

**UNIVERSIDADE DO SAGRADO CORAÇÃO**

**ANÁLISE DA INTERFACE  
FIXAÇÃO/INTERMEDIÁRIO EM DIFERENTES  
SISTEMAS DE IMPLANTES**

**Walter da Silva Júnior**

**BAURU – SP  
2001**

# UNIVERSIDADE DO SAGRADO CORAÇÃO

## ANÁLISE DA INTERFACE FIXAÇÃO/INTERMEDIÁRIO EM DIFERENTES SISTEMAS DE IMPLANTES

**Walter da Silva Júnior**

Dissertação apresentada ao CPPG  
– Centro de Pesquisa e Pós-  
Graduação, da Universidade do  
Sagrado Coração, como parte dos  
requisitos para obtenção do  
Título de Mestre, no Programa de  
Pós-Graduação em Odontologia

*Área de Concentração:*  
Implantologia

*Orientador:* Prof. Dr. Carlos  
Eduardo Francischone

*Co-Orientador:* Prof. José Gilmar  
Batista

BAURU – SP  
2001

D3s5869a                      SILVA JÚNIOR, Walter da  
Análise da interface fixação/intermediário da  
em diferentes sistemas de implante/Walter  
da Silva Jr; Carlos Eduardo Francischone  
- Bauru, SP: USC, 2001. – Bauru, SP; USC, 2000.  
...p. : il. ; 23 cm

Dissertação                      (Mestrado)                      –  
Universidade do Sagrado Coração.

1. Prótese dental. 2. Implantologia. I.  
Francischone, Carlos Eduardo II. Título.

Black. D3

## Walter da Silva Júnior

05 de outubro de 1965

Nascimento

Lins, SP

Walter da Silva

Filiação

Maria Neyde Aleixo da Silva

1983-1986

Curso de Graduação em Odontologia na Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP – S.P.

1988-1989

Curso de Especialização em Prótese Dentária – PROFIS – Centrinho – USP – Bauru - SP

1998-2000

Curso de Pós-Graduação em Odontologia, área de concentração em Implantologia, nível Mestrado, na Universidade do Sagrado Coração, Bauru – SP

1993

Professor Auxiliar do Departamento de Prótese da Universidade do Sagrado Coração de Jesus – USC - Bauru/SP

Associações

Associação Paulista dos Cirurgiões-Dentistas (APCD)

Sociedade Brasileira de Odontologia Estética (SBOE)

**Consagro este meu trabalho à DEUS, o Mestre dos Mestres que enviando-me o Espírito Santo iluminou-me para que pudesse da melhor maneira possível e dentro das minhas limitações, executá-lo.**

**Ao meu pai Walter  
Sinônimo de amigo, companheiro e incentivador no qual sempre me espelhei**

**À minha mãe Maria Neyde  
Mulher valente que sempre me amparou com muito carinho e dedicação**

**À minha esposa Aline  
Companheira por toda a caminhada, valorosa colaboradora que sempre me apoiou**

**Aos meus filhos Leonardo e Henrique  
Frutos do mais sincero amor com os quais desfruto minha maior felicidade**

**Aos meus irmãos Ricardo, Renata e Gustavo  
Pelos belos anos de convivência**

**Aos meus afilhados Rodrigo e Marina  
Pelos quais tenho muito amor**

**Aos meus sogros Elyseu e Lillian  
Pelo amparo concedido durante toda essa batalha**

**À memória de minhas queridas avós Aurora e Alice  
Exemplos de educação, trabalho e dedicação à família**

**MUITO HONRADAMENTE DEDICO ESTE TRABALHO**

**Ao Prof. Dr. Carlos Eduardo Francischone**

Grande incentivador e exemplo de dedicação plena à ciência sempre disposto a dividir seus ensinamentos

**Ao Prof. José Gilmar Batista**

Valioso ser humano com quem tenho a honra de muito aprender sempre em meio a muita amizade e companheirismo

**Ao Prof. Dr. Gérson Bonfante**

Exemplo de capacidade, seriedade e amizade que a mim deu a chance do convívio no trabalho, e responsável em grande parte por minha formação humana e profissional

**Meus mais profundos agradecimentos**

## **AGRADECIMENTOS ESPECIAIS**

### **À Irmã Jacinta Turolo Garcia**

Magnífica reitora e grande propulsora desta universidade

### **À Irmã Alice**

Pela dedicação e apoio para que nosso curso sempre cresça

### **À Irmã Marizabel**

Querida irmã Bel pelo incentivo constante e acreditar em meu trabalho

### **Ao Prof. Dr. Luís Casati Álvarez**

Mestre querido e valoroso ser humano

### **Ao Prof. Dr. Sylvio de Campos Fraga**

Admirável profissional e amigo eterno

### **Aos colegas do Departamento de Prótese**

Ana Aída, Daniela, Eduardo, Fátima, Ivete, João, Fernando, Juliana, Pedro, Regina, Dr. Rubens, Simone e Sérgio pelo cotidiano agradável e amizade

### **Aos colegas de Mestrado**

Ana Aída, Ana Eliza, Fátima, Gustavo, Regina, Renato, Sílvia pela amizade, coleguismo e solidariedade

### **Ao colega e amigo Édson**

Pelos momentos agradáveis no trabalho e no lazer vividos por este período que me engrandeceram ainda mais

### **Aos Professores do Mestrado**

Pela dedicação e ensinamentos durante toda a jornada

**Aos colegas professores da Universidade**

Amigos de profissão tão nobre

**Aos Funcionários da Universidade e da Pós-graduação**

Pela presteza e atenção a mim dispensada

**À Dona Alda**

Pelo atendimento humano e atencioso, indispensável para a efetivação de meu trabalho

**Ao Marcelo (Radiologia)**

Pelo apoio essencial à minha pesquisa

**À funcionária Terezinha da Química**

Pela atenção e dedicação durante a elaboração do projeto de pesquisa

**Ao Prof. Dr. José Roberto Lauris**

Pela atenção e disposição na análise estatística

**Ao Prof. Dr. Paulo Francischone**

Pelo treinamento inicial na fase experimental mostrando sempre muita competência e humildade

**Ao Edimauro**

Pela realização primorosa das fotomicrografias e amizade criada

**Ao Departamento de Dentística Restauradora, Endodontia e Materiais Dentários – FOB – USP - Bauru**

Pela cessão do uso do microscópio eletrônico de varredura

**Aos funcionários da Conexão Fábio e Flávio**

Pelo auxílio durante a fase de leituras

**Ao amigo João Carlos Meirelles**

Pela atenção, presteza e apoio na realização do trabalho

**E à todos que contribuíram para que essa etapa se concretizasse**

## **AGRADECIMENTO PELO APOIO FINANCEIRO**

**Ao Setor de Bolsas da Pós-graduação da Universidade do Sagrado  
Coração**

Pelo auxílio na aquisição dos materiais utilizados

**À Conexão – Sistemas de Prótese Master LTDA –**  
Em nome dos Doutores Rodolfo e Douglas pela cessão dos  
componentes e apoio durante a fase experimental

## Lista de figuras

- Figura 1:** Base de latão com perfuração central para alojar a fixação.....55
- Figura 2:** Corpo de prova na base com fixação (SDCA 018-0) e intermediário (SDCA 068-0) em posição.....55
- Figura 3:** Microscópio óptico tridimensional (Ram Optical Instrumentation – Irvine, CA, USA).....58
- Figura 4:** Corpo de prova em posição para leitura no microscópio óptico tridimensional.....59
- Figura 5:** Contra-ângulo com chave mecânica (DIA 272) posicionada para torque de 20 Ncm.....60
- Figura 6:** Representação gráfica das médias finais de desadaptação da interface implante/intermediário ( $\mu\text{m}$ ).....65
- Figura 7:** Fotomicrografia da interface fixação NOBEL/intermediário NOBEL - vista do terço médio da face (x350).....75
- Figura 8:** Fotomicrografia da interface fixação NOBEL/intermediário NOBEL - vista superior da face – (x350).....76

**Figura 9:** Fotomicrografia da interface fixação NOBEL/intermediário  
CONEXÃO – vista do terço médio da face – (x350).....76

**Figura 10:** Fotomicrografia da interface fixação NOBEL/intermediário  
CONEXÃO – vista superior da face – (x350).....77

**Figura 11:** Fotomicrografia da interface fixação NOBEL/intermediário  
TITANIUM-FIX – vista do terço médio da face – (x350).....77

**Figura 12:** Fotomicrografia da interface fixação NOBEL/intermediário TITANIUM-  
FIX – vista superior da face – (x350).....78

## **Lista de tabelas**

**Tabela 1:** Valores de desadaptação de cada intermediário e respectivas médias e desvios-padrão para cada grupo estudado ( $\mu\text{m}$ ) .....64

**Tabela 2:** Análise de Variância a um critério, modelo fixo, para comparação entre os três grupos estudados.....66

**Tabela 3:** Teste de Tukey para comparações múltiplas.....66

## **Lista de abreviaturas**

**N – Newton**

**Ncm – Newton por centímetro**

**Mpa – mega pascal**

**μm – micrômetro**

**mm - milímetro**

# Sumário

Lista de figuras	
Lista de tabelas	
Lista de abreviaturas	
Resumo .....	14
1- Introdução .....	16
2- Revisão de Literatura .....	20
3- Proposição .....	52
4- Materiais e Métodos.....	54
5- Resultados .....	64
6- Discussão .....	68
7- Conclusões .....	80
8- Referências Bibliográficas .....	82
Abstract .....	93
Anexos .....	95

*Resumo*

---

## RESUMO

A osseointegração permitiu devolver aos pacientes parcial e/ou totalmente desdentados, a função, estética e principalmente a reintegração social dos mesmos.

As primeiras reabilitações sobre implantes foram realizadas em mandíbulas totalmente desdentadas sobre a qual já não se tinha uma suficiente retenção e estabilidade para uma prótese total convencional. Este tipo de paciente foi classificado pelo professor Brånemark como "inválido oral".

Os sistemas de implantes disponíveis no mercado são variados. Alguns deles permitem o intercâmbio com outros sistemas. Foi avaliado neste trabalho a adaptação de intermediários "Standard" de três sistemas de implantes sobre uma fixação Brånemark analisados em seis posições diferentes. A leitura da interface foi feita utilizando microscópio óptico tridimensional num aumento de 230 vezes. A Análise de Variância a um critério, modelo fixo e o Teste de Tukey foram os testes estatísticos utilizados. Os resultados foram: grupo NOBEL BIO CARE ( 11,44  $\mu\text{m}$ ); grupo CONEXÃO ( 6,46  $\mu\text{m}$ ) e grupo TITANIUM FIX ( 14,57  $\mu\text{m}$ ). Conclui-se que os grupos testados apresentaram uma boa adaptação à fixação Brånemark podendo ser utilizados como opções protéticas.

# *Introdução*

---

## 1. INTRODUÇÃO

A área de reabilitação protética vem contando há algum tempo com mais um recurso de retenção comprovadamente eficaz para se somar aos já utilizados convencionalmente. A osseointegração tem nos oferecido grande auxílio em reabilitações protéticas, principalmente nos chamados "inválidos orais".

Esse termo classifica pacientes que já não conseguem fazer uso de próteses convencionais principalmente dentaduras inferiores que, pelo alto grau de reabsorção óssea atingida, não permitem mais reter um aparelho protético. A esse paciente, não restava solução até o advento da osseointegração pelo prof. Brånemark. Portanto, colocam-se as fixações intra-ósseas e, após um período, que varia de 3 a 6 meses, conecta-se uma prótese fixa.

Com o passar dos anos, o protocolo desenvolvido inicialmente para reabilitação de mandíbulas edêntulas foi se aperfeiçoando, fazendo com que hoje os implantes sejam utilizados para reposição total, parcial e unitária.

Em 1969, Brånemark e sua equipe publicaram o resultado de um trabalho experimental pioneiro feito em cães sobre o uso de implantes para ancoragem protética. Dentre os pré-requisitos para o sucesso dessa ancoragem definiram:

- etapa cirúrgica não traumática tanto para os tecidos duros como moles;
- implante de material inerte e limpo química e mecanicamente;
- retalho gengival bem suturado evitando contato do implante com a cavidade oral;

- boa higiene e fisioterapia oral do paciente para a prevenção de inflamação;
- prótese provisória aliviada e reembasada com material resiliente;
- infra-estrutura adaptada aos intermediários sem gerar tensão às fixações;
- prótese “definitiva” com espaços para a higiene e devidamente parafusada com torquímetro eletrônico.

Com isso vem-se empregando o uso de implantes osseointegrados para suporte de próteses restabelecendo a função, fonética, estética e muitas vezes reintegrando o paciente à sociedade.

Na dentição natural, o ligamento periodontal é o grande responsável pela pequena movimentação permitida aos dentes dentro do alvéolo. Já nos implantes osseointegrados, uma pequena movimentação é decorrente da deformação dos parafusos de retenção do sistema e da elasticidade do tecido ósseo sendo essa movimentação bem menor se comparada aos dentes (WEINBERG, 1993). Sendo assim, os pequenos erros que possam existir numa prótese sobre dentes naturais podem ser compensados pelo sistema de amortecimento do ligamento periodontal, fato esse que não ocorre nos implantes osseointegrados. Portanto, é imprescindível uma boa adaptação entre os componentes de um sistema de implantes para o sucesso do tratamento (ISA & HOBKIRK, 1995).

Muitos trabalhos têm sido publicados sobre adaptação passiva, que diz respeito à íntima relação entre o componente protético e o intermediário sem a geração de estresse para o sistema de implantes e os tecidos circunvizinhos (CARLSSON, 1994; CARR, 1991; ASSIF et al, 1992).

O intercâmbio de diferentes sistemas de implantes considerados compatíveis entre si é bastante comum em nosso dia-a-dia. Visando a diminuir o custo do tratamento final para o paciente, essa prática pode resultar numa pobre

adaptação entre os componentes, comprometendo o prognóstico final. (BINON et al, 1994).

Alguns trabalhos na literatura verificaram uma pobre compatibilidade entre componentes de diferentes fabricantes (KANO, 1998; DELLOW; DRIESSEN; NEL, 1997; BINON et al., 1990). O intercâmbio de componentes pode ser clinicamente aceitável todavia uma compatibilidade segura e estável é obtida com os componentes do mesmo sistema (HAGIWARA; SUZUKI; IGARASHI, 1997). Também é provado haver uma grande diferença na tolerância de usinagem e torneamento entre os fabricantes. Portanto, julgou-se interessante desenvolver uma pesquisa que avaliasse uma dessas interfaces: a da fixação Brånemark com intermediários de diferentes marcas comerciais.

# *Revisão de Literatura*

---

## 2. REVISÃO DE LITERATURA

Num dos trabalhos precursores sobre o efeito do estresse gerado e suas conseqüências para o sistema de implante, SKALAK (1983) chegou às seguintes condições.

- a íntima oposição do osso no implante é característica essencial que permite a transmissão do estresse do implante ao osso. A ausência de uma camada fibrótica intermediária permite tal transmissão de estresse sem mudanças progressivas na união entre o tecido ósseo e o implante;
- a forma do parafuso rosqueado permite ao osso uma grande resistência do osso à compressão. Uma superfície lisa e cilíndrica pode gerar uma união adesiva satisfatória, mas a forma de parafuso é capaz de suportar cargas desde que esteja em íntimo contato com o osso;
- a distinção de cargas verticais ou laterais aplicadas a uma prótese fixa depende do número, distinção e dureza dos implantes, bem como o desenho e resistência da prótese. Geralmente, uma prótese fixa rígida distribui mais eficazmente a carga aos implantes. Cantilever leva a uma maior carga ao parafuso mais próximo ao espaço edêntulo, porém, uma pequena extensão pode ser aceitável se os implantes forem suficientemente rígidos;
- uma íntima conexão da prótese fixa ao implante cria uma estrutura que se interage com o osso, tornando-a mais resistente;

- os implantes quando recebem cargas, as transmitem diretamente ao osso a seu redor. Por esta razão é aconselhável a utilização de um material de recobrimento protético capaz de absorver o choque, como os dentes de acrílico.

SULLIVAN (1986) descreve várias situações em seu trabalho. Quando une implante a dente natural, ele cita que se o dente estiver comprometido periodontalmente, pode levar a uma sobrecarga na fixação pois simularia a condição de cantilever. Também, nesses casos, se perderia a reversibilidade do sistema pois no dente natural a prótese seria cimentada. Numa outra situação que se liga implante a dente através de um encaixe, ele cita ser bastante aceitável a carga quando o encaixe possui uma parada horizontal. Também nesses casos é imprescindível a boa saúde periodontal do dente natural. Salienta ainda a melhora estética em regiões anteriores e a reversibilidade do sistema na região da prótese sobre o implante.

COX & ZARB (1987) após três anos de controle comprovaram a eficiência do sistema Brånemark realizada pelo grupo de Toronto. Obtiveram 87,5% de sucesso dos implantes e de 96% das próteses. Constataram ainda como principais problemas, a fratura de dois parafusos de ouro em decorrência de uma má adaptação observada nas próteses. O alto índice de fratura nas infra-estruturas - quase 50% - foi atribuído ao tipo de liga utilizada (prata-paládio tipo III) e ao incorreto desenho da prótese. A substituição da liga para o tipo IV e mudança no desenho da prótese resolveram o problema. Daí verificou-se que a adaptação passiva é condição ímpar para o sucesso do trabalho pois sem ela a tensão gerada pode levar a fratura dos componentes e/ou micro-fratura óssea ao redor do implante e conseqüente perda óssea.

