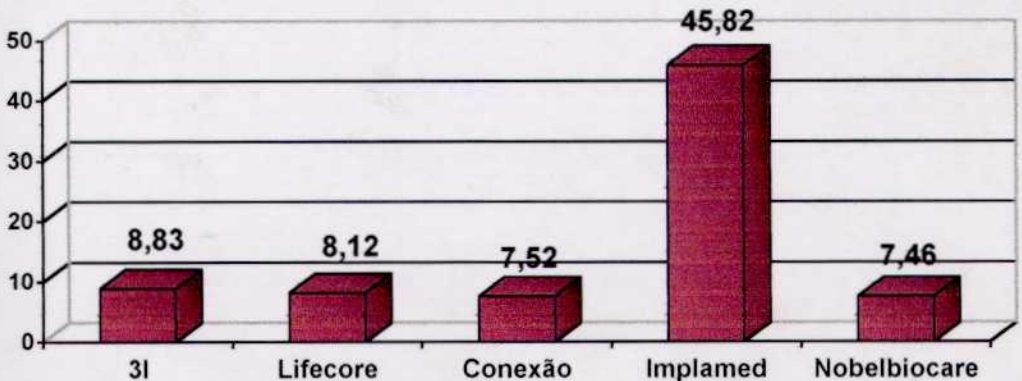


ERRATA

Página	Linha	Onde se lê	Leia-se
x	19	Nobelbiocare e Implamed	Nobelbiocare (94,44%) e Implamed (90,27%)
x	19	Lifecore e 3I	Lifecore (33,33%) e 3I (26,38%)
34	09	RAZZOG; GRATTON ²⁰	RAZZOOG; GRATTON ¹⁷
53	5	contato	conta
69	6	Nobelbiocare (22,67) e Implamed (21,67)	Nobelbiocare (94,44%) e Implamed (90,27%)
69	8	Lifecore (8,00) e 3I (6,33)	Lifecore (33,33%) e 3I (26,33%)
71	15	09CN	09 CNB-A
71	15	12CN	12 CNB
71	15	GS200	110-CNB

60 Figura 6.15 - os valores corretos para o gráfico são:



**AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO DA INTERFACE
INTERMEDIÁRIO/CILINDRO DE OURO E DA
COMPATIBILIDADE DE DIFERENTES SISTEMAS
DE IMPLANTES ODONTOLÓGICOS: ANÁLISE
INTRA E ENTRE-SISTEMAS**

STEFANIA CARVALHO KANO

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru, da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de Reabilitação Oral.

Bauru

1998

**AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO DA INTERFACE
INTERMEDIÁRIO/CILINDRO DE OURO E DA
COMPATIBILIDADE DE DIFERENTES SISTEMAS
DE IMPLANTES ODONTOLÓGICOS: ANÁLISE
INTRA E ENTRE-SISTEMAS**

STEFANIA CARVALHO KANO

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru, da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. Gerson Bonfante

Bauru

1998

Kano, Stefania Carvalho

K133a

Avaliação da adaptação da interface intermediário/cilindro de ouro e da compatibilidade de diferentes sistemas de implantes odontológicos: análise intra e entre-sistemas.

Stefania Carvalho Kano – Bauru, 1998.

81p.: il.; 29 cm.

Dissertação. (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru – USP.

Orientador: Prof. Dr. Gerson Bonfante

STEFANIA CARVALHO KANO

28 de Janeiro de 1972
Bauru – SP

Nascimento

1990 – 1993

Curso de Odontologia
Faculdade de Odontologia de
Bauru, Universidade de São
Paulo.
Bauru – SP

1995 – 1998

Curso de Pós-Graduação em
Reabilitação Oral, nível de
Mestrado.
Faculdade de Odontologia de
Bauru, Universidade de São
Paulo

A Deus, meu guia, meu professor...

*“Instruir-te-ei e te ensinarei
o caminho que deves seguir;
e, sob minhas vistas,
te darei conselho.”*

Salmos 32:8

*Ao meu pai **Mário**,*

o dentista e especialista em Reabilitação Oral, especialista na arte de recuperar a alegria de seus pacientes, devolvendo-lhes o sorriso, sua maior recompensa. Hoje, esses mesmos pacientes são seus amigos, sinal de reconhecimento e estima. É o meu maior exemplo de profissional. Seu amor e dedicação à profissão despertaram em mim o entusiasmo e vontade de abraçar a odontologia como minha fonte de realização pessoal. Seguir seus passos é uma tarefa árdua, tamanho é o grau de aperfeiçoamento que atingiu, mas sem dúvida é engrandecedor!

o meu pai, meu educador....a formação que me deu me trouxe até aqui e me levará sempre adiante, e é com esta certeza de estar sempre crescendo que gostaria de retribuir toda sua dedicação!

