

MARCO AURÉLIO BIANCHINI

**AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO PASSIVA DE PRÓTESES
FIXAS APARAFUSADAS SOBRE IMPLANTES: ESTUDO *IN*
*VITRO.***

**Florianópolis
Dezembro, 2001**

MARCO AURÉLIO BIANCHINI

**AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO PASSIVA DE PRÓTESES
FIXAS APARAFUSADAS SOBRE IMPLANTES: ESTUDO *IN*
VITRO.**

*Dissertação apresentada ao Curso de Pós-Graduação
em Odontologia, da Universidade Federal de Santa
Catarina como parte dos requisitos para a obtenção do
título de mestre em Odontologia, área de Concentração
Implantodontia.*

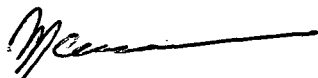
**ORIENTADOR:
PROF. DR. ANTÔNIO CARLOS CARDOSO**

**Florianópolis
Dezembro, 2001**

MARCO AURÉLIO BIANCHINI

Esta dissertação foi julgada adequada para obtenção do título de "Mestre em Odontologia", área de concentração Implantodontia, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Florianópolis, 13 de dezembro de 2001



Prof. Dr. Mauro Amaral Caldeira de Andrade
- Coordenador do Programa -

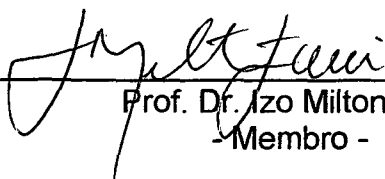
BANCA EXAMINADORA:



Prof. Dr. Antônio Carlos Cardoso
- Orientador -



Prof. Dr. Luis Carlos da Fontoura Frasca
- Membro -



Prof. Dr. Izo Milton Zani
- Membro -

Dedico este trabalho

Ao meu filho e amigo Luiz Felipe que é um estímulo e incentivo para que eu enfrente com determinação e coragem todas as situações da vida.

Aos meus pais Ivo (in memoriam) e Ruth sem os quais seria impossível observar a importância do estudo e do trabalho.

Ao meu irmão Ivinho pelo apoio incansável em todos os momentos de minha vida.

À minha namorada Evelyn pelo seu amor, carinho e compreensão que foram fundamentais para a realização deste trabalho.

AGRADECIMENTOS

A Jesus Cristo que, na sua graça, permitiu tornar este sonho em realidade.

Ao grande irmão, amigo e professor Ricardo de Souza Magini que com sua dedicação e carinho fez tornar-se realidade este curso de pós-graduação. Muito obrigado por todo o apoio que sempre me deu desde os meus primeiros passos na carreira universitária.

Ao meu orientador e grande amigo professor Antonio Carlos Cardoso que desde os tempos de graduação fez despertar em mim o respeito pelo conhecimento e o interesse pela pesquisa. Muito obrigado pelas sinceras demonstrações de amizade, dentro e fora da Universidade, sem as quais seria impossível ter concluído este trabalho com sucesso.

Ao grande amigo e professor Dr. José Cícero Dinato pelas oportunidades recebidas e pela grande demonstração de amizade.

A empresa Conexão em especial ao Sr. João Vaiano e ao Dr. Rodolfo Cândida Alba Jr. que me acolheram com muito apreço, dando-me todo o apoio necessário durante o desenrolar da pesquisa.

Aos Laboratórios de prótese Impladent Express de Florianópolis e Vaiazzi de São Paulo nas pessoas de seus técnicos responsáveis Carlos e Antonio Vaiano Jr., que tanto contribuíram na etapa de materiais e métodos desta pesquisa.

Ao Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Santa Catarina – Grucon através de pessoas como: os pós-graduandos Delmonte e Fabiano, o engenheiro Fernando e o professor Dr. Lourival Boehs, que demonstraram sempre um grande carinho e dedicação.

A todos os funcionários, alunos e colaboradores do CEPID (Fabi, Rose, Tavinho, e outros) pela disposição de sempre querer ajudar.

Aos companheiros de trabalho da Clínica Odontológica Sorridente: Vera, Claudia, Kathiane, Bide, André, Daniel, Ana Paula e Evelyn pela disposição pelo trabalho.

Ao professor Sérgio Fernando Torres de Freitas pela imprescindível análise estatística.

A professora Liene Campos pela disposição e interesse nos trabalhos de revisão.

A todos os colegas de Mestrado que compartilharam comigo esta aventura de conhecimento.

A todos os companheiros de trabalho, alunos, funcionários e professores da UFSC, pelo estímulo freqüente.

BIANCHINI, M. A. **Avaliação da adaptação passiva de próteses fixas aparafusadas sobre implantes**: estudo *“in vitro”*. 2001. 52 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Curso de Pós - Graduação em Odontologia. – Opção Implantodontia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi analisar *in vitro* o grau de desajuste da adaptação passiva de uma prótese fixa de três elementos aparafusada sobre dois implantes.

O estudo baseou-se nos dados fornecidos por 18 corpos de prova que foram confeccionados em liga metálica de prata - paládio para metalocerâmica extraduro (pors-on tipo IV - DEGUSSA DENTAL - São Paulo - Brasil) à partir de um modelo de resina acrílica previamente definido. Este modelo continha os implantes que serviram de sustentação para a prótese a ser confeccionada. Cada corpo de prova reproduziu uma prótese fixa de três elementos na sua parte metálica. Os referidos corpos de prova foram divididos em três grupos: grupo 1 onde as estruturas foram fundidas em monobloco (sem solda), grupo 2 onde as estruturas foram unidas através do método convencional ou brasagem e grupo 3 onde as peças foram unidas através da solda a laser. Após a confecção dos corpos de prova os mesmos foram levados ao modelo de resina acrílica previamente definido onde realizou-se o aparafusamento das próteses com um torque de 20 N/cm. O ensaio constituiu na execução de duas leituras, uma com apenas o primeiro pilar apertado, e outra com os dois pilares apertados. A leitura dos desajustes foi realizada em um microscópio de ferramentaria da marca Nikon, modelo measurescope. Os resultados foram submetidos a tratamento estatístico de análise de variância (ANOVA) para comparação entre os grupos. O grupo 1 (sem solda) apresentou os maiores valores de desajuste. Nos outros dois grupos, os desajustes foram semelhantes em ambos os pilares indicando uma equivalência de resultados tanto para a solda a laser como para a brasagem.

BIANCHINI, M. A. Avaliação da adaptação passiva de próteses fixas aparafusadas sobre implantes: estudo "in vitro". 2001. 52 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Curso de Pós - Graduação em Odontologia. – Opção Implantodontia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

ABSTRACT

The aim of this paper was to analyse "in vitro" the level of passive fit of a fixed prosthesis with 3 elements screwed in 2 implants. The study was based on the data from 18 specimens that were made of an alloy of silver palladium (pors-on IV DEGUSSA DENTAL - São Paulo - Brasil) from an acrylic resin model made in advance. This model had the 2 implants that supported the prosthesis. Each specimen reproduced a fixed prosthesis of 3 elements in its metallic part. Such specimens were divided into 3 groups: group 1 the structures were casting in monoblocks (no welding); group 2 the structures were joint by brazing and group 3 the pieces were welded by laser. After finishing the specimens they were led to the acrylic resin model and screwed with a 20 N/cm torch. The study was made by two observations; one of them with the framework screwed just in the first abutment and the second one was made with the framework screwed on both abutments. The observations of the misfit were done in a measurescope, NIKON JAPAN microscope. The results were submitted to a statistics analysis by an ANOVA test. Group 1 showed the greatest values of misfit. The groups 2 and 3 showed a similar level of misfit.

SUMÁRIO

| | |
|---|-----------|
| RESUMO..... | 6 |
| ABSTRACT..... | 7 |
| 1 INTRODUÇÃO..... | 9 |
| 2 REVISÃO DE LITERATURA..... | 12 |
| 3 PROPOSIÇÃO..... | 28 |
| 4 MATERIAL E MÉTODOS..... | 29 |
| 4.1 Obtenção do modelo em resina acrílica..... | 29 |
| 4.2 Obtenção dos corpos de prova..... | 30 |
| 4.3 Mensuração da adaptação passiva..... | 33 |
| 5 RESULTADOS..... | 37 |
| 6 DISCUSSÃO..... | 41 |
| 6.1 Análise dos resultados do grupo 1 (sem solda)..... | 43 |
| 6.2 Análise dos grupos 2 (solda convencional) e 3 (solda a laser)..... | 44 |
| 7 CONCLUSÕES..... | 49 |
| REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... | 51 |

1 INTRODUÇÃO

A adaptação passiva de próteses fixas sobre implantes tem sido enfatizada como um dos pré-requisitos fundamental para que se obtenha sucesso nos trabalhos de reabilitação oral. Entretanto, esta adaptação parece ser de difícil obtenção sendo apontada como a principal causa dos fracassos das próteses implanto-suportadas.

Na realidade, o termo adaptação passiva consiste na plena união da estrutura protética que recebe o dente *coping* junto ao *abutment* ou intermediário que está parafusado ao implante. Esta união da estrutura protética do dente ao intermediário pode se dar através do aparafusamento ou cimentação.

Quando comparamos a distribuição de forças entre próteses colocadas sobre dentes naturais e próteses colocadas sobre implantes osseointegrados, observamos uma diferença significativa. Isto se deve a rígida conexão existente entre implante e osso. Nos dentes naturais a presença do ligamento periodontal permite certa movimentação dos dentes dentro do alvéolo. Esta movimentação pode compensar pequenos erros de adaptação da peça protética, entretanto os implantes osseointegrados não mudarão de posição, pois os pequenos movimentos que os mesmos realizam são decorrentes da elasticidade do osso ou da deformação dos parafusos de retenção. Tais movimentos são comprovadamente de menor magnitude que os dentes naturais, logo, desadaptações entre o cilindro de ouro e o intermediário protético alteram de maneira significativa a distribuição de forças.

Muito embora uma definição mais precisa do que é denominado por muitos de adaptação passiva não seja tão clara, a maioria dos autores refere-se a ela como uma condição fundamental para o sucesso protético. A insuficiência de trabalhos avaliando esta adaptação em longo prazo faz com que se busque um melhor padrão de passividade nas próteses. Desta forma seria interessante a realização de um trabalho que reproduzisse situações clínicas usuais procurando definir qual a melhor maneira de alcançarmos uma adaptação ideal. As causas da falta da adaptação passiva em próteses implanto-suportadas são várias. O alinhamento dos implantes, técnicas de moldagem, materiais de transferência, processo de fabricação das estruturas metálicas, desenho e configuração da infra-estrutura, experiência profissional do cirurgião dentista e do técnico de laboratório, dentre outros fatores, também influenciam diretamente na passividade das próteses.

Múltiplos implantes suportando uma prótese fixa acabam por exigir uma técnica muito apurada onde várias etapas são necessárias. Nestes casos um certo grau de distorção é considerado inevitável, (aproximadamente 100 μm). Para minimizar esta desadaptação durante a fabricação das infra-estruturas técnicas alternativas de moldagem, metais com baixo ponto de fusão, seccionamento das estruturas e soldas individuais tem sido desenvolvidas. O seccionamento das peças pode melhorar as discrepâncias, mas ainda não proporciona uma adaptação total. As próprias próteses cimentadas parecem compensar de alguma forma a perda de adaptação. Entretanto, a adaptação passiva final depende dos métodos usados e da experiência profissional do cirurgião dentista e do técnico de laboratório em usar artifícios que melhorem a passividade bem como lançar mão de técnicas que permitam avaliar corretamente a adaptação passiva.