Num outro estudo sobre problemas e complicações do sistema Brånemark, WORTHINGTON; BOLENDER; TAYLOR (1987) relataram após quatro anos de experiência que a maioria dos problemas foram iatrogênicos e passíveis de serem evitados. O afrouxamento ou fratura dos parafusos de ouro apareceram como os problemas mais comuns e que podem ter sido ocasionados

por forças excessivas, falta de adaptação entre prótese e intermediários e repetidos apertos nos parafusos. A desadaptação entre intermediário e prótese geraria uma flexão microscópica levando a uma fratura quando sob carga oclusal excessiva.

ZARB & SCHMITT (1990) atribuem o sucesso da técnica utilizada por Brånemark e sua equipe à adesão total do protocolo clínico prescrito e pela perfeita sintonia das equipes cirúrgica e protética. Este protocolo é baseado em princípios biológicos sadios conjuntamente a avaliação cuidadosa do paciente e proervação meticulosa. Neste trabalho encontraram como principais problemas:

- dano ocasionado aos parafusos dos intermediários (3) durante o período de confecção da prótese devido à parafunção do paciente ou falta de alívio na prótese provisória;
- fratura de parafusos de ouro (53) devido à forças adversas sendo imperativo a mudança do desenho da prótese, de comportamento e/ou dieta e do balanceamento oclusal;
- fratura da infra-estrutura (13) creditada ao tipo de liga utilizada e ao desenho da prótese que após sofrerem modificações, não mais vieram a ocorrer.

Fazendo comparação a uma gangorra (alavanca Classe I) RANGERT; TORSTEN; JÖRNEUS (1990) estabeleceram em seu trabalho algumas diretrizes. Forças axiais são bem aceitas pelo sistema, porém, forças laterais, induzindo a um momento de flexão da prótese podem ser danosas. Para fixações bem integradas, em osso de boa qualidade, o ponto mais frágil do sistema será o parafuso de ouro que deve ser visto como um dispositivo de segurança. Uma adequada adaptação prótese-intermediário e parafuso de ouro bem apertados são elementos-chave para garantir uma elevada capacidade de união do parafuso para suportar a carga. Além disso, estabeleceram algumas importantes regras mecânicas quanto à posição das fixações e ao desenho da prótese.

São elas:

- 1- distribuição adequada das fixações ao longo da curvatura da linha oclusal;
- 2- passividade e boa adaptação entre a prótese e os pilares, permitindo um correto aperto dos parafusos de ouro.

A carga máxima em função na região molar é de 300 N e de 150 N na região anterior (incisivo). Como o parafuso de ouro suporta 600 N de força, pode-se dobrar o braço de alavanca na região de molar e quadruplicar na região de incisivos.

Com relação aos aspectos mecânicos e biológicos das extensões livres, deve-se considerar:

- qualidade óssea - fator mais importante para determinar a extensão do cantilever. Numa ótima qualidade óssea pode-se estender em 15-20 mm o cantilever para distal. Numa qualidade óssea inferior, em torno de 10 mm;
- forma do arco - numa posição dos implantes em linha reta a extensão do cantilever deve ser curta. O mínimo de 10 mm de distância entre as fixações é desejável;
- arco antagonista - deve-se fazer um cálculo da força oclusal e de mastigação conforme o tipo de dentes encontrados no arco antagonístico. Avaliar também a presença de hábitos parafuncionais;
- números e dimensão dos implantes - estão diretamente relacionados ao suporte geral da prótese;
- diâmetro dos implantes - aumentar o diâmetro dos implantes tanto na região de molar como na anterior.

BINON et al (1990) avaliaram diversas marcas de implantes ditas compatíveis com o sistema pioneiro Brånemark. Segundo seus fabricantes, eles representam uma opção atrativa devido ao custo reduzido, maior flexibilidade

protética e facilidade de obtenção dos componentes. Quatro marcas foram avaliadas:

- Nobelpharma
- Core-Vent
- Osseodent
- 3 I

Os autores observaram uma variação na tolerância entre os quatro sistemas. Segundo eles, do ponto de vista clínico, a adaptação entre os componentes do mesmo sistema e de sistemas diferentes pode ser considerada aceitável, exceto para o sistema Osseodent em relação à adaptação na interface intermediário/cilindro de ouro (62  $\mu\text{m}$ ). Além disso, o intermediário Osseodent foi a única variável que resultou de maneira consistente numa pobre adaptação na interface intermediário/cilindro de ouro tanto intra como entre sistemas. Os resultados também sugeriram que existem dois sistemas disponíveis (3 I - intermediário em duas peças e Core-Vent-intermediário - uma peça) que atingem ou excedem os critérios de torneamento e configuração dos componentes Nobelpharma, podendo ser usados em combinação um com o outro ou com componentes do sistema Nobelpharma, com nível de aceitável compatibilidade. A discrepância de adaptação na interface implante/intermediário intra-sistema encontrada foi da ordem de 49  $\mu\text{m}$  para Nobelpharma e 20  $\mu\text{m}$  para 3I. Na análise entre-sistemas, a melhor combinação foi implante Swede-vent/intermediário 3I com 21  $\mu\text{m}$  de desadaptação.

JEMT (1991), após um ano de acompanhamento de 391 próteses totais fixas sobre implantes, observou algumas complicações mais comuns:

- problemas de dicção (31,2%);
- mordida de lábio e bochecha (6,6%);
- irritação causada pelo cantilever (3,1%);
- problemas gengivais (fístula, hiperplasia, inflamação - 1,7%);

- fratura da estrutura metálica - (0,8%).

As complicações foram mais freqüentes na maxila (2,9%) que na mandíbula (0,4%). Quando o desenho da prótese está correto, sendo esta rígida e apresentando uma adaptação passiva, o risco de fratura dos componentes é baixo e sua ocorrência é maior no primeiro ano de função. Daí, se sugeriu uma seqüência de avaliação da adaptação da peça. Sendo uma prótese fixa suportada por cinco implantes, numerados de um a cinco da direita para a esquerda, a prótese deve ser posicionada e o parafuso 1 apertado totalmente. Por meio desse procedimento verifica-se a adaptação dos demais componentes. O procedimento deve ser repetido com o outro parafuso distal (parafuso 5). Uma vez verificada a adaptação, parte-se para o aperto de todos os parafusos, um de cada vez, iniciando pelo parafuso 2, depois o parafuso 4 e por último o mais intermediário. Cada parafuso deve ser apertado até a sua 1ª resistência, anotando-se a posição da chave e um máximo de 1/2 volta (180°) deve ser dado na chave para o aperto final. Outra forma utilizada para avaliar a adaptação foi pela quantidade de voltas dadas durante o aperto do parafuso de ouro. Quando mais de 1/2 volta era necessária para apertar completamente o parafuso, a prótese era considerada mal adaptada, sendo esta separada e soldada.

CARR (1991) comparou dois métodos de transferência usados na obtenção de modelos de trabalho para confecção da infra-estrutura da prótese sobre implante: com componentes quadrados e com componentes cilíndricos. Os primeiros produziram modelos de trabalho mais fiéis, fazendo com que a infra-estrutura tivesse uma adaptação mais precisa e passiva que quando comparada com os componentes cilíndricos.

GOLL (1991), sugeriu algumas recomendações para obtenção de uma infra-estrutura com boa adaptação, haja vista que existe uma grande dificuldade em se conseguir isto:

- 1- usar componentes usinados, pois sua adaptação é mais previsível;

- 2- checar a adaptação do cilindro de ouro e componentes de transferência nos intermediários na primeira consulta, para se assegurar que todos os componentes se adaptem adequadamente;
- 3- cobrir os intermediários com capas de proteção para impedir que resíduos se acumulem na superfície do mesmo;
- 4- verificar a precisão do modelo através de um guia em resina acrílica, o qual deve ser construído um dia antes;
- 5- usar pinos de laboratório novos para as fases laboratoriais e para avaliar a adaptação da peça clinicamente. O teste da infra-estrutura é feito com um parafuso no implante mais distal;
- 6- limpar a superfície de contato do cilindro de ouro com solvente de cera antes da inclusão;
- 7- usar as capas de proteção de cilindro de ouro durante o acabamento e polimento da infra-estrutura;
- 8- para a fundição de próteses extensas, usar cilindros de ouro de 4mm - a infra-estrutura será mais volumosa e firme, o mesmo ocorrendo com o guia.

SORENSEN; AVERA; TOMAS (1991) verificaram a compatibilidade nas interfaces de diferentes sistemas. Os autores analisaram a interface implante intermediário (I - I) e intermediário/prótese (I - P) de quatro sistemas de implantes. Os grupos foram divididos em:

- 1) 3I
- 2) Collagen-Osseodent
- 3) Collagen-Osseofite
- 4) Nobelpharma

O cilindro de ouro foi avaliado após a confecção da infra-estrutura e aplicação da porcelana. Os resultados, através de observação direta com auxílio

de um microscópico com aumento de 200x, foram: grupo 1) I-I = 34  $\mu\text{m}$ , I-P= 48 $\mu\text{m}$  ; grupo 2) I-I=68  $\mu\text{m}$ , I-P= 96  $\mu\text{m}$ ; grupo 3) I-I=65  $\mu\text{m}$ , I-P=119  $\mu\text{m}$ ; grupo 4) I-I= 98  $\mu\text{m}$ , I-P=78  $\mu\text{m}$ . Pela análise dos resultados, observou-se uma melhor fidelidade do grupo 1 em relação aos demais. Assim sendo, concluíram que deve haver diferentes níveis de tolerância na confecção dos vários componentes de implantes entre os fabricantes.

PATTERSON & JOHNS (1992) investigaram o tempo de fadiga dos parafusos de ouro devido a grande quantidade de falhas destes demonstrados em trabalhos longitudinais. Segundo os autores, ao se apertar o parafuso ao máximo, este recebe uma pré-carga que induz a uma força compressiva nos componentes que estão sendo por ele ligados. Quando uma força externa é aplicada, parte dessa força compressiva se perde, gerando um aumento de tensão no parafuso. Portanto, na ausência de uma adaptação passiva, o parafuso passa a receber toda a carga externa levando o mesmo a fadiga em semanas. Se houver contato passivo parcial, o aperto do parafuso é capaz de unir os componentes através de alguma deformação nas superfícies de contato criando uma articulação. Assim, concluíram que, devido à possibilidade de incorporar pequenos erros nos diferentes procedimentos protéticos, é necessário assegurar-se que os parafusos foram apertados ao máximo, de modo a aumentar o tempo útil dos mesmos. Para que isto seja alcançado, os autores recomendaram que o torque apropriado seja aplicado.

Em 1992, MILLINGTON & LEUNG verificaram em seu trabalho uma possível relação entre o estresse gerado na superfície das infra-estruturas e a discrepância de adaptação. Verificou-se um modelo experimental contendo quatro implantes do sistema Brånemark e uma infra-estrutura fundida em ouro tipo IV. Através de espessadores metálicos criaram-se algumas discrepâncias pequenas que variaram de 6 a 10  $\mu\text{m}$ . Os resultados obtidos, através de uma análise de fotoelasticidade, mostraram uma concentração de estresse nos intermediários mais centrais ao invés dos distais, independente do local da

discrepância. Quando o desajuste se localizava no implante mais central, o estresse registrado chegou a 144 M Pa.

HENRY; TOLMAN; BOLENDER (1993) realizaram um trabalho para se avaliar a aplicabilidade de implantes osseointegrados em pacientes parcialmente edêntulos. Nove centros clínicos que trabalham com Sistema Brånemark participaram do estudo que envolveu 159 pacientes de 18 a 70 anos. Os parâmetros clínicos foram:

- índice de placa;
- gengivite;
- profundidade de sulco;
- índice de sangramento;
- mobilidade dental;
- estabilidade da prótese;
- função estomatognática.

Após três anos, 460 fixações suportando 174 próteses em 139 pacientes foram reavaliadas. Ao autores concluíram que, apesar do pouco tempo de controle, os implantes osseointegrados podem ser utilizados como método de reabilitação de pacientes parcialmente edêntulos.

McCARTNEY & DOUD (1993) avaliaram a adaptação passiva em próteses implanto-suportadas através da soldagem de cilindros de ouro a infra-estrutura. Esta técnica utilizada com implantes Brånemark avalia o modelo de trabalho e correções por meio de soldagens. Os cilindros de ouro são unidos intra-oralmente aos intermediários. A infra-estrutura é confeccionada em um peça única com a incorporação de apenas um cilindro de ouro - o mais central- , deixando na região dos outros cilindros um orifício conseguido através de um espessador plástico. Daí se prova a peça com os outros cilindros de ouro em posição que são unidos à infra-estrutura através de resina acrílica. Com esta peça, se corrige o modelo de trabalho e depois procede-se a soldagem única dos

cilindros previamente unidos à infra-estrutura. Segundo os autores, a adaptação passiva conseguida é de extrema importância para minimizar as tensões geradas na prótese, no intermediário, no implante e na interface osso/implante.

DELLINGES & TEBROCK (1993) simularam uma situação clínica para aplicação de torque com chaves manuais. Utilizando luvas molhadas, 60 estudantes do 2º ano foram instruídos a aplicar sua máxima força durante o aperto simulado de um parafuso. O valor médio do torque obtidos pelo grupo masculino foi de 11,84 Ncm e de 10,88 Ncm para o grupo feminino, não havendo diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos. O valor médio para ambos os grupos foi de 11,55 Ncm. Nas condições estudadas, os autores concluíram que é possível obter o torque necessário para os parafusos de pequenos diâmetro (10 Ncm) com este tipo de chave, o mesmo não ocorrendo quando os parafusos exigem um torque mais elevado.

WEINBERG (1993) analisou os aspectos biomecânicos da distribuição de forças em próteses implanto-suportadas, comparando-os com os relacionados às próteses dento-suportadas. Em dentes naturais, a distribuição de forças depende da estrutura rígida do dente e prótese; nos implantes, devido às características da osseointegração que não permitem micromovimentos do implante, a distribuição de forças aos implantes adjacentes depende da elasticidade relativa dos parafusos de ouro, do osso adjacente e da adaptação de todos os componentes levando-se em conta que o ligamento periodontal permite movimentos na ordem de 500  $\mu\text{m}$  e que a parte mais flexível do sistema de implantes permite uma deformação de 100  $\mu\text{m}$ . Daí, a distribuição de forças entre os implantes é bem menor que em dentes naturais. Uma pobre adaptação na interface intermediário/cilindro de ouro pode gerar mais tensão no parafuso do que este está apto a suportar. Desse modo, uma falha na adaptação passiva pode levar a alta incidência de fadiga do metal até à sua falha. Em um caso de prótese múltipla, a falha de um parafuso desloca a força oclusal para outros pontos onde há uma interface adaptada com boa pré-carga, ou seja, os demais implantes podem ser sobrecarregados.

JAARDA; RAZZOOG; GRATTON (1993) disseram que o afrouxamento constante dos parafusos pode ser devido a um inadequado torque. Nesse trabalho utilizaram 16 indivíduos divididos em quatro grupos: grupo (1):- quatro alunos do 2º ano de graduação em Odontologia; grupo (2):- quatro dentistas sem experiência em implante; grupo (3):- quatro dentistas com menos de 12 casos de implantes; grupo (4):- quatro dentistas com mais de 12 casos de implantes. Cada indivíduo foi instruído a dar aperto nos parafusos de ouro, simulando uma situação clínica. Utilizou-se chaves de 20 e 37 mm. Os resultados mostraram uma diferença significativa na variação entre os grupos, quando comparado à variação dentro de cada grupo com dois comprimentos de chaves, sendo que a chave de 20 mm produziu significativamente valores menores de torque de inserção que a chave de 37 mm. Os autores concluíram que:

- 1- indivíduos com pouca experiência em implante (grupo 3) não foram capazes de dar o torque necessário aos parafusos;
- 2- indivíduos com experiência em implantes (grupo 4) tenderam a gerar mais torque que o recomendado;
- 3- nenhum dos indivíduos apresentou consistência na aplicação do torque;
- 4- se o conceito de torque ideal e pré-carga é válido, os clínicos devem usar algum tipo de dispositivo eletrônico de torque para assegurar a obtenção de um torque consistente.

KOHAVI (1993) enumerou algumas complicações relacionadas aos componentes de prótese implanto-suportadas baseado em observações clínicas. A falta de adaptação passiva entre a restauração protética e o intermediário e os contatos oclusais destrutivos são as duas principais razões para as complicações observadas mais frequentemente. A sobrecarga ou o momento de torção exercidos sobre esta prótese, através destes contatos oclusais, resulta no afrouxamento ou fratura de um dos componentes da prótese implanto-suportada.

