâncias interoclusais ou interproximais além de correções em erros de angulação. Uma grande desvantagem do UCLA seria sua adaptação ao implante devido a distorções ocorrida nos processos laboratoriais de confecção. O objetivo do trabalho foi avaliar e comparar através de microscopia eletrônica o ajuste vertical de abutments tipo UCLAS calcináveis após fundição e solda nas mesmas

próteses e verificar a influência da diferença dos procedimentos de confecção em 3 laboratórios diversos. Duas matrizes metálicas foram confeccionadas com 3 implantes plataforma regular simulando a falta de 3 dentes em cada hemiarco. Todos os processos de moldagem e transferência foram confeccionados conforme padrão e modelos mestres foram enviados a 3 diferentes laboratórios. Cada laboratório construiu 4 estruturas sobre implante correspondendo as hemiarçadas. As estruturas foram confeccionadas em níquel-cromo (Verabond II). Posteriormente a confecção todas as estruturas foram examinadas em microscopia eletrônica e os resultados foram anotados. Posteriormente, para permitirem melhor adaptação as estruturas foram seccionadas e submetidas à solda convencional, para posterior análise das desadaptações, conforme descrito anteriormente. Os resultados obtidos foram comparados e analisados estatisticamente. No quesito fundição ocorreram diferenças significantes entre os grupos. No presente estudo o nível de desadaptação foi igual ou menor que 100µm o que foi considerado aceitável de acordo com os parâmetros de medidas de desadaptação e interferências na osseointegração. O laboratório A apresentou valores menores, com média de 95,8% entre 0 a 100 µm. O laboratório B apresentou somente 70,8% com valores próximos a 100 µm. O laboratório C apresentou 95,8% de 0 a 100 µm. Nos estudos após a confecção de solda convencional não houve diferenças estatísticas entre os laboratórios. Pode-se concluir que os valores de ajuste obtidos no estágio de fundição de pilares UCLA, podem ser influenciados quando processados por diferentes laboratórios e que o processo de solda convencional, por si só, diminuem o grau de desajuste da infra-estrutura, independente do laboratório que a realizou.

Mitha et al. (2009) descreveram que estudos de assentamento de estruturas apresentaram somente dados com medidas de distorção linear. Nenhum estudo em estruturas de titânio foi realizado para verificar as alterações que acontecem em 3 dimensões. O objetivo do estudo foi medir em 3 dimensões alterações de distorções em estruturas fundidas em titânio com o uso de microscópio. Um modelo mestre contendo 5 implantes foi confeccionado e sobre ele 5 barras foram enceradas sobre UCLAS não hexagonais. As estruturas foram adaptadas aos modelos e medidas ao redor da interface implante-abutments foram anotadas. Posteriormente, os enceramentos foram incluídos e fundidos em titânio. Novas medidas foram feitas e anotadas. Os estudos procuraram comparar as discrepâncias de adaptação antes da fundição (enceramento) e após a fundição.

Após análise estatística os estudos demonstraram que as estruturas enceradas apresentaram distorções após o enceramento ($p = 0,0446$), distorções após fundição ($p < 0,0001$) e distorções na distância ($p < 0,001$). Os autores concluíram que as estruturas confeccionadas no presente estudo apresentaram distorções maiores do que as aceitáveis ($< 150 \mu\text{m}$). As distorções ocorreram em 3 dimensões o que pode ser atribuído aos fatores inerentes ao processo de fundição.

4.2 Comparação entre os metais utilizados para a confecção de estruturas em próteses múltiplas sobre implantes

Sahin e Çehreli (2001) descreveram que os procedimentos utilizados em laboratório para fabricação de estruturas múltiplas sobre implantes são inadequados para produzir passividade. Também, citam que os aspectos clínicos de passividade não foram demonstrados e são bastante subjetivos. A adaptação passiva ou adaptação ideal é o principal pré-requisito para manutenção óssea periimplantar, no entanto, não existem estudos clínicos longitudinais que especifiquem a perda de implantes devido à desadaptação das estruturas. Não se conseguiu determinar a quantidade aceitável de desadaptação de uma estrutura em análises in vivo. Procedimentos clínicos para avaliar a adaptação marginal são empíricos e as avaliações são baseadas em visualizações diretas, sensações táteis, levando a uma avaliação humana independente. A adaptação das estruturas deveria ser realizada no laboratório e na boca do paciente, para isso dois métodos são propostos para visualização. O primeiro seria a inserção de somente um parafuso no componente mais distal da barra e verificar se existe gaps nos demais. O segundo seria a inserção de todos os parafusos iniciando do centro para as extremidades com torque fixo de 10 N e posterior visualização dos contatos com auxílio de sondas, luzes e magnificadores. Caso seja detectado gaps, seria o sinal de que a secção, com posterior solda convencional ou a laser, deveria ocorrer. Os autores também citaram que o método de confecção de estruturas através da usinagem em barras de titânio controladas por computador e soldadas a laser, facilitariam a adaptação e seriam melhores do que as barras com soldas convencionais. Além disso, distorções maiores são percebidas tanto na solda a laser como convencional quando são

corrigidos gaps horizontais. Os autores citam a diferença na obtenção da passividade entre uma prótese dento-suportada e uma prótese implanto-suportada, onde o papel do ligamento periodontal com movimentos vestibulo/lingual entre 56µm a 108 µm e possibilidade de intrusão de até 28 µm permite uma menor adaptação das estruturas. Quando as estruturas estão sendo fabricadas, seguindo um padrão, menores distorções são observadas quando usadas resinas em vez de cera, pois apresentam menor contração de polimerização. As estruturas confeccionadas em ligas de ouro apresentam menor contração de fundição do que as confeccionadas em cromo-cobalto. Quando ocorre a necessidade de solda em uma estrutura múltipla, o profissional depende de sua prática e experiência clínica para verificar qual conector deveria ser seccionado para posteriormente realizar a união através da solda. Finalmente, os autores concluíram que uma passividade absoluta nas estruturas, não foi conseguida nas últimas três décadas, e que não são consenso os valores exatos em µm (micrômetros), aceitáveis para desadaptação das estruturas. É fato que, a passividade governa os fatores pertinentes a osseointegração e sua manutenção. Os materiais e técnicas usados para confecção das estruturas não possuem exata precisão e novas pesquisas precisam ser feitas.

Murphy et al. (2002) citaram em seu artigo que a liga de ouro já está bem estabelecida nos laboratórios e apresenta uma performance clínica bem definida e é considerada como um padrão para confecção de próteses na cavidade oral. No entanto, o alto custo do ouro tem gerado uma demanda por alternativas menos dispendiosas e vários substitutos têm sido relatados: polímero carbono/grafite, ligas cromo-cobalto, ligas prata-paládio, e o titânio. Embora o custo seja importante, outros fatores como diferenças na construção laboratorial e propriedades das estruturas, além do efeito biomecânico e percentual de expansão, devem ser considerados. O propósito do estudo foi fazer um estudo clínico prospectivo de 5 anos para comparar duas estruturas confeccionadas com diferentes propriedades mecânicas, ouro e prata-paládio, na confecção de próteses implanto-suportadas mandibulares. Foram utilizados 26 pacientes edêntulos maxilares e divididos em 2 grupos. Tais pacientes apresentavam as mesmas características de altura e densidade ósseas verificadas através de radiografias panorâmicas. No grupo A, a estrutura sobre implantes foi confeccionada com ouro chicao 4 (englehart) e o grupo B foi confeccionado com palliag M prata paládio (degussa). A média de altura dos implantes foi de 11 mm em ambos os grupos com 3,5 mm de diâmetro e o

segundo estágio cirúrgico ocorreu com uma média de 3 meses. O mesmo protético foi responsável pela confecção de todas as etapas das estruturas de acordo com as instruções do fabricante, e foi observado que a liga prata paládio apresentou uma técnica sensível com necessidade de revestimento compatível (deguvest, degussa) e controle preciso de temperatura e pressão de fundição. O assentamento de ambas as estruturas seguiram o trabalho de Jemt (aperto de um único parafuso mais distal para verificar a desadaptação nos demais pontos) e quando não era perceptível a passividade, as estruturas foram seccionadas, relocadas e ressoldadas. Todas as estruturas apresentavam 10mm de cantilever distal. Os dados de coletas foram minuciosamente especificados e coletados em ambos os grupos nos períodos de 3, 6, 12 meses e anualmente até completarem 5 anos. Após este período, todas as próteses foram removidas e os implantes foram testados individualmente com testes de mobilidade, som de percussão, e dor à pressão. Novas radiografias foram feitas e através de padrões de avaliação, todos os dados foram coletados em testes cegos. Ao longo de 5 anos 61 implantes (92%) estavam osseointegrados no grupo A e 62 (95%) no grupo B. Um parafuso fraturou em cada grupo e 1 parafuso de abutment também fraturou no grupo B. Os autores concluíram que dentre os requisitos para a confecção de estruturas múltiplas implanto-suportadas estão a biocompatibilidade, fácil fabricação, boa adaptação e alta força de resistência funcional. Em ambas as ligas investigadas, ouro e prata paládio, este critério foi alcançado, no entanto, a liga prata paládio apresenta uma técnica sensível e necessita de procedimentos laboratoriais meticulosos para ocorrer uma correta adaptação. A respeito das propriedades mecânicas diferentes, as performances de ambos os materiais analisadas radiograficamente através do osso periimplantar foram similares após 5 anos. As ligas prata paládio devem ser consideradas como alternativa na substituição das ligas de ouro nas próteses múltiplas sobre implante por apresentarem menor custo.