O que reconhecidamente torna a situação difícil de ser analisada é que mesmo as próteses bem adaptadas podem apresentar parafusos soltos, ou ainda próteses com pobre adaptação podem ter seus parafusos perfeitamente apertados. Isto denota que o afrouxamento dos parafusos sofre influência dos diversos componentes do sistema estomatognático questionando o grau ideal de passividade protética.

Por ser ainda um assunto controvertido e de pouco domínio profissional é objetivo deste trabalho avaliar através de um estudo *in vitro* a adaptação passiva de uma prótese de três elementos aparafusada sobre dois implantes, ambos confeccionados sobre modelos previamente definidos.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Nos primeiros estudos realizados por Adell et al. (1981) durante o período de desenvolvimento da técnica dos implantes ósseo-integrados, uma alta taxa de fracassos protéticos foi observada. Como consequência sentiu-se a necessidade de uma fácil remoção das peças protéticas. As próteses parafusadas constituíram-se então no meio mais fácil e lógico para preservação dos trabalhos.

Skaiak (1983) considerou que a biomecânica em próteses sobre implantes tinha relação direta com o sucesso protético e a transmissão de forças aos implantes parecia ser o ponto chave nas reabilitações.

Ainda neste ano Branemark (1983) foi o primeiro a definir o termo adaptação passiva classificando em $10\mu\text{m}$, o *GAP* ou espaço suficiente para permitir a maturação e remodelação óssea em resposta as cargas oclusais.

Roberts et al. (1984) também reafirmaram a importância dos aspectos biomecânicos no planejamento de reabilitações com implantes osseointegrados.

Klineberg e Murray (1985) sugeriram que estruturas com discrepâncias maiores que $30\mu\text{m}$ em 10% da circunferência do *abutment* eram consideradas inaceitáveis.

Por outro lado Jemt (1986) definiu o nível de adaptação passiva como aquele que não causasse complicações clínicas ao longo dos anos sugerindo que um valor inferior a $150\mu\text{m}$ seria aceitável. Esses dados propunham que quando mais de meia

volta no parafuso de ouro era necessária, após encontrarmos uma resistência, estávamos diante de uma desadaptação. Na realidade todos estes achados merecem ser considerados, mas são extremamente empíricos.

Binon et al. (1990) afirmaram que o sistema implante, conexão e prótese oferece uma série de variáveis ao profissional. O aperto inadequado de parafusos, próteses inadequadas, falta de adaptação entre os componentes, carga excessiva, assentamento dos parafusos, desenho do parafuso inadequado, elasticidade do osso, dentre outras, são algumas das variáveis que muitas vezes o profissional não tem controle dificultando ainda mais o resultado e a previsibilidade final .

Zarb e Schmitt (1990) observaram que clinicamente a prótese forma uma conexão firme ao implante resultando em uma estrutura unificada onde o osso, implante e parte protética funcionam como um componente unitário, desta forma qualquer desalinhamento da prótese em relação aos implantes resultará em estresses internos na prótese, implante e osso. Os autores afirmaram que identificar qual o nível de estresse que irá levar ao insucesso clínico das reabilitações protéticas sobre implantes parece ser uma tarefa difícil. Entretanto algumas falhas são inerentes ao próprio sistema de tratamento.

Goll (1991) realizou um estudo que determinava algumas soluções clínicas para melhorar a precisão das próteses. Dentre algumas das soluções citadas destacavam-se:

- a) usar componentes usinados que tem adaptação mais previsível;
- b) checar a adaptação do cilindro de ouro e componentes de transferência na primeira consulta, confirmando assim que todos os componentes se adaptam perfeitamente;
- c) cobrir os intermediários com capa de proteção impedindo que resíduos se acumulem na superfície dos mesmos;
- d) usar componentes novos nas fases laboratoriais;
- e) utilizar capas de proteção para o cilindro de ouro;

- f) na fundição de próteses extensas usar cilindros de ouro de 4mm tornando a infra-estrutura mais volumosa e firme.

Jemt (1991) realizou o acompanhamento de 380 próteses totais fixas sobre implantes obtendo uma taxa de 99,5% de sucesso no tratamento protético. Entre as poucas complicações relatadas destacaram-se problemas de dicção (31,2%), mordida do lábio e bochecha (6,6%), irritação provocada pela ação do cantilever (3,1%), problemas gengivais (fístula, hiperplasia e inflamação 1,7%), fratura da estrutura metálica (0,8%). Não houve fratura de nenhum componente. Quando analisaram os graus de afrouxamento dos parafusos de ouro, o autor relatou que 271 próteses (69,3%) apresentaram os parafusos estáveis no primeiro controle (após 2 semanas), sendo que quase todos os parafusos reapertados neste primeiro controle encontravam-se estáveis no controle seguinte (113 próteses). Apenas sete próteses necessitaram de mais de um reaperto para que os parafusos se estabilizassem. Foi sugerido um protocolo para análise da adaptação da prótese, considerando-se uma prótese fixa suportada por cinco implantes:

- a) implantes numerados de 1 a 5 da direita para esquerda;
- b) posicionar a prótese e apertar o parafuso 1 totalmente e observar a adaptação;
- c) repetir o procedimento com o parafuso 5, observando a adaptação dos demais;
- d) confirmada a adaptação parte-se para o aperto de todos os parafusos, um de cada vez, iniciando pelo nº 2,4 e o mais central.

Caso em alguns dos passos seja observada a desadaptação a prótese deve ser cortada e soldada novamente repetindo-se os procedimentos executados anteriormente. O aperto dos parafusos deve ser dado com o controlador de torque em 20n/cm. pois o trabalho protético engloba uma série de procedimentos tornando-se necessário o aperto com torque máximo permitido pelas estruturas, isto minimiza a incorporação de pequenos erros nas diversas fases do tratamento.

Sorensen; Avera; Tomas (1991) objetivando avaliar a fidelidade nas interfaces de diferentes sistemas, compararam a interface implante/intermediário e intermediário/prótese de quatro sistemas de implantes. O cilindro de ouro foi avaliado após a confecção da infra-estrutura e aplicação da porcelana. Os autores concluíram que deve haver diferentes níveis de tolerância na confecção dos vários componentes de implantes.

Jemt et al. (1991) observaram em seu estudo comparativo *in vivo* que com a tecnologia atual, a adaptação passiva das próteses não é uma meta fácil de se conseguir e nem de se calcular o momento de sua colocação na clínica. Os autores observaram ainda que do ponto de vista clínico, provavelmente não será possível colocar uma prótese com implantes múltiplos que tenha uma adaptação completamente passiva.

Jemt e Linden (1992) procurando alternativas para ligas metálicas realizaram um estudo clínico usando infra-estrutura de titânio obtendo resultados favoráveis quanto a adaptação passiva.

Jornéus; Jemt; Carisson (1992) avaliaram o comportamento dos parafusos de ouro em coroas unitárias observando que as constantes fraturas ou perdas dos parafusos de retenção, na maioria das situações, levam a perda de todo o trabalho protético aumentando o tempo e o custo do tratamento final.

Roedel (1992) procurara alternativas relativas ao material a ser utilizado na confecção da infra-estrutura protética utilizando descargas elétricas.

Breeding et al. (1992) analisaram os tipos de cimento a ser utilizado para a fixação de próteses quando estas eram do tipo cimentada.

Weinberg (1993) analisou a distribuição de forças nas próteses sobre implantes, alertando para o fato da extrema necessidade de se obter uma adaptação passiva nestas próteses. Nos dentes naturais, a distribuição de forças depende da estrutura rígida de dente e prótese, ao passo que, nos implantes, devido as características da osseointegração, que não permitem micromovimentos a distribuição de forças para os implantes adjacentes depende do grau de elasticidade

dos parafusos de ouro, e da adaptação de todos os componentes do sistema. O ligamento periodontal permite movimentos na ordem de 500 μ m e a parte mais flexível do sistema de implantes permite uma deformação de 100 μ m deixando bem claro que a distribuição de forças entre os implantes é bem menor que em dentes naturais. Uma adaptação deficiente na interface intermediário/cilindro de ouro pode gerar mais tensão no parafuso do que está apto a suportar, assim uma falta de adaptação passiva pode ocasionar uma alta incidência de fadiga do metal e até a sua falha. Em situações onde temos próteses múltiplas a desadaptação de um parafuso desloca a força oclusal para outros pontos sobrecarregando os demais implantes.

Kailus e Bessing (1994) avaliaram após 5 anos, a desadaptação, fratura ou afrouxamento dos parafusos de ouro das próteses. Os autores concluíram que parece haver uma correlação clinicamente significativa entre a desadaptação protética e o afrouxamento dos parafusos, entretanto os resultados são inconclusivos uma vez que próteses bem adaptadas também podem apresentar os parafusos soltos ou fraturados. Estes autores observaram ainda que realmente existe uma diferença na distribuição de forças em próteses adaptadas sobre dentes e próteses adaptadas sobre implantes e, que estas diferenças, causam uma série de danos principalmente às estruturas protéticas. Um dos problemas mais comuns é o afrouxamento e fratura dos parafusos de ouro que embora de etiologia multifatorial tem como uma das principais causas a falta de adaptação passiva da infra-estrutura.

Carlsson (1994) realizou um levantamento das complicações ocorridas durante um período de 2 meses. A frequência dos tipos de complicações não foi significativamente diferente entre os vários tipos de próteses. Entre as complicações relatadas 10% estavam relacionadas a problemas com a infra-estrutura: mobilidade, afrouxamento dos parafusos de ouro ou do intermediário, fraturas de parafuso de intermediário e defeitos nas infra-estruturas. Muito embora todos os cuidados sejam imprescindíveis para o sucesso protético os autores afirmaram que não existe uma adaptação totalmente passiva já que todo o aperto de parafusos gera uma certa deformação da prótese ou do osso introduzindo algum estresse ao sistema.

Gyllernam (1994) analisando os parâmetros clínicos da adaptação passiva da prótese implanto-suportada, observou que qualquer desadaptação gera forças estáticas que vão atuar sobre todo o sistema e estes efeitos serão aumentados quando as forças da mastigação entrarem neste mesmo conjunto. O autor afirmou que em osso mais resistente, um certo grau de desadaptação pode ser mais bem tolerado do que em osso mais esponjoso e sujeito a cargas mastigatórias mais intensas como na região posterior da maxila. Saliou que a desadaptação pode se ocorrer de três maneiras: vertical, horizontal e angular.

Binon (1995) desenvolveu um trabalho no qual foram avaliados a precisão e consistência de usinagem de implantes com Hexágono externo de 13 empresas: Nobelpharma, Steri-Oss, 3I, Osseodent, Imtec, SwedVent, Impla-Med, Bud, Crossmark, IMZ, Implant Support Systems e Stryker. Alguns dos resultados obtidos, através da análise de um índice de composição sugerido pelo autor, demonstraram que a menor tolerância foi encontrada nos sistemas 3I e Crossmark dentre uma série de outros que apontaram para o perigo da combinação de componentes de diferentes fabricantes.

Isa e Hobkirk (1995) avaliaram *in vitro* os efeitos causados pelo aperto dos parafusos de ouro, assim como os efeitos destes aparafusamentos em próteses com diferentes graus de desadaptação. Os resultados obtidos sugeriram que o aperto de cada parafuso de ouro produziu grandes forças de compressão mesmo quando as próteses não apresentaram um desajuste aparente e que estas forças não eram igualmente distribuídas.