KALLUS & BESSING (1994) consideram que o tratamento de pacientes desdentados totais através de próteses fixas tem um alto grau de sucesso. Dizem ser muito importante o controle periódico para avaliação. Neste trabalho avaliaram após cinco anos de tratamento sem controle posterior, como estavam os parafusos de ouro. Concluíram que parece haver uma correlação clinicamente significativa entre a desadaptação protética e o afrouxamento dos parafusos mas os resultados não são totalmente conclusivos, já que próteses bem adaptadas podem apresentar parafusos soltos e próteses mal adaptadas também podem ter parafusos bem apertados. As falhas dos parafusos de ouro puderam ser relacionados com a desadaptação das próteses e consideradas como sendo dependente de operador de alguma forma, já que o aperto, a avaliação clínica da adaptação e a adaptação em si são variáveis dependentes do operador.

Em 1994, num debate entre vários profissionais sobre os motivos que levam ao afrouxamento e/ou perda dos parafusos, BINON enumerou alguns itens que ele julgou ter relação:

- torque inadequado;
- pobre adaptação da prótese;
- pouca precisão no torneamento dos componentes;
- carga excessiva;
- desenho do parafuso;
- elasticidade do osso.

Em relação ao torneamento dos componentes, diz que o controle de qualidade deficiente, folga rotacional excessiva na interface implante/intermediário, contatos entre as partes internas dos componentes e portanto, inadequada compatibilidade facilitam o afrouxamento e/ou perda do parafuso. BALSHEI salienta a importância do correto torque, principalmente quando executado eletronicamente. Como o parafuso de ouro fratura a 18,2 Ncm e a pré-carga ideal corresponde a 75% do valor máximo de resistência da liga, o autor sugere que os torquímetros eletrônicos sejam calibrados para permitirem o

torque de 14 Ncm no parafuso de ouro melhorando sobremaneira a efetividade da conexão. SUTTER acha importante a eliminação da folga rotacional entre o implante e o intermediário. Segundo o autor, isso contribui para uma melhora na estabilidade do sistema. BEATY comenta a diferença existente entre os componentes ditos compatíveis. Existe uma variação na altura do hexágono externo entre os diversos fabricantes prejudicando a adaptação da cabeça do implante com o hexágono interno do intermediário.

CARLSSON (1994) evidenciou ser importante para o sucesso do tratamento a adaptação passiva das próteses sobre implantes. Esta deve ser parafusada e não causar estresse ou tensão. Porém, por melhor passividade que se consiga, o aperto dos parafusos gera uma certa deformação da prótese e/ou do osso, gerando algum estresse ao sistema. O estresse e tensão criados por uma prótese mal adaptada comprometem diretamente a longevidade dos componentes. O autor relata que, no sistema Brånemark, um desajuste lateral de até 50  $\mu\text{m}$  não leva a uma tensão no sistema. Por outro lado, um erro angular da mesma dimensão é capaz de gerar um deslocamento angular no ápice do implante para aliviar a tensão gerada.

GYLLENRAM (1994b) avaliou a adaptação passiva da prótese implanto-suportada através de parâmetros clínicos. Qualquer desadaptação gera forças estáticas que vão atuar sobre todo o conjunto e quando, sob efeito das forças dinâmicas da mastigação, esses problemas serão mais acentuados. Uma área com qualidade óssea mais resistente pode tolerar um certo grau de desadaptação o que não ocorre num osso de qualidade pobre. A desadaptação pode ser de três tipos: vertical, horizontal e angular. Um erro vertical leva a uma desadaptação que é proporcional ao erro; o erro horizontal pode levar a duas situações diferentes dependendo do grau da desadaptação e do tipo de implante que está sendo usado. No caso do sistema Brånemark que apresentam um grau de liberdade horizontal entre o cilindro de ouro e o intermediário, uma desadaptação que não ultrapasse esse grau de liberdade horizontal não será prejudicial ao sistema em outras situações, onde não existe essa liberdade horizontal, qualquer

desadaptação horizontal leva a uma combinação de desadaptação horizontal e angular. A desadaptação angular é séria, porque seus efeitos são acentuados à medida que o grau de desadaptação aumenta. Desse modo, nem todos os sistemas de implantes são iguais, pois existem diferenças funcionais fundamentais. Numa boa moldagem existe a possibilidade de erro de 50  $\mu\text{m}$  em todos os eixos. Assim, em um sistema com uma adaptação melhorada, ou seja, onde todas as faces internas do cilindro de ouro se adaptaram perfeitamente ao intermediário, esse grau de desadaptação pode gerar não apenas um erro horizontal, mas um erro angular três vezes maior.

Ainda em relação a avaliação da adaptação passiva da prótese implanto-suportada, em 1994 durante um fórum clínico, vários autores foram convidados a dizer como realizam o teste de adaptação da infra-estrutura de uma prótese fixa total. JEMT considera um dos procedimentos mais críticos durante a confecção de uma prótese implanto-suportada pois nenhuma fundição terá uma adaptação livre de um desajuste micrométrico. Considerou importante a avaliação clínica criteriosa, onde pequenas interfaces ou fendas entre peças fundida e os implantes, antes do aperto dos parafusos são aceitas. GULBRANSEN, ressaltou a importância de se realizar corretamente procedimentos como transferências, inclusão e fundição, conhecer as propriedades das ligas e dos materiais de moldagem assim como as características dos componentes usados pois seriam possíveis fontes de imperfeições que poderiam resultar em desadaptações. Já PAREL atenta para o fato de que apesar de todos os métodos para melhorar os procedimentos laboratoriais assim como da confecção da prótese como um todo, a forma de avaliar clinicamente permanece sem qualquer base científica. Ele considera importante a inspeção visual e através do parafuso. Este é apertado no implante mais distal e se observa o lado oposto. Essa técnica é de fácil utilização clínica e laboratorial. Quando a área examinada encontra-se subgingival recomenda-se observar a quantidade de voltas necessárias para apertar totalmente o parafuso e, se um parafuso exige mais voltas pode ser indicativo de um desajuste vertical. Todos os autores concordaram da necessidade de se verificar a

fidelidade do modelo obtido para a obtenção de uma peça bem adaptada, permitindo a avaliação da adaptação no próprio modelo.

BINON (1995) avaliou a precisão de torneamento de 13 sistemas tipo hexágono externo. Inicialmente proposto por Brånemark tem hoje no mercado por volta de 25 variações. A finalidade inicial do hexágono era permitir a transferência do torque para o implante no momento de sua colocação. Também serve como sistema anti-rotacional na união com o intermediário, promovendo uma maior estabilidade ao conjunto. A quantidade de folga rotacional existente entre o implante e o intermediário pode implicar na instabilidade do parafuso que o segura contra o implante. O diâmetro da cabeça do implante requer um previsível tamanho, com um mínimo de variação possível para se adaptar ao intermediário. Se essa interface for irregular pode resultar num degrau ou numa cratera, locais adequados para o acúmulo de placa bacteriana e uma conseqüente resposta tecidual adversa. Os autores concluíram haver uma grande variação na tolerância de precisão de componentes usinados. Deve-se ficar atento quando realizar o intercâmbio de sistemas para não comprometer o trabalho final.

BENZING et al (1995) avaliaram o estresse transferido ao tecido ósseo utilizando dois conceitos de tratamento para maxila com dois materiais distintos. Utilizando-se de mensuração clínica com extensômetros e análise de elemento finito, num primeiro caso, a disposição de implantes concentrados entre a região de prés-molares e anterior (quatro a seis fixações). No outro caso, distribuíram os implantes na região anterior, de prés e nas tuberosidades, evitando assim o braço de alavanca distal - como a correta no primeiro caso. Os resultados revelam uma distribuição de estresse ao osso mais favorável na situação onde o cantilever foi evitado. A resistência à flexão da infra-estrutura tem relação direta com o osso. Se esta for confeccionada com uma liga mais macia, acrescerá 50% de estresse ao osso comparativamente a uma infra-estrutura extremamente rígida. Constataram também não haver diferença em relação a distribuição de estresse ao osso, entre uma prótese suportada por quatro ou seis implantes, desde que o cantilever e os implantes tenham o mesmo tamanho.

MORGAN & JAMES (1995) criaram uma equação para uso clínico que se leva em consideração diversos fatores para o planejamento. Os principais itens são: número de implantes, o espaço entre eles e a extensão do cantilever para que se consiga uma distribuição equitativa por todo o sistema. Com isso, segundo os autores, reduz-se a possibilidade de falhas.

VAN ZYL et al (1995) encontraram em seus estudos através de elementos finitos, que a extensão de 15 mm de cantilever sobre seis implantes de 13 mm na mandíbula é bastante aceitável. Acima disso, ocorre um incremento de estresse, principalmente nas corticais ósseas linguais e vestibulares devido, provavelmente, a essas serem mais finas.

MILLINGTON & LEUNG (1995) realizaram um trabalho avaliando o estresse gerado quando se tinha uma infra-estrutura mal adaptada. Foram simuladas desadaptações individuais na interface prótese/intermediário, diferindo o ponto onde as mesmas ocorriam. Daí, verificou-se o efeito produzido pelas cargas nas fixações e nos parafusos através de análise fotoelástica. Quando a fenda era de 55  $\mu\text{m}$  no local, o parafuso de ouro não conseguia unir satisfatoriamente a prótese ao intermediário. Foi observado a produção de estresse mesmo sendo o desajuste menor que 6  $\mu\text{m}$ . A desadaptação, no implante central, gerava um estresse bem maior quando comparado aos outros implantes e, independente do local onde se encontrava a desadaptação, predominava carga compressiva no implante central e tensiva nos distais.

Em 1996, ZOIDS; WINKLER; KARELLOS avaliaram o efeito de três procedimentos de conexão na adaptação da interface cilindro de ouro intermediário. Foram confeccionadas barras Hader sobre dois implantes as quais foram seccionadas e separadas em três grupos, segundo o procedimento de conexão: grupo I - soldagem; grupo II - eletrosoldagem; grupo III - fundição sobre fundição. As medidas da adaptação foram feitas com um estereomicroscópio no local com maior abertura da interface, antes e após os procedimentos de conexão. Os autores concluíram que nenhum dos três métodos estudados foi capaz de

produzir barras com adaptação precisa, sendo os resultados mais precisos e consistentes obtidos com os procedimentos de fundição sobre fundição.

CARR; GERALD; LARSEN (1996) observaram a resposta óssea em torno das fixações conectadas as próteses com diferentes níveis de adaptação. Este estudo, realizado em macacos, dois grupos foram criados. O primeiro em que a prótese foi confeccionada tomando todos os cuidados para uma boa adaptação e outro grupo no qual foram produzidos erros em torno de 200  $\mu\text{m}$ . Os níveis ósseos foram observados e não se observou diferenças entre os dois grupos deve-se ressaltar que não foram introduzidas cargas oclusais. Daí, os autores concluíram que, sem o efeito de cargas oclusais, as próteses não passivas causam diferenças na resposta óssea. Disseram também haver a necessidade de novos estudos pois nesse foi salientado somente a adaptação sem cargas oclusais e que o tempo de observação foi curto existindo ainda a limitação do modelo.

JEMT (1996) comparou medidas obtidas a partir de modelos com as obtidas diretamente na boca, verificando assim os métodos que produzissem os maiores graus de adaptação das próteses sobre implantes. Através do método fotogramétrico computadorizado que fornece medidas tridimensionais, realizou as medidas. Essa comparação teve como objetivo verificar a validade dos vários estudos onde os modelos são usados como referência dado a dificuldade da realização de estudos "in vitro". Foram selecionados 17 pacientes, sendo dez com implantes em mandíbula e sete em maxila. Os modelos de trabalho foram obtidos com os cuidados habituais. As próteses foram confeccionadas através de dois métodos. Cinco fabricadas em titânio (Ti-3 Frames, Procera, Nobelpharma AB, Göteborg, Sweden) e soldadas a laser e as outras doze foram fabricadas em ouro através do processo de fundição em monobloco. Todas foram clinicamente testadas e aceitas como adaptadas satisfatoriamente. As análises mostraram resultados diferentes para as diversas situações. Quando os modelos foram usados como referência, a média tridimensional de distorção do ponto central do cilindro de ouro foi de 37  $\mu\text{m}$  nas próteses mandibulares e de 75  $\mu\text{m}$  nas próteses maxilares. Quando as medidas foram realizadas diretas na boca, os valores eram

51  $\mu\text{m}$  nas próteses mandibulares e de 11  $\mu\text{m}$  para maxilares. A média de desajuste tridimensional foi significativamente maior para as medidas realizadas "in vivo". Os autores lembraram que as próteses tinham sido consideradas satisfatórias pelos testes clínicos habituais e alertam que as próteses com "aparência" aceitável podem possuir centenas de microns na interface de desadaptação e que, como interfaces, deste nível podem causar problemas, é uma questão que requer investigação.

JEMT & BOOK (1996) avaliaram a perda óssea marginal conseqüente à falta de adaptação passiva da prótese. Os pacientes foram divididos em dois grupos acompanhados por um ano prospectiva e respectivamente por quatro anos. Através de uma técnica fotogramétrica tridimensional para análise de adaptação e de radiografias intra-orais convencionais, não foi encontrada uma correlação estatisticamente significativa entre a perda óssea observada e os diferentes parâmetros de desadaptação protética, embora nenhuma prótese apresentasse uma adaptação completamente passiva e o grau de perda óssea marginal tenha sido de 0,5 e 0,2 mm para ambos os grupos. Observou-se ainda um mesmo padrão de distorção nas próteses de ambos os grupos, indicando que uma distorção similar pode ser esperada após vários anos da instalação da prótese devido ao fenômeno da osseointegração, que pode ser caracterizado pela anquilose dos implantes.

BINON & McHUGH (1996) analisaram o efeito de se eliminar a folga rotacional existente entre o implante e o intermediário e qual a sua relação com a estabilidade dessa interface. Para isso, selecionaram fixações de plataforma regular de vários fabricantes. Utilizando um dispositivo de medição de hexágono externo, desenvolvido por McHugh, selecionou fixações que seu hexágono variava de 0,1055 a 0,1080 polegadas. Dois intermediários tipo UCLA foram testados. Um grupo era composto pelo intermediário UCLA pré-usinado em ouro. O outro por cilindro UCLA de plástico. Ambos os grupos eram de intermediários não rotacionais. A folga existente entre o implante e o intermediário pré-usinado em ouro era de cinco graus e de 0,1 grau na interface implante/intermediário

fundido. O grupo do intermediário de plástico foi encerado, incluído e fundido com uma liga de metal nobre para metalo-cerâmica. Após o torque, que variou de 20 a 30 Ncm, esse conjunto recebeu cargas laterais de 133 N. Concluíram que: 1) existe uma correlação direta entre a folga existente na interface implante/intermediário e a perda do parafuso; 2) intermediários fundidos eram mais resistentes à perda do parafuso que os pré-usinados; 3) restaurações unitárias com cantilever que não tem folga na interface implante/intermediário são mais resistentes à perda do parafuso; 4) a perda do parafuso pode ser minimizada através da melhor adaptação entre os componentes.

Ainda em 1996, JEMT et al apresentaram os resultados dos métodos e sistemas desenvolvidos para mensurar a adaptação na interface componente protético intermediário. Num estudo realizado em quatro centros dos Estados Unidos e Suécia por um período de dois anos desenvolveu-se quatro sistemas de medição que davam dados tridimensionais que quantificam as relações linear e angular. Todos os sistemas são ligados a computadores com programas para transformação geométricas, análises estatísticas e resumo das informações diretamente em gráficos. Após todas as análises, concluíram que há diferenças entre os quatro sistemas e que é importante que sejam desenvolvidos métodos precisos e confiáveis de avaliação devido à importância clínica do fator adaptação protética.

MA; NICHOLLS; RUBENSTEIN (1997) mediram a fenda existente entre diversos componentes usinados do sistema Nobel Biocare. Essa variou de 22 a 100  $\mu\text{m}$ . Entre os componentes de moldagem cônicos e quadrados, estes últimos apresentaram uma menor fenda entre ele, o intermediário e o análogo. O conhecimento desta tolerância entre os componentes é importante para que ocorra uma pré-carga no sistema quando a infra-estrutura estiver sendo colocada em posição. Embora essa tolerância possa ser vista como uma desadaptação, ela pode permitir à peça um assentamento com passividade, sem introduzir estresse ao sistema, se a alteração de fundição da peça for menor ou igual aos valores medidos entre os componentes usinados.

MAY et al (1997) afirmaram que a correta adaptação entre os componentes do sistema de implantes fundamental para a sobrevida do tratamento e manutenção do osso de suporte. Para a avaliação da correta adaptação entre os componentes se dispõe de diferentes métodos: a sondagem, observação visual e radiografias periapicais - considerados métodos rotineiros. Através do aparelho Periotest (Siemens BioResearch Inc. Milwaukee, Wis.) sugerido por SCHULTE, pode-se identificar e qualificar as interfaces com mais precisão e assim obter um melhor prognóstico nas reabilitações com implantes. O aparelho consiste em uma vareta dirigida eletromagneticamente e controlada eletronicamente que se move rapidamente analisando a superfície dentária em ângulo de 90° num ritmo de quatro ciclos por segundo. O tempo de contato entre a haste e o dente é registrado pelo instrumento e o valor numérico que aparece na tela do aparelho é chamado valor Periotest (PTV). Ele representa a medida da quantidade do grau de movimento do objeto submetido a um estímulo de percussão. Sua maior utilização é para avaliar as condições periodontais dos dentes naturais e alterações funcionais dos tecidos de suporte. Quanto mais negativo o PTV, maior a resistência ao movimento. Neste trabalho, o aparelho foi usado para avaliar a estabilidade das interfaces implante/intermediário e intermediário/cilindro de ouro sob uma série de condições experimentais.