Hecker e Eckert (2003) citaram em seu artigo os problemas evidenciados nas próteses sobre implantes que frustram os dentistas. Dentre eles, incluem a impossibilidade de obter uma íntima adaptação das barras aos intermediários, a impossibilidade de corrigir gaps, e a dificuldade de desenvolver um esquema oclusal que não ira sobrecarregar as próteses. O estudo procurou avaliar as alterações nas junções entre componentes protéticos e estruturas, após as próteses receberem ciclos de carga, a intenção seria avaliar tanto qualitativa quanto quantitativa tais

alterações. Para o experimento foi desenvolvido um modelo com 5 implantes 3,75 x 10 mm (Nobel Biocare) em uma base rígida, onde a distância entre os implantes eram de 10 mm formando um arco. O modelo apresentava células de carga (MB 250), unidas a cada implante, com o objetivo de medir as cargas aplicadas e determinar qualquer alteração de carga devido à modificação na adaptação das próteses. Foram confeccionadas as transferências das posições dos implantes para obter um modelo mestre, ao qual 15 estruturas foram enceradas e fundidas sobre cilindros de ouro 4 mm (Nobel Biocare). As barras foram confeccionadas em forma de L com altura lingual de 6mm e espessura de 8 mm. As estruturas não receberam secções ou soldas para melhorar as adaptações e foram torquedas com parafusos em ouro sobre modelo com 10 Ncm². Os modelos com as barras foram levados ao microscópio e medidas de discrepâncias verticais foram anotadas inicialmente, após 50.000 ciclos de carga e também 200.000 ciclos. Os resultados e medidas foram observados em 4 diferentes localidades ao redor dos abutments, então, foram gravados e levados para estudo estatístico. Os autores citaram que existem métodos laboratoriais possíveis de detectarem desadaptações das barras aos componentes, entre eles estão, laser videografia, técnicas de contato, e fotogrametria, porém, caso haja discrepâncias nos procedimentos de transferência ou confecção dos modelos os métodos perdem a utilidade. Outro fator a ser considerado, é que os componentes apresentam uma tolerância de adaptação entre si, e este desajuste é dado por cada fabricante. O estudo demonstrou que sobre condições de carga específicas, a desadaptação entre as próteses podem mudar. No caso deste estudo, ocorreu uma melhor adaptação após a carga. Os autores concluíram que as desadaptações apresentaram reduções significantes quando as próteses sofreram carga no segmento anterior. As desadaptações não alteraram estatisticamente quando as cargas foram realizadas uni ou bilateralmente nos cantilevers posteriores.

Koke et al. (2004) descreveram que a adaptação das estruturas metálicas são limitadas por alterações dimensionais durante a fabricação e resfriamento das ligas, e erros instantâneos que ocorrem durante a moldagem, confecção do modelo, mistura do revestimento e fundição propriamente dita. Quando o padrão de cera é transformado em uma estrutura metálica, expansão do revestimento e contração da liga deve adaptar-se às propriedades inerentes da liga. No entanto, devido à complexidade inerente da restauração, as alterações dimensionais não podem ser

previsíveis ou planejadas. O objetivo do artigo foi, primeiramente, comparar o impacto e influencia na adaptação da confecção de duas barras em ligas metálicas diferentes (titânio puro X cromo-cobalto), e a influência do método de fabricação (peça única x peça segmentada com posterior solda à laser). Para tal, dois implantes de 5,5 mm de diâmetro foram fixados a um bloco de alumínio com distância entre eles de 21 mm e utilizados abutments torqueados e cimentados. Em seguida, 20 estruturas foram confeccionadas sobre cilindros calcináveis (forma de molar e pré-molar), e destas 10 foram incluídas em revestimento (rematitan plus) onde foram fundidos em titânio (Rematitan) em máquina de fundição à vácuo (Castmatic) sobre atmosfera de argônio, conforme o fabricante. As outras 10 estruturas foram incluídas em revestimento Castorit super C e fundidas com liga de Cromo-Cobalto (Remanium) usando uma máquina de alta frequência (Fornax 35). Outras 10 estruturas foram confeccionadas em 2 seções com a mesma liga de Cromo-Cobalto usando a mesma técnica, levadas ao modelo mestre onde foram unidas com resina autopolimerizáveis e posteriormente foram soldadas com solda laser (DL2000). Todas as estruturas foram torqueadas no modelo mestre com 18 Ncm² e após, com ajuda de um microscópio, foram medidos 16 pontos de gaps verticais. As médias de desadaptação das estruturas únicas de titânio foram de 40 µm verticais, enquanto nas estruturas únicas de cromo cobalto ficou em 72 µm, demonstrando assim, uma tendência de superioridade de desadaptação em relação às de titânio, porém, sem diferença estatística. Já as estruturas confeccionadas em cromo cobalto e posteriormente soldadas exibiram desadaptações significativamente menores em relação às duas estruturas de corpo único, independente do metal, com média de gaps de 17 µm. Os autores concluíram que em todas as estruturas, as médias de gaps foram aceitáveis, porém, na busca por uma melhor adaptação, a confecção de barras seccionadas e posteriormente soldadas a laser deveriam ser escolhidas. As diferenças nos pontos de desadaptação de todas as estruturas indicam que não existe um padrão de distorção na confecção das barras. Os padrões observados na interface implante-abutment demonstraram que as desadaptações próximas aos pânticos são menores em todas as estruturas.

Eisenmann et al. (2004) descreveram que a produção de barras em arcadas totais sobre implantes osseointegrados constituem um excelente desafio para a tecnologia odontológica. Na busca por melhor adaptação, as estruturas fundidas poderiam ser seccionadas e unidas por soldas convencionais ou laser, no

entanto, não descartariam novos erros de desadaptação. Os estresses gerados pelo ciclo de queima da porcelana de cobertura têm potencial de comprometer a adaptação. Autores citaram que existem novos métodos para melhorar a adaptação das estruturas após a sua confecção, o SAE (Secotec Spark Erosion) consiste no uso de um sistema de eletro erosão que é utilizado, após a confecção das barras, com o intuito de melhorar a adaptação das mesmas (figura 5). O objetivo do estudo foi verificar a adaptação das barras confeccionadas em ligas de ouro e titânio através do escaneamento microscópico eletrônico (SEM) e o método de análise de estresse fotoelástico, antes e após o uso da técnica de eletro-erosão, comparando as amostras através de análise estatística. Um modelo inicial foi confeccionado em policarbonato transparente com 5 implantes 3,75 x 13,0 mm, posicionados no segmento anterior da mandíbula, onde foram utilizados abutments de 4 mm com torque de 20 Ncm. Posteriormente, foi realizada uma moldagem de transferência do conjunto para confeccionar um modelo diagnóstico. Transferentes de moldagem foram fixados ao modelo diagnóstico, unidos com resina e posteriormente seccionados, aguardando intervalo de 24 horas para serem reunidos. Posteriormente, os transferentes com resina foram levados ao modelo inicial, unidos e finalmente capturados com poliéter. Para confecção de um modelo compatível para o tratamento com eletro-erosão, foi confeccionado um modelo próprio com gesso compatível (SAE-Special Die Stone). Com este modelo, 12 estruturas foram confeccionadas pelo método de fundição padrão, onde 6 foram confeccionadas com ligas de ouro (Stabilor G, Dentsply) e outras 6 com titânio puro (Biotan, Schutz Dental Group). Dois métodos de medida de adaptação foram utilizados, o primeiro foi o teste de escaneamento microscópico eletrônico, onde foram obtidas as medidas das interfaces entre cilindros e abutments após o aperto de somente um parafuso mais distal (Teste de Sheffield). As medidas foram realizadas em todas as barras, antes e após, a eletro-erosão. O outro teste foi o de análise de estresse fotoelástico (figura 6), onde através de imagens obtidas em modelo de resina transparentes, foi possível mensurar padrões de estresse, através de linhas transversais. Este teste também foi realizado antes e após a eletroerosão. Os resultados obtidos foram usados em análises estatísticas e comparados entre si. No teste de escaneamento eletrônico os gaps das estruturas de titânio em média eram 17,7 μm a 49,6 μm antes da eletroerosão e passaram para média de 4,3 μm a 10,3 μm depois da eletroerosão. Já os gaps nas estruturas de ouro apresentaram média de

9,9 μm a 19,3 μm antes, e 5,2 μm a 7,4 μm após a eletroerosão. Nas estruturas de ouro, após o tratamento com eletro-erosão, foi notável a diminuição dos gaps, porém, na análise estatística não houve significância. Nas estruturas de titânio os gaps reduziram consideravelmente, pertinentes com alto padrão de significância ($p = 0,008$). A análise comparativa entre os grupos demonstraram que as estruturas de ouro apresentaram gaps estatisticamente inferiores antes ($p = 0,01$) e após a eletro-erosão ($p = 0,035$). Para o teste fotoelástico 288 fotografias foram realizadas, onde das 144 feitas antes e 144 após a eletroerosão. O máximo stress 6,38 N/mm^2 foi encontrado na estrutura de titânio e o menor na estrutura de ouro 2,42 N/mm^2 . Após eletro-erosão o ouro passou para 0,57 N/mm^2 e o titânio para 1,25 N/mm^2 . O stress medido na estrutura de ouro após eletro-erosão teve uma redução estatisticamente significativa ($p = 0,001$). Já nas estruturas de titânio, o decréscimo foi significativamente maior ($p = 0,003$). Comparando os dois grupos, as medidas de stress para o ouro foram significativamente menores do que as de titânio ($p = 0,003$). Após o tratamento de eletro-erosão, o stress gerado pelas estruturas de ouro continuava menor, no entanto, sem significância estatística. As imagens de stress fotoelástico no modelo inicial, sem estrutura, foi bastante semelhante as imagens das estruturas fixadas após a eletroerosão. As análises de stress fotoelástico confirmam o benefício da correção de estruturas fundidas com eletro-erosão para melhorar adaptação na interface. Os autores concluíram que os resultados do estudo mostraram que, após eletroerosão, os gaps foram consideravelmente reduzidos garantindo uma correta passividade para as estruturas. Isto resultou em uma notável melhora na precisão de produção de estruturas fundidas únicas, onde ocorre o refinamento das estruturas metálicas, independente de suas propriedades físicas. A eletroerosão também permite a correção de erros de adaptação mesmo após o recobrimento das estruturas com cerâmica.