*À minha mãe, **Elsa**,*

*por todo amor e carinho dedicados à mais nobre das profissões:
ser **MÃE**.*

*Ao **Kiyoshi**,*

pela sua enorme paciência, compreensão e ajuda durante a elaboração desse trabalho. Por apoiar minhas decisões e acreditar em meus sonhos. É nos momentos mais difíceis que descobrimos nossos verdadeiros amigos e nosso verdadeiro amor!

Dedico este trabalho!

*Ao **Dr. Gerson**,
tê-lo como orientador é antes de tudo uma honra, mas também uma enorme
responsabilidade. A liberdade e confiança para elaborar este trabalho foi um
desafio constante para não desapontá-lo, meses e meses em busca do ideal, da
perfeição! Sua orientação segura e precisa foi fundamental para transpor os
inúmeros obstáculos e me manter incentivada pelo trabalho.
Pela sua confiança, incentivo e colaboração durante a elaboração deste trabalho.*

Meus mais sinceros agradecimentos!

*À **Dra. Fidela**,
minha primeira orientadora, exemplo de profissional, fonte de inspiração e
motivação.*

Minha admiração e gratidão!!!

*Aos professores do Departamento de Prótese,
por toda a minha formação, pelo convívio agradável e, principalmente, pela
amizade.*

*Ao professor **Accácio**, meu incentivador,
pela confiança e orientação no transcorrer de todo o curso.*

*À **Lucimar e Eid**,
minhas queridas professoras, não só por transmitirem seus conhecimentos, mas
por seus conselhos e maneira afetuosa com que sempre me receberam.*

*Ao professor **Aguinaldo**,
pela confiança em mim depositada.*

*Ao **Prof. Dr. Cláudio Sendyk**,
que, no seu verdadeiro exercício da profissão como professor, dedicando-se à
transmissão de conhecimentos, me recebeu como sua aluna, contribuindo
grandiosamente com este trabalho e também com minha formação de mestre.*

*Aos “meninos”, **Daniel, Luciano, Aloísio, Henrique, Materson,
João, Marcelo, Luís, Zeno, Rudys e Sérgio**,
por todos os momentos compartilhados e,
principalmente, pelo respeito e amizade nascido desse convívio.*

*Ao **Aloísio**,
pela sua carinhosa atenção e preocupação e por todos os seus ensinamentos.*

*Aos amigos, **Júnior, Josué e Paulo**,
pelo incentivo e colaboração.*

*Aos funcionários do Departamento de Prótese,
por estarem sempre prontos a nos ajudar com seu trabalho.*

*Aos funcionários do NAPIO,
pelo carinho e amizade*

*A todos os funcionários desta faculdade,
por seu trabalho e dedicação.*

*Ao Lauris e Prof. José Marta,
pela análise estatística dos dados deste trabalho e pela orientação.*

*Aos representantes das empresas de implantes,
pela cessão dos materiais utilizados neste trabalho.*

*Ao Edimauro,
pela paciência e atenção durante a obtenção das fotomicrografias.*

*À Sra. Lúcia,
pela correção minuciosa deste trabalho.*

*À **Luciane Maeda**,
pela sua amizade e presença constante em minha vida, apoiando, colaborando e
incentivando.*

*Às minhas amigas, **Letícia, Márcia, Silvia e Márcia**,
pela nossa eterna amizade.*

*Às minhas irmãs, **Viviana e Melissa**,
pelo apoio e incentivo.*

*Aos **Wastweets**,
For their love and care, remembering me in all their prayers
and adopting me as one of the family.*

MEUS AGRADECIMENTOS!