Duas costelas bovinas foram utilizadas. Em cada uma foram colocadas três implantes auto rosqueáveis distando 7 a 10 mm entre si em curva. Experimentalmente foram realizados testes com os componentes adaptados e desadaptados. As desadaptações criadas através de espaçadores finos, foram colocados nas interfaces implante/intermediário (I-I) e intermediário/cilindro de ouro (I-C). Na I-I, o torque dado foi de 20 Ncm e na I-C de 10 Ncm. A primeira medida foi feita com os correspondentes adaptados e a segunda com três níveis de desadaptações: 25,4; 50,8; e 101,6  $\mu\text{m}$ . A interface implante/intermediário foi avaliada com as interferências e as medidas registradas. Após isso, os intermediários foram novamente adaptados e as desadaptações criadas entre o intermediário e o cilindro de ouro. Daí, novas medidas foram realizadas. Verificaram que as interferências criadas não afetaram a estabilidade do

intermediário. Já na interface intermediário/cilindro de ouro, a instabilidade aumentou proporcionalmente à maior desadaptação, estando essa também relacionada a metalurgia e ao menor diâmetro dos parafusos de ouro quando comparado ao parafuso do intermediário. Daí, os autores concluíram que : 1) os intermediários e os cilindros de ouro têm diferentes PTV; 2) o Periotest pode ser usado para qualificar a adaptação das interfaces dos componentes com segurança; 3) a desadaptação entre o implante e o intermediário não afeta a estabilidade do sistema, fato esse oposto ao que ocorre na interface intermediário/cilindro de ouro, como visto neste estudo.

RANGERT; SULLIVAN; JEMT (1997) relataram haver diferenças biomecânicas entre próteses parciais posteriores e próteses totais implanto-suportadas. Estas se beneficiam da estabilização promovida entre os diversos planos de orientação (frontal, lateral e sagital). Daí, a grande importância de uma precisão na interfaces intermediário/prótese. Caso isso não ocorra, cargas estáticas podem ser geradas comprometendo o sistema, através de afrouxamento/fratura de parafusos, e também o osso de suporte. Se a prótese for incorretamente executada, essa levará a uma dificuldade no aperto dos parafusos deixando o sistema "em risco".

DELLOW; DRIESSEN; NEL (1997) avaliaram a interface implante/intermediário de quatro sistemas de implantes ditos intercambiáveis, através de microscopia de varredura (SEM - Scanning Eletron Microscopy). Os autores lembram que apesar da possível vantagem financeira e prática de intercâmbio entre componentes pode-se existir desadaptações que possam comprometer a futura prótese e sucesso do tratamento. Essa união imprecisa de componentes pode resultar em implicações clínicas como: 1- perda freqüente de parafusos; 2- fratura de parafusos; 3- grande retenção de placa; 4- resposta adversa dos tecidos moles; 5- perda da osseointegração (Symposium on Tissue Integration in Oral, Orthopaedic, and Maxillofacial Reconstruction, 1991). Dentre os sistemas avaliados - Southern Implant Sustern, Brånemark, Swed-Vent, e Steri-Oss- conclui-se que: 1- intermediário Steri-Oss não tem um bom intercâmbio com

implante Southern; 2- não houve diferenças significantes nas microfendas encontradas quando se intercambiava os componentes; 3- diferenças significativas foram encontradas quando se mediu a projeção existente entre implante/intermediário quando se intercambiava componentes; 4- essa projeção variou positiva e negativamente; 5- os sistemas testados podem ser considerados compatíveis.

JANSEN; CONRADS; RICHTER (1997) estudaram a infiltração bacteriana existente em implantes de dois estágios. Os autores observaram haver uma fenda entre o implante e o intermediário que pode se tornar um nicho para a bactéria, causando assim reações inflamatórias nos tecidos moles peri-implantares. Essas fendas são inevitáveis e sua implicação clínica tem sido negligenciada tanto pelos fabricantes como pelos clínicos. Treze diferentes combinações entre implantes/intermediário foram sujeitas a avaliação "in vitro". Cada combinação era composto por dez conjuntos de implantes e esses foram colocados na presença das bactérias *Escherichia coli* em suspensão. Houve penetração bacteriana em todos os conjuntos. Quando o implante Frialit-2 foi suprido com um anel de silicone houve uma diminuição na infiltração. A fenda marginal entre implante/intermediário, medida com microscópio eletrônico de varredura foi menor que 10  $\mu\text{m}$  em todos os sistemas. Os autores propõem modificações na junção implante/intermediário para ocorrer um melhoramento. Consideram um "início promissor" a incorporação de um anel de silicone na interface implante/intermediário. Recobrir as áreas de contato com um metal maleável também foi proposto como uma possível solução.

SERTGÖZ (1997) verificou os efeitos dos materiais utilizados tanto na confecção da infra-estrutura como na superfície oclusal, na distribuição do estresse em próteses fixas implanto suportadas e no tecido ósseo de suporte. Através de análise tridimensional de elemento finito, simulou um típica prótese fixa total no aço mandibular suportada por seis implantes localizados na região anterior e com extensões em cantilever bilaterais de 16 mm. O objetivo de seu estudo era determinar a melhor combinação de materiais para a confecção da

restauração protética. Utilizou resina acrílica, resina composta e porcelana para o recobrimento oclusal. As ligas metálicas utilizadas foram: ouro, prata-paládio, cobalto-cromo e titânio para a infra-estrutura. Foi utilizada uma carga vertical total de 172 N, que correspondia à média de força durante a mastigação em uma prótese fixa implanto-suportada mandibular, com duas unidades de cantilever posteriores bilaterais, ocluindo contra prótese total superior. Os pontos de aplicação estavam localizados na centro dos implantes terminais, no final das extremidades livres, à meia distância entre o centro dos implantes terminais e o final dos cantilever e também em quatro pontos distribuídos na região anterior, entre os centros dos implantes distais. Os resultados demonstraram que o estresse no tecido ósseo ao redor dos implantes foi de pequena magnitude. Os estresses máximos foram bem inferiores aos limites de tração e compressão do osso cortical e medular. A utilização de materiais mais resistentes para a confecção da infra-estrutura não alterou o prognóstico biológico das próteses implanto-suportadas, isto é, não teve efeito deletério no tecido ósseo. Já ponto de vista mecânico, a utilização de um material mais rígido para a infra-estrutura diminui o estresse gerado no parafuso de ouro. Isto provavelmente significa que a alta resistência da infra-estrutura à torção reduz o risco de sobrecarga mecânica nos parafusos de retenção, especialmente em infra-estrutura com extensões em cantilever. Isto sugere que a utilização de materiais mais rígidos ajudam a prevenir as falhas protéticas. Do ponto de vista biomecânica, a melhor combinação de materiais encontrada foi a infra-estrutura em liga de cobalto-cromo com a superfície oclusal em porcelana.

GUTIERREZ et al (1997) verificaram a precisão de torquímetro manuais de 10, 20, 30 e 35 Ncm sob condições clínicas rotineiras. Sugerem calibração dos aparelhos para que estes tenham a efetividade desejada. O correto torque entre os componentes é essencial para a manutenção dos parafusos quando em função. Torque excessivo pode superar o limite de resistência da liga do parafuso, criando uma deformação permanente na haste do parafuso levando-o à fratura.

HAGIWARA; SUZUKI; IGARASHI (1997) analisaram a compatibilidade de sistemas. Através da análise da interface implante/intermediário e intermediário/cilindro de ouro de três sistemas de implantes usando microscópio de varredura a laser. Na análise intra-sistema, os resultados da interface implante/intermediário foram: 10,41  $\mu\text{m}$  (3I); 28,63  $\mu\text{m}$  (Nobel) e 14,13  $\mu\text{m}$  (Steri-Oss). Na análise entre-sistemas, a combinação implante Nobel/intermediário 3I foi a que obteve a menor desadaptação: 3,72  $\mu\text{m}$ . Os autores concluem que a adaptação dos componentes tanto na análise intra como na entre-sistemas pode ser clinicamente aceitável, todavia uma compatibilidade segura e estável é obtida com os componentes do mesmo sistema.

KANO (1998) avaliou interface intermediário/cilindro de ouro utilizando componenetes de um mesmo sistema e combinando-os entre si. Componenetes de seis sistemas de implantes compatíveis foram utilizados: 3I, Lifecore, Conexão, Implamed, Nobelbiocare e NAPIO. Após a adaptação dos mesmos, o aperto dos parafusos foi padronizado com o auxílio de um torquímetro eletrônico. Os resultados da análise intra-sistema, após leitura em microscópico, não foram estatisticamente significantes entre os sistemas em relação ao desajuste (desajuste médio de 7,85  $\mu\text{m}$ ), por outro lado, o melhor ajuste foi encontrado para sistemas Nobelbiocare e Implamed e o pior para sistemas Lifecore e 3I. Os resultados da análise entre-sistemas sugeriu que nem todas as combinações podem ser consideradas compatíveis.

WEINBERG (1998) descreve alguns procedimentos que visam diminuir a sobrecarga no implante a qual chama de "biomecânica terapêutica". Sugere que a cabeça do implante fique posicionada o mais perto possível da linha mediana da prótese. Para isso, pode ser necessária a inclinação do implante. A oclusão cruzada posterior deve ser usada sempre que possível para diminuir o desvio horizontal do implante. Intermediários angulados fornecem acesso ou paralelismo, conforme o necessário. A inclinação da cúspide posterior deve ser reduzida consideravelmente. Quando um cantilever vestibular existir na região anterior, sugere uma parada horizontal na superfície palatina do dente anterior

para que a força incidente seja redirecionada se tornando vertical, melhorando sua distribuição para o implante e o osso de suporte. Devido a variabilidade fisiológica, recomenda a criação de uma oclusão cêntrica modificada que contenha uma depressão de 1,5 mm produzindo uma força vertical resultante dentro de sua variação de movimento em vez de força lateral.

BINON (1998) avaliou a efetividade de um método proposto para prevenir a perda do parafuso. Utilizando fixações tipo hexágono externo de 3,75 mm e intermediários tipo UCLA pré-usinados em titânio, esse método consistia em se aplicar o torque manual, criar pequenos reentrâncias na superfície interna da cavidade do parafuso do intermediário logo acima da cabeça deste, a introdução de material de moldagem, condensação deste com uma bolinha de algodão e selamento final com um compósito foto-ativado. No grupo controle, o torque foi executado com um torquímetro eletrônico e de acordo com a especificação do fabricante - 20 Ncm . Nenhum material foi introduzido na cavidade de acesso ao parafuso. Após a aplicação de cargas não axiais cíclicas observou-se que a técnica recomendada não foi efetiva para a prevenção da perda do parafuso. O autor considera dois fatores essenciais para o insucesso da técnica. O primeiro é devido ao torque ser dado manualmente. Torque mecânico é comprovadamente mais eficaz para se obter uma ótima pré-carga no parafuso. A segunda consideração é sobre a pouca rigidez inerente ao material de moldagem que era introduzido sobre a cabeça do parafuso do intermediário. É improvável que este consiga inibir a vibração ou movimentos laterais que levam ao afrouxamento e/ou perda do parafuso.

MAY et al (1998) utilizou o aparelho Periotest para avaliação da adaptação da infra-estrutura "in vivo" em 15 pacientes que receberam próteses fixas implanto-suportadas. No modelo de trabalho, as infra-estruturas foram avaliadas através de videografia a laser. O objetivo principal do trabalho era verificar se havia correlação entre os dois meios de avaliação de desadaptação. Conclui-se que são muitas as variáveis envolvidas numa comparação "in vitro" e "in vivo".

McGLUMPHY; MENDEL; HOLLOWAY (1998) descreveram algumas soluções para minimizar o problema do afrouxamento dos parafusos de ouro. Rosca antivibracional, interligação mecânica direta, alteração no desenho do parafuso e mecanismo de controle de torque foram sugeridos para minimizar o problema, porém nenhum elimina por completo. O afrouxamento do parafuso pode causar maiores problemas tais como perda óssea ou fratura do implante. A manutenção do parafuso apertado é conseguida quando a força de tratamento supera a de separação. Após o torque aplicado a pré-carga é desenvolvida. Essa é uma carga inicial no parafuso em tensão, que desenvolve uma força compressiva de tratamento entre as partes. A pré-carga depende:

- 1) do torque aplicado;
- 2) da liga do parafuso;
- 3) do desenho da cabeça do parafuso;
- 4) da liga do intermediário;
- 5) da superfície do intermediário;
- 6) do lubrificante.

O torque ótimo é de 75% da resistência mecânica do parafuso. O autor enumera ainda alguns itens importantes para a manutenção dos parafusos apertados:

- 1- fixações colocadas paralelamente as forças oclusais;
- 2- mínimo de cantilever nas próteses;
- 3- oclusão ajustada com cargas no longo eixo do implante, eliminando contatos em trabalho e balanceio, deixando a guia anterior em dentes naturais quando possível;
- 4- sistema antirotacional para elemento isolados;
- 5- componentes apertados com torques recomendados pelos fabricantes;

6- adaptação passiva da infra-estrutura em prótese múltiplas.

GROSS; ABRAMOVICH; WEISS (1999) avaliaram a microinfiltração que ocorre na interface implante/intermediário em cinco sistemas diferentes. Observaram que o grau de microinfiltração variava com o torque. Quando se utilizava um torque menor que o indicado, a microinfiltração era maior. Mesmo assim ela foi observada em todos os sistemas estudados (Brånemark, Sulzen Calcitek, 3i, ITI e Steri-Oss). A microinfiltração pode causar odor e inflamação nos tecidos peri-implantares. Utilizando sonda para traçado colorida guiada através de um sistema de pressão a 2-atm, a interface foi determinada através de análise espectométrica. Concluíram que:

- 1- infiltração na interface implante/intermediário é um fenômeno registrável e que varia entre os sistemas, amostras e torque aplicado;
- 2- diferenças significantes na microinfiltração foram observadas entre 10 Ncm, 20 Ncm e o torque recomendado pelo fabricante, sendo esta significativamente menor quando se utilizava o torque recomendado;
- 3- quando utilizado o torque recomendado na interface implante/intermediário, o potencial de efeitos adversos da microinfiltração são reduzidos.

WEE; AQUILINO; SCHNEIDER (1999) realizaram revisão de literatura sobre estratégias para se obter adaptação passiva em prótese implanto-suportadas. Verificou artigos clínicos e técnicos sendo os estudos realizados "in vitro". Com os resultados obtidos observou que mesmo utilizando métodos diversos, uma leve desadaptação ocorre entre o intermediário e a prótese implanto-suportada. Concluiu que múltiplos fatores impedem que a adaptação passiva seja alcançada, mesmo com o uso de avançadas estratégias. Daí ser apropriado lançar mão de procedimentos meticulosos e precisos para se obter adaptação passiva em prótese implanto-suportadas.

VERSLUIS; KORIOTH; CARDOSO (1999) analisaram em seu estudo o efeito do uso de uma pequena arruela no implante tipo Branemark para diminuir a soltura e/ou perda do parafuso de ouro. Foi realizada uma simulação através de elementos finitos no qual um conjunto de implante tipo Branemark foi digitalizado. Entre o cilindro de ouro e o parafuso de ouro foi colocada a arruela que tinha a espessura igual a distância entre duas roscas do parafuso de ouro. Suas características simulavam ser esta feita de alumínio. Através de cargas axiais de 350 N observaram que com a arruela, o parafuso de ouro ficou mais estável. Concluíram ser este procedimento barato e aplicável. Também notaram que o uso da arruela não altera a pré-carga e que esta pode superar ou atrasar as causas da perda e/ou afrouxamento do parafuso de ouro : carga mastigatória, fadiga e resistência do material - bem como vibração e o processo de afrouxamento por estresse.

MERZ; HUNENBART; BELSER (2000) compararam em seu estudo a conexão do intermediário ao implante do tipo cônico com o tipo junção de topo, utilizando dois modelos com implantes ITI submetidas a análise por elementos finitos. Observaram que quando o hexágono externo do implante possui menos de 2 mm de altura existe uma grande possibilidade de perda de parafuso devido a ação das forças externas, com exceção de força axial. Outros estudos relatam uma alta incidência da perda do parafuso de intermediário - acima de 40% como reportado por JEMT et al (1991) e no tipo cônico esse percentual cai de 3,6% a 5,3% em restaurações de dentes isolados com coroas cimentadas (BECKER & BECKER, 1995). Concluiu, portanto ser a junção tipo cônica mais estável que a tipo junção de topo, na qual o intermediário se conecta ao hexágono externo do implante, principalmente em coroas isoladas.

GUICHET et al (2000) compararam em seu trabalho a adaptação passiva e abertura marginal em próteses parciais implanto-suportadas aparafusadas e cimentadas. Utilizando modelos fotoelásticos simulando a área posterior de mandíbula, três fixações tipo parafuso foram localizadas nas regiões de 1º e 2º pré-molares e 1º molar. Os autores puderam concluir que:

- 1) abertura marginal da prótese parafusada e cimentada eram similares antes do assentamento e, após esse, as próteses parafusadas mostraram uma margem cervical bem menor;
- 2) o estresse gerado foi maior e mais variado na prótese parafusada;
- 3) a significativa diminuição da abertura marginal na prótese parafusada foi associada ao maior estresse gerado.