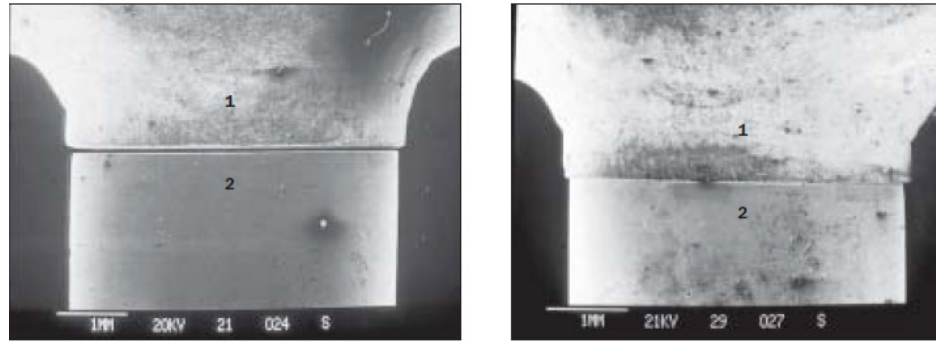


Figura 5 - Magnificação da adaptação de componentes antes e após eletroerosão. É nítida a melhora na adaptação.

Fonte: EISENMANN et al., 2004.

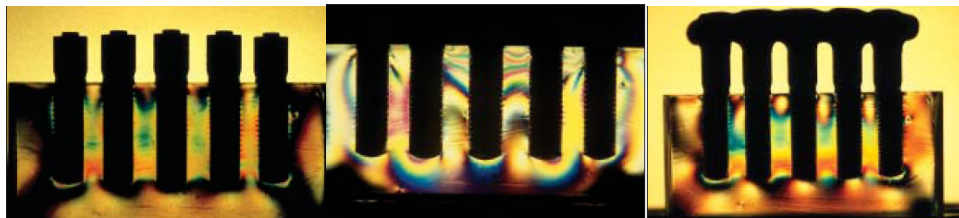


Figura 6 - Sequência de modelo de tensões em acrílico (Teste fotoelástico) onde mostra os implantes inseridos no modelo, estrutura fixada e mal adaptada com traçados diagonais de tensão e diminuição da tensão após eletroerosão.

Fonte: EISENMANN et al., 2004.

Torres et al. (2006) convencionaram que o espaço marginal mensurado paralelamente à trajetória de remoção da peça foi chamado de discrepância marginal vertical, enquanto o mesmo espaço considerado perpendicularmente a esta trajetória foi denominado discrepância marginal horizontal. Outros termos empregados pelos autores foram sobreextensão marginal, para a distância do gap marginal à margem da peça, subextensão marginal, para a distância do gap marginal ao ângulo cavo superficial do preparo e discrepância marginal absoluta, para a hipotenusa de triângulo reto formado por ela com o gap marginal e a sobre ou subextensão. O trabalho citado teve o objetivo de reunir, aplicar e discutir metodologias, já bem sedimentadas na literatura, para o estudo da adaptação marginal de próteses múltiplas sobre implantes, fundidas em diferentes materiais, propondo a obtenção de novos parâmetros a partir destes métodos. Procurou fornecer dados mais completos que permitam aprofundar os estudos científicos sobre problemas de adaptação marginal e suas conseqüentes complicações. Foi

confeccionado um modelo mestre metálico em forma de arco contendo 5 implantes 3,75 x 13 mm e sobre eles pilares intermediários tipo mini pilar cônico, de modo a simular implantes no arco inferior. Realizaram uma moldagem de transferência com transferentes de arrasto unidos entre si com resina pattern, utilizando moldeira individual e poliéster como material de moldagem. Após, confeccionaram um modelo de trabalho, onde foram enceradas 15 estruturas utilizando cilindros calcináveis os quais foram divididos aleatoriamente em 3 grupos. Cada grupo foi submetido ao processo de fundição em um dos seguintes materiais: titânio comercialmente puro grau 1 (Tritan, Dentarum); liga de cromo-cobalto (Remanium 2000, Dentarum); liga de níquel-cromo-titânio (Tilite Premium, Talladium). As fundições foram realizadas na máquina Discovery Plasma (EDG Equipamentos), que promove fusão por arco voltaico de corrente contínua através de eletrodo de tungstênio sobre crisol (cadinho) especial de cobre e sob vácuo e atmosfera inerte de argônio. Após, as estruturas foram jateadas com óxido de alumínio. Cada estrutura metálica foi posicionada no modelo em 3 diferentes situações: com 1 parafuso apertado manualmente na extremidade até sentir a fixação, com a outra extremidade apertada nas mesmas condições anteriores, e por fim com todos os parafusos apertados com torque de 10 Ncm². As desadaptações das estruturas metálicas aos pilares intermediários foram mensuradas nas faces vestibular e lingual, perfazendo um total de 6 aferições por implante, através de microscópio ótico. O aperto alternado dos parafusos nas extremidades resultou nos dados de passividade, e a média desses valores expressou o parâmetro denominado passividade média. Os valores obtidos, com todos os parafusos apertados, resultaram nos dados de desajuste vertical. A diferença entre os valores de passividade média e desajuste vertical, possibilitou o cálculo do parâmetro denominado redução de desajuste. Os resultados obtidos foram avaliados em análises estatísticas e comparados entre si. Para todos os metais em análise, houve diferenças estatísticas significantes entre as condições de aperto de um único parafuso e entre todos eles apertados. Contudo, não foram verificadas diferenças nos testes de passividade, quando comparadas as extremidades entre si. As estruturas apresentaram comportamentos opostos em relação ao tamanho dos desajustes verificados, os quais tenderam a ser minimizados junto ao lado de aperto e maximizados no lado oposto. As médias de valores obtidos para os diferentes parâmetros de desadaptação marginal foram obtidas nos lados sem o parafuso: titânio puro apenas 1 parafuso 89,74 µm e

desajuste vertical 22,4 μm ; liga de cromo-cobalto apenas 1 parafuso 207,10 μm e desajuste vertical 66,41 μm ; níquel-cromo-titânio apenas 1 parafuso 272,21 μm e desajuste vertical 32,20 μm . Os autores concluíram que o teste com aperto de parafuso único em uma das extremidades é válido para a verificação da passividade de estruturas metálicas para próteses sobre implantes. O teste com aperto padronizado de todos os parafusos com torque de 10 Ncm simula a instalação da peça protética e pode fornecer valores experimentais mais precisos de desajuste vertical. A aplicação de teste de único parafuso bilateralmente possibilita o cálculo dos valores de passividade média. A diferença entre os valores de passividade média e desajuste vertical resulta nos valores de redução de desajuste. Os valores de redução de desajuste podem ser calculados em percentual, somando mais um parâmetro para o estudo aprofundado da adaptação marginal de próteses sobre implante.

Hecker et al. (2006) citaram que são comuns pequenas desadaptações de estruturas confeccionadas pela tecnologia da cera perdida. Uma vez que estas próteses entram em função, ocorre uma redução na desadaptação entre os componentes. Estudos laboratoriais demonstraram que após testes cíclicos de cargas, ocorreram alterações nas dimensões e distorções nas superfícies dos componentes em contato. No entanto, a deformação das superfícies de contato dos abutments resulta no decréscimo dos gaps, o que aparentemente seria favorável, porém pode contribuir para o afrouxamento dos parafusos das próteses por eles retidas. Desde que a integridade dos componentes é dependente da manutenção do torque nos parafusos, pode ocorrer perda das próteses ou fraturas dos mesmos. Quando os parafusos perdem o torque ou fraturam podem ser corrigidos ou trocados, no entanto, alterações na posição do componente e na superfície anti-rotacional do implante são incorrigíveis. A mudança da orientação do abutments no implante ocasionaria a mudança das facetas de orientação internas das estruturas, semelhante situação ocorre quando ocorre a substituição dos abutments por algum motivo. O propósito do estudo foi avaliar a alteração nas medidas de gaps em cilindros de ouro após receberem ciclos de carga e após serem trocados por componentes novos para verificar se houve alterações no padrão de desadaptação. Um modelo foi confeccionado permitindo que 5 implantes fossem fixados com distância entre si de 10mm formando um arco com extensão de cantilever distal de 18mm. O modelo apresentava células de carga sob cada implante, com o intuito de

medir as cargas aplicadas e detectar alterações de mudanças de carga devidas às alterações na adaptação. Foi realizada a transferência dos implantes e um modelo de trabalho foi confeccionado. Sobre o modelo de trabalho 15 barras foram enceradas e fundidas pela técnica da cera perdida. As estruturas foram confeccionadas sobre cilindros de ouro e não foram feitas correções para procurar melhorar a adaptação posteriormente à fundição. Uma máquina de ensaio universal foi usada para realizar 200.000 ciclos de carga com força de 200 N, em 3 diferentes localidades das estruturas, simulando contato oclusal na região anterior da mandíbula; unilateral posterior e bilateral posterior. Após os ciclos de cargas, os abutments foram removidos e anexados no modelo de trabalho, nas posições previamente estabelecidas, onde medidas dos gaps foram observadas com auxílio de microscópio. Posteriormente, os abutments foram substituídos por novos e medidas também foram anotadas. Os valores sofreram análises estatísticas e comparadas entre si. Os resultados não demonstraram diferenças estatísticas significantes em valores de discrepância vertical entre os gaps dos abutments que sofreram ciclos de carga e os novos recém-colocados. Os autores concluíram que não houve alterações nas adaptações das estruturas quando os abutments, após receberem ciclos de carga, foram substituídos por novos.