Hurson (1995) observou que a obtenção de uma adaptação passiva satisfatória parece envolver uma série de fatores. Estas variáveis são etapas clínicas e laboratoriais inerentes ao próprio tratamento protético. Entretanto, outra variável importante é o grau de adaptação que os componentes protéticos apresentam, ou seja, a precisão e usinagem destes componentes durante a sua fabricação. Esta precisão tem influência direta no nível de passividade das próteses, pois se nas etapas do tratamento protético como transferências, fundições, soldas, aplicação de porcelana, já encontramos alterações é fundamental que os componentes usinados apresentem uma excelente adaptação, diminuindo os riscos de se obter uma prótese

mal adaptada. Este autor concluiu que as próteses cimentadas sobre implantes adequadamente adaptadas permitem um ambiente mais estável e de maior passividade que os obtidos com as próteses parafusadas, que apresentam microfissuras e características desfavoráveis no momento de aplicar-lhes as cargas.

Jaarda; Razzoog; Gratton (1995) avaliaram a compatibilidade entre os parafusos protéticos de diferentes sistemas de implantes. Os resultados demonstraram que a dificuldade na obtenção de trabalhos perfeitamente adaptados nos leva a eliminar variáveis que possam comprometer todo o conjunto. A variável mais comum consiste no uso combinado de componentes de fabricantes diferentes. Isto ocorre na busca incessante de oferecer trabalhos mais acessíveis às camadas populacionais com dificuldades sócio econômicas. Esta busca, no entanto, pode ter conseqüências desastrosas uma vez que a maioria dos estudos confirmou que existe uma falta de padronização entre os componentes ditos compatíveis. Combinar componentes de diferentes empresas tem o potencial de sobrecarregar os componentes do sistema implante-prótese.

Kano et al. (1995) avaliaram a adaptação de infra-estruturas fundidas a partir do componente calcinável da 3I comparando com a adaptação obtida com o cilindro de ouro da Nobebiocare. Os resultados obtidos confirmaram que o uso de componentes de diferentes fabricantes afeta a adaptação passiva das próteses.

Southerland; Loney; Syed (1995) avaliaram a desadaptação de coroas puras de porcelana cimentada nos intermediários. Parte dos desajustes encontrados, aproximadamente 168 μ m, foi atribuído ao bisel da borda dos intermediários que apresentava uma altura média de 52 μ m.

Bergendal; Ekstrand; karisson (1995) avaliaram tipos diferentes de matérias para próteses sobre implantes, concluíram que além das fundições convencionais, fibras de carbono reforçadas demonstraram funcionar bem.

Isa e Hobkirk (1996) em seu trabalho investigaram os efeitos de diferentes graus de desadaptação das infra-estruturas na distribuição das forças ociais. As principais conclusões baseadas nos resultados obtidos foram, que tanto tração como compressão foram observados nos intermediários, podendo resultar em torque nos

implantes em determinadas condições, e que as forças verticais aplicadas acima dos implantes poderiam eliminar desajustes aparentes na ordem de 30 até 110 μm dependendo do local que recebeu a força.

May et al.(1996) descreveram o Perio-teste que consiste em uma técnica na qual um aparelho é capaz de medir o grau de mobilidade de um dente. Este aparelho consegue identificar falhas iguais ou superiores a 100 μm na adaptação passiva das próteses. Entretanto, maiores estudos são necessários para aplicarmos este método com mais segurança.

Jemt (1996) descreveu quatro sistemas que quantificavam de uma maneira tridimensional a desadaptação das estruturas. São eles:

- a) *the Mylab*;
- b) universidade de Washington;
- c) *3-D photogrametic*;
- d) Universidade de Michigan.

Discrepância próximas de 10 μm foram identificadas através destes sistemas. Entretanto a técnica para o uso destes aparelhos é extremamente sensível, cara e requer equipamentos especiais que inviabilizam o seu uso na clínica diária.

Jemt e Book (1996) avaliaram a perda óssea marginal supostamente provocada pela ausência de adaptação passiva. Através de uma técnica fotogramétrica tridimensional, para análise de adaptação e de radiografias intra-orais convencionais, os autores não encontraram nenhuma relação estatisticamente significativa entre a desadaptação protética e o grau de perda óssea marginal.

Carr; Gerard; Carsen (1996) observaram que além dos fracassos protéticos, a ausência de adaptação passiva pode gerar problemas biológicos como retenção bacteriana, reação tecidual, mucosite, peri-implantite e até mesmo a perda da osseointegração. Entretanto estas reações nos tecidos duro e mole que circundam os implantes, na maioria das situações, não são atribuídas a falta de adaptação passiva, indicando que a quantidade de pressão produzida pela falta de adaptação

das peças protéticas não causa um efeito deletério na osseointegração. Este fato demonstra uma certa tolerância biológica para a desadaptação protética.

Hebel e Gajjar (1997) realizaram um estudo comparativo entre próteses implanto-suportadas retidas por parafusos e fixadas por cimentos. O objetivo do estudo era observar qual a opção mais adequada para fixar as restaurações sobre os implantes. As próteses parafusadas pareciam obter uma excelente adaptação passiva, pois no caso de haver uma adaptação semelhante entre a porção superior do implante e o retentor, criam-se pontos de fulcro contínuos ao redor da circunferência. Nesta situação estável, as forças oclusais verticais que ocorrem sobre a parte protética do implante, produzirão uma carga vertical e não exercerão forças sobre o parafuso nem causarão o seu desprendimento. Isto não é válido quando se parafusam próteses mal adaptadas sobre os implantes e se criam fissuras. A carga vertical sobre a porção superior pode causar compressão da prótese e perda do parafuso. Em qualquer situação quando a força é aplicada fora do eixo de fulcro ou de rotação ao início da carga, esta é de magnitude suficiente para superar a força de fixação do parafuso, possibilitando seu estiramento, rompimento ou soltura.

Michaels; Carr; Larsen (1997) realizaram um estudo observando os efeitos da desadaptação das super-estruturas protéticas na interface do implante com o osso. Os resultados demonstraram que existe uma tolerância biológica dos tecidos duros quanto as desadaptações protéticas, em algumas situações de desadaptação protética até mesmo um remodelamento ósseo foi observado, porém sem perda da osseointegração.

Waskewicks; Ostrowski; Parks (apud KANO, 1998) compararam os padrões de estresses gerados ao redor de implantes ao parafusar uma infra-estrutura adaptada e não adaptada através de uma análise fotoelástica. Os autores acreditaram que, devido à presença de força estática, quando uma das próteses sem adaptação passiva é parafusada e a dificuldade de se prever a resposta óssea e gengival frente uma desadaptação é recomendável que se seccione as peças e se solde as mesmas, posteriormente, para se aumentar o grau de adaptação passiva.

Jemt (apud KANO, 1998) observou que a verificação da adaptação da infra – estrutura é um dos procedimentos mais difíceis durante a confecção de uma prótese sobre implante. Isto ocorre porque nenhuma fundição apresentará uma adaptação completamente passiva a nível micrométrico. Este autor salientou a necessidade de uma avaliação clínica onde a adaptação é checada em um nível clinicamente aceitável, e que pequenas interfaces ou fendas entre a peça fundida e os implantes, antes do aperto dos parafusos, são aceitas.

Gulbrasen (apud KANO, 1998) observou as possíveis fontes de imperfeições que existem nos procedimentos de confecção da peça protética tais como: transferências, inclusão, fundição, ligas e materiais de moldagem devem ser cuidadosamente analisadas.

Kano (1998) em sua pesquisa avaliou a adaptação da interface intermediário-cilindro de ouro e a compatibilidade de diferentes sistemas de implantes odontológicos numa análise intra e entre sistemas, concluindo que existem diferenças consideráveis quando combinamos componentes de sistemas diferentes. Uma vez que a maioria dos clínicos optam por combinar componentes de fabricantes diferentes torna-se necessário constituir normas para usinagem dos implantes e seus componentes. A falta de adaptação entre os componentes seria uma preocupação a menos para os profissionais caso existisse uma padronização dos mesmos com dimensões e tolerâncias pré-definidas que pudessem ser seguidas por todos os fabricantes de implantes.

Parei (apud KANO, 1998) ressaltou que a inspeção visual com aperto do parafuso mais distal, observando a adaptação do outro lado da peça é uma técnica fácil de ser executada no laboratório e que pode ser repetida clinicamente tornando-se difícil apenas quando temos conexões sub-gengivais. Este mesmo autor observou que o número de voltas necessárias para se apertar totalmente um parafuso pode ser um indicativo de desajuste uma vez que um parafuso exige mais voltas que os outros.

Dinato (1999) em seu estudo sobre a determinação da resistência a flexão de ligas odontológicas, utilizadas em prótese parcial fixa e prótese sobre implante, soldadas por brasagem e a laser, concluiu que na liga de níquel crômio a

soldagem a laser e o monobloco apresentaram resultados estatisticamente semelhantes, e a brasagem um resultado inferior. Na liga de prata paládio os resultados foram semelhantes. Este autor analisou diversas ligas procurando avaliar as vantagens do uso da solda a laser como opção a solda convencional.

Versuiis e Cardoso (1999) realizaram uma avaliação através do método do elemento finito utilizando uma simulação numérica a qual fizeram uso de arruelas objetivando evitar problemas relacionados com a perda e fraturas de parafusos de retenção dos intermediários protéticos. Estas arruelas, que são colocadas junto ao parafuso de ouro, parecem melhorar a adaptação do mesmo junto ao *coping* protético evitando que os parafusos afrouxem. A simulação numérica realizada neste estudo concluiu que o valor da pré-carga aplicada aos parafusos de retenção não possui alterações significantes tanto para casos onde usaram-se as arruelas como para os casos em que as mesmas não foram utilizadas. Hipoteticamente demonstrou-se a capacidade das arruelas de aumentarem a tolerância da estrutura dos parafusos de ouro a deformação através de testes do elemento finito.

Korioth; Cardoso; Versuiis (1999) realizaram um segundo estudo onde um teste *in vitro* foi executado com o objetivo de confirmar os resultados da primeira avaliação. Os autores observaram que o aperto final dos parafusos de retenção protética com um determinado torque tem sido uma maneira freqüente de se evitar a perda ou fratura dos mesmos. Contudo esta pré-carga com torque definido não é capaz de eliminar completamente as fraturas ou perdas de parafusos. As forças mastigatórias e a fadiga também são responsáveis pelos mecanismos que afetam a retenção destes parafusos. Cada um destes mecanismos pode ser responsável pela diminuição do efeito da pré carga nos parafusos. Entretanto, não se sabe exatamente como e qual deles atua mais intensamente. O objetivo deste estudo foi demonstrar o efeito das arruelas usadas em conjunto com os parafusos de ouro para retenção de próteses parafusadas do sistema Branemark. Os autores concluíram que o uso de arruelas poderia perfeitamente diminuir os problemas de perda ou fraturas dos parafusos de ouro, pois nos testes comparativos, as próteses onde as arruelas foram utilizadas resistiram muito mais a fratura e ao afrouxamento dos parafusos, do que as próteses que não se utilizaram as arruelas. As arruelas eram de aço inoxidável e axialmente deformáveis com baixa rigidez. São colocadas entre

o *coping* protético e o parafuso de retenção. Este princípio de uso de arruelas pode ser aplicado em diversas configurações protéticas pois as mesmas podem ser produzidas de várias formas e em diversos matérias.