McALARNEY & STAVROPOULUS (2000) compararam o tamanho de extensões distais de 55 casos clínicos com o que deveria ser realizado teoricamente. Algumas informações clínicas requeridas foram:

- 1- nº de arranjo geométricos dos implantes;
- 2- tamanho da prótese considerada ideal pelo clínico como de ótima função, estética e fonética;
- 3- resultado clínico para esta distribuição dos implantes.

Utilizando um modelo de Skalak, se aplicava forças verticais em mais de 500 locais da prótese. A união do parafuso de ouro ficava em sobrecarga quando a força compreensiva e/ou tensiva variava de 200 a 250 N. O critério para seleção dos casos incluía:

- 1- plano de tratamento para reabilitação completa do arco;
- 2- modelo de trabalho com análogos em posição;
- 3- informações sobre o arco antagônico;
- 4- tamanho de extensão distal considerado "ideal" pelo clínico;
- 5- tamanho atual da extensão distal em casos já tratados;
- 6- relato das complicações ocorridas todo o período como perda ou falha de parafusos.

Concluiu que em 98% dos casos o tamanho da extensão distal excedia o tamanho teoricamente "ideal". Reiterou a importância de se arranjar bem as fixações no arco para uma melhor suporte da extensão distal.

BINON (2000a) em seu trabalho de revisão dos sistemas de implantes, mostrou as diversas características que se pode levar em consideração para se classificar um sistema de implantes. Entre ela cita a interface implante/intermediário, forma geométrica e a superfície do implante e seu recobrimento. Numa avaliação crítica da interface implante/intermediário, o autor cita o grande sucesso clínico da junção tipo hexágono externo iniciado por Brånemark. Salienta que seu uso inicial era para próteses completas fixas em pacientes totalmente desdentados. Em próteses parciais e unitárias, essa interface e seu parafuso estão mais expostos a variados tipos de cargas, sendo os braços de alavanca e cargas laterais as mais danosas. Dependendo da força, o parafuso não tem resistência suficiente para suportar. Hexágono externo baixo e estreito é mais susceptível à forças laterais. Após verificada essa deficiência, Brånemark recomendou o aumento em altura do hexágono externo de 0,7 para 1,2 mm. Mesmo assim, a literatura é farta em trabalhos que mostram a falha dessa conexão - de 6 a 48% - levando a um custo adicional quase sempre absorvido pelo protesista. Para o autor, as junções de conexão interna prevalecerão no futuro por serem mais estáveis, mais resistentes, fáceis de restaurar e permitem excelente resultado estético.

HERBST et al (2000) avaliaram a precisão da moldagem de transferência utilizando quatro técnicas distintas. Um modelo mestre foi construído simulando a situação clínica e nele foram localizadas cinco fixações. As técnicas utilizadas foram:

- 1- componentes de transferência cilíndricos;
- 2- componentes de transferência quadrados separados;
- 3- componentes de transferência quadrados unidos com resina acrílica;
- 4- componentes de transferência quadrados com uma extensão unilateral porém sem estarem unidos.

Através de avaliação em microscópio, os resultados levaram às seguintes conclusões: 1) todas as técnicas descritas tiveram uma boa precisão; 2) qualquer uma das técnicas testadas pode ser utilizada para se obter impressões em próteses implanto-suportadas.

BINON (2000b) evidencia cuidados e laboratoriais e clínicos com o objetivo de se obter estabilidade nas junções parafusadas das prótese sobre implantes. Como exemplos de procedimentos laboratoriais cita a limpeza da superfície de contato dos cilindros de ouro, o uso de análogos novos, de componentes usinados, de chaves do mesmo sistema, de capas protetoras nos cilindros antes do polimento e a verificação da adaptação passiva da peça no modelo. Já clinicamente deve-se usar parafusos de ouro novos, chaves corretas para cada tipo de parafuso, verificação da adaptação da prótese através de diversos métodos, a aplicação do torque recomendado, reaperto após cinco minutos, depois da prótese entrar em função por duas semanas e nova avaliação após 12-18 meses. Segundo o autor, a causa do afrouxamento e/ou perda dos parafusos é multifatorial envolvendo o torque, pré-carga, adaptação, tolerância, instrumentação, desenho, materiais, manuseio e cargas oclusais. Salienta ainda que o clínico deve estar atento a todos esses detalhes.

*Proposição*

---

### **3. PROPOSIÇÃO**

Devido às variadas opções existentes no mercado de sistemas alternativos que se dizem compatíveis ao sistema pioneiro Brånemark, os quais apresentam como atrativos custos mais reduzidos viu-se a necessidade de se avaliar a interface fixação/intermediário.

Essa avaliação tem como finalidade:

- 1- verificar a desadaptação em micrômetros da interface fixação/intermediário no sentido vertical;
- 2- avaliar a possibilidade do intercâmbio de componentes de duas marcas comerciais em relação ao sistema Brånemark.

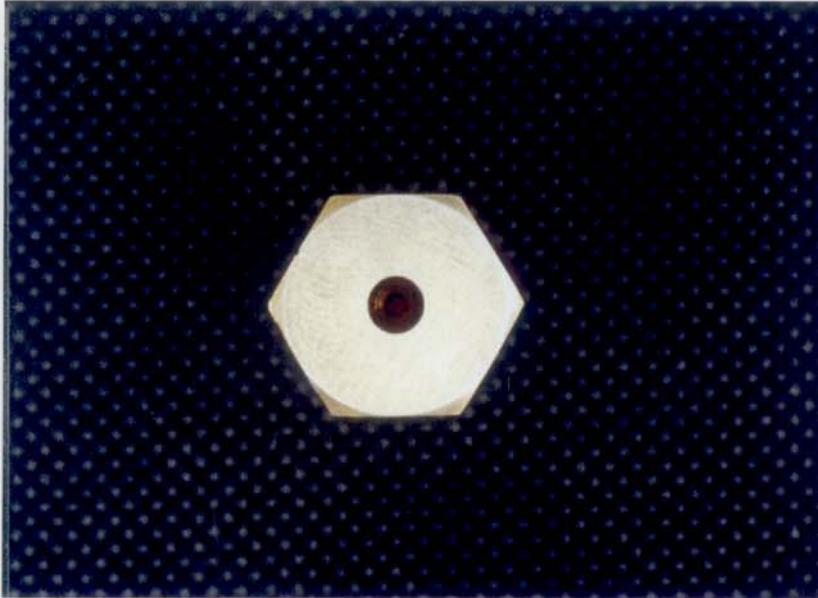
## ***Materiais e Métodos***

---

## **4. MATERIAIS E MÉTODOS**

### **4.1. CORPO DE PROVA**

O corpo de prova foi adaptado sobre uma base de latão, de forma cilíndrica, medindo 4 cm de comprimento X 2,5 cm de diâmetro, contendo seis faces uniformes. No centro confeccionou-se uma perfuração de 4 mm de diâmetro por 10 mm de comprimento no qual foi introduzido uma fixação SDCA 018-0 (Nobel Biocare- Gotemburgo- Suécia) de 13 mm fixada com Super Bonder (Henkel Loctite Adesivos L.T.D.A., Ind. Bras.). Uma outra base também em latão, foi construída para servir de apoio ao corpo de prova e permitir a mudança dos lados para avaliação ao microscópico (SARTORI, 1999). A construção e torneamento das peças foram realizados pelo SENAI-Unidade Bauru-SP.



**Figura 1-** Base de latão com perfuração central para alojar a fixação



**Figura 2-** Corpo de prova na base com a fixação (SDCA 018-0) e intermediário (SDCA 068-0) em posição

## 4.2. AMOSTRA UTILIZADA

De posse de catálogos de empresas que fabricam implantes, selecionou-se algumas que se dizem compatíveis à fixação Nobel Biocare utilizada e, através de cartas, cara contactou-se cada uma delas pedindo o envio de cinco intermediários tipo "Standard" para avaliação da interface fixação/intermediário. As empresas contactadas foram:

- Sistema 3I - Brasil Implant Systems Com. Imp. Exp. Ltda- (SP-SP)
- Sistema Implamed - Sterngold Implamed- (SP-SP)
- Sistema Nobelbiocare – Sistema Brånemark- (SP-SP)
- Sistema Lifecore - Promodent- (Barueri-SP)
- Sistema Conexão - Conexão Sistemas de Prótese Master Ltda- (SP-SP)
- Sistema Titanium Fix- As Technology- (São José dos Campos - SP)

As empresas que responderam à solicitação foram:

- Sistema Nobel Biocare
- Sistema Conexão
- Sistema Titanium - Fix

Para a empresa Nobel Biocare – Sistema Brånemark além dos cinco intermediários "Standard" foram também solicitadas três fixações de plataforma regular (SDCA 018-0).

Os componenetes utilizados no trabalho estão descritos com os respectivos códigos dos fabricantes. São eles:

	<i>FIXAÇÃO</i>
<b>NOBEL</b>	SDCA 018-0 RP – 13 mm de comprimento

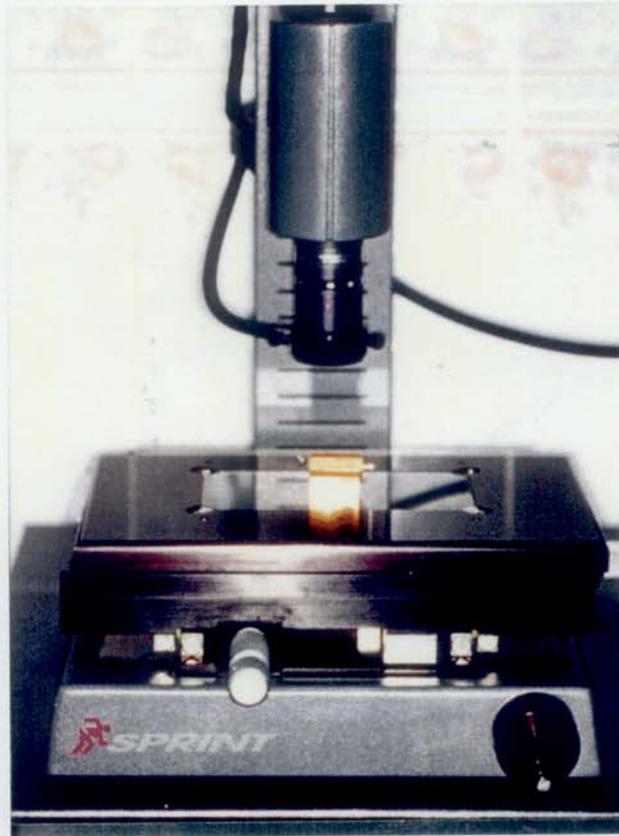
	<i>INTERMEDIÁRIO</i>
<b>NOBEL</b>	SDCA O68-0 RP – 3 mm de altura
<b>CONEXÃO</b>	09 CNB – A – 3 mm de altura
<b>TIT.FIX</b>	AST 3.0 – 3 mm de altura

#### 4.3. Leitura vertical da interface fixação - intermediário e sequência experimental.

Para a medição da interface utilizou-se um microscópio óptico tridimensional (Ram Optical Instrumentation – modelo Sprint - Irvine, CA, USA) com aumento de 230 vezes, de propriedade da Conexão - Sistemas de Prótese Master - São Paulo - SP.



**Figura 3-** Microscópio óptico tridimensional (Ram Optical Instrumentation - modelo Sprint - Irvine, CA, USA)



**Figura 4-** Corpo de prova em posição para leitura no microscópio óptico tridimensional

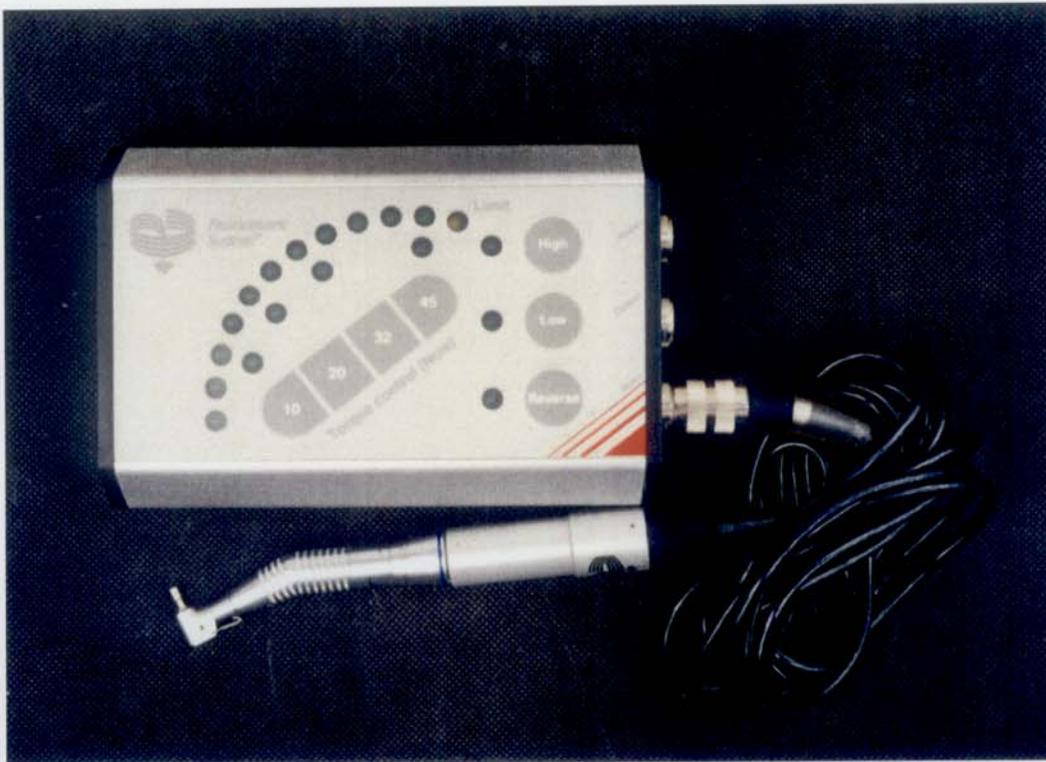
O intermediário era posicionado de encontro ao hexágono externo da fixação utilizando o transportador de pilar plástico (Nobel Biocare DIC 259). Após a constatação visual do correto assentamento do intermediário, utilizou-se a chave manual para pilar (Nobel Biocare DIB-038-0), através do transportador de pilar, para se dar o início do aperto entre as partes. Daí, com o torquímetro eletrônico (Torque Controller - Nobel Biocare) junto com a chave mecânica para torque (Nobel Biocare DIA-272) aplicou-se o torque recomendado pelo fabricante de 20 Ncm. Externamente, o intermediário foi seguro com a pinça Clamp para pilar (Nobel Biocare DIA- 044) para não correr risco da fixação se soltar do orifício do corpo de prova, visto que este estava colado com Super Bonder.

Daí, posicionou-se o corpo de prova sobre a base metálica e levou-se ao microscópio para avaliação da interface. Em cada face realizou-se três medições assim padronizadas:

1ª - medição - distando 1,1 mm da face externa superior da interface fixação/intermediário.

2ª - medição - distando 2,0 mm

3ª - medição - distando 2,9 mm



**Figura 5-** Contra-ângulo com chave mecânica (DIA 272) posicionada para torque de 20 Ncm

Essas distâncias foram escolhidas por terem uma boa visualização da interface, visto que se estava avaliando uma superfície arredondada e portanto, em determinadas posições não se tinha um bom foco da interface prejudicando dessa maneira a leitura fiel. O microscópico dispunha de precisão absoluta para se posicionar todas as faces a serem lidas nessa mesma posição.

Das três medidas realizadas em cada face, se obtinha uma média aritmética. No total foram realizadas 540 medições.

A seqüência de leituras dos intermediários foram:

- ❑ Intermediário NOBEL - 1
- ❑ Intermediário CONEXÃO - 1
- ❑ Intermediário TIT.FIX - 1
- ❑ Intermediário NOBEL - 2
- ❑ Intermediário CONEXÃO - 2
- ❑ Intermediário TIT.FIX - 2
- ❑ Intermediário NOBEL - 3
- ❑ Intermediário CONEXÃO - 3
- ❑ Intermediário TIT.FIX - 3
- ❑ Intermediário NOBEL - 4
- ❑ Intermediário CONEXÃO - 4
- ❑ Intermediário TIT.FIX - 4
- ❑ Intermediário NOBEL - 5
- ❑ Intermediário CONEXÃO - 5
- ❑ Intermediário TIT.FIX. - 5

Em cada um deles lia-se as seis faces. Completada a sequência acima, partia-se para a 2ª leitura seguindo a mesma ordem.

#### **4.4. FOTOMICROGRAFIA**

Foram realizadas algumas fotomicrografias das interfaces para ilustração com um microscópio eletrônico de varredura (JEOL JSMT 220-A) do Departamento de Dentística Restauradora, Endodontia e Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Bauru - USP - São Paulo. Estas se encontram no capítulo da "DISCUSSÃO".