Torres et al. (2007) citaram que muitas complicações no tratamento com implantes osseointegrados podem ocorrer devido a má adaptação das estruturas protéticas. Tais complicações incluem falhas mecânicas, como perda do abutments ou parafuso, fraturas de componentes do sistema ou falhas biológicas como reações teciduais, dor, tensão e perda de osso marginal ou até mesmo perda da osseointegração. Alguns estudos têm considerado que a adaptação vertical é mais relevante do que os valores de adaptação passiva, pois um torque excessivo pode alterar e distorcer os valores de adaptação marginal. Muitos materiais têm sido propostos na fabricação de estruturas sobre implantes, no entanto, existem poucos estudos científicos avaliando a utilização de diferentes metais e ligas na adaptação das estruturas. O objetivo do estudo foi medir e comparar a passividade e adaptação vertical de estruturas múltiplas fabricadas em segmento único e confeccionadas com diferentes materiais. Um modelo metálico mestre foi confeccionado com 5 implantes e seus respectivos análogos simulando uma arcada inferior. Os implantes foram transferidos pela técnica de moldeira aberta com poliéter, e o modelo de gesso foi confeccionado. Quinze barras foram enceradas usando cilindros calcináveis, onde

posteriormente ao enceramento eram realizados os testes de passividade com torque no parafuso distal e caso ocorresse desadaptações eram feitas secções e nova união. As estruturas foram divididas em 3 grupos: grupo 1 estrutura de titânio comercialmente puro (CP Ti –Tritan Dentaurum) grupo 2 Liga de cromo-cobalto (Co-Cr-Remanium 2000, Dentarium) e o grupo 3 níquel-cromo-titânio (Ni-Cr-Ti-Tilite premium, Talladium). De acordo com as informações dadas pelos fabricantes cada estrutura continha: Tritan (Ti 99,5%, Fe, O, H, N, C); Remanium 2000 (Co 61%, Cr25%, Mo 7%, W 5%) e Tilite Premium (Ni 60-76%, Cr 12-21%, Mo 4-14%, Ti 4-6%). Todos os grupos foram fundidos em Discovery Plasma (EDG, São Carlos-SP,Brazil) onde foram feitas as fundições a vácuo em atmosfera inerte de argônio, com injeção da liga feita à vácuo. A temperatura de fundição foi de aproximadamente 1.668°C para CP Ti, 1.450° C para Cr-Co, e 1.329° C para Ni-Cr-Ti de acordo com as recomendações do fabricante. A adaptação das estruturas metálicas foram medidas com apertamento manual do parafuso mais distal e a não passividade era revelada quando gaps surgiam na região oposta ao apertamento. Os níveis de adaptação vertical foram medidos com todos os parafusos torquados em 10N/cm. A sequência de apertamento foi do centro para os distais. Todas as medidas foram mensuradas com auxílio de microscópio, onde seis medidas eram anotadas em cada implante. Todos os resultados foram estatisticamente comparados. Os resultados apresentaram valores de adaptação passiva: CP Ti (88-74); Co-Cr (229-184); Ni-Cr-Ti (200-175), já os valores de passividade vertical foram: CP Ti (22-9); Co-Cr (66-35); Ni-Cr-Ti (32-24). O metal CP Ti apresentou os melhores resultados para adaptação passiva e passividade vertical, sendo estatisticamente superiores às estruturas de Cr-Co ($p < 0,0001$) e Ni-Cr-Ti ($p = 0,035$) as quais foram estatisticamente similares entre si ($p = 0,313$). Nenhuma diferença estatística foi encontrada na passividade vertical entre CP-Ti e Ni-Cr-Ti, que no entanto apresentaram melhor adaptação que Cr-Co com resultado estatisticamente significativo ($p < 0,001$). Os autores concluíram que o titânio apresentou os melhores valores de passividade e adaptação vertical, quando comparados com Cr-Ni, e ligas de Cr-Co, pois apresenta menor densidade. Este menor peso do titânio permite favorável proporção peso/resistência, alta ductibilidade e baixa condutibilidade proporcionando modificações no desenho da prótese resultando em maior conforto. Também concluíram que as ligas Cr-Co são viáveis na confecção de estruturas sobre implantes. As ligas de titânio apresentaram valores médios de adaptação

próximos aos valores de adaptação citados com ligas nobres de ouro, isso significa que é possível obter passividade com uso de ligas não nobres. Uma estrutura única confeccionada sobre vários implantes não apresentaram valores de passividade e adaptação aceitáveis independente do material utilizado no estudo. Os melhores resultados de adaptação vertical foram observados no CP Ti seguido pelo Ni-Cr-Ti e ligas de Cr-Co.

De Sousa et al. (2008) descreveram que estruturas de metal sobre implantes deveriam ser resistentes à corrosão, apresentarem passividade apropriada e serem rígidas suficientes para resistirem às forças mastigatórias e cargas oclusais. As ligas de prata-paládio apresentam excelentes propriedades além de boa adaptação, no entanto o titânio tem sido bastante utilizado por apresentar grande resistência mecânica, resistência à corrosão, biocompatibilidade, e baixo custo. Dentre alguns aspectos, o seu baixo peso específico e alto ponto de fusão (1.700 °C) dificultam o processo de fundição. Uma maneira de minimizar as distorções de fundição e obter um selamento adequado seria a confecção de próteses segmentadas e posteriormente unidas. A solda laser tem demonstrado ser um método efetivo de obtenção de melhor adaptação nas próteses fixas, onde através de uma fonte concentrada de calor minimizam alterações de distorção. O objetivo do trabalho foi analisar de estruturas feitas em titânio e prata-paládio confeccionadas em uma única estrutura e posteriormente soldadas a laser. Uma matriz metálica foi confeccionada com 5 implantes plataforma padrão simulando mandíbula edêntula, onde à partir desta matriz foram confeccionados 20 modelos mestres em gesso. Nos modelos mestres cilindros plásticos tipo UCLA foram adaptados e as barras foram enceradas e divididas em dois grupos de 10. O primeiro grupo seria fundido em liga prata-paládio (Pors-on) e o segundo em titânio (Tritan). Decorrida as fundições as estruturas foram ajustadas e polidas para posterior análise das adaptações verificadas com auxílio de microscópio. Após primeiras anotações as estruturas foram seccionadas e soldadas a laser para depois, serem feitas novas leituras de adaptação. Os resultados demonstraram que as médias de adaptação das estruturas de titânio foram de (83-119 μ) com diferenças estatísticas das de prata-paládio (30-66 μ). As médias entre as estruturas únicas (151-3 μ) e as soldadas a laser (34-73 μ) também foram estatisticamente significantes. Todos esses valores foram realizados com todos os parafusos torquados. Já nos testes de adaptação com parafuso distal os valores de adaptação entre as estruturas de

titânio (69-401 μ) e as de prata-paládio (87-246 μ) não demonstraram diferenças estatísticas. No entanto, na técnica de solda laser, o titânio apresentou melhor resultado (31-37 μ) que a prata-paládio (59-106 μ). Os autores concluíram que a técnica de solda laser melhorou significativamente a precisão das estruturas de prata-paládio e titânio. A solda laser foi mais efetiva no titânio do que nas ligas de prata-paládio.