SUMÁRIO

Resumo.....	x
1 - Introdução	1
2 - Revisão da Literatura.....	4
3 - Proposição	27
4 - Material e Métodos	28
5 - Resultados	36
6 - Discussão	48
7 - Conclusões.....	69
Anexos.....	71
Referências Bibliográficas	74
Abstract.....	81
Apêndice.....	82

RESUMO

A adaptação passiva entre prótese e intermediário é considerada um requisito básico para o sucesso do tratamento protético em implantes odontológicos, embora pouco se saiba do grau de adaptação apresentado pelos componentes usinados, antes mesmo de serem utilizados. As diferentes soluções protéticas aumentaram o número de sistemas de implantes chamados compatíveis, mas existe uma dificuldade em prever a resposta biológica de um implante frente a estresses constantes, recomendando-se, em qualquer sistema utilizado, uma adaptação passiva. O objetivo deste trabalho foi avaliar a adaptação na interface intermediário e cilindro de ouro utilizando-se componentes de um mesmo sistema de implantes e combinações de componentes de diferentes sistemas. Componentes de 6 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 microscópio, 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 os sistemas Nobelbiocare (94.44%) e Implamed (90.27%) e o pior para os sistemas Lifecore (33.33%) e 3I (26,38%). Analisados os resultados da análise entre-sistemas, sugere-se que nem todas as combinações podem ser consideradas compatíveis.

1 - INTRODUÇÃO

A diferença na distribuição de forças nos implantes osseointegrados, quando comparada aos dentes naturais, se deve à falta de movimentação dos implantes, decorrente da rígida conexão implante/osso⁴⁰. Em dentes naturais, a presença do ligamento periodontal permite certa movimentação dos dentes dentro do alvéolo. Os pequenos movimentos encontrados nos implantes osseointegrados são decorrentes da deformação dos parafusos de retenção do sistema e também da elasticidade do tecido ósseo, sendo portanto de menor magnitude. Desse modo, é de se esperar que, em uma prótese convencional, os dentes se movimentem para compensar pequenos erros de adaptação da peça protética, mas os implantes osseointegrados não mudarão de posição como resposta às forças que podem incidir sobre os mesmos frente a erros de adaptação¹⁴.

Considerando essa diferença entre implante e dente natural, é evidente que o padrão de adaptação na interface cilindro de ouro/intermediário pode alterar de maneira significativa a distribuição de força, sendo que a presença de uma pobre adaptação pode colocar no parafuso de ouro mais estresse do que este está apto a receber, aumentando a incidência de fadiga do metal e sua eventual falha, assim como levar à reabsorção óssea e perda da osseointegração¹⁹.

BINON, P. et al.² advogaram que a presença de uma pobre adaptação, resultado de uma combinação não adequada de componentes de diferentes sistemas, pode influenciar o prognóstico a longo prazo dos implantes, podendo apresentar como implicações clínicas a freqüente perda dos parafusos, fratura crônica dos mesmos, alta retenção bacteriana, reação tecidual e até mesmo a perda da osseointegração.

Através da análise fotoelástica da distribuição de forças transmitidas pela prótese fixa aos implantes observou-se que infra-estruturas

com adaptação não-passiva geram uma maior concentração de estresses ao redor dos implantes. Contrariamente, o seccionamento e solda das infra-estruturas permitiram a obtenção de uma relação passiva, sem que forças adversas fossem transmitidas aos implantes³⁹.

Um dos problemas mais comuns observados nas próteses sobre implantes é o afrouxamento e fratura dos parafusos de ouro. Embora de etiologia multifatorial, uma das causas é a falta de adaptação passiva da infra-estrutura^{7,24,44}.

Não é de se estranhar que a maioria dos autores mencionem a necessidade de uma adaptação passiva da prótese. Embora uma definição mais precisa do que é denominado por muitos de adaptação passiva não seja tão clara, assim como os meios para obtê-la e para avaliá-la clinicamente, a insuficiência de trabalhos avaliando a influência da falta de adaptação passiva no prognóstico a longo prazo dos implantes faz com que se busque sempre um melhor padrão de adaptação de nossas próteses.

Um dos obstáculos para obtenção de uma adaptação passiva são as variáveis clínicas e laboratoriais inerentes ao próprio tratamento protético. Por outro lado, a adaptação passiva da prótese também é dependente do grau de adaptação que os componentes apresentam, antes mesmo de serem utilizados, ou seja, dependente da precisão e qualidade de usinagem dos componentes durante a sua fabricação¹⁴. Como as diferentes etapas do tratamento protético como procedimentos de transferências, fundição e aplicação de porcelana, sempre geram alterações, é fundamental que os componentes a serem utilizados já apresentem um alto padrão de adaptação, diminuindo assim os riscos de se obter uma prótese mal adaptada.