#### **4.5. ANÁLISE ESTATÍSTICA**

Os dados foram analisados utilizando-se estatística descritiva com o uso de tabelas e gráficos. Para a comparação entre os três grupos utilizou-se Análise de Variância a um critério modelo fixo (ZAR, 1996). Para as comparações múltiplas entre os grupos utilizou-se o Teste de Tukey (ZAR, 1996). Em todos os casos foi adotado nível de significância de 5%. Para a execução das estatísticas utilizou-se o programa STATISTICA for Windows versão 5.1 da STATSOFT Inc, OK, USA.

## ***Resultados***

---

## 5. RESULTADOS

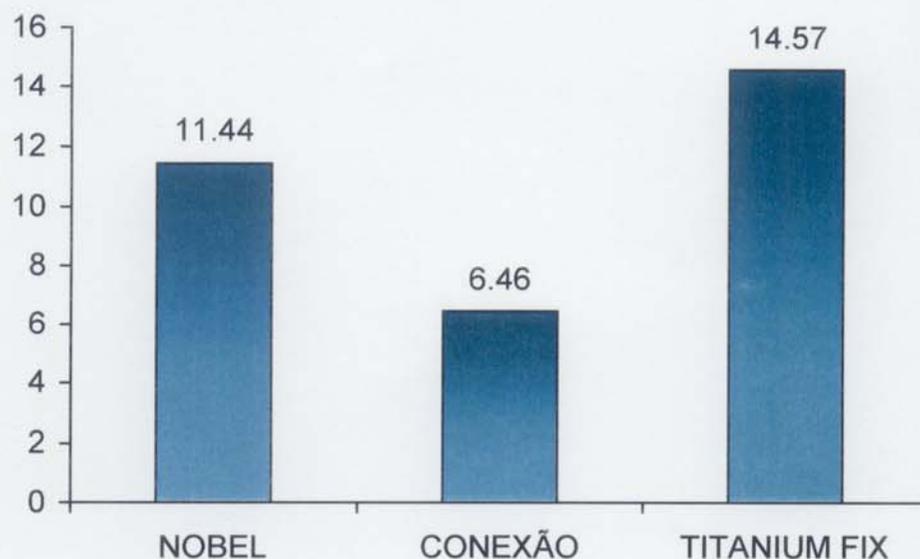
Os valores obtidos nas medidas das seis faces nas duas medições estão nas Tabelas A.1 a A.9 dos ANEXOS.

A Tabela 1 mostra os valores médios da desadaptação para cada intermediário de cada fabricante, e a média e desvio padrão dos cinco intermediários de cada grupo. O Gráfico 1 mostra os valores médios da desadaptação nos três grupos estudados.

**Tabela 1** - Valores da desadaptação de cada intermediário, em  $\mu\text{m}$ , e respectivas médias e desvios-padrão para cada grupo estudado.

Intermed.	NOBEL	CONEXÃO	TITANIUM FIX
1	10,45	7,37	12,63
2	11,17	5,92	17,64
3	12,42	7,14	12,78
4	12,45	5,08	10,97
5	10,69	6,81	18,81
Média	11,44	6,46	14,57
Desvio padrão	0,95	0,95	3,44

**Figura 6** – Média da desadaptação, em  $\mu\text{m}$ , dos três grupos estudados



Para comparação dos três grupos utilizou-se a Análise de Variância a um critério, modelo fixo, e esta mostrou haver diferença estatisticamente significativa entre os grupos (Tabela 2). Como houve diferença estatisticamente significativa utilizou-se o Teste de Tukey para comparações múltiplas entre os grupos, para verificar entre quais deles há diferença (Tabela 3).

O Teste de Tukey mostrou que a desadaptação do intermediário CONEXÃO (6,46  $\mu\text{m}$ ) é menor que dos grupos NOBEL (11,44  $\mu\text{m}$ ) e TITANIUM FIX (14,57  $\mu\text{m}$ ). Entre os grupos NOBEL e TITANIUM FIX não se provou haver diferença estatisticamente significativa.

**Tabela 2** - Análise de Variância a um critério, modelo fixo, para comparação entre os três grupos estudados

GL efeito	QM efeito	GL erro	QM erro	F	P
2	83,467	12	4,545	18,366	0,0002*

\* -Diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ )

**Tabela 3** - Teste de Tukey para comparações múltiplas

<u>Comparação</u>		p
NOBEL x CONEXÃO	*	0,0082
NOBEL x TITANIUM FIX		0,0911
CONEXÃO x TITANIUM FIX	*	0,0003

\* - Diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ )

## *Discussão*

---

## 6. DISCUSSÃO

O trabalho realizado "in vitro" avaliou a interface implante/intermediário medindo o espaço existente entre as partes no sentido vertical. Na literatura, muitos são os termos usados para denominar esse espaço. HOLMES et al. (1989) relatam haver muita controvérsia no tocante a definição de "adaptação". Segundo os autores é mais fácil definir "desadaptação" sendo que essa pode ocorrer em diversos locais entre o dente e a restauração. Outros termos comumente usados são: fenda marginal, fenda interna, discrepância marginal vertical, discrepância marginal absoluta, discrepância de assentamento, desajuste e interface.

O tratamento com implantes osseointegrados têm sido utilizado há mais de 30 anos com bastante êxito (COX & ZARB, 1987; ZARB & SCHMITT, 1990; HENRY; TOLMAN; BOLENDER, 1993; LEKHOLM et al., 1999; KALLUS & BESSING, 1994). No início, desenvolvido para a reabilitação dos chamados "inválidos orais" - pacientes que tinham uma reabsorção óssea mandibular tão extrema que já não conseguiam usar uma prótese total convencional -, a implantodontia foi se firmando e sendo utilizada para reabilitações parciais (SULLIVAN, 1986; HENRY; TOLMAN; BOLENDER, 1993; LEKHOLM et al., 1999; JEMT; LINDÉN; LEKHOLM., 1992) e, por volta dos anos 90, para reposições unitárias através de componentes específicos desenvolvidos para este fim (FRANCISCHONE & VASCONCELOS, 1998; PAREL & SULLIVAN, 1997).

O problema mais freqüente observado nos controles é o afrouxamento e/ou fratura do parafuso de ouro (COX & ZARB, 1987; WORTHINGTON; BOLENDER; TAYLOR, 1987; SUTTER et al, 1994;

BALSHI et al, 1994; ISA & HOBKIRK, 1995; BINON, 2000b). Outros problemas também relatados são: afrouxamento/fratura do parafuso do intermediário, fratura dos dentes, fratura da infra-estrutura e até do implante (CARLSON; CARLSSON, 1994; McGLUMPHY; MENDEL; HOLLOWAY, 1998; WATANABE et al., 2000). As complicações costumam ser mais frequentes em próteses totais implanto-suportadas localizadas na maxila do que na mandíbula - 2,9% contra 0,4% respectivamente (JEMT, 1991).

A variação no grau de adaptação dos cilindros de ouro sobre os intermediários é influenciada: 1) por variáveis clínicas e laboratoriais envolvidas na fabricação da infra-estrutura; 2) pela qualidade dos componentes usinados, já que existe uma micro-rugosidade nas superfícies que entrarão em contato, dificultando o assentamento das partes (ISA & HOBKIRK, 1995).

Deve-se lembrar as diferenças existentes entre dente natural e o implante osseointegrado. No primeiro, uma pequena movimentação é permitida devido a presença do ligamento periodontal. Esse coxim amortecedor permite uma micromovimentação de até 500  $\mu\text{m}$ . Em próteses sobre dentes naturais, desajustes pequenos são compensados pela presença deste sistema de amortecimento (BINON, 2000b). No sistema de implantes, essa maleabilidade é de no máximo 100  $\mu\text{m}$  às custas da elasticidade relativa do parafuso de ouro e tecido ósseo (WEINBERG, 1993). Para se minimizar o problema da sobrecarga de elementos do sistema de implantes, principalmente os parafusos de ouro, a adaptação passiva entre os componentes é um assunto bastante estudado na literatura (COX & ZARB, 1987; WORTHINGTON; BOLENDER; TAYLOR, 1987; ZARB & SCHMITT, 1990; JEMT, 1991; CARR, 1991; GOLL, 1991; PATTERSON & JOHNS, 1992; MILLINGTON & LEUNG, 1992; McCARTNEY & DOUD, 1993; TAN et al, 1993; CARLSSON, 1994; BINON et al, 1994; GYLLENRAM, 1994a; MILLINGTON & LEUNG, 1995; ZOIDS; WINKLER; KARELLOS, 1996; JEMT, 1996; MAY et al., 1997; WEE; AQUILINO; SCHNEIDER, 1999; GUICHET et al., 2000; HERBST et al., 2000).

Apesar do extenso número de trabalhos que relacionam a adaptação passiva com o sucesso do tratamento com implantes, não se tem uma definição precisa do que ela seja. Foi mencionado esta se caracterizar pela ausência de bácia ou espaços verticais e horizontais sem os parafusos estarem apertados ou quando um único parafuso está apertado (WHITE, 1993). Outro autor diz que adaptação passiva significa a não geração de tensões quando a prótese é parafusada (CARLSSON, 1994). CARR; GERARD; LARSEN (1996) associam o termo "passivo" ao nível de adaptação que após o aperto dos parafusos da prótese a posição do implante permanece inalterada. Dizem ainda que pode-se considerar o termo passivo como uma tentativa de descrever uma condição de estresse/tensão em relação a adaptação que o clínico pode identificar e avaliar com procedimentos clínicos rotineiros. MULCAHY et al (2000) reconhecem adaptação passiva como sinônimo de adaptação ideal. A maioria dos clínicos objetivam conseguir uma boa adaptação. Apesar do grande esforço, não há um protocolo estabelecido nem tampouco um guia de adaptação para discrepâncias horizontais, verticais ou angulares (GYLLENRAM, 1994a).

Outros recursos sugeridos para minimizar o problema afrouxamento e/ou fratura do parafuso de ouro são: a colocação de uma arruela de alumínio entre o cilindro de ouro e o parafuso de ouro (VERSLUIS; KORIOTH; CARDOSO, 1999); utilização de parafuso com rosca antivibracional, interligação mecânica direta, alteração no desenho do parafuso e mecanismo de controle de torque (McGLUMPHY; MENDEL; HOLLOWAY, 1998); o uso da "biomecânica terapêutica" (WEINBERG, 1998), aplicação do torque como sugerido pelos fabricantes (GUTIERREZ et al., 1997; JAARDA; RAZZOOG; GRATTON, 1993).

Procedimentos como o uso de componentes usinados, checagem da adaptação do cilindro de ouro e componentes de transferência nos intermediários na primeira consulta, cobrir os intermediários com capas de proteção, verificação da precisão do modelo através de um guia em resina acrílica, usar pinos de laboratório novos, limpar a superfície de contato do cilindro de ouro com solvente

de cera antes da inclusão, o uso de capas de proteção para o cilindro de ouro durante o acabamento e polimento da infra-estrutura e o uso de cilindro de ouro de quatro milímetros de altura para a fundição de prótese extensas, têm sido sugeridos para a obtenção de uma infra-estrutura com boa adaptação (GOLL, 1991; BINON, 2000b).

A utilização de componentes quadrados para a realização da transferência e conhecimento das propriedades dos materiais de moldagem produz modelos mais fiéis e, portanto, próteses melhores adaptadas (CARR, 1991; GULBRANSEN et al., 1994). Já HERBST et al (2000) não encontrou diferenças entre quatro métodos utilizados para a transferência, considerando todos como indicados para a realização de próteses implanto-suportadas.

A estabilidade dos parafusos é uma função de estrita adesão a detalhes e o resultado final de múltiplos fatores que podem ser controlados pelos fabricantes, técnicos de laboratório e clínicos (BINON, 2000b).

O bom assentamento entre componentes é também importante para uma interface com íntimo contato e, com um adequado torque, minimizar os efeitos deletérios bacterianos, como odor e inflamação dos tecidos peri-implantares (BINON, 1995; DELLOW; DRIESSEN; NEL, 1997; JANSEN; CONRADS; RICHTER, 1997; GROSS; ABRAMOVICH; WEISS, 1999). Elevando-se o valor da pré-carga até o limite de 75% da resistência do parafuso à fratura, obtém-se uma ótima pré-carga (McGLUMPHY; MENDEL; HOLLOWAY, 1998) contribuindo para uma união mais estável das interfaces. Para isso, os torquímetros eletrônicos deveriam estar calibrados para produzir um torque de 14 Ncm (BALSHI et al, 1994). Experiências clínicas demonstram um decréscimo de 30 a 50% do torque ótimo quando esses são realizados manualmente (BINON, 2000b).

A desadaptação pode ser de três tipos: vertical, horizontal e angular (GYLLENRAM, 1994b). A vertical, como a verificada neste trabalho, leva a uma desadaptação que é proporcional ao erro. O intercâmbio entre componentes ditos compatíveis tem levado a diversos trabalhos na literatura (BINON et al. 1990;

SORENSEN; AVERA; TOMAS, 1991; BINON, 1995; DELLOW; DRIESSEN; NEL, 1997; HAGIWARA; SUZUKI; IGARASHI, 1997; KANO, 1998; ELIAS; VIEIRA; LIMA, 1999.)

O intercâmbio entre componentes de sistemas diferentes é prática rotineira em nosso dia-a-dia (BINON, 1995; SORENSEN; AVERA; TOMAS, 1991; HAGIWARA; SUZUKI; IGARASHI, 1997). Diversos fabricantes copiaram o implante idealizado por Brånemark. A forma da cabeça do implante tipo hexágono externo tem como funções permitir a transferência do torque para a cabeça do implante, facilitando seu correto posicionamento durante a 1ª fase cirúrgica. Outra finalidade é servir de sistema anti-rotacional na interface fixação/intermediário.

Uma pobre adaptação entre componentes compatíveis pode comprometer a futura prótese e conseqüentemente o sucesso do tratamento (DELOW; DRIESSEN; NEL, 1997; BEATY et al, 1994; JAARDA; RAZZOOG; GRATTON, 1996).

Existem diferentes áreas a serem consideradas para a avaliação da compatibilidade entre os sistemas. Medidas como o diâmetro total da cabeça do implante, diâmetro do corpo, altura do hexágono, largura do hexágono e largura e altura da cinta do intermediário são importantes para averiguação da compatibilidade. Consideráveis variações na precisão de torneamento dos componentes são notadas entre os fabricantes (BINON et al, 1990; BEATY et al, 1994).

A variação em altura de um intermediário pode ser crítica quando há a necessidade da substituição deste sob uma prótese já instalada. Essa interface não se adaptará passivamente produzindo mais estresse e tensão podendo levar o parafuso de ouro à falhar ou a uma sobrecarga oclusal (BINON, 1995).

As medidas realizadas na interface implante/intermediário foram obtidas após realizado o torque recomendado de 20 Ncm. A desadaptação no sentido vertical foi visualizada em um microscópio óptico tridimensional –

modelo Sprint- de 230 vezes de aumento (Ram Optical Instrumentation - Irvine, CA, USA). O trabalho limitou-se a verificar o desajuste vertical não levando em consideração medidas como o diâmetro da cabeça da fixação, diâmetro e altura hexágono externo e diâmetro do hexágono do intermediário.

BINON et al (1990) encontraram 49  $\mu\text{m}$  de desadaptação na interface implante NOBEL/intermediário NOBEL em microscópio eletrônico (x200). Na análise entre-sistemas, quando o intermediário era 3I, a desadaptação foi de 27  $\mu\text{m}$ . SORENSEN; AVERA; TOMAS (1991) avaliaram a interface implante/intermediário de quatro sistemas. Através de um microscópio com aumento de 200 vezes observaram uma desadaptação de 98  $\mu\text{m}$ , na interface implante/intermediário do sistema NOBEL. Já DELLOW; DRIESSEN; NEL (1997), avaliando a mesma interface do implante Brånemark com microscópio eletrônico de varredura encontraram uma desadaptação de 7,17  $\mu\text{m}$ . Quando se intercambiava os sistemas, encontrou uma combinação não recomendada. JANSEN; CONRADS; RICHTER (1997) observaram uma desadaptação na interface implante/intermediário no sistema Brånemark de 5  $\mu\text{m}$ . HAGIWARA; SUZUKI; IGARASHI (1997) obtiveram o resultado intra-sistema do sistema Brånemark de 28,63  $\mu\text{m}$ . Na análise entre-sistemas, a combinação fixação Brånemark/intermediário 3I mediu 3,72  $\mu\text{m}$ .