4.3 Tipos de soldas, materiais de união e padrão de secção das barras

Swallow (2004) em seu artigo citou que a distorção existe quando ocorre um relativo movimento de apenas um ponto ou vários fora de sua específica referência original, logo, estruturas fundidas que desviaram de sua relação com os abutments são caracterizadas como sem passividade. Também, citou que estudos clínicos utilizando tanto de modelos animais quanto humanos sugeriram que complicações biológicas ou mecânicas surgem da não passividade das estruturas sobre os implantes. A má adaptação das estruturas sobre implantes podem causar problemas protéticos como soltura de componentes, perda de parafusos, fratura de componentes, ou então, problemas reacionais teciduais como isquemia, microfraturas do osso periimplantar, dor, sensibilidade, recessão do osso marginal, perda da osseointegração. Tais problemas poderiam ser intensificados quando a interface implante abutments e os parafusos de retenção são submetidos a cargas laterais devido ao não paralelismo dos implantes ou a extensão do cantilever. A passividade sofre alterações também de variáveis como flexão da mandíbula, grau de tolerância dos componentes maquinados e fatores de distorção que surgiram durante a fabricação das estruturas. O autor ressaltou que a solda de barras no intuito de melhorar a adaptação torna a estrutura mais fraca podendo levar a fratura. O objetivo do artigo foi enumerar passos e etapas para obter uma excelente adaptação entre os abutments e seus cilindros correspondentes após a confecção das barras. O autor citou a sequência de 4 passos básicos para a obtenção da passividade, dentre eles incluem a transferência utilizando da união entre os transferentes previamente em modelo inicial, secção da união entre eles e posterior união na boca e moldagem com polímero e uso de moldeira individual. O segundo

passo consiste na verificação da fidelidade do modelo mestre, para isso, o enceramento da barra é feito sobre o modelo e com uso de resina fotopolimerizável é feito um guia de adaptação que é levado à boca do paciente. Caso este guia (Guia de verificação de acuidade, Ford e MacLartuy) apresente uma boa adaptação na boca do paciente, poderia então, seguir a confecção da estrutura. O terceiro passo consistiu na verificação da adaptação da estrutura já fundida na boca através da passividade de torque dos parafusos e exame radiográfico. O quarto passo referiu-se a adaptação da estrutura e possíveis correções de gaps, onde o autor enumera uma técnica de reaquecimento da barra (HASP ativação de calor na passividade sem solda, Ford e Maclarty's) em regiões pontuais, para corrigir tais defeitos ao invés de cortar e soldar. A técnica foi descrita pelo autor, onde ao invés de cortar a região desadaptada no modelo, é utilizado um gel para isolar do calor as regiões vizinhas e através de um maçarico direto sobre a região desadaptada corrigiria pequenas distorções. O autor concluiu que a utilização da técnica de transferência esplintada, um guia de adaptação (AVT) e uma técnica de correção de gaps sem solda, poderiam eliminar muitos problemas associados à adaptação e longevidade das próteses múltiplas sobre implantes.

McDonnell et al. (2004) citaram em seu artigo que discrepâncias na adaptação de próteses são comuns, principalmente se uma ampliação for utilizada para tal verificação. Dentre os recursos descritos para melhorar as adaptações estão à confecção de barras usinadas por controle numérico computadorizado e eletro erosão. Em contrapartida a essas novas tecnologias, a fundição de barras e secção com uso de soldas, continua sendo um método comum e bastante utilizado. Para união das secções, resinas autopolimerizáveis são as mais utilizadas, e são conhecidas às alterações dimensionais proporcionais ao volume durante a presa. O objetivo do trabalho foi comparar a acuidade de 2 tipos de resinas acrílicas (Duralay x Pattern Resin) em relação as alterações dimensionais e em relação ao tempo de estabilidade. Os autores confeccionaram um modelo mestre com 3 implantes posicionados a 20 mm de distância entre si. Barras em ligas de ouro sobre cilindros pré-fabricados foram confeccionadas e seccionadas com discos 0,25 mm de modo cada cilindro ficasse isolado. Um padrão de silicone foi adaptado sob as secções com o intuito de garantir que as mesmas quantidades de resina acrílica fossem utilizadas na união. Sabe-se que a média de polimerização do Duralay é de 7 minutos enquanto a de Pattern Resin é de 3 minutos. Neste caso, ambos foram

mantidas por 15 minutos, para após desapertar os parafusos. Após, testes cegos foram realizados para verificar a adaptação passiva da barra em intervalos de 15 minutos, 2 horas e 24 horas. Os resultados obtidos em testes visuais demonstraram ótima adaptação de ambas às resinas após 15 minutos de polimerização. Após 2 horas manteve-se a adaptação para Duralay e dentre as 20 amostras, 2 estavam desadaptadas com a Pattern Resin. Nenhuma das 40 amostras foram consideradas adaptadas após período de 24 horas. Os resultados do trabalho sugerem que assim que for realizada a união para a solda com resinas acrílicas, estas devem ser revestidas para evitar alterações.

Silva et al. (2008) descrevem que entre os materiais utilizado na confecção das estruturas o titânio tornou-se uma excelente opção devido as suas características favoráveis como resistência mecânica, alta resistência à corrosão, biocompatibilidade e baixo custo. No entanto, existem alguns inconvenientes como adaptação marginal, reação ao oxigênio em altas temperaturas, o que requer o uso de equipamentos especiais para produzir um ambiente inerte durante a fundição. As distorções resultantes na fundição convencional pela técnica da cera perdida tornam-se ainda piores quando feito estruturas únicas em arco total. Para controlar tais desajustes a secção das estruturas e posterior solda laser são recomendadas. Dentre as vantagens desta solda existem a concentração pontual de energia que minimiza problemas de distorção, possibilidade de grande precisão e pequena quantidade de material. Outra alternativa encontrada para melhorar adaptação das próteses é o uso da eletroerosão (EDM), esta máquina consegue corrigir discrepâncias cervicais e refinar irregularidades geradas pelo processo de fundição de abutments tipo UCLA. O modelo mestre de uma mandíbula edêntula com 5 implantes plataforma padrão foi confeccionado. A partir deste, 20 estruturas foram enceradas sobre abutments tipo UCLA e tais estruturas foram fundidas em máquina específica para fundição de titânio. Dez estruturas foram testadas sem serem seccionadas e posteriormente novo teste foi realizado após sofrerem eletroerosão. As outras 10 estruturas foram seccionadas e soldadas a laser e seus dados foram anotados. Posteriormente, sofreram eletroerosão e novas medidas foram realizadas com auxílio de microscópio. Os resultados demonstraram que a aplicação da eletroerosão melhorou significativamente a adaptação marginal. A solda a laser também melhorou significativamente a adaptação marginal independente da associação ou não com a eletroerosão. Os autores concluíram que clinicamente as

estruturas apresentariam desadaptações inaceitáveis, procedimentos como secção e solda a laser ou eletroerosão podem melhorar a adaptação e tornar as estruturas aceitáveis. Através do estudo as soldas a laser e a eletroerosão causaram efeito similar na melhora da adaptação marginal quando usadas isoladamente. Quando as duas técnicas foram usadas associadas não houve melhora significativa na adaptação marginal das partes.

De Aguiar Júnior et al. (2009) descreveram que a solda a laser apresenta várias vantagens, dentre elas, menor tempo laboratorial, excelente união e resistência de fratura, uso de mesma liga para solda e capacidade de atingir pequenas áreas, podendo ser utilizada após aplicação de porcelana ou resina acrílica. No entanto, apresenta algumas desvantagens, como a necessidade de uma atmosfera inerte de argônio, dificuldade de solda em materiais com alta conductibilidade e possibilidade de formação de porosidades na solda devido a sua rápida solidificação. O objetivo do estudo foi avaliar a precisão de estruturas confeccionadas em liga de níquel-cromo após serem seccionadas no sentido transversal e diagonal além de compará-las com uma estrutura única (figura 7). Um modelo mestre foi confeccionado com presença de 2 implantes paralelos para simular a confecção de uma prótese fixa de 3 elementos. Três grupos foram formados com 6 estruturas cada. Grupo 1: barras únicas fundidas; grupo 2: barras fundidas seccionadas transversalmente no pântico; grupo 3: barras fundidas seccionadas diagonalmente no pântico. Posteriormente a fundição foram confeccionadas soldas a laser nos grupos 2 e 3. Medidas de adaptação após a inserção de parafuso único em ambas as extremidades e após torqueamento foram feitas com auxílio de microscópio em ambos os grupos. Os resultados foram comparados entre si e analisados estatisticamente. Os grupos não apresentaram diferenças estatísticas quando ambos parafusos estavam apertados. As medidas obtidas no teste de parafuso único demonstraram que o grupo 1 (peça única) apresentou diferença estatística do grupo 3 (corte diagonal) e não apresentou diferença do grupo 2 (corte transversal). Os autores concluíram que a secção diagonal das estruturas melhora significativamente a passividade quando comparadas com barras únicas.

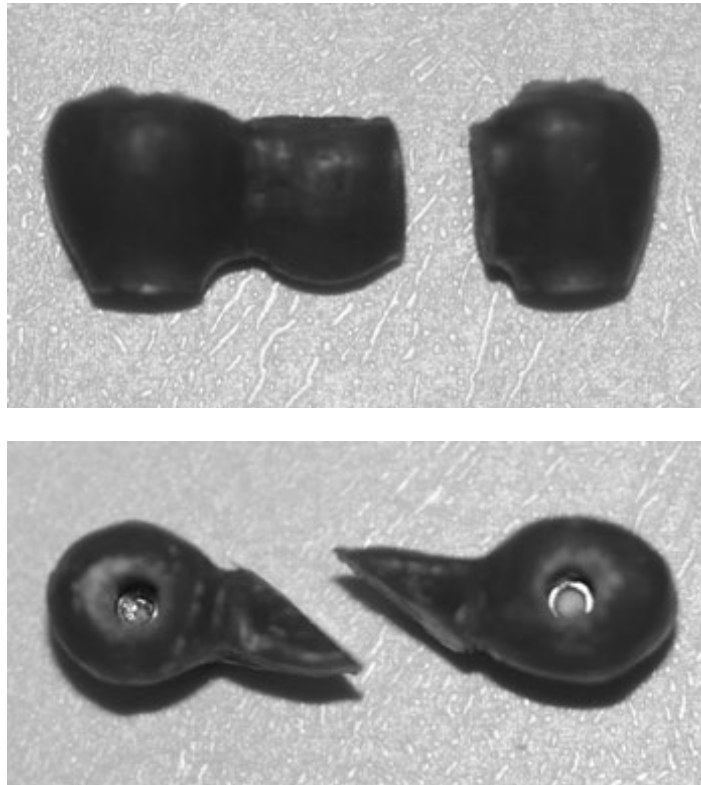


Figura 7 - Demonstrando padrão de secção transversal e diagonal.
Fonte: DE AGUIAR JÚNIOR et al., 2009

5. DISCUSSÃO

Os implantes osseointegrados são uma realidade e sua eficácia já está comprovada a mais de 28 anos. Porém, com o desenvolvimento dos implantes, problemas inerentes à sua utilização ao longo dos anos vêm surgindo e já fazem parte da literatura sendo base de discussões clínicas e científicas.