Também tem-se observado um aumento, no mercado de componentes protéticos para implantes, de componentes denominados compatíveis com os diferentes sistemas. Embora esse fato seja favorável por aumentar as opções de componentes disponíveis e facilitar o tratamento

protético, os critérios que determinam essa compatibilidade dos componentes não são bem definidos.

Considerando que o prognóstico a longo prazo dos implantes osseointegrados pode ser prejudicado por uma pobre adaptação da infraestrutura e a escassez de estudos avaliando-se a real compatibilidade dos diferentes sistemas de implantes existentes no mercado, seria interessante o desenvolvimento de um trabalho visando avaliar o grau de adaptação dos componentes na interface intermediário/cilindro de ouro, quando se utilizam componentes de um mesmo sistema de implante e se combinam componentes de diferentes sistemas.

2 - REVISÃO DE LITERATURA

Em um dos primeiros trabalhos em biomecânica em próteses sobre implantes, SKALAK³⁵ comentou que o sucesso da osseointegração depende da maneira como os estresses mecânicos são transferidos do implante para o osso, ou seja, tanto o osso como os implantes não podem ser submetidos a forças além daquelas que estão aptos a receber. Como o titânio é mais rígido e resistente que o osso, é mais provável que uma possível falha ocorra no osso ou na união osso/titânio. A prótese, por sua vez, forma uma conexão firme ao implante resultando em uma estrutura unificada onde prótese, implantes e osso atuam como uma unidade; assim, qualquer desalinhamento da prótese em relação aos implantes resultará em estresses internos na prótese, implantes e osso. Esses estresses não podem ser detectados através de inspeção visual, mas podem ocasionar falhas mesmo sem a atuação de forças externas.

Com os trabalhos longitudinais, começou-se a observar que a maioria das falhas nos tratamentos com implantes osseointegrados estavam relacionadas com a prótese, como mostrou LEKHOLM; ADELL; BRANEMARK²⁸, em 1985. Segundo os autores a fratura do parafuso do intermediário e do implante são as únicas complicações referentes aos componentes do sistema de implantes, sendo que a fratura dos parafusos do intermediário ocorre em menos de 3% dos parafusos usados e pode ser devido à falta de adaptação da prótese. A prótese também pode ser responsável pela ocorrência de implantes fraturados.

Em um outro estudo de 3 anos realizado por COX; ZARB⁶, em 1987, avaliou-se a eficiência a longo prazo da técnica Branemark quando realizada pelo grupo de Toronto. Os resultados, comparados com os dos

suíços, mostraram uma taxa de sucesso de 87,5% dos implantes e de 96% das próteses. Entre as complicações relatadas observou-se um alto número de fratura das infra-estruturas (12 das 26 infra-estruturas fraturaram), atribuído à liga utilizada e ao desenho da infra-estrutura, sendo o problema resolvido com a substituição da liga (liga de prata paládio tipo III para tipo IV) e mudança no desenho da prótese. Dois parafusos de ouro fraturaram e, no momento de sua substituição, observou-se que as próteses não apresentavam uma boa adaptação, sendo estas refeitas. Os autores comentaram que a falta de adaptação passiva da prótese pode colocar os componentes sob tensão, podendo levar à sua fratura ou micro-fratura do osso ao redor do implante e perda óssea.

No mesmo ano, WORTHINGTON; BOLENDER; TAYLOR⁴³ relataram os problemas e complicações ocorridos durante os 4 anos de experiência com o Sistema Branemark. A maioria dos problemas foram iatrogênicos e passíveis de serem evitados, se o protocolo fosse seguido e frente a um correto planejamento. Entre as complicações da fase protética foram citados problemas fonéticos, fratura das próteses, fratura dos parafusos de ouro, falta de suporte labial e ingestão dos instrumentais. Segundo os autores, o afrouxamento ou fratura dos parafusos de ouro não é um fato comum, mas comparado às falhas dos outros componentes, talvez seja o problema mais comum. Os autores sugeriram como causas as forças excessivas colocadas sobre o sistema, a falta de adaptação entre prótese e intermediários e repetidos apertos nos parafusos. Os autores relataram ainda que uma imperfeita adaptação intermediário/prótese permitiria uma flexão microscópica e uma eventual fratura frente à função excessiva.