Kan et al. (1999) pesquisaram diferentes métodos para análise da adaptação passiva. Neste estudo os autores conseguiram estabelecer um protocolo de testes para observar a suposta adaptação passiva bem como relacionar os fatores que afetam esta avaliação. Segundo aos autores a validade da avaliação clínica da adaptação das estruturas pode ser afetada por vários fatores:

- a) número e distribuição dos implantes;
- b) rigidez da infra-estrutura;
- c) capacidade do aparafusamento em fechar o espaço ou *GAP*;
- d) localização da margem.

Através destes fatores os autores observaram que a capacidade do aparafusamento pode mascarar a adaptação, pois em situações que tínhamos uma *GAP* maior que 500 μm para uma prótese fixa de três elementos suportada por dois implantes a desadaptação não pode ser observada após o apertamento do parafuso de ouro, pois o mesmo fechou o *GAP* com um aperto de 10 N/cm. Este fato sugere que a adaptação passiva pode estar presente devido ao excessivo aperto dos parafusos de ouro o que acabaria por gerar estresse aos mesmos, podendo levar a sua fratura. A passividade também fica comprometida na medida que aumentamos o número de implantes e estendermos os *cantilevers*. A distribuição de forças nestas situações, pode ficar comprometida sobrecarregando algumas áreas em detrimento de outras. Restaurações anteriores que exigem estruturas sub-gengivais dificultam a visualização das adaptações das peças restringindo a verificação ao exame radiográfico. Além destes detalhes uma série de outros como: ângulo de visão, luminosidade e principalmente experiência profissional, fazem variar os níveis de avaliação da adaptação passiva entre os profissionais. Baseando-se nestes princípios os autores relacionaram alguns métodos para a avaliação clínica da adaptação passiva. São eles:

- a) alternância de pressão digital - um simples método usado na verificação da adaptação passiva de maneira macroscópica é a pressão digital nas extremidades da peça. Inicialmente pressionamos o ultimo *abutment* de um lado observando a movimentação da outra extremidade e vice-versa. Esta técnica visa identificar básculas que podem estar presentes. É bastante simples e pode ser melhorada se observarmos movimentos da saliva na junção da prótese com o *abutment*. Este método não é muito efetivo quando temos próteses curtas ou sub-gengivais;
- b) visão direta e tato - a sensação táctil auxiliada por um instrumento explorador é um método comumente utilizado para avaliar a adaptação das próteses. Este método pode ser melhorado quando usamos uma lupa e um campo amplamente iluminado. Entretanto este método é bastante limitado pois sofre influência direta do tamanho da sonda exploradora, localização da margem e habilidade do clínico. A cabeça de uma sonda exploradora nova tem aproximadamente, 60 μ m tornando difícil a detecção de espaços menores que este valor. As reconstruções anteriores freqüentemente exigem uniões sub-gengivais o que dificultam e limitam o uso desta técnica. A técnica visual –táctil isoladamente não é suficiente para determinar com precisão o nível de adaptação passiva das próteses , especialmente nas áreas sub-gengivais. Além destes problemas os procedimentos de acabamento e polimento podem danificar a borda dos componentes, prejudicando a avaliação. Logo esta técnica é freqüentemente usada como complemento de outras técnicas;
- c) radiografias - radiografias periapicais são com freqüência usadas para avaliar a adaptação passiva das próteses especialmente quando temos margens sub-gengivais. Essas radiografias devem ser feitas o mais perpendicular possível ao longo eixo dos implantes. Entretanto limitações anatômicas e o posicionamento dos implantes podem resultar numa superposição de componentes com imagem radiopaca mascarando possíveis desadaptações, iludindo o clínico a um falso conceito de passividade;

- d) teste do aperto de um parafuso - o aperto de um único parafuso, o mais distal de um lado de uma prótese extensa, e a verificação da adaptação dos demais componentes do lado oposto também consiste em um interessante método de avaliação da adaptação passiva. Esta técnica é especialmente efetiva em trabalhos extensos nos quais discrepâncias verticais podem ser observadas. Este método pode ser utilizado em conjunto com a visão direta e o uso de exploradores, no caso de margens supra – gengivais e em conjunto com as radiografias, no caso de margens sub – gengivais;
- e) teste de resistência dos parafusos – este teste foi introduzido por Jemt (1991) e reaproveitado por este autor neste trabalho. O teste considerava aceitável um nível de adaptação passiva no valor de 150 μ m. Este valor correspondia a metade da distância entre as roscas de um parafuso de ouro da Nobeibiocare. O teste consistia em apertarmos os parafusos de ouro um a um, iniciando pelo implante mais próximo da linha média até atingirmos a resistência inicial dos mesmos. Após este aperto inicial, de todos os parafusos, um máximo de 180 graus ou meia volta deveria ser necessário para assentar completamente o mesmo. Isto ocorria com um torque de 10 a 15N/cm. Quando mais de meia volta era necessário para que ocorresse o assentamento com torque de 15N/cm estava caracterizada a falta de adaptação.

Jemt; Back; Petersson (1999) desenvolveram uma infra-estrutura metálica de titânio através de uma técnica computadorizada de controles numéricos e compararam esta técnica com os métodos convencionais. A conclusão foi que este novo método se equiparava aos métodos convencionais tornando-se uma boa opção de trabalho

Wee; Aquilino; Schneider (1999) numa revisão de literatura sobre como encontrar adaptação passiva em próteses sobre implantes, observaram que vários autores vem se preocupando com alternativas relacionadas a fundição e soldas que melhorassem a passividade das próteses sobre implantes.

Guichet et al. (2000) compararam a passividade de próteses cimentadas e próteses aparafusadas. Este estudo veio confirmar alguns achados anteriores onde

a dificuldade de remoção das próteses cimentadas parecia estar relacionada com o uso apropriado do cimento. Os autores concluíram que a convergência ideal dos implantes e as extensas paredes de intermediários permitem o uso de um cimento provisório para a retenção a longo prazo. Pode-se, por exemplo, controlar a retenção das restaurações utilizando-se um cimento suave. Isto permitiria uma fácil remoção da peça anulando a vantagem das próteses parafusadas. Entretanto estes mesmos autores salientaram que depender de uma cimentação provisória no caso das próteses cimentadas apresenta alguns riscos, pois o uso de cimentos provisórios pode fazer com que a prótese solte rapidamente e os cimentos definitivos complicam a sua remoção para preservação, demonstrando que parece não haver nenhuma diferença estatística relevante quanto à adaptação passiva de próteses parafusadas e cimentadas.

Watanabe et al. (2000) analisaram a distribuição de estresse em próteses retidas por parafusos. Os autores concluíram que a área denominada *GAP* tornou-se o grande problema na confecção de próteses sobre implantes. Na realidade mais de 90% da superfície de contato entre o *abutment* e a sobre - estrutura apresenta um *GAP* de 30 μ m. Este *GAP* não é clinicamente detectável, logo uma peça que parece estar perfeitamente adaptada pode estar sendo tensionada no momento do aparafusamento. Devido a esta questão uma série de métodos foram identificados e discutidos como melhoradores da adaptação passiva. A pressão gerada no sistema prótese-implante parece ser menor quando temos peças soldadas separadamente.

Çifçi e Canay (2000) analisaram o comportamento de vários materiais usados nas super estruturas, observando que isto também pode modificar a distribuição do estresse. Os autores observaram que em todos os materiais de cobertura (estéticos) o estresse parece ser maior no sentido horizontal do que no vertical, e os valores mais extremos estariam localizados dentro do implante imediatamente abaixo da crista óssea. Outra constatação interessante destes autores foi que os materiais resinosos reduzem o nível de estresse em diferentes situações de recebimento de carga. Resinas acrílicas ou compósitos modificados reduzem o estresse cerca de 15% a 25% quando comparados com porcelana e metal de mesma espessura. Estas conclusões levaram os autores a afirmar que a excessiva quantidade de materiais

existentes no mercado forçam o profissional a fazer comparações e variar na escolha do melhor material para cada caso.

3 PROPOSIÇÃO

A proposta desta pesquisa, mediante a metodologia empregada, consiste em:

- 1) Avaliar o grau de adaptação passiva de uma prótese fixa de três elementos aparafusada sobre dois implantes quando a estrutura é feita em monobloco, sem nenhuma soldagem.
- 2) Avaliar o grau de adaptação passiva de uma prótese fixa de três elementos aparafusada sobre dois implantes quando sua estrutura é soldada a laser.
- 3) Avaliar o grau de adaptação passiva de uma prótese fixa de três elementos aparafusada sobre dois implantes quando sua estrutura é unida através de solda convencional.
- 4) Comparar todos os três tipos de união entre si.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Obtenção do modelo em resina acrílica

Um modelo em resina acrílica autopolimerizável foi confeccionado procurando reproduzir uma situação clínica onde dois implantes suportaram uma prótese fixa aparafusada de três elementos. O primeiro implante possui as medidas de 3,75mm de diâmetro por 13mm de comprimento. O segundo implante possui as medidas de 3,75mm de diâmetro por 10mm de comprimento. Ambos são da marca CONEXÃO (Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo-Brasil) denominados Master Screw com hexágono externo e do tipo rosqueável. A diferença de comprimento entre o primeiro e o segundo implante foi realizada apenas para facilitar a identificação do primeiro e do segundo pilar no momento das mensurações. A distância entre os dois implantes, que foram os pilares de retenção, é de 15mm do centro de um ao centro do outro (FIG. 1 e 2).

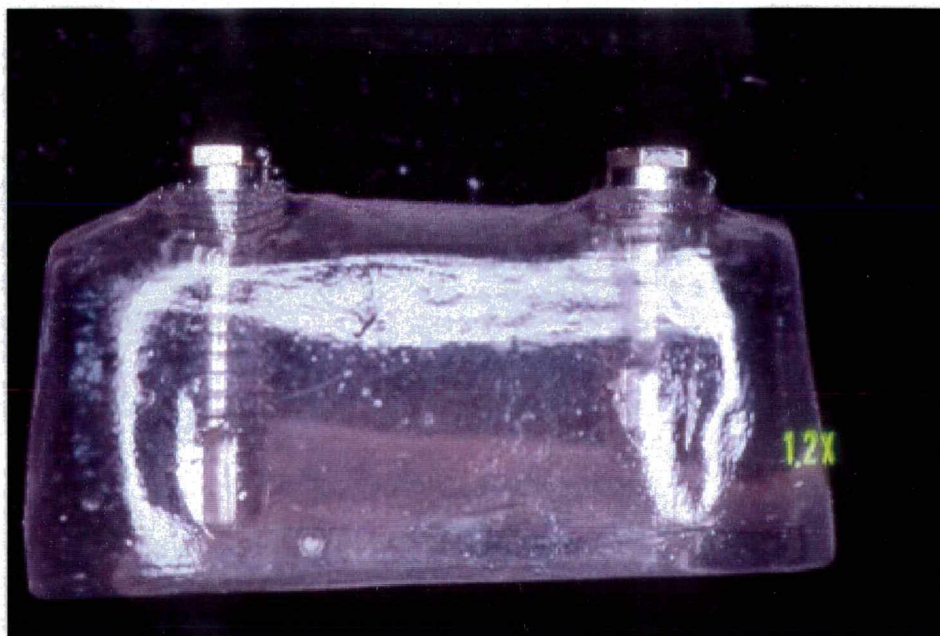


Figura 1 – Modelo em resina acrílica autopolimerizável



Figura 2 – Vista superior do modelo

4.2 Obtenção dos corpos de prova

Sobre os implantes que foram colocados no modelo de resina acrílica dois intermediários protéticos da marca CONEXÃO (Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo – Brasil) do tipo microscone com 3mm de altura cada um foram marcados e aparafusados com um torque de 32N/cm (FIG. 3). Após isto dois transferidores do

tipo cônico foram conectados aos intermediários protéticos microscopico, e uma moldagem foi executada. Esta impressão foi realizada com uma silicona de adição (3M EXPRESS STD – 3M DO BRASIL LTDA – São Paulo – Brasil) seguindo os princípios da técnica da moldeira fechada. Duas réplicas dos intermediários microscopico foram conectadas aos transferidores dessa forma obtivemos um modelo de trabalho após o vazamento de gesso especial tipo 4 sobre o conjunto.