Grande parte das complicações é decorrente da deficiência na adaptação marginal dos componentes protéticos aos implantes. De um modo geral, a desadaptação pode levar a falhas de ordens mecânicas, como afrouxamento dos parafusos protéticos e dos intermediários, fraturas de diversos componentes do sistema, fraturas dos materiais de recobrimento das estruturas protéticas; ou biológicas, incluindo reações teciduais, sensibilidade, reabsorção óssea, e perda de osseointegração (RIEDY et al., 1997; HELLDÉN; DÉRAND, 1998; RANDI et al., 2001; TAKAHASHI; GUNNE, 2003; HECKER; ECKERT, 2003; KOKE et al., 2004; EISENMANN et al., 2004; CHANG et al., 2005; TORRES et al., 2006, 2007; AL-FADDA et al., 2007; GREVEN et al., 2007; DE AGUIAR JÚNIOR et al., 2009).

Várias pesquisas têm sido direcionadas aos estudos da adaptação marginal das próteses, contudo, até o presente momento, não se sabe ao certo quais níveis de desajustes poderiam ser considerados clinicamente aceitáveis e, portanto, poderiam ser tolerados, não induzindo falhas a curto ou longo prazo (RIEDY et al., 1997, SAHIN; ÇEHRELI, 2001; SWALLOW, 2004).

Autores como Branemark et al. (1987) citaram que uma adaptação passiva das próteses, seriam alcançadas com valores de gaps menores que 10μ , porém nas últimas três décadas, os estudos comprovaram que esses valores ainda não são possíveis de serem obtidos. Outros citam valores mais plausíveis na ordem de 22-100 μ como sendo aceitáveis para a obtenção de passividade (MA et al., 1997). Logo, os estudos que avaliam as adaptações das estruturas, apresentam comparações de medidas de gaps aleatórias, e conclusões sobre valores ou níveis aceitáveis de adaptação que não são respaldados pela literatura.

A passividade ou adaptação passiva pode ser caracterizada pela existência de contato circunferencial simultâneo de toda superfície de assentamento da prótese com os pilares de suporte, e, clinicamente pode ser avaliada em três aspectos: ausência de sensação de tensão ou dor durante a instalação da estrutura

sobre implantes; aperto final de todos os parafusos protéticos realizando aproximadamente o mesmo número de voltas em todos os parafusos; e controle visual com auxílio de lupa, para as margens supragengivais, ou controle radiográfico, para as margens subgengivais. Também pode ser verificado o ajuste da estrutura em cada um dos pilares quando é realizado o aperto manual de um único parafuso em uma das extremidades (SAHIN; ÇEHRELI, 2001; IGLESIA; MORENO, 2001; TORRES et al., 2006; CALDERINI et al., 2007). Todos os fatores citados apresentam uma subjetividade e dependem da opinião e experiência do clínico para avaliar a passividade.

Sahin e Çehreli (2001) descreveram que os procedimentos utilizados em laboratório para fabricação de estruturas múltiplas sobre implantes são inadequados e não promovem a passividade. Logo, citam que os aspectos clínicos de passividade são subjetivos e de difícil interpretação. O nível de desadaptação clinicamente relevante depende de vários fatores para serem analisados, dentre eles a qualidade óssea, comprimento e diâmetro dos implantes, e características da superfície dos implantes. Fatores como magnitude de força ao redor dos implantes, desenho das estruturas metálicas, número de implantes, e tamanho das desadaptações são fatores a serem considerados nas desadaptações das próteses. É aceitável que a adaptação marginal da restauração não seja sinal de passividade, porém é consenso que a má adaptação das estruturas sobre implante cause efeitos biológicos adversos nos pacientes.

Existem muitas controvérsias a respeito de qual método clínico seria ideal para a verificação da passividade. Alguns artigos criticam o método de avaliação após torque dos parafusos, pois poderia ocorrer uma correção de até 100 μ na desadaptação dos componentes.

Com tantos variáveis presentes na análise de fatores passíveis de interferirem na adaptação das próteses múltiplas sobre implantes, a discussão foi dividida em tópicos, que serão descritos a seguir.

5.1 Métodos de confecção de estruturas de próteses múltiplas sobre implante

Existem diferentes técnicas de fabricação de estruturas metálicas em próteses múltiplas sobre implantes. Tais técnicas podem influenciar na adaptação das estruturas aos seus intermediários. Dentre as opções, existe a técnica convencional com cera perdida e corpo único. Esta foi descrita como mais conhecida pelos profissionais, porém com maiores alterações dimensionais, por serem confeccionadas em uma única estrutura. São confeccionadas com maçarico e bastante dependente da habilidade e conhecimento técnico do protético. Já a segunda técnica (Sistema Procera), utiliza de um escâner e uma fresadora para a sua confecção e, é realizada por máquinas com menores chances de alterações e interferências humanas. No entanto, dentre as técnicas, a mais utilizada e acessível à realidade odontológica brasileira continua sendo a técnica de fundição de estrutura única. Padrões corretos de adaptação e passividade são fáceis de alcançar desde que seja corrigida as alterações de fundição com secção e o uso de solda a laser. Os métodos de confecção de estruturas usinadas em barras de titânio controladas por computador e soldadas a laser facilitam a adaptação e são melhores que as barras com soldas convencionais (HELLDEN; DÉRAND, 1998; SAHIN; ÇEHRELI, 2001). Tal fato parece ser confirmado na literatura, porém esta tecnologia ainda não está acessível a todos os clínicos. Também, apresentam um custo mais elevado e com menor disponibilidade no mercado entre os laboratórios. O domínio da tecnologia CAD-CAM e sua acessibilidade universal prometem uma melhora considerável na adaptação e confecção das próteses futuras.

As ligas de titânio são uma excelente opção na confecção de próteses múltiplas fresadas, porém o seu uso na confecção de barras múltiplas fundidas não são uma boa escolha. O titânio apresenta uma técnica de fundição sensível, e distorções e falhas de adaptação tornam-se presentes quando ocorre a utilização por este método.

O processo industrial de confecção das barras usinadas diminui o impacto de falhas humanas, uma vez que a técnica necessita de pouca intervenção do protético. Também permite a confecção de próteses em larga escala, uma vez que são confeccionadas por máquinas. O uso do computador permite as alterações nas formas e desenhos das estruturas antes mesmo de serem confeccionadas,

prevendo imperfeições e antecipando problemas. Outra vantagem seria a possibilidade de confecção de estruturas mais leves com controle automático do desenho e dimensão das estruturas.

Quando se utiliza a técnica da cera perdida, as estruturas metálicas sofrem alterações devido ao resfriamento das ligas e alterações dimensionais do revestimento. O padrão de cera é transformado em uma estrutura metálica, os processos de expansão e contrações ocorrem em todo o conjunto e alterações estão presentes. Todos estes processos de alterações vão somando ao longo da confecção das estruturas, e caso não sejam minuciosamente observados, irão resultar em uma prótese com grande alteração dimensional e adaptação imprecisa. A confecção de estruturas segmentadas, para posterior confecção de solda laser, permitel obter melhor adaptação independente do processo de confecção (KOKE et al., 2004; HECKER et al.,2006). A confecção de barras segmentadas é possível de realização independente da técnica ou liga metálica utilizada.

Novas técnicas vêm sendo descritas para minimizar problemas de adaptação das próteses múltiplas. Dentre elas, está a técnica que utiliza o aquecimento da barra em regiões com menor adaptação na busca de correções sem o uso de secção ou solda. Swallow em 2004 descreveu este procedimento (HASP), porém, a literatura é unânime em descrever os benefícios conseguidos com a secção das estruturas e solda a laser.

Na busca de melhor adaptação, as estruturas fundidas podem ser seccionadas e soldadas por soldas convencionais ou a laser, no entanto, não descartariam novos erros de desadaptação. Os ciclos de queima das porcelanas e materiais de cobertura também geram estresse e alterações na superfície dos componentes. O uso da eletroerosão (Secotec Spark Erosion), independentemente da técnica usada de confecção das barras, melhoraram consideravelmente a adaptação nos componentes. A eletro-erosão permite o refinamento das estruturas metálicas, independente de suas propriedades físicas, e permite correções mesmo após o recobrimento das estruturas por cerâmica (EISENMANN et al., 2004; SILVA et al., 2008). A eletroerosão pode ser considerada como um método efetivo na busca da passividade, onde pequenas distorções são passíveis de correção utilizando tal método.