ZARB; SCHMITT⁴⁴, em 1990, também acreditaram que as falhas são em sua maioria iatrogênicas e que podem ocorrer em todas as fases do tratamento, mas ressaltaram que algumas são inerentes ao próprio

sistema de tratamento. Entre as complicações protéticas de ordem estrutural registraram 3 parafusos de intermediários danificados e 9 fraturados, 53 fraturas de parafusos de ouro e 13 fraturas de infra-estrutura. Os parafusos de intermediários foram danificados durante a fase de confecção da prótese, devido à parafunção do paciente ou falta de alívio na prótese provisória. A maioria das fraturas dos parafusos de intermediário ocorreram logo abaixo à cabeça do parafuso; segundo os autores essas fraturas não podem ser atribuídas à falta de adaptação das próteses. Em relação às fraturas nos parafusos de ouro, os autores salientaram que esse fato alerta para a presença de forças adversas, exigindo mudanças no desenho da prótese, de comportamento e/ou dieta e de relações oclusais. Também creditaram esse fato a próteses mal adaptadas. As fraturas da infra-estrutura, ocorridas em sua maioria no cantilever, foram creditadas à liga e ao desenho da prótese, ambos modificados posteriormente com sucesso.

Em outra análise das complicações em próteses implanto-suportadas, realizada em 1990, JOHANSSON; PALMQVIST²³ avaliaram as complicações ocorridas com 49 próteses fixas implanto-suportadas em um período de 9 anos, utilizando o sistema Nobelpharma. Observaram que uma média de 0,8 horas de serviços odontológicos (cirurgias e próteses) e de 1 hora de serviços protéticos por prótese foi necessária para manutenção e cuidados adicionais. Segundo os autores, a ausência de fratura de parafusos de ouro, tido como a parte mais frágil do sistema, pode ter sido resultado da boa adaptação das próteses. Apenas um parafuso de ouro fraturou e isto ocorreu juntamente com a fratura do parafuso do intermediário, em um paciente com bruxismo acentuado que apresentou também a perda de 2 implantes e fratura da infra-estrutura.

O surgimento no mercado de sistemas alternativos de implantes que alegam equivalência ao sistema pioneiro Nobelpharma e que

representam uma alternativa atrativa devido ao custo reduzido, maior flexibilidade protética e facilidade de obtenção, despertou o interesse em se avaliar a real compatibilidade desses sistemas, assim como também a consistência e precisão de torneamento de seus componentes. BINON et al³, em 1990, avaliando componentes de 4 sistemas (Nobelpharma, Core-vent, Osseodent e 3I) observaram uma variação na tolerância entre os 4 sistemas. Segundo os autores, do ponto de vista clínico, a adaptação entre componentes do mesmo sistema e de sistema diferentes pode ser considerada aceitável, exceto para o sistema Osseodent em relação à adaptação na interface intermediário/cilindro de ouro (62 μ 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-sistemas como entre-sistemas. Os resultados também sugeriram que existem dois sistemas disponíveis (3I - intermediário em 2 peças e CoreVent - intermediário 1 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 compatibilidade aceitável. A discrepância de adaptação na interface cilindro de ouro/intermediário encontrada foi da ordem de 32 μ m para 3I, 35 μ m para Nobelpharma e 62 μ m para Osseodent.

Em 1991, JEMT¹⁹, em um acompanhamento de 1 ano de 380 próteses totais fixas sobre implantes, obteve uma taxa de sucesso de 99,5% do tratamento protético. Embora as complicações tenham sido poucas, estas foram mais freqüentes na maxila. Entre as complicações encontradas destacaram-se problemas de dicção (31,2%), mordida do lábio e bochecha (6,6%), irritação causada pelo cantilever (3,1%), problemas gengivais (fístula, hiperplasia, inflamação - 1,7%), fratura da estrutura metálica (0,8%). Não houve fratura de nenhum dos componentes. Em relação ao afrouxamento dos parafusos de ouro, o autor relatou que 271 próteses (69,3%) apresentaram