Obtido o modelo de trabalho passou-se então para a etapa de confecção das infra-estruturas protéticas que são os corpos de prova propriamente ditos. Esta fase consistiu no enceramento, fundição e soldagem dos casquetes metálicos que, em um trabalho convencional, receberiam a aplicação de cerâmica.

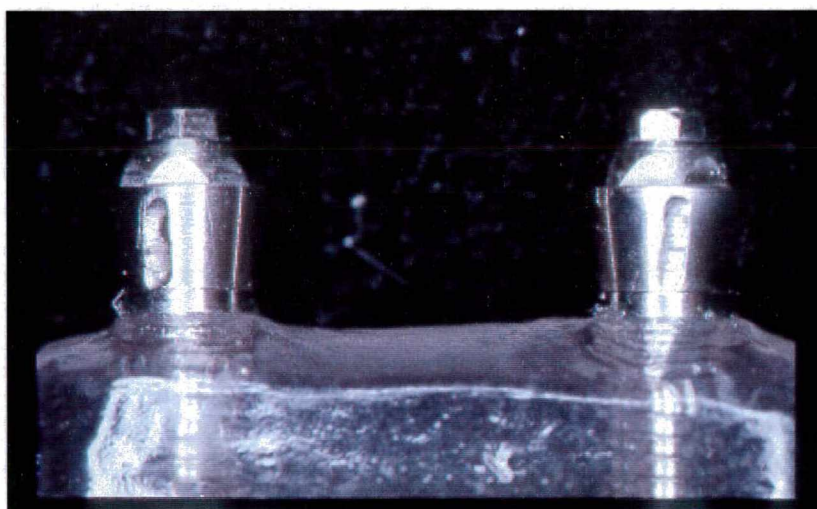


Figura 3 – Intermediários microscopico aparafusados nos implantes.

O metal utilizado nas infra-estruturas foi a liga Pors-on tipo IV (liga de prata-paládio para metalocerâmica extraduro DEGUSSA DENTAL-São Paulo-Brasil) aplicado sobre casquetes pré fabricados de prata paládio da marca Conexão.

Sobre o mesmo modelo de trabalho confeccionamos 18 corpos de prova que foram divididos em 3 grupos: grupo 1 com seis infra-estruturas sem solda, grupo 2 com seis infra-estruturas que foram soldadas da maneira convencional através do método da brasagem; e grupo 3 com seis infra-estruturas que foram soldadas a laser. Um quarto grupo, denominado grupo controle, foi constituído de

seis *copings* de prata – paládio sem fundição que também foram aparafusados no modelo.

O processo de soldagem foi executado da seguinte forma: as peças separadas foram levadas ao modelo de resina acrílica e as suas partes foram aparafusadas nos intermediários protéticos microcone com um torque de 20N/cm e unidas com resina acrílica ativada quimicamente (Duralay – RELIANCE DENTAL MGFCO - WORT, IL, USA) através da técnica do pincel onde o pó e o líquido são acondicionados em recipientes distintos e, em um terceiro pote, promove-se a união dos dois componentes levando os mesmos, por intermédio de um pincel, até o local desejado. (FIG. 4 A 7).

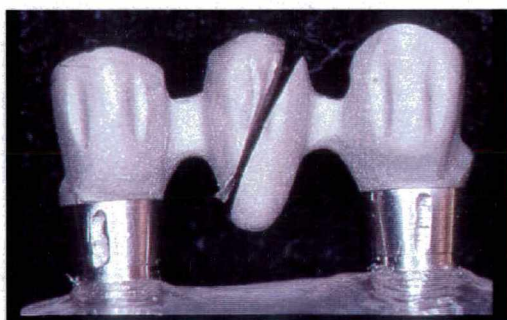


Figura 4 – Peças seccionadas

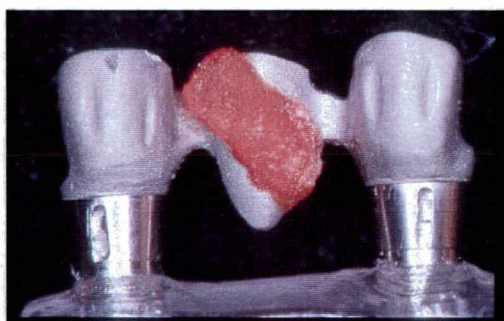


Figura 5 – União com duralay

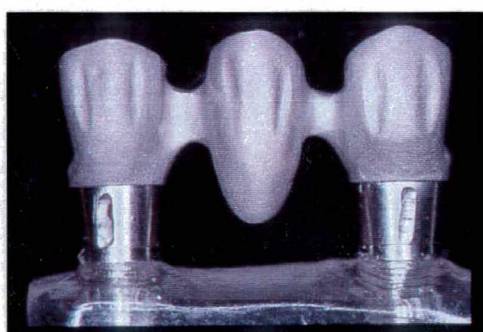


Figura 6 – Peças soldadas



Figura 7 – Grupo controle

Posteriormente as peças foram ao laboratório e sofreram os devidos processos de soldagem a laser e brasagem. A soldagem através da brasagem consiste na construção de um bloco de gesso tipo V com as réplicas dos intermediários aparafus

aparafusadas nas peças protéticas. Um revestimento refratário (G – CERA ORBIT VEST, USA) com 3mm de espessura foi aplicado sobre toda a parte externa do gesso. Após a secagem deste revestimento (aproximadamente 2h) o conjunto foi levado ao forno com temperatura de 722 graus célsius durante 30min. Novo resfriamento da peça é executado durante 30min. e então um jato de óxido de alumínio e esferas de vidro foram aplicados na união com resina acrílica (Duralay – REILANCE DENTAL MGFCO – WORT, IL, USA) que foi queimada anteriormente. Para a eliminação de gorduras realizou-se a aplicação de vapor de água quente (Vaporeto). As peças são novamente levadas ao forno agora sob uma temperatura de 790 graus célsius durante 1h. Removidos os conjuntos do forno estes sofreram o processo de soldagem através do maçarico. A soldagem a laser foi realizada seguindo as recomendações do fabricante do aparelho (máquina de soldagem a laser modelo DL 2002 S DENTAURUM – Alemanha) descritos por Dinato (1999). Realizou-se um jateamento da área de soldagem, recobrimento com gás argônio protetor, manteve-se a válvula do gás à aproximadamente 5mm do objeto, a inclinação do raio foi de 15 graus e manteve-se aproximadamente o mesmo número de pontos em ambos os lados da peça. O laser utilizado emite raios infravermelhos, produzindo na zona a ser soldada uma forte concentração de calor. Desta forma realizou-se a fusão local do metal. A tensão e a duração do impulso do raio laser são os dois parâmetros que regularam a potência de soldagem do aparelho neste estudo. Concluídos os 18 corpos de prova, uma vez que o grupo 1 sem solda já estava pronto, os mesmos foram levados ao modelo de resina acrílica para serem mensurados.

4.3 Mensuração da adaptação passiva

Cada grupo com seus seis corpos de prova foi levado ao modelo de resina acrílica onde realizou-se um protocolo para a obtenção das medidas de adaptação passiva com os intermediários protéticos microscópicos. Estas medidas foram obtidas através de um microscópio óptico de ferramentaria da marca NIKON - Japão, modelo Mesuriscópio com mesa micrométrica de resolução 0,001mm e campo de medição de 50x100mm com aumento de 30 vezes. Este aparelho foi gentilmente cedido pelo Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de

Santa Catarina - UFSC (FIG. 8). O local da leitura a ser feito pelo microscópio foi demarcado em um único ponto na face vestibular dos dois intermediários protéticos microscopice.

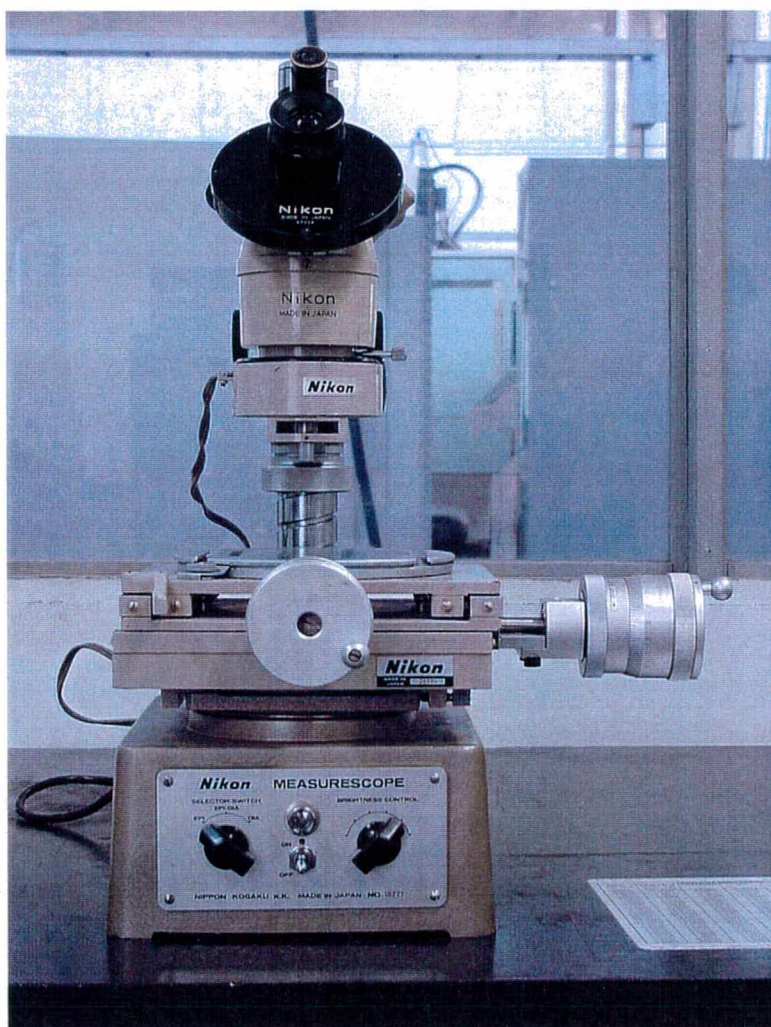


Figura 8 - Microscópio

O momento 1(M1) mediu o primeiro pilar quando apenas este mesmo primeiro pilar estava apertado com um torque de 20N/cm.

O momento 2(M2) mediu o segundo pilar quando somente o primeiro pilar estava apertado com um torque de 20N/cm.

O momento 3(M3) mediu o primeiro pilar quando os dois pilares estavam apertados com um torque de 20N/cm.

O momento 4(M4) mediu o segundo pilar quando os dois pilares estavam apertados com um torque de 20N/cm.

O momento 1 (M1) está ilustrado na (FIG. 9) bem como o torquímetro de 20 N/cm está ilustrado na (FIG. 10).