Vantagens são descritas, na utilização de máquinas de fundição usando o vácuo e ambiente inerte de argônio para melhorar as adaptações das próteses. Em

tais máquinas ocorre a redução de porosidades e oxidação das mesmas, além de facilitarem o polimento (CHANG et al., 2005; TORRES et al., 2007). O oxigênio reage com os diferentes metais durante o processo de fundição, portanto as estruturas apresentam melhores características, quando na ausência deste, durante a sua confecção.

O uso de estruturas múltiplas cimentadas sobre coopings primários confeccionados por galvanismo e adaptados às plataformas dos implantes, reduziram problemas de passividade e garantiram boa retenção. . Porém no meio clínico é uma técnica pouco utilizada e existem poucos estudos prospectivos com o uso desta técnica.

Os cimentos possuem a vantagem de compensar as discrepâncias das adaptações das estruturas e têm vantagens estéticas oclusais (GREVEN et al., 2007). No entanto, existem problemas em se remover os excessos subgingivais e dificuldades de reparação ou modificações, além do risco de se soltarem.

A contração linear do metal, espessura, padrão de confecção e forma de fundição das estruturas devem ser observados, pois são determinantes à obtenção da passividade. O método Cresco Ti para corrigir distorções de fundição de barras de titânio permitiu resultados positivos quanto aos valores de gaps. Porém, a técnica na sua íntegra, somente padroniza a secção da estrutura e utiliza do grande trunfo para correção das desadaptações que nada mais é do que a solda a laser. O escaneamento com usinagem numericamente computadorizada em barras únicas de titânio permite a confecção de barras com menores custos, menor potencial de corrosão oral, além da possibilidade de confecção de barras mais leves e melhor adaptadas que as estruturas em ouro. Porém, até hoje, a técnica de fundição da barra em ouro é o processo que permite melhores padrões de adaptação e domínio da técnica dentre os laboratórios. A tecnologia CAD-CAM ainda não concretizou e adaptou-se a realidade nacional.

Vários fatores intrínsecos aos métodos e técnicas de confecção de estruturas múltiplas na obtenção da passividade, fatores laboratoriais inerentes as suas confecções devem ser analisados. Se compararmos estruturas confeccionadas sobre mesmo modelo, e alterarmos o laboratório ou o protético, verificaremos alteração dos padrões de adaptação. Logo, o conhecimento e habilidade tanto do cirurgião quanto do protético têm papel decisivo na passividade das próteses.

5.2 Comparação entre os metais utilizados para a confecção de estruturas em próteses múltiplas sobre implantes

As ligas de ouro apresentam a menor contração de fundição e conseqüentemente melhores adaptações e passividade quando comparadas com as ligas de cromo-cobalto. Porém, as ligas de cromo-cobalto apresentam um menor custo, e quando seccionadas e soldadas a laser, permitem padrões de adaptação passíveis de seu uso clínico sem efeitos deletérios aos sistemas de implantes.

As ligas de titânio são amplamente utilizadas como estruturas de próteses múltiplas, porém o processo de fundição e técnica de confecção é bastante minucioso. A técnica de eletro fundição permite que o componente do titânio não sofra alterações térmicas isto impede que ocorra distorções. A vantagem do titânio sobre as demais ligas está na possibilidade de confecção de uma barra em metal puro, o que evita o risco de corrosão e bimetalismo. Além disso, o uso de um metal puro apresenta vantagens físicas, químicas e biológicas sobre outras misturas metálicas (IGLESIA; MORENO, 2001; ÖRTORP et al., 2003).

A técnica de fundição das ligas de ouro já está bem estabelecida nos laboratórios e apresenta um desempenho clínico garantido. É considerada como um padrão para fixação de prótese na cavidade oral, no entanto, o alto custo do ouro tem gerado uma demanda por alternativas menos dispendiosas e vários substitutos têm sido apresentados como polímero carbono/grafite, ligas de cromo-cobalto, ligas de prata-paládio, e o titânio. O grande problema da liga de prata-paládio está na sua difícil manipulação e necessidade de procedimentos laboratoriais muito complexos aumentando assim o risco de erros e tornando a liga pouco vantajosa.

As ligas de ouro e prata-paládio apresentam maiores distorções do que as barras confeccionadas em titânio usinado, tal fato é explicado não pelas características inerentes às ligas e sim pela técnica de confecção. O titânio quando fundido apresenta valores de adaptação inferiores às ligas de ouro e prata-paládio. Já o titânio quando comparado em relação às ligas de cromo-cobalto, apresenta características físicas superiores e padrões de adaptação melhores independentemente da técnica de confecção das estruturas (KOKE et al., 2004).

O padrão de adaptação do ouro em comparação com o titânio, quando são confeccionados por fundição, é superior. Tal fato é explicado pela excelente estabilidade dimensional do ouro, além do domínio da técnica com esta liga pela maioria dos técnicos. O titânio fundido sofre distorções durante sua fundição por ser uma técnica sensível. As superioridades da liga de ouro mantêm-se mesmo após a técnica de eletroerosão.

As ligas de níquel-cromo-titânio e ligas de cromo-cobalto apresentam características semelhantes e são consideradas ligas inferiores no quesito adaptação quando comparadas com estruturas de titânio. O uso de mais do que um metal na composição da liga é um dos responsáveis por alterações dimensionais durante a fundição.

Muitos materiais têm sido propostos na fabricação de estruturas sobre implantes, no entanto, existem poucos estudos científicos avaliando a diferença na adaptação entre ligas distintas. O titânio quando usinado apresenta melhores valores de passividade e adaptação marginal, quando comparados com ouro, níquel-cromo, e ligas de cromo-cobalto. Tal resultado é decorrente da excelente proporção do titânio em relação ao seu peso/resistência, alta ductibilidade e alta condutibilidade permitindo uma estrutura mais coesa. Os melhores valores de adaptação vertical são observados quando usado o titânio puro, seguido pelo níquel-cromo-titânio e ligas de cromo-cobalto. Outro fato importante de citar é que esta comparação é realizada com diferentes técnicas, onde o titânio é usinado e as demais ligas são fundidas. Não podemos assim, descartar o cromo-cobalto como uma liga importante na confecção de estruturas múltiplas sobre implantes. Desde que seguidos padrões de confecção e verificação de adaptação, além da secção e uso de solda a laser, esta liga é de suma importância dentro da odontologia atual.

As ligas de prata-paládio apresentam excelentes propriedades, além de boa adaptação, no entanto o titânio tem sido bastante utilizado por apresentar grande resistência mecânica, resistência à corrosão, biocompatibilidade, e baixo custo. Dentre as desvantagens, o seu baixo peso específico e alto ponto de fusão, tornam difícil o processo de fusão (SOUSA et al., 2008).

O titânio tornou-se uma ótima opção devido às suas características favoráveis como resistência mecânica, alta resistência à corrosão, biocompatibilidade e baixo custo. No entanto, a reação ao oxigênio em altas temperaturas, requer o uso de equipamentos especiais para produzir um ambiente

inerte durante a fundição. Tal tecnologia não está disponível, atualmente, fora dos grandes centros urbanos brasileiros e mundiais. Logo, as demais ligas apresentam a sua importância principalmente quando a fundição é o método de escolha para a confecção. O ouro destaca-se como a liga com melhores características de estabilidade dimensional e conseqüentemente melhores valores de adaptação e passividade.

5.3 Tipos de soldas, materiais de união e padrão de secção das barras

Devido às distorções provenientes dos diferentes processos de confecção de barras, é indicada a solda quando ocorre a desadaptação dos cilindros à plataforma dos intermediários. A secção da barra e união em boca com resinas são necessários para buscar uma melhor passividade e adaptação dos componentes.

A solda convencional é muito importante em ligas nobres como o ouro. Já a solda a laser, é recomendada para ligas de titânio onde é necessário uma menor separação e paralelismo entre as partes. Outra utilização da solda a laser ocorre no método de correção de desadaptações horizontais, método Cresco Ti, onde devido à possibilidade de confecção de soldas puntiformes, permitem correções com mínimas alterações e grande precisão.

As soldas a laser são métodos limpos, rápidos e precisos quando na presença de argônio para evitarem distorções. Tais soldas prevalecem sobre os outros métodos de união, pois permitem o uso do mesmo material da barra para confeccionar a solda, compondo assim, uma estrutura de corpo único. Como não existe o uso de outro material para a confecção da solda o galvanismo torna-se nulo (IGLESIA; MORENO, 2001; EISENMANN et al., 2004; CALDERINE et al., 2007).

A forma da barra pode influenciar em sua adaptação e conseqüentemente diminuir sua passividade. Uma excelente barra teria o formato de L com altura lingual de 6 mm e espessura de 8mm. Alguns casos não permitem a confecção deste tipo de barra e tais medidas servem de uma orientação ao protético e dentista quando realizado o planejamento reverso.

A adaptação das estruturas metálicas é limitada por alterações dimensionais durante a fabricação e resfriamento das ligas, além de erros

instantâneos que ocorrem durante a moldagem, confecção do modelo, mistura do revestimento, soldas e fundição propriamente dita. Como alternativa para reduzir este grande número de discrepâncias a confecção de barras seccionadas para a realização posterior, da solda a laser é uma excelente técnica. Está claro que a obtenção da passividade em próteses múltiplas é um processo dinâmico e com muitas variáveis. Não podemos descrever apenas um processo como o causador de alterações. O planejamento na busca da passividade protética deve ser perseguido desde o ato cirúrgico até a fixação final da prótese.