Em nossa investigação, obtivemos uma desadaptação vertical de 11,44 $\mu\text{m}$  no sistema Brånemark, resultado esse menor em micrômetros que o encontrado por BINON et al (1990), SORENSEN; AVERA; TOMAS (1991) e HAGIWARA; SUZUKI; IGARASHI (1997) porém maior que o avaliado por JANSEN; CONRADS; RICHTER (1997). Quando variou-se o intermediário, os achados mostraram uma melhor adaptação do intermediário da marca CONEXÃO: 6,46 $\mu\text{m}$ . Esse fato coincide com o avaliado por HAGIWARA; SUZUKI; IGARASHI (1997) que quando variaram o intermediário obtiveram um bom assentamento com a fixação NOBEL. Já com o intermediário TITANIUM FIX, a média da desadaptação encontrada atingiu 14,57 $\mu\text{m}$ . Como já foi comentado, há uma variação muito grande em relação à tolerância de torneamento

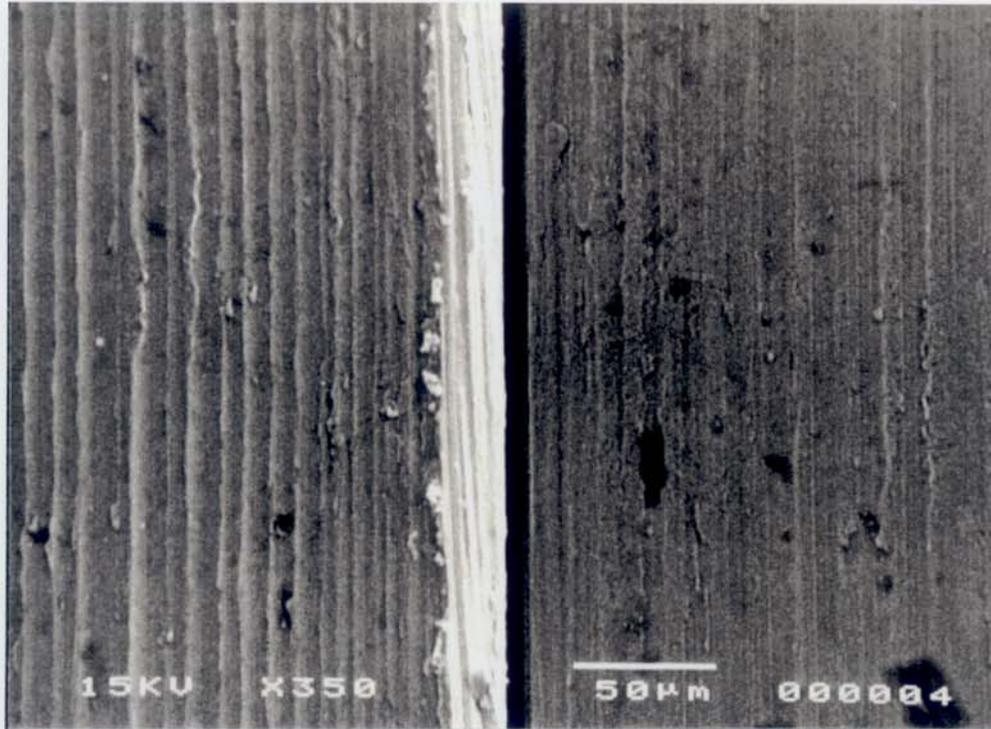
e usinagem entre os fabricantes. É importante o conhecimento desta tolerância para que ocorra uma pré-carga no sistema quando a infra-estrutura estiver sendo colocada em posição. Embora essa tolerância possa ser vista como uma desadaptação, ela pode permitir à peça um assentamento com passividade, sem introduzir estresse ao sistema, se a alteração de fundição da peça for menor ou igual aos valores obtidos entre os componentes usinados (MA; NICHOLLS; RUBENSTEIN, 1997). Segundo BINON (2000b), desadaptações de até 20  $\mu\text{m}$  na interface fixação/intermediário são bem toleradas pelo sistema e comparando com os resultados obtidos, esses desajustes se mostraram ainda bem menores (NOBEL/NOBEL – 11,44 $\mu\text{m}$ , NOBEL/CONEXÃO – 6,46 $\mu\text{m}$  e NOBEL/TITANIUM FIX – 14,57 $\mu\text{m}$ ).

O intercâmbio entre sistemas não deve ser analisado somente pela possível vantagem financeira, facilidade de aquisição ou vantagens de variadas opções de resolução protética, como propagada por alguns fabricantes. Há de se considerar sua ótima interação entre os componentes. Isso é conseguido por um criterioso controle de qualidade dos materiais empregados e do minucioso torneamento dos elementos do sistema para que não haja sobrecarga, levando o conjunto à falha, nem tampouco aumentar a possibilidade do acúmulo de placa bacteriana gerando odor e inflamação dos tecidos peri-implantares.

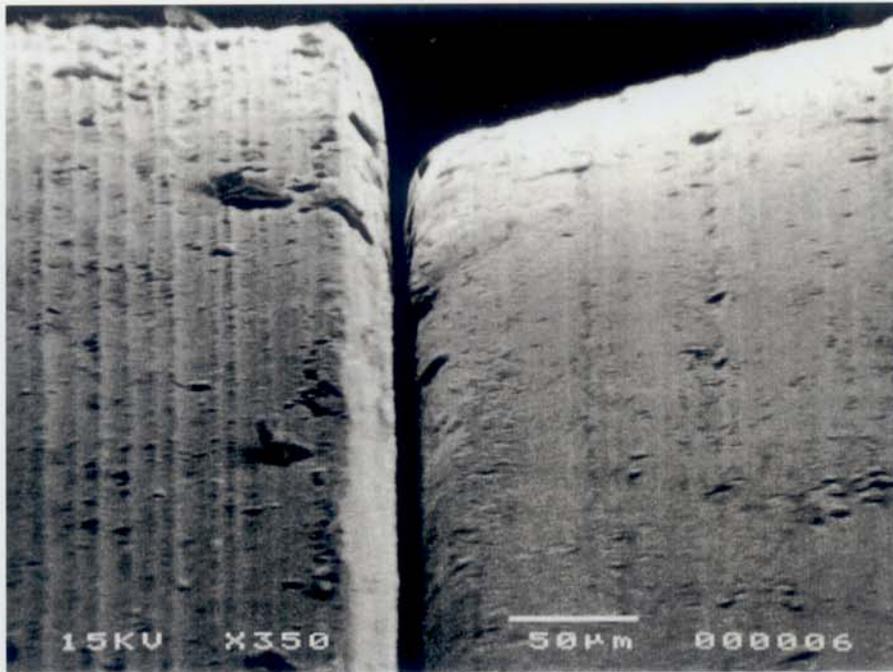
Uma enorme variedade de componentes tipo hexágono externo existem no mercado. Suas dimensões e tolerâncias variam muito (BEATY et al., 1994). Em geral é prudente usar componentes sempre de um mesmo sistema pois o intercâmbio pode levar a complicações adicionais. Quando se realizar o intercâmbio deve-se selecionar componentes de empresas com boa reputação no mercado e que tenham dimensões e tolerâncias próximas entre si (BINON, 2000b).

Outros estudos clínicos e laboratoriais devem ser realizados para uma avaliação a longo prazo do intercâmbio. Em alguns trabalhos, sistemas ditos compatíveis apresentaram uma pobre adaptação, sendo desaconselhados pelos autores o seu uso (KANO, 1998; DELOW; DRIESSEN; NEL, 1997).

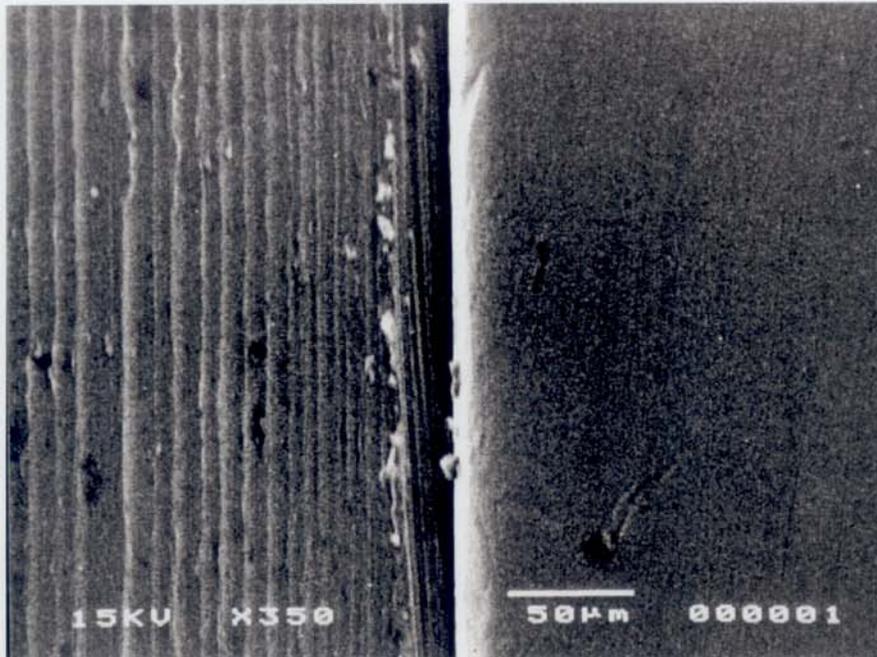
Daí, entendemos que seria indicado o uso de componentes de um outro sistema somente quando este for nitidamente melhor que os do próprio sistema.



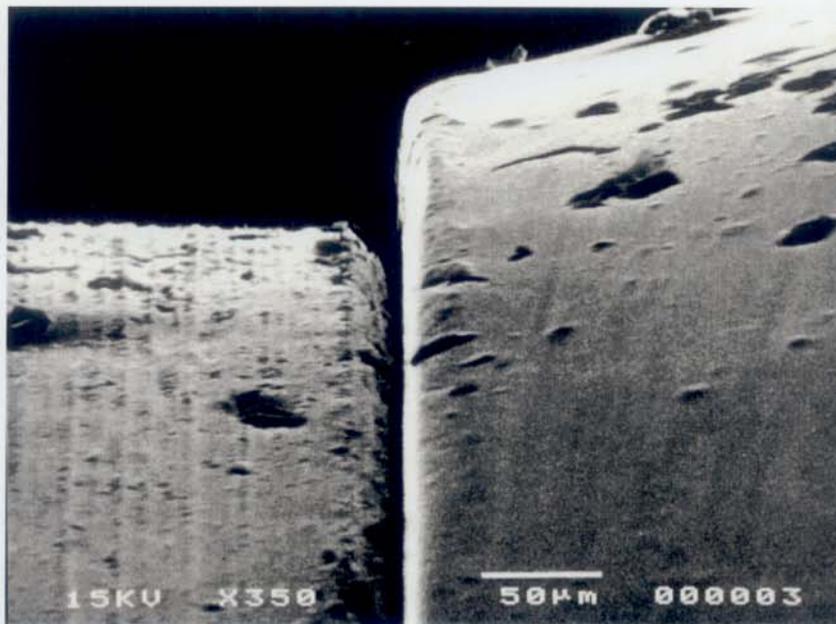
**Figura 7-** Fotomicrografia da interface fixação NOBEL/intermediário NOBEL - vista do terço médio da face (x350)



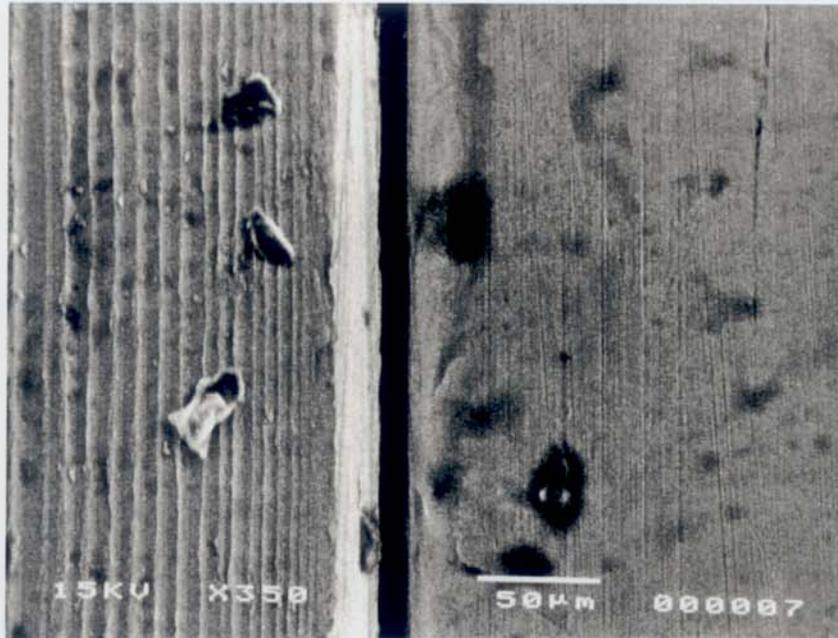
**Figura 8-** Fotomicrografia da interface fixação NOBEL/intermediário NOBEL - vista superior da face (x350)



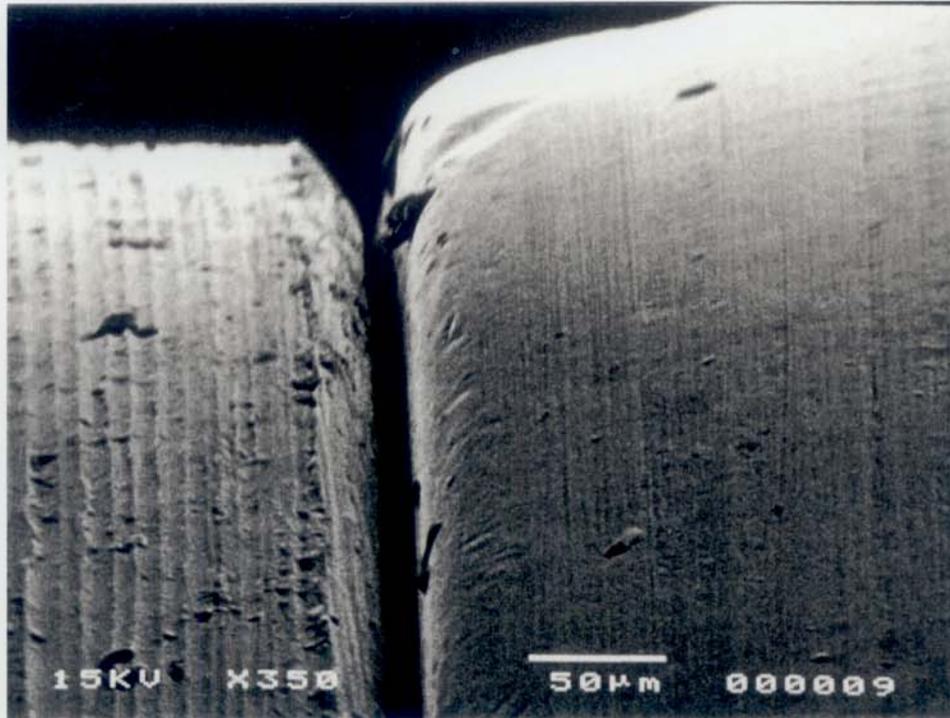
**Figura 9-** Fotomicrografia da interface fixação NOBEL/intermediário CONEXÃO - vista do terço médio da face (x350)



**Figura 10-** Fotomicrografia da interface fixação NOBEL/intermediário CONEXÃO - vista superior da face (x350)



**Figura 11-** Fotomicrografia da interface fixação NOBEL/intermediário TITANIUM-FIX - vista do terço médio da face (x350)



**Figura 12-** Fotomicrografia da interface fixação NOBEL/intermediário TITANIUM-FIX - vista superior da face (x350)

## *Conclusões*

---

## 7. CONCLUSÕES

De acordo com os resultados obtidos pode-se concluir que:

7.1- os três sistemas de implantes avaliados mostraram resultados satisfatórios de interface fixação/intermediário; o intermediário Conexão ( $6,46\ \mu\text{m}$ ) apresentou-se superior estatisticamente ao Brånemark ( $11,44\ \mu\text{m}$ ) e ao Titanium Fix ( $14,57\ \mu\text{m}$ ).

7.2- pelos resultados obtidos nesta pesquisa, poder-se-ia sugerir o intercâmbio entre componentes do Sistema Brånemark com Titanium Fix e Conexão. Porém, mais pesquisas deverão ser realizadas, pois existem outros fatores envolvidos.

## ***Referências Bibliográficas***

---

## 8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ASSIF, D. et al. Comparative accuracy of implant impression procedures. **Int J Periodont Rest Dent**, v.12, n.2, p.113-121, 1992.

ASSIF, D. ; MARSHAK, B. ; SCHMIDT, A. Accuracy of implant impression techniques. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.11, n.2, p.216-222, 1996.

BALSHI, T. et al. The role of screws in implant systems. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.9, p.48-63, 1994.

BEATY, K. et al. The role of screws in implant systems. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.9, p.48-63, 1994.

BENZIG, U. et al. Biomechanical Aspects of Two Different Implant-Prosthetic Concepts for Edentulous Maxillae. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.10, n.2, p.188-198, 1995.

BINON, P. P. et al. Implant Component Compatibility. In: LANEY, W. R. ; TOLMAN D. E. eds **Tissue Integration in Oral Orthopedic and Maxillofacial Reconstruction**. Carol Stream, IL.: Quintessence . p. 218-226, 1990.

\_\_\_\_\_. et al. The role of screws in implant systems. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.9, p.48-63, 1994.

\_\_\_\_\_. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. **Int J Prosthodont**, v.8, n.2, p.162-178, 1995.

\_\_\_\_\_. ; McHUGH, M. J. The effect of eliminating implant / abutment rotational misfit on screw joint stability. **Int J Prosthodont**, v.9, n.6, p.511-519, 1996.

\_\_\_\_\_. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. **J Prosthet Dent**, v.79, n.4, p.430-432, 1998.