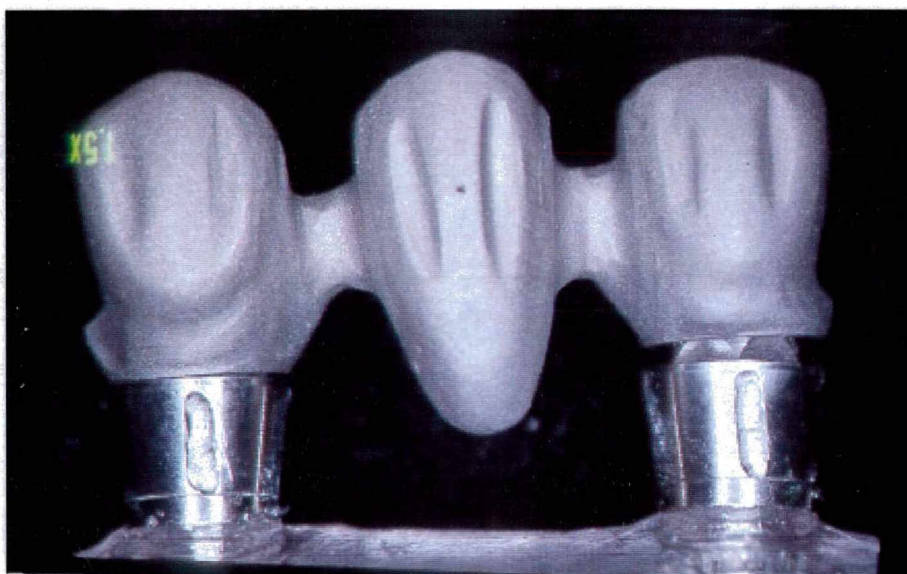


Figura 9 – Mensuração dos “copings” apenas com o primeiro pilar apertado

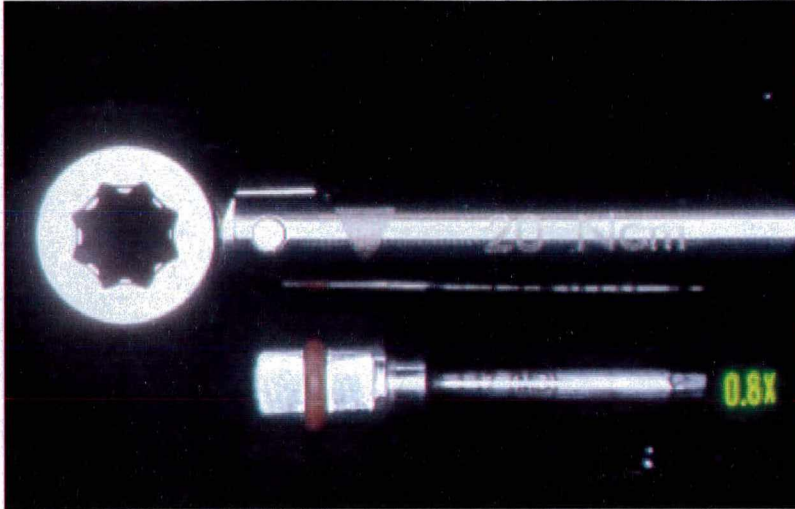


Figura 10 - Torquímetro

5 RESULTADOS

As medidas originais obtidas dos corpos de prova, para cada grupo experimental, em seus diferentes momentos, estão colocadas nas tabelas a seguir:

Tabela 1 – Resultados obtidos, em micrometros, das diferentes medidas do desajuste nos corpos de prova, para o grupo 1 (sem solda).

| M1 – 1°. pilar apertado | M2 – solto o 2°. pilar | M3 – apertados os dois pilares | M4 – apertados os dois pilares |
|-------------------------|------------------------|--------------------------------|--------------------------------|
| 11 | 380 | 9 | 40 |
| 5 | 610 | 12 | 29 |
| 12 | 410 | 15 | 35 |
| 9 | 661 | 9 | 51 |
| 13 | 599 | 10 | 12 |
| 11 | 510 | 15 | 35 |

Tabela 2 – Resultados obtidos, em micrometros, das diferentes medidas do desajuste nos corpos de prova, para o grupo 2 (solda convencional).

| M1 – 1°. pilar apertado | M2 – solto o 2°. pilar | M3 – apertado o 1°. pilar | M4 – apertado o 2°. pilar |
|-------------------------|------------------------|---------------------------|---------------------------|
| 11 | 11 | 10 | 11 |
| 12 | 21 | 12 | 11 |
| 9 | 32 | 9 | 9 |
| 12 | 41 | 12 | 9 |
| 11 | 20 | 10 | 12 |
| 13 | 11 | 11 | 11 |

Tabela 3 – Resultados obtidos, em micrometros, das diferentes medidas do desajuste nos corpos de prova, para o grupo 3 (solda a laser).

| M1 – 1º. pilar apertado | M2 – solto o 2º. pilar | M3 – apertado o 1º.pilar | M4 – apertado o 2º.pilar |
|-------------------------|------------------------|--------------------------|--------------------------|
| 12 | 19 | 10 | 11 |
| 13 | 11 | 11 | 9 |
| 10 | 90 | 21 | 12 |
| 12 | 11 | 5 | 10 |
| 12 | 70 | 15 | 10 |
| 21 | 49 | 20 | 15 |

Estas medidas foram submetidas a tratamento estatístico por meio de análise de variância (ANOVA), para comparação entre grupos. Os valores utilizados para a análise estatística foram os apresentados (TAB. 1 a 3), subtraídos em 5 micrometros. Esta decisão foi definida a partir de um ensaio com um grupo controle, com seis corpos de prova, em que a média de desajuste foi de 5 micrometros. Estes resultados do grupo controle estão disponíveis na (TAB. 7).

As médias e desvios padrão obtidos para análise estatística dos 3 grupos experimentais estão disponíveis na (TAB. 4).

Tabela 4 – Resultados obtidos – média e desvio-padrão – para os três grupos experimentais, do desajuste em micrometros, de acordo com os diferentes momentos de avaliação, utilizados para análise estatística.

| | M1 – apenas o 1º pilar apertado | | | M4 – ambos os pilares apertados | | |
|---------------|---------------------------------|------|------|---------------------------------|------|------|
| | G1 | G2 | G3 | G1 | G2 | G3 |
| Média | 6,67 | 5,67 | 8,67 | 28,67 | 5,50 | 6,17 |
| Desvio-padrão | 2,80 | 1,21 | 6,19 | 12,92 | 1,50 | 2,14 |

Estes valores da TAB. 4 foram submetidos ao teste ANOVA, sendo obtidos os seguintes resultados:

Tabela 5 – Análise de Variância (ANOVA)

| Comparação | Valor de F | Valor de p | Significância |
|-------------------|------------|------------|---------------|
| M1 – G1 X G2 X G3 | 0,88 | 0,4342 | Não |
| M4 - G1 X G2 X G3 | 18,08 | <0,0001 | Sim |

Comparações individuais pelo teste de Scheffé', para a análise de M4 ($p < 0,01$).

G1 - Convencional 5,50

G2 - Laser 6,17

G3 - Sem solda 28,67

Obs.: A barra vertical indica equivalência estatística.

Estes resultados demonstram que o G1, sem solda, apresentou maiores valores de desajuste, após a montagem final das peças, que os demais grupos experimentais.

Para confirmação destes resultados, foram feitas comparações entre os valores de M1 e M4, para cada grupo experimental, pelo teste "t" de Student para o grupo 2 e teste de Mann-Whitney, para os grupos 1 e 3. Este último, que é não paramétrico, foi utilizado devido a diferença de variabilidade entre os momentos para o G1 e G3.

Tabela 6 - Comparações entre M1 e M4, para cada grupo experimental.

| Grupo | teste | Valor do teste | Valor de p | Significância |
|-------------------|----------------|----------------|------------|---------------|
| G1 – sem solda | Mann-Whitney | U=2,5 U'=33,5 | 0.0108 | Sim |
| G2 - convencional | "t" de Student | 0.237 | 0.8174 | Não |
| G3 - laser | Mann-Whitney | U=23 U'=13 | 0.4719 | Não |

Estes resultados demonstram que apenas o Grupo 1 apresentou diferenças significativas entre M1 e M4, ou seja, o desajuste no segundo pilar é maior que o

desajuste no primeiro pilar, ao final da montagem. Para os outros dois grupos, as diferenças não são significativas, podendo-se assumir que os desajustes são semelhantes nos dois pilares.

Tabela 7 - Grupo controle

- 1) 5 μm
- 2) 5 μm
- 3) 6 μm
- 4) 5 μm
- 5) 6 μm
- 6) 5 μm

A média do desajuste do grupo controle foi $X=5 \mu\text{m}$.

6 DISCUSSÃO

A adaptação passiva de próteses aparafusadas sobre implantes é um assunto bastante discutido. A maioria dos trabalhos que abordam a reabilitação oral através do emprego de implantes ósseointegrados faz referência a importância de obtermos uma boa adaptação. Entretanto uma definição precisa dos seus valores ideais, que não venham a comprometer todo o sistema utilizado em uma reconstrução protética, ainda não foi encontrada. Não existe um consenso na literatura que estabeleça valores ideais de adaptação passiva. Isto ocorre porque a maioria dos trabalhos são inconclusivos quanto aos valores exatos de desadaptação que provocariam danos ao sistema implante-prótese.

Vários autores se preocuparam em definir valores que consideravam limites no que diz respeito em níveis de adaptação passiva. Branemark (1983) classificou em $10\mu\text{m}$ o valor limite do *gap* para evitar problemas futuros. Tal medida permitiria a maturação e remodelação óssea em resposta as cargas oclusais. Klineberg e Murray (1985) consideravam valores superiores a $30\mu\text{m}$ em 10% da circunferência do intermediário como inaceitáveis. Jemt (1986) considerava que valores inferiores a $150\mu\text{m}$ de desadaptação seriam toleráveis. Os valores encontrados nestes trabalhos levam em consideração apenas o eixo vertical de desadaptação. Sabe-se que para alguns autores como Carisson (1994) e Gyllenram (1994) uma prótese sobre implantes pode ter três eixos de desadaptação: vertical, horizontal e angular (combinação dos dois primeiros), entretanto a maioria dos trabalhos prefere utilizar apenas o eixo vertical, usando esta nomenclatura até mesmo como sinônimo de adaptação passiva. Isto provavelmente ocorre devido a facilidade de se obter estas

medidas quando o eixo é vertical, e também aos danos provocados pela desadaptação vertical que são bem maiores que as outras.

Este trabalho, assim como a maioria dos estudos que avaliam o grau de adaptação passiva, também utilizou o eixo vertical como parâmetro de medida de desadaptação a ser avaliado.

No presente estudo procurou-se estabelecer uma padronização dos procedimentos que envolvem a confecção de uma prótese sobre implantes. Inicialmente optamos por apertar os parafusos de ouro com um torquímetro manual no valor de 20N/cm. Os estudos iniciais de Branemark (1983), Klineberg e Murray (1985) e Jemt (1986) consideravam 15 N/cm como o valor ideal de aperto para os parafusos de ouro. Entretanto Jemt (1991, 1996) em diversos estudos considerava que o valor de 20N/cm levava ao máximo o aperto permitido pelas estruturas minimizando a incorporação de pequenos erros nas diversas fases do tratamento. Binon (1990, 1995) considerava que o aperto inadequado dos parafusos, dentre outros fatores, pode comprometer a previsibilidade final do tratamento. Além do torque pré estabelecido para o aperto dos parafusos de ouro a ordem de apertamento dos mesmos parece ser importante. Para próteses extensas que envolvem mais de três implantes alguns autores como Jemt (1991), Weinberg (1993), Kan et al. (1999) estabeleceram que os parafusos devem ser apertados individualmente observando-se, após este aperto, se existe desadaptação nos pilares subsequentes. Procurando seguir os padrões descritos na literatura também executou-se este protocolo. Apertando inicialmente o parafuso do primeiro pilar com o torque total de 20N/cm e, no segundo momento, apertamos totalmente o segundo parafuso.