os parafusos estáveis no primeiro controle (após 2 semanas), sendo que quase todos os parafusos reapertados nesse primeiro controle se apresentaram estáveis no controle seguinte (113 próteses). Apenas 7 próteses precisaram de mais de um reaperto para que os parafusos se estabilizassem. A instabilidade dos parafusos de ouro foi maior na maxila, sendo esta diferença estatisticamente significativa. Quando o desenho da prótese está adequado, 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 e foi sugerido um protocolo para análise da adaptação da prótese. Considerando-se uma prótese fixa suportada por 5 implantes, numerados de 1 a 5 da direita para 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, depois o mais intermediário e eventualmente os dois parafusos distais. Cada parafuso deve ser apertado até sua primeira resistência, anotando-se a posição da chave e um máximo de $\frac{1}{2}$ volta (180°) 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 $\frac{1}{2}$ volta era necessária para apertar completamente o parafuso, a prótese era considerada mal adaptada, sendo separada e soldada.

Para GOLL⁹ há uma grande dificuldade em se obter uma infra-estrutura com adaptação, já que todo passo da confecção de uma prótese implanto-suportada é crítico. O autor sugeriu algumas soluções para melhorar a precisão das próteses, assim como reduzir alguns erros:

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 a capa 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 fundição de próteses extensas usar cilindros de ouro de 4mm - a infra-estrutura será mais volumosa e firme, o mesmo ocorrendo com o guia.

Em 1991, SORENSEN; AVERA; TOMAS³⁶, com o objetivo de avaliar a fidelidade nas interfaces de diferentes sistemas, compararam a interface implante/intermediário (I-I) e intermediário/prótese (I-P) de 4 sistemas de implantes: grupo 1- 3I; grupo 2- Collagen-Osseodent; grupo 3- Collagen-Osseotite; grupo 4 - Nobelpharma. O cilindro de ouro foi avaliado após a confecção da infra-estrutura e aplicação da porcelana. Através de observação direta com auxílio de um microscópio com unidade de medição e aumento de 200x os resultados obtidos foram grupo 1) I-I =34 μ m, I-P = 48 μ m; grupo 2) I-I =68 μ m, I-P = 96 μ m; grupo 3) I-I =65 μ m, I-P = 119 μ m; grupo 4) I-I =98 μ m, I-P = 78 μ m, sendo que o grupo 1 apresentou uma fidelidade de interface significativamente melhor que os demais. Os autores concluíram que

deve haver diferentes níveis de tolerância na confecção dos vários componentes de implantes.

As freqüentes falhas dos parafusos de ouro encontradas nos trabalhos longitudinais e explicadas como sendo a parte mais frágil do sistema de implantes, levaram PATTERSON; JOHNS³⁴ a avaliarem o tempo de fadiga dos parafusos utilizados nos implantes. Segundo os autores, quando um parafuso é apertado ao máximo, uma pré-carga é aplicada ao parafuso induzindo uma força compressiva nos componentes que estão sendo unidos. Frente à aplicação de uma força externa, parte dessa força compressiva que mantém os componentes unidos é perdida, aumentando assim a força de tensão no parafuso. A ausência de adaptação passiva faz com que as superfícies dos componentes não entrem em contato quando a pré-carga é aplicada e o parafuso passa a receber toda a carga, tendo seu tempo de fadiga reduzido a semanas. Quando o contato é parcial e a pré-carga é capaz de unir os componentes através de alguma deformação nas superfícies de contato tem-se uma articulação, onde quanto maior for a pré-carga aplicada no sistema, maior será o tempo de fadiga do parafuso. Os autores 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 isso seja conseguido com êxito, os autores recomendaram que o torque apropriado seja aplicado.

Em 1992, MILLINGTON; LEUNG³¹ analisaram a possível relação entre o estresse gerado na superfície das supraestruturas e o grau de desadaptação da peça protética, já que existia a possibilidade da desadaptação da peça protética ser a causa da falha do tratamento. Através de anéis metálicos foram criadas discrepâncias entre 6 μm e 104 μm em uma prótese de 4 implantes. A análise fotoelástica mostrou que estresses foram

induzidos com desajustes de 6 μm , sendo concentrados ao redor dos implantes centrais, independente do local onde a discrepância foi criada. Os autores observaram ainda que os estresses foram maiores, quando o desajuste estava presente no implante central, sendo que o maior estresse registrado foi na ordem de 144 MPa. Os autores não relataram o sistema de implante utilizado no estudo.