\_\_\_\_\_. Implants and components: entering the new millennium. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.15, n.1, p.76-94, 2000. (a)

\_\_\_\_\_. The external hexagonal interface and screw-joint stability: a primer on threaded fasteners in implant dentistry. **Quintessence of Dental Technology** Carol Stream, IL: Quintessence Publishing 2000., p. 91-105. (b)

BRÅNEMARK, P. I. et al. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. **Scand J Plast Reconstr Surg**, v.3, p.81-100, 1969.

CARLSON, B. ; CARLSSON, G. E. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.9, n.1, p.90-94, 1994.

CARLSSON, L. Built-in strain and untoward forces are the inevitable companions of prosthetic misfit. **Nobelpharma News**, v.8, n.2, p.5, 1994.

CARR, A. B. A comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.6, n.4, p.448-455, 1991.

\_\_\_\_\_. ; GERARD, D. A. ; LARSEN, P. E. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. **J Prosthet Dent**, v.76, n.5, p.500-509, 1996.

CATÁLOGO de produtos Brånemark System. Nobel Biocare AB GOTEBÖRG, 1999. 41p.

COX, J. F. ; ZARB, G. A. The longitudinal clinical efficacy of osseointegrated dental implants: A 3 - year report. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.2, n.2, p.91-100, 1987.

DELLINGES, M. A. ; TEBROCK, O. C. A measurement of torque values obtained with hand-held drivers in a simulated clinical setting. **J Prosthodont**, v.2, n.4, p.212-214, 1993.

DELLOW, A. G. ; DRIESSEN, C. H. ; NEL, H. J. C. Scanning electron microscopy evaluation of the interfacial fit of interchanged components of four dental implant systems. **Int J Prosthodont**, v.10, n.3, p.216-221, 1997.

ELIAS, C. N. ; VIEIRA, L. H. A. ; LIMA, J. H. C. Tolerâncias dimensionais em implantes dentários. **RBO**, v.56, n.5, p. 234-238, set./out. 1999.

FRANCISCHONE, C. E.; VASCONCELOS, L. W. Considerações gerais sobre as reposições unitárias. In:\_\_\_\_\_. **Osseointegração e as próteses unitárias: como otimizar a estética**. São Paulo: Artes Médicas : EAP-APCD, 1998. p. 19-22.

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

GROSS, M. ; ABRAMOVICH, I. ; WEISS, E. I. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.14, n.1, p.94-100, 1999.

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

GULBRASEN, H. J. et al. How do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant-supported prosthesis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.9, n.4, p. 470-474, 1994.

GUTIERREZ, J. et al. Accuracy of the implant torque wrench following time in clinical service. **Int J Prosthodont**, v.10, n.6, p.562-567, 1997.

GYLLENRAM, F. Optimal clinical fit is a multi-dimensional issue. **Nobelpharma News**, v.8, n.2, p.4, 1994. (a)

GYLLENRAM, F. Handling and hardware. **Nobelpharma News**, v.8, n.4, p.4-5, 1994. (b)

HAGIWARA, Y. ; SUZUKI, Y. ; IGARASHI, T. Three dimensional compatibility of implant component by using scanning lase microscope. **J Dent Res**, v.76, p.427, 1997. (IADR Abstracts)

HENRY, P. J. ; TOLMAN, D. E. ; BOLENDER, C. The applicability of osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients: three-year results of a prospective multicenter study. **Quintessence Int**, v.24, n.2, p.123-129, 1993.

HERBST, D. et al. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. **J Prosthet Dent**, v.83, n.5, p.555-561, 2000.

HOLMES, J.R. et al. Considerations in measurement of marginal fit. **J Prosthet Dent**, v.62, n.4, p.405-408, 1989.

ISA, Z.M.; HOBKIRK, J.A. The effects of superstructure fit and loading on individual implant units: part 1 : the effects of tightening the gold screws and placement of a superstructure with varying degrees of fit. **Eur J Prosthodont Restor Dent**, v.3, n.6, p.247-253, 1995.

JAARDA, M.J.; RAZZOOG, M. E. ; GRATTON, D. G. Providing optimum torque to implant prostheses: a pilot study. **Implant Dent.**, v.2, n.1, p. 50-52, 1993.

\_\_\_\_\_ ; RAZZOOG, M. E. ; GRATTON, D. G. Ultimate tensile strength of five interchangeable prosthetic retaining screws. **Implant Dent**, v.5, n.1, p.16-19, 1996.

\_\_\_\_\_. Biomecânica. In: WORTHINGTON, P.; LANG, B.; LAVELLE, W. **Osseointegração na odontologia: introdução aos implantes osseointegrados**. [s.l]: Quintessence, 1998. P.31-42.

JANSEN, V. K. ; CONRADS, G. ; RICHTER, E. J. Microbial leakage and marginal fit of the implant-adutment interface. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.12, n.4, p.527-540, 1997.

JEMT, T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark Implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.6, n.3, p.270-276, 1991.

\_\_\_\_\_. LINDÉN,B.; LEKHOLM,U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Brånemark Implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.7, n.1, p.40-44, 1992.

\_\_\_\_\_. et al. How do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant-supported prosthesis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.9, n.4, p. 470-474, 1994.

\_\_\_\_\_. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.11, n.2, p.151-158, 1996.

\_\_\_\_\_. et al. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. **J Prosthet Dent**, v.75, n.3, p.314-25, 1996.

\_\_\_\_\_. ; BOOK, K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.11, n.5, p.620-625, 1996.

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**, v.9, n.2, p.169-178, 1994.

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

KOHAVI, D. Complications in the tissue integrated prostheses components: clinical and mechanical evaluation. **J Oral Rehabil**, v.20, n.4, p.413-422, 1993.

LEKHOLM, U. et al. Survival of the Branemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.14, n.5, p.639-645, 1999.

MA, T. ; NICHOLLS, J. I. ; RUBENSTEIN, J. E. Tolerance measurements of various implant components. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.12, n.3, p.371-375, 1997.

MAY, K.B. et al. The precision of fit at the implant prosthodontic interface. **J Prosthet Dent**, v.77, n.5, p.497, 1997.

\_\_\_\_\_. et al. Periotest method: implant-supported framework fit evaluation in vivo. **J Prosthet Dent**, v.79, n.6, p.648-657, 1998.

McALARNEY, M. E. ; STAVROPOULOS, D. N. Theoretical cantilever lengths versus clinical variables in fifty-five clinical cases. **J Prosthet Dent**, v.83, n.3, p.332-343, 2000.

McCARTNEY, J. W. ; DOUD, R. Passive adaptation of the prosthesis-implant interface by soldering gold cylinders to the framework casting. **J Prosthet Dent**, v.70, n.1, p.17-20, 1993.

McGLUMPHY, E. A. ; MENDEL, D. A. ; HOLLOWAY, J. A. Implant screw mechanics. **Dental Implants**, v.42, n.1, p.71-89, 1998.

MERZ, B. R. ; HUNENBART, S. ; BELSER, U. C. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.15, n.4, p.519-526, 2000.

MILLINGTON, N.D.; LEUNG, T.. Stress on an implant superstructure in relation to its accuracy of fit. **J Dent Res**, v.71, p.529, 1992. (IADS Abstracts)

\_\_\_\_\_. Inaccurate fit of implant superstructures: part 1: stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. **Int J Prosthodont**, v.8, n.6, p.511-516, 1995.

MORGAN, M. J. ; JAMES, D. F. Force and moment distributions among osseointegrated dental implants. **J Biomechanics**, v.28, n.9, p.1103-1109, 1995.

MULCAHY, C. et al. Measurement of misfit at the implant-prosthesis interface: a n experimental method using a coordinate measuring machine. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.15, n.1, p.111-118, 2000.

PATTERSON, E. A. ; JOHNS, R. B. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.7, n.1, p.26-34, 1992.

PAREL, S. et al. How do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant-supported prosthesis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.9, n.4, p. 470-474, 1994.

\_\_\_\_\_. ; SULLIVAN, D. Y. Roteiro para uma ótima colocação do implante. In: \_\_\_\_\_ **Estética e osseointegração**. São Paulo: Santos, 1997. p. 19-28.

RANGERT, B. ; TORSTEN, J. ; JÖRNEUS, L. Fuerzas y momentos en los implantes Brånemark. **Avances en Odontoestomatologia**, v.6, p.397-404, 1990.

\_\_\_\_\_. SULLIVAN, R. M. ; JEMT, T. M. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.12, n.3, p.360-370, 1997.

SARTORI, I. A. de M. **Análise comparativa da interface intermediário estético/cilindro protético, torneados em ouro ou em plástico, antes e após as fundições**. 1999. 121f. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.

SERTGÖZ, A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. **Int J Prosthodont**, v.10, n.1, p.19-27, 1997.

SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. **J Prosthet Dent**, v.49, n.6, p.843-848, 1983.

SORENSEN, J. A. ; AVERA, S. P. ; TOMAS, C. Comparison of interface fidelity of implant systems. **J Dent Res.**, v.70, p.540, 1991. Abstract n. 2191.

SULLIVAN, D. Y. Prosthetic considerations for the utilization of osseointegrated fixtures in the partially edentulous arch. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.1, n.1, p. 39-45 , 1986.

SUTTER, F. et al. The role of screws in implant systems. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.9, p.48-63, 1994.

TAN, K.B. et al. Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prostheses. **Int J Prosthodont**, v.6, n.4, p. 346-363, 1993.

VAN ZYL, P. P. et al. Three-dimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prostheses. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.10, n.1, p.51-57, 1995.

VERSLUIS, A. ; KORIOTH, T. W. P. ; CARDOSO, A. C. Numerical analysis of a dental implant system preloaded with a washer. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.14, n.3, p.337-341, 1999.

WATANABE, F. et al. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.15, n.2, p.209-218, 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**, v.12, n.2, p.167-178, 1999.

WEINBERG, L. A. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.8, n.1, p. 19-31, 1993.

\_\_\_\_\_. Reduction of implant loading with therapeutic biomechanics. **Implant Dent**, v.7, n.4, p.277-285, 1998.

WHITE, G.E. **Osseointegrated Dental Technology**. Carol Stream, IL; Quintessence Publishing Co. 1993.

WORTHINGTON, P. ; BOLENDER, C. L. ; TAYLOR, T. D. The swedish system of osseointegrated implants: problems and complications encountered during a 4-year trial period. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.2, n.2, p.77-84, 1987.

ZAR, J.H.. **Bioestatistical Analysis**. New Jersey, Prentice-Hall, 1996.

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**, v.64, p.185-194, 1994.

ZOIDIS, P. C. ; WINKLER, S. ; KARELLOS, N. D. The effect of soldering, electrowelding, and cast-to procedures on the accuracy of fit of cast implant bars. **Implant Dent**, v.5, n.3, p.163-168, 1996.

## *Abstract*

---

## ABSTRACT

Osseointegration allows partially and/or totally edentulous patients to regain their esthetical, phonetic, function as well as their social reintegration.

The first prosthetic implant rehabilitations were performed on edentulous jaws which did not present sufficient retention and stability to support a total conventional prosthesis. This kind of patient was classified by Prof. Bränemark as an "oral invalid".

There are several implant systems available in the market. Some of them allow exchange with other systems. They are the "compatible systems" which according to the manufactures are less expensive, offer higher prosthetic resolution and are easier to be found. This work will attempt to demonstrate the adaptation of three abutment standard systems onto one Bränemark implants which were analysed in six different positions.

The vertical space in the interface between the fixture and abutment will be read through the electronic microscope, and the findings will be compared with the control group which is made of Branemark fixture / abutment standard. The system analysed were: Nobel Biocare ( fixture 3,75 mm and standard abutment ), Conexão and Titanium Fix. The means showed in the implant/abutment (I/A) interface a vertical space of: 1) 6,46 $\mu$ m - NOBEL/CONEXÃO; 2) 11,44 $\mu$ m - NOBEL/ NOBEL; 3) 14,57 $\mu$ m - NOBEL/TITANIUM-FIX. The results of this research suggest that the compatibility was good in the analysed samples. More studies must be done principally in long term of follow-up.

*Anexos*

---

TABELA A.1 – Valores das medidas das 6 faces, em  $\mu\text{m}$ , na 1ª medição da interface implante/intermediário NOBEL.

Intermed.	Face						Média
	1	2	3	4	5	6	
1	9,67	8,67	6,00	7,00	10,00	7,00	8,06
2	10,33	8,33	10,33	8,67	7,67	9,00	9,06
3	9,33	11,00	11,33	10,33	11,33	9,00	10,39
4	15,00	9,67	9,33	8,33	11,00	9,67	10,50
5	9,33	12,67	10,33	8,67	9,00	12,67	10,45

TABELA A.2 – Valores das medidas das 6 faces, em  $\mu\text{m}$ , na 2ª medição, da interface implante/intermediário NOBEL.

Intermed.	Face						Média
	1	2	3	4	5	6	
1	10,00	18,67	17,00	8,67	14,67	8,00	12,84
2	18,33	10,67	9,00	24,00	8,00	9,67	13,28
3	12,00	7,00	9,33	18,33	17,33	22,67	14,44
4	11,00	12,33	11,67	12,67	15,67	23,00	14,39
5	10,33	17,00	12,33	6,33	8,33	11,33	10,94

TABELA A.3 – Valores das medidas das 6 faces, em  $\mu\text{m}$ , na média das duas medições, da interface implante/intermediário NOBEL.

Intermed.	Face						Média
	1	2	3	4	5	6	
1	9,84	13,67	11,50	7,84	12,34	7,50	10,45
2	14,33	9,50	9,67	16,34	7,84	9,34	11,17
3	10,67	9,00	10,33	14,33	14,33	15,84	12,42
4	13,00	11,00	10,50	10,50	13,34	16,34	12,45
5	9,83	14,84	11,33	7,50	8,67	12,00	10,69

TABELA A.4 – Valores das medidas das 6 faces, em  $\mu\text{m}$ , na 1ª medição, da interface implante/intermediário CONEXÃO.

Intermed.	Face						Média
	1	2	3	4	5	6	
1	8,33	4,00	5,33	4,33	6,33	4,66	5,50
2	3,33	4,33	6,00	5,67	8,00	5,00	5,39
3	9,00	8,33	8,33	9,33	8,33	7,67	8,50
4	5,33	5,67	6,67	6,33	5,33	5,67	5,83
5	10,00	6,33	5,67	7,33	7,67	7,00	7,33

TABELA A.5 – Valores das medidas das 6 faces, em  $\mu\text{m}$ , na 2<sup>a</sup> medição, da interface implante/intermediário CONEXÃO.

Intermed.	Face						Média
	1	2	3	4	5	6	
1	12,67	12,67	5,33	13,75	6,00	5,00	9,24
2	5,33	8,33	6,67	6,33	3,00	9,00	6,44
3	4,33	7,33	6,33	5,67	5,00	6,00	5,78
4	3,33	4,00	4,00	4,00	5,33	5,33	4,33
5	7,33	4,67	6,67	9,67	5,00	4,33	6,28

TABELA A.6 – Valores das medidas das 6 faces, em  $\mu\text{m}$ , na média das duas medições, da interface implante/intermediário CONEXÃO.

Intermed.	Face						Média
	1	2	3	4	5	6	
1	10,50	8,34	5,33	9,04	6,17	4,83	7,37
2	4,33	6,33	6,34	6,00	5,50	7,00	5,92
3	6,67	7,83	7,33	7,50	6,67	6,84	7,14
4	4,33	4,84	5,34	5,17	5,33	5,50	5,08
5	8,67	5,50	6,17	8,50	6,34	5,67	6,81

TABELA A.7 – Valores das medidas das 6 faces, em  $\mu\text{m}$ , na 1ª medição, da interface implante/intermediário TITANIUM FIX.

Intermed.	Face						Média
	1	2	3	4	5	6	
1	8,60	9,33	11,00	14,67	10,67	10,67	10,82
2	12,67	15,33	17,33	15,67	21,67	14,67	16,22
3	11,00	15,00	14,33	12,67	10,00	8,67	11,95
4	13,67	13,00	9,67	15,00	14,00	9,33	12,45
5	19,00	18,00	21,00	23,67	21,67	14,33	19,61

TABELA A.8 – Valores das medidas das 6 faces, em  $\mu\text{m}$ , na 2ª medição, da interface implante/intermediário TITANIUM FIX.

Intermed.	Face						Média
	1	2	3	4	5	6	
1	13,33	17,00	17,00	20,33	5,67	13,33	14,44
2	19,33	21,33	22,67	21,00	17,33	12,67	19,06
3	12,33	13,00	14,67	16,33	15,00	10,33	13,61
4	8,00	11,00	6,33	12,00	12,33	7,33	9,50
5	19,67	18,67	19,00	20,33	18,00	12,33	18,00

TABELA A.9 – Valores das medidas das 6 faces, em  $\mu\text{m}$ , na média das duas medições, da interface implante/intermediário TITANIUM FIX.

Intermed.	Face						Média
	1	2	3	4	5	6	
1	10,97	13,17	14,00	17,50	8,17	12,00	12,63
2	16,00	18,33	20,00	18,34	19,50	13,67	17,64
3	11,67	14,00	14,50	14,50	12,50	9,50	12,78
4	10,84	12,00	8,00	13,50	13,17	8,33	10,97
5	19,34	18,34	20,00	22,00	19,84	13,33	18,81