A leitura da desadaptação vertical entre o intermediário microscone e a infraestrutura protética, foi feito por um microscópio óptico. Estes dados levaram em consideração que as bordas dos componentes utilizados são biseladas. Esta configuração das margens foi desprezada na leitura óptica visando não criar uma falsa idéia de desadaptação.

A tensão induzida as estruturas protéticas é uma resultante da combinação de diversos fatores. Dentre estes fatores o desajuste da interface

intermediário – cilindro de ouro parece ser o fator que mais influencia no aumento da tensão sobre o sistema implante - prótese. Os desajustes avaliados neste trabalho são os mesmos descritos na literatura por Binon (1990, 1995), Jemt e Linden (1992) e Isa e Hobkirk (1996) e onde o espaço vertical entre as interfaces foi medido.

Os resultados obtidos demonstram que, mesmo separadamente (antes da solda) e sem a fundição, os *copings* metálicos não apresentam adaptação total sobre os intermediários protéticos. Estes dados confirmam com os trabalhos de Weinberg (1993), Jemt e Book (1996), Hebel e Gajjar (1997) e Kano (1998) que consideram utópica a adaptação passiva total ou de 100%. Para tanto basta analisar a TAB. 7.

Os resultados apresentados caracterizam duas situações distintas e quatro momentos (M) de medidas.

Na primeira situação tem-se a leitura de ambos os pilares (M1 e M2) quando somente o primeiro pilar está totalmente apertado com um torque de 20N/cm. Já na segunda situação tem-se a leitura de ambos os pilares (M3 e M4) quando ambos estão devidamente apertados com um torque de 20 N/cm.

6.1 Análise dos resultados do grupo 1 (sem solda)

As próteses avaliadas nos estudos de Goll (1991), Jemt (1991), Kailus e Bessing (1994) e Kan et al.(1999) são geralmente mais extensas, com cinco implantes de sustentação. Estes estudos relatam que para melhorar o nível de adaptação passiva as estruturas devem ser provadas e soldadas separadamente. Apesar de a prótese em questão ser de extensão reduzida com apenas dois implantes como suporte, os resultados obtidos com este grupo confirmam os trabalhos descritos na revisão de literatura. Nos estudos citados acima as estruturas em monobloco sem serem seccionadas e soldadas separadamente também apresentaram resultados inferiores. A expressão numérica do desajuste apresentado pelo grupo 1 (TAB. 1) antes do aperto do segundo pilar é bastante acentuada. Entretanto, quando aperta-se o segundo pilar, este desajuste diminuiu consideravelmente atingindo níveis que são considerados normais por Jemt (1991).

Todavia o esforço extra, feito pelo segundo parafuso, para compensar o grande desajuste provocado pelo aperto do primeiro parafuso, com certeza gera tensões ao sistema sobrecarregando algum componente. Binon et al. (1990), Sorensen; Avera; Tomas (1991); Jornéus; Jemt; Carisson (1992), Weinberg (1993), Hebel; Gajjar (1997) demonstram que esta sobrecarga, geralmente atinge os parafusos de ouro que acabam afrouxando ou fraturando. Isa e Hobkirk (1996) afirmaram em seu trabalho que forças verticais aplicadas acima dos implantes poderiam eliminar desajustes na ordem de 30 até 100 μ m. Comparando este trabalho com os resultados obtidos neste estudo, pode-se observar que a média de eliminação de desajuste para o grupo 1 foi sempre superior a 100 μ m. Kan (1999) também avaliou a capacidade do aparafusamento em fechar o *gap* apresentado pelas próteses. Segundo o autor a capacidade de fechamento do *gap* acaba por mascarar a adaptação passiva estressando os parafusos de ouro. Preconizou uma série de testes para analisar a adaptação passiva. Dentre as diversas maneiras descritas, estava o teste de resistência dos parafusos. Este teste fica restrito aos componentes da Nobeibicare e seus semelhantes. A distância entre as roscas dos parafusos da Nobelbiocare e seus sistemas compatíveis é de 400 μ m. Em outros sistemas esta mesma medida varia de 300 a 350 μ m. Da mesma forma o torque recomendado para cada sistema pode variar de 10 a 45N/cm. Com isso importantes questões aparecem, como por exemplo: deve-se considerar o nível de adaptação satisfatório quando tem-se até 150 μ m de espaço, ou quando necessitamos de apenas mais meia volta ou 180 graus para o assentamento final do parafuso? Ou ainda: o torque de 10 a 15 N/cm deve ser rotineiramente aplicado independente do sistema de implante que se utiliza? Os componentes utilizados nesta pesquisa são semelhantes ao sistema Branemark e foram apertados com um torque de 20N/cm. Mesmo assim as discrepâncias ainda foram bastante significativas no grupo 1.

6.2 Análise dos grupos 2 (solda convencional) e 3 (solda a laser)

Parece ser de consenso na literatura atual que as próteses sobre implantes devem ser separadas e soldadas. Isto está descrito por Zarb e Schmitt (1990) Jemt (1991), Wee; Aquilino e Schneider (1999). As fundições em monobloco, tem sua

adaptação passiva bastante alterada. Estes dados são confirmados no presente estudo uma vez que o grupo 1 apresentou desajustes superiores aos grupos 2 e 3 em todas as situações analisadas (TAB. 4).

Os níveis de desadaptação encontrados nos grupos 2 e 3 são bastante inferiores a maioria dos desajustes citados na literatura. Jemt (apud KANO, 1998) é um dos autores que chegou a considerar valores inferiores a 150 micrometros como aceitáveis. Isa e Hobkirk (1996) relataram que o aperto dos parafusos tinha a capacidade de eliminar desajustes na ordem 30 até 110 micrometros e esta capacidade estressaria os parafusos de ouro. Os valores encontrados neste estudo sugerem uma excelente adaptação para as estruturas soldadas em detrimento das estruturas em monobloco.

A soldagem convencional através da brasagem é considerada uma tarefa fácil e rotineira para os profissionais da odontologia. Porém em situações onde as estruturas são longas e exigem diversos pontos de solda esta praticidade desaparece. Nestas situações a contração da estrutura do metal pode causar rachaduras e distorções no revestimento de suporte. A brasagem de múltiplas peças pode ser inviável quando o revestimento não é forte o suficiente para resistir a contração produzida durante o resfriamento do metal, e as uniões a serem soldadas estão próximas o bastante para sofrerem influência do calor.

Dinato (1999) afirmou que a soldagem a laser tem se revelado um método eficiente para melhorarmos a adaptação passiva das próteses sobre implantes. Esta técnica viabiliza o trabalho com segmentos de prótese, melhora a adaptação, distribui mais uniformemente as forças e minimiza trauma aos retentores. Entretanto, os resultados obtidos no presente estudo não confirmam as vantagens da soldagem a laser, quando se observa o nível de desajuste entre os intermediários microscopio e a peça fundida. As diferenças obtidas entre os grupos 2 e 3 não possuem significância estatística (TAB. 5). De acordo com estes resultados não existe diferença em realizar-se a união das peças através de solda convencional, ou solda a laser.

Este resultado de equivalência entre a solda a laser e a solda convencional pode ser atribuído ao tamanho da prótese. Segundo alguns trabalhos da literatura

como : Zarb e Schmitt (1990), Jemt (1991) e Jemt; Back; Peterson (1999) a maior dificuldade nas soldagens aparece quando tem-se diversos pontos de solda em uma mesma estrutura. Nestas situações a soldagem a laser mostra-se bem mais eficaz . Dinato (1999) em seu estudo para determinar a resistência a flexão de ligas odontológicas utilizadas em prótese parcial fixa e prótese sobre implante, soldadas por brasagem e a laser, observou que a liga de prata paládio apresentou resultados semelhantes, tanto para estruturas em monobloco como para estruturas soldadas por brasagem e soldadas a laser. No presente estudo as estruturas são de apenas três elementos com um único ponto de solda. Isto explicaria a equivalência dos resultados entre os grupos 2 e 3.

Os resultados apresentados neste trabalho são similares aos trabalhos de Zarb e Schmitt (1990), Goll (1991), Jemt (1991), Kailus e Bessing (1994), Kan (1999), e Wee; Aquilino; Schneider (1999). Entretanto algumas questões aparecem com extrema relevância abrindo lacunas que poderão ser preenchidas através de novos estudos; uma das questões está relacionada com os parafusos de ouro. Inúmeros trabalhos como os de Jemt (1991), Jornéus; Jemt; Carisson (1992), Weinberg (1993), Carlsson (1994), Kallus e Bessing (1994) Bergendal; Ekstrand; Karisson (1995), consideram que os parafusos de ouro são os componentes do sistema que sofrem as conseqüências mais imediatas de uma desadaptação. Entretanto Kailus e Bessing (1994) observaram que mesmo próteses bem adaptadas podem apresentar os parafusos soltos ou fraturados. Esta contestação está diretamente relacionada com o grau de desajuste que realmente poderá causar danos aos parafusos. A literatura mostra-se confusa quanto ao exato grau tolerável de desadaptação, e os diferentes sistemas presentes no mercado recomendam apertos com os mais variados torques. Desta forma, ainda não se sabe com exatidão quais os valores reais de desajuste que recomendariam a repetição ou mudança de procedimentos.

Weinberg (1993) observou que o ligamento periodontal permite movimentos na ordem de 500 μ m e a parte mais flexível de um sistema de prótese sobre implantes permite deformações de apenas 100 μ m. Logo, estruturas mal adaptadas nas próteses sobre implantes gerariam tensões ao sistema. O presente estudo confirma os dados apresentados por Weinberg (1993) demonstrando que as estruturas,

quando desadaptadas, não irão sofrer um mecanismo compensatório como acontece nos dentes naturais.

Autores como: Jemt (apud KANO, 1998), Isa e Hobkirk (1995), Jemt e Book (1996) e Kann (1999) descreveram diversos métodos para se testar a adaptação passiva das estruturas protéticas. Todos os testes para se avaliar o nível de adaptação das peças protéticas são empíricos e sem qualquer base científica. Embora haja vários métodos para melhorar os procedimentos de fundição, assim como de confecção da prótese como um todo, a maneira de se avaliar o produto final, e ter certeza de sua adaptação ainda levanta muitos questionamentos.