Quando as estruturas estão sendo confeccionadas, usando um padrão, menores distorções são verificadas quando são unidas com resinas ao invés de cera. As resinas sofrem uma menor contração de polimerização (SAHIN; ÇEHRELI, 2001).

A boa adaptação característica do uso de resinas autopolimerizáveis dependente do tempo em que for mantida está união. As resinas apresentaram boas características somente até as duas primeiras horas e posteriormente a esse período, distorções já estão presentes. O vazamento de gesso, posteriormente a união e presa das resinas é importantíssimo à manutenção da passividade.

Não é possível a confecção de uma estrutura única fundida sem ocorrerem distorções e conseqüentemente perda de passividade. Ocorre a necessidade de correções com secção das barras e uso da solda a laser (GREVEN et al., 2007). No entanto, existem autores contrários a esses dados, já que não se conhece valores mínimos deletérios de passividade em estudos in vivo.

A solda a laser é mais efetiva no titânio do que nas ligas de prata-paládio ou ligas nobres como o ouro. Logo a importância em se conhecer o melhor tipo de solda de acordo com a liga a ser usada.

Dentre as vantagens da solda a laser, está a resolução de problemas de distorção, possibilidade de grande precisão, pequena quantidade de material com técnica simples, menor tempo laboratorial, capacidade de atingir pequenas áreas, excelente união, resistência à fratura e possibilidade de ser aplicada após a cobertura de resina ou porcelana. Já as desvantagens são a dificuldade de solda em materiais com alta condutibilidade, necessidade de uma atmosfera inerte de argônio, possibilidade de formação de porosidades na solda devido a sua rápida solidificação e apresentar maior custo e menor disponibilidade no mercado.

A secção diagonal das estruturas para a confecção da solda laser apresenta-se superior a secção transversal em valores de adaptação. Logo, seria recomendado seccionar a barras previamente as soldas em sentido diagonal para melhorar as características da solda.

6. CONCLUSÃO

Com base na revisão de literatura apresentada, pôde-se concluir que:

1. o método de confecção de estruturas sobre múltiplos implantes com escaneamento e usinagem computadorizada apresentaram os melhores valores de adaptação dentre todas as técnicas descritas e também a melhor passividade;
2. na técnica da cera perdida, as estruturas metálicas sofrem alterações devido ao resfriamento das ligas e alterações dimensionais do revestimento, dificultando a obtenção da passividade;
3. a eletroerosão pode ser considerada um método efetivo na busca da passividade, onde pequenas distorções são passíveis de correção;
4. o método CRESCO-TI é efetivo para corrigir distorções de adaptações horizontais em barras de titânio, melhorando a passividade das próteses;
5. os autores foram unânimes em descrever que não existe atualmente uma técnica de confecção de estruturas metálicas sobre implantes que sejam totalmente passivas;
6. as ligas de ouro são consideradas um padrão para confecção de próteses fixas na cavidade oral melhorando a possibilidade de se obter passividade;
7. a vantagem do titânio usinado sobre as demais ligas está na possibilidade de confecção de uma barra de metal puro com vantagens físicas, químicas e biológicas sobre outras estruturas metálicas. E a barra de titânio usinada gerou supraestruturas que tiveram melhor passividade na adaptação aos implantes ou intermediários;
8. nenhum dos artigos ou autores descartou o uso de qualquer uma das ligas metálicas descritas anteriormente como inapropriadas à confecção de próteses múltiplas sobre implantes. Os vários artigos

compararam características físicas e inerentes das ligas, além de seus métodos de confecção, com o intuito de orientar os estudos na busca da passividade.

9. as soldas à laser prevalecem sobre os outros métodos de união;
10. as barras seccionadas e posteriormente soldadas apresentam-se superiores em adaptação em relação às barras de corpo único;
11. a secção em sentido diagonal das barras para posterior solda à laser deveria tornar-se padrão.

REFERÊNCIAS

- Al-Fadda SA, Zarb GA, Finer Y. A comparison of the accuracy of 2 methods for fabricating implant-prosthetic frameworks. *The Intern. Journ. of Prosthodontics* 2007, 20(2):21-43.
- Barbosa GAS, Simamoto Júnior, PC, Fernandes Neto, AJ, Mattos, MGC, Neves, FD. Prosthetic laboratory influence on the vertical misfit at the implant/abutment interface. *Braz Dent J* 2007, 18(2):139-143.
- Branemark PI, Zarb G, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Special Edition for Nobelpharma. Quintessence 1987:268-271.
- Calderini A, Maiorana C, Garlini G, Abbondanza T. A simplified method to assess precision of fit between framework and supporting implants: a preliminary study. *The Internat. Journ of Oral & Maxillofacial Implants* 2007, 22: 831-838.
- Chang TL, Maruyama C, White SN, Son S, Caputo AA. Dimensional accuracy analysis of implant framework casting from 2 casting systems. *The Intern Journ of Oral & Maxillofacial Implants* 2005, 20(5).
- De Aguiar Júnior FA, Tiozzi R, Rodrigues RCS, Mattos MGC, Ribeiro RF. An alternative section method for casting and posterior laser welding of metallic frameworks for an implant-supported prosthesis. *Journ of Prosthodontics* 2009, 18:230-234.
- De Sousa SA, De Arruda Nobilo MA, Henriques GEP. Passive fit of framework in titanium and palladium-silver alloy submitted to laser welding. *Journ of Oral Rehabilitation* 2008, 35:123-127.
- Di Felice R, Rappelli G, Camaioni E, Cattani M, Meyer JM, Belser UC. Cementable implant crowns composed of cast superstructure frameworks luted to electroformed primary copings; an *in vitro* retention study. *Clin Oral Implant Res* 2007, 18:108-113.
- Eisenmann E, Mokabberi A, Walter MH, Freesmeyer WB. Improving the fit of implant-supported superstructures using the spark erosion technique. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004, 19:810-818.
- Greven B, Luepke M, Dorsche SH. Telescoping implant prostheses with intraoral luted galvanic mesostructure to improve passive fit. *The Journ of Prosthet Dentistry* 2007, 98(3):239-244.
- Hecker DM, Eckert E, 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. *The Journ of Prosthet Dentistry* 2006, 95(1):26-32.

Hecker DM, Eckert E. Cyclic loading of implant-supported prostheses: Changes in component fit over time. *The Journ of Prosthet Dentistry* 2003, 89(4):346-51.

Hellden LB, Dérand T. Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998, 13:190-196.

Iglesia MA, Moreno J. A method aimed at achieving passive fit in implant prostheses: case report. *Int J Prosthodont* 2001, 14:570-574.

Kan JYK, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *Jorn of Prosthetic Dentistry* 1999, 81:7-13.

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

Lima WBC, Wasal T. Avaliação microscópica do desajuste vertical da interface cilindro de titânio-minipilar cônico na infra-estrutura de titânio soldada a laser com aplicação da porcelana. *Implant News* 2008, 5:161-6.

Mcdonnell T, Houston F, Byrne D, Gorman C, Claffey N. The effect of time lapse on the accuracy of two acrylic resins used to assemble an implant framework for soldering. *J Prosthet Dent* 2004, 91:538-40.

Mitha T, Owen P, Howes DG. The tree-dimensional casting distortion of five implant-supported frameworks. *The Intern. Journ of Prosthodontics* 2009, 22:248-250.

Murphy WM, Absi EG, Gregory MC, Williams KR. A prospective 5-year study of two cast framework alloys for fixed implant-supported mandibular prostheses. *Int J Prosthodont* 2002, 15:133-138.

Ortorp A, Jemt T, Back T, Jalevik T. Comparison of precision of fit between cast and CNC-milled titanium implant frameworks for the edentulous mandible. *Int J Prosthodont* 2003, 16:194-200.

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

Riedy SJ, Lang BR, Lang BE. Fit of implant frameworks fabricated by diferente techniques. *J Prosthet Dent* 1997, 78:596-604.

Sahin S, Çehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dentistry* 2001, 10(2).

Silva TB, De Arruda Nobilo MA, Henriques GEP, Mesquita MF, Guimaraes MB. Infuence of laser-welding and electroerosion on passive fit of implant-supported prosthesis. *Stomatologija, Baltic Dental and Maxilof. Journ* 2008, 10(3):96-100.

Swallow ST. Technique for achieving a passive framework fit: a clinical case report. *Journ of Oral Implantology* 2004, XXX(2).

Takahashi T, Gunne J. Fit of implant frameworks: an in vitro comparison between two fabrication techniques. *J Prosthet Dent* 2003, 89:256-60.

Taylor TD, Agar JR. Twenty years of progress in implant prosthodontics. *Journ. of Prosthetic Dentistry* 2002, 88:89-95.

Torres EM, Mattos MGC, Ribeiro RF. Análise de testes empregados no estudo da adaptação marginal de próteses sobre implantes: proposição de novos conceitos e parâmetros. *Cienc Odontol Bras* jul/set. 2006, 9(3):32-40.

Torres EM, Rodrigues RCS, Mattos MGC, Ribeiro RF. The effect of commercially pure titanium and alternative dental alloys on the marginal fit of the one-piece cast implant frameworks. *Journ of Dentistry* 2007, 35:800-805.

Watanabe F, Uno I, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. *Internat Journ of Oral & Maxillofacial Implants* 2000, 15:209-18.