Versluis e Cardoso (1999) e Koriath; Cardoso; Versiuis (1999) desenvolveram arruelas que aumentariam a superfície de contato entre o parafuso de ouro e o *coping* metálico. Watanabe et al. (2000) confirmaram que mais de 90% da superfície de contato entre o *abutment* e a super estrutura apresenta um *gap* de 30 μ m. Este *gap* não é detectado clinicamente e poderia estar gerando tensões ao sistema. Os autores concluíram que a pressão seria menor quando as estruturas são soldadas separadamente. Nos trabalhos citados acima observa-se que a área de superfície de contato entre o cilindro de ouro e o intermediário protético é bastante extensa e os pontos de desajustes estão presentes por toda esta superfície. No presente estudo os resultados assemelham-se a estes trabalhos assinalando desajustes finais (após o aperto de toda a prótese) inferiores a 30 μ m nos grupos 2 e 3 e superiores no grupo 1 (sem solda). Entretanto as medidas de desajustes foram realizadas em apenas um ponto de toda a superfície de contato do cilindro de ouro com o intermediário protético microscópio. Na realidade o valor referencial de 30 μ m é bastante empírico e não pode ser considerado parâmetro para a adaptação passiva.

O número de voltas necessárias para se apertar totalmente um parafuso de ouro pode ser um indicativo de desajuste. Quando se tem a necessidade de apertar mais um parafuso do que os outros, pode estar se caracterizando uma desadaptação. Estas conclusões foram relatadas por Guibransen (apud KANO, 1998) e Jemt e Book (1996). No presente estudo não foi elaborado um método específico para se contar o número de voltas que os parafusos estavam dando até o aperto total com 20n/cm. Contudo ficou bastante evidente que, quanto maior era o

desajuste, principalmente no grupo 1 (sem solda) mais voltas eram necessárias para se apertar totalmente a prótese com 20N/cm. Estes dados sugerem que, talvez, o aperto de uma prótese fixa aparafusada com dois ou mais retentores, deveria ser feito em conjunto, ou seja, todos os parafusos de retenção deveriam ser apertados ao mesmo tempo. A elaboração de um aparelho que permitisse este aperto em conjunto, parece ser um interessante tema no desenvolvimento de novas pesquisas sobre a passividade dos componentes protéticos.

A pesquisa e a prática clínica, ao longo dos anos, comprovam que a adaptação passiva de próteses aparafusadas sobre implantes, tornou-se um assunto comprovadamente importante para que se obtenha sucesso nos trabalhos de reabilitação oral. Entretanto, como os parâmetros de medição dos espaços ou fendas existentes entre a prótese e o pilar são em micrômetros, necessita-se freqüentemente de aparelhos como os microscópios para que estes valores sejam mensurados e analisados. Estes fatores não permitem a avaliação das próteses na prática clínica diária levando esta análise para uma metodologia subjetiva através de recursos como: radiografias, sondagem, força de aparafusamento, inspeção visual, sensibilidade do paciente, experiência profissional, dentre outras que dependem da interpretação individual estando mais sujeitos a imperfeições. Os resultados deste trabalho comprovam uma série de dados existentes na literatura e abrem espaço para novos estudos que venham viabilizar a análise e a compreensão da adaptação passiva na prática clínica diária.

7 CONCLUSÕES

A análise dos dados através do levantamento estatístico por meio de análise de variância (ANOVA) e a confirmação dos resultados pelos testes “t” de Student e Mann-Whitney nos levaram as seguintes conclusões:

- 1) O grupo 1 onde as estruturas foram confeccionadas em monobloco sem solda, apresentou os maiores valores de desajuste após a montagem final das peças. Este grupo apresentou valores estatisticamente significantes maiores que os outros dois grupos no momento em que tínhamos somente o primeiro pilar apertado, e também quando tínhamos os dois pilares apertados.
- 2) O grupo 2 onde as estruturas foram soldadas pela técnica convencional de brasagem, apresentou resultados bastante superiores ao grupo 1 e estatisticamente semelhantes ao grupo 3.
- 3) O grupo 3 onde as estruturas foram soldadas a laser, apresentou também resultados superiores ao grupo 1 e estatisticamente semelhantes ao grupo 2.
- 4) Comparando os 3 grupos, podemos concluir que apenas o grupo 1 apresentou diferenças significativas de desajustes. Entre os grupos 2 e 3 as diferenças não são significativas, e os desajustes podem ser considerados semelhantes nos dois pilares.

Desta forma, baseado nos resultados deste estudo, podemos afirmar que, para próteses semelhantes ao modelo apresentado aqui, jamais devemos utilizar estruturas em monobloco optando pelo seccionamento das estruturas e soldando as mesmas pelo método convencional (brasagem).

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ADELL, R. et al. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. **Int. J. Oral Surg.**, Copenhagen, v.10, n.6, p. 387-416, Dec. 1981.
- BERGENDAL, T.; EKSTRAND, K.; KARLSSON, U. Evaluation of implant-supported carbon/graphite fiber-reinforced poly (methyl methacrylate)protheses. A longitudinal multicenter study. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v.6, n.4, p.246-253, Dec. 1995
- BINON, P.P. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.8, n.2, p. 162-178, Mar. 1995.
- BINON, P.P. et al. Implant component compability. In: LANEY, W.R.; TOLMAN, D.E. (Ed.). **Tissue integration in oral, orthopedic and maxillofacial reconstruccion.** Carol Stream: Quintessence, 1990. Cap. 4. p. 218-226.
- BRANEMARK, P.I. Osseointegration and its experimental background. **J. Prosthet Dent.**, St. Louis, v. 50, n.3, p. 399-410, Sept. 1983.
- BREEDING, L.C. et al. Use of luting agents with an implant system: part 1. **J. Prosthet. Dent**, St.Louis, v.68, n.5, p. 737-741, Nov. 1992.
- CARR, A.B.; GERARD, D.A.; CARSEN, P.E. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting protheses with different levels of fit. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.76, n.5, p.500-509, Nov. 1996.
- CARLSSON, L. Buil in strain and untoward forces are the ineventable companions of prosthetic misfit. **Nobelpharma News**, v. 8, n. 2, p. 5, 1994.
- CIFTCI, Y. ; CANAY, S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 15, n.4, p. 571-82, July/ Aug. 2000.

DINATO, J.C. **Determinação da resistência a flexão de ligas odontológicas, utilizadas em prótese parcial fixa e prótese sobre implante, soldadas por brasagem e a laser.** 1999. 109f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos.

GOLL, G.E. Production of accurately fitting full-arch implant frameworks: Part I : clinical procedures. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 66, n. 3, p. 377-384, Sept. 1991.

GUICHET, D.L. et al. Passivity of fit a marginal opening in screw or cements : retained implant fixed partial denture designs. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.15, n.2, p.239-246, Mar./Apr. 2000.

GYLLERNRAM, F. Handling and hardware :the two ultimate parameters for a clinically acceptable fit. **Nobelpharma News**, v.8, n.4, p.4-5, 1994.

HEBEL, K.S.; GAJJAR, R.C. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.77, n. 1, p.28-35, Jan. 1997.

HURSON, S. Practical clinical guidelines to prevent screw loosening. **Int. J. Dent. Symp.**, v.3, n.1, p.22-25, 1995.

ISA, Z.M.; HOBKIRK, J.A. The effects of superstructure fit and loading on individual implant units: Par 1. The effects ... **Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent.** , Larkfield, v.3, n.6, p.247-53, Dec. 1995.

_____. The effects of superstructure fit and loading...: part 2. The effects... **Eur. J. Prosthodont Restor. Dent.**, Larkfield, v.1, n.1, p.11-14, Mar. 1996.

JAARDA, M.J.; RAZZOOG, M.E.; GRATTON, D.G. Comparison of "look-alike" implant prosthetic retaining screws. **J. Prosthodont.**, Philadelphia, v. 4, n.1, p. 23-27, Mar. 1995.

JEMT, T. In vivo measurement of precision fit involving implant supported prostheses in the edentulous jaw. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.11, n.2, p. 151-158, Mar. /Apr. 1996.

_____. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study... to the first annual check up. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.6, n.3, p.270-276, Fall 1991.

_____. Modified single and short span restorations supported by osseointegrated fixtures in the partially edentulous jaw. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.55, n.2, p.243-246, Feb. 1986.

JEMT, T.; BACK, T.; PETERSSON, A. Precision of CNC-milled 1999 titanium frameworks for implant treatment in the edentulous jaw. **Int. J. Prosthodont**, Lombard, v.12, n.3, p.209-215, May /June 1999.

JEMT, T.; BOOK, K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in osseointegrated implant patients. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.**, Lombard, v.11, n.5, p.620-625, Sept./Oct. 1996.

JEMT, T. et al. In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting a fixed or removable prostheses: a comparative pilot study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.6, n.4, p.413-417, Winter 1991.

JEMT, T.; LINDEN, B. Fixed implant supported prostheses with welded titanium frameworks. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, Chicago, v.12, n.3, p.177-184, 1992.

JÖRNÉUS, L.; JEMT, T.; CARLSSON, L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.7, n.3, p.353-359, Fall 1992.

KALLUS, T.; BESSING, C. Loose gold screws frequently occur in full arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.9, n.2, p.169-178, Mar./Apr. 1994.

KAN, J.Y. et al. Clinical methods for evaluating implant framework fit. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.81, n.1, p. 7-13, Jan. 1999.

KANO, S.C. **Avaliação da adaptação da interface intermediário/clinidro de ouro e da compatibilidade de diferentes sistemas de implantes odontológicos: análise intra e entre-sistemas.** 1998. 81f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru.

KANO, S.C. et al. Disadjustment of prosthetic components using different alloys. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 74, n.3, p. 806, 1995. Abstract 260.

KLINEBERG, I.J.; MURRAY, G.M. Design of superstructures for osseointegrated fixtures. **Swed. Dent. J.**, Jonkoping, v.28, p. 63-69, 1985. Supplementum.

KORIOTH, T.W.P.; CARDOSO, A.C.; VERSLUIS, A. Effect of washers on reverse torque displacement of dental implant gold retaining screws. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 82, n.3, p. 312-316, Sept. 1999.

MAY, V.B. et al. The periotest method: implant supported framework precision of fit evaluation. **J. Prosthodont.**, Philadelphia, v.5, n.3, p. 206-213, Sept. 1996.

MICHAELS, G.C.; CARR, A.B.; LARSEN, P.E. Effect of prosthetic superstructure accuracy on the osseointegrated implant bone interface. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, St Louis, v.83, n.2, p.198-205, Feb. 1997.

ROBERTS, W.E. et al. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. **Am. J. Orthod.**, St. Louis, v.86, n.2, p.95-111, Aug. 1984.

- ROEKEL, N.B.V. Prosthesis fabrication using electrical discharge machining. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.7, n.1, p. 56-61, Spring 1992.
- SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 49, n. 6, p. 843-848, June 1983.
- SORENSEN, J.A.; AVERA, S.P.; TOMAS, C. Comparison of interface fidelity of implant systems. **J. Dent. Res.**, Washington, v.70, p. 540, 1991. Abstract 2191.
- SUTHERLAND, J.K.; LONEY, R.W.; SYED, S. Marginal discrepancy of all-ceramic crowns cemented on implant abutments. **J. Prosthodont.**, Philadelphia, v.4, n. 3, p. 173-177, Sept. 1995.
- VERSLUIS, A.; CARDOSO, A.C. Numerical analysis of a dental Implant system preloaded with a washer. **Int. J. Oral. Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 14, n.3, p. 337-341, May/June 1999.
- WATANABE, F. et al. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prostheses. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v15, n.2, p. 209-218, Mar./Apr. 2000.
- WEE, A.G.; AQUILINO, S.A.; SCHNEIDER, R.L. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.12, n.2, p.167-178, Mar./Apr. 1999.
- WEINBERG, L.A.. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 8, n.1, p. 19-31, 1993.
- ZARB, G.A.; SCHMITT, A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part: III: problems and complications encountered. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.64, n. 2, p. 185-194, Aug. 1990.