Em 1992, JEMT; LINDÉN; LEKHOLM²², em uma análise retrospectiva de 1 ano de 127 próteses fixas parciais suportadas por 354 implantes osseointegrados, realizada na Clínica Branemark de Gothenburg, observaram que o número total de complicações é menor e menos complexo do que em próteses fixas totais implanto-suportadas. 49% das maxilas tratadas e 20,8% das mandíbulas apresentaram próteses com parafusos de ouro soltos no primeiro retorno pós-inserção, que se apresentaram estáveis no retorno seguinte, após um segundo aperto dos parafusos. Esse afrouxamento dos parafusos de ouro foi o responsável pelo problema mais comum registrado na maxila: a mobilidade das próteses (13,6%). Os parafusos de ouro com fenda foram apertados manualmente a 15-20 Ncm.

Em 1993, WEINBERG⁴⁰ fez um análise da distribuição de forças nas próteses sobre implantes, ressaltando a necessidade de se obter próteses com adaptação passiva. Em dentes naturais, a distribuição de forças depende da estrutura rígida de 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 e da adaptação de todos os componentes. Levando-se em conta que o ligamento periodontal permite movimentos na ordem de 500 μm e que a parte mais flexível do sistema de implantes permite uma deformação de 100 μm , 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 falta de adaptação passiva pode levar a alta incidência de fadiga do metal e até a 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.

Preocupados em obter próteses com adaptação passiva, MCCARTNEY; DOUD³⁰ descreveram uma técnica para uso com implantes Branemark, onde a verificação do modelo de trabalho e correções por meio de soldagens são determinados por um procedimento de união intra-oral de cilindro de ouro e intermediário. A técnica consiste na confecção da infra-estrutura em uma peça única, mas incorporando apenas um cilindro de ouro (o mais central), enquanto que na região dos demais cilindros se encontra um orifício. Essa peça é então provada clinicamente com os demais cilindros de ouro em posição. Estes são então unidos à infra-estrutura através de resina tipo Duralay e esta peça é utilizada para correção do modelo mestre. Após as devidas correções os cilindros de ouro são soldados à infra-estrutura obtendo-se adaptação passiva com apenas uma solda. Os autores não relataram como essa adaptação passiva é avaliada clinicamente, nem os critérios para essa análise.

Para JAARDA; RAZZOOG; GRATTON¹⁶ o constante afrouxamento dos parafusos também pode ser atribuído a um torque inadequado. Os autores avaliaram a influência da experiência do operador na quantidade e consistência do torque obtido através do aperto manual dos parafusos protéticos de implantes. Para o estudo, foram utilizados 16 indivíduos divididos em 4 grupos: grupo 1: 4 alunos do segundo ano; grupo 2: 4 dentistas sem experiência em implantes; grupo 3: 4 dentistas com menos de 12 casos de implantes; grupo 4: 4 dentistas com mais de 12 casos de

implantes. Cada indivíduo foi instruído a dar o aperto nos parafusos de ouro, simulando uma condição clínica. Para isso foram usadas chaves de 20 mm e 37 mm. Os resultados mostraram uma diferença significativa na variação entre os grupos, quando comparado à variação dentro de cada grupo com os 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) os indivíduos com pouca experiência em implante (grupo 3) não foram capazes de dar o torque necessário aos parafusos; 2) os 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.

Um trabalho semelhante foi realizado por DELLINGES; TEBROCK⁷, em 1993. Através de um estudo simulando as condições clínicas, os autores avaliaram o torque aplicado aos parafusos protéticos com as chaves manuais. Simulando as condições clínicas e utilizando luvas molhadas, sessenta estudantes do segundo ano foram instruídos a aplicar sua máxima força durante o aperto simulado de um parafuso. O valor médio do torque obtido pelo grupo masculino foi de 11,84 Ncm e de 10,88 Ncm para o grupo feminino, não havendo diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos. O valor médio para ambos os grupos foi de 11,55 Ncm. Nas condições estudadas, os autores concluíram que é possível obter o torque necessário para os parafusos de pequeno diâmetro (10 Ncm) com este tipo de chave, o mesmo não ocorrendo quando os parafusos exigem um torque mais elevado.

Em 1994, GOHEEN et al⁸ avaliaram a capacidade de cirurgiões e protesistas em aplicar o torque adequado usando as chaves manuais, em diferentes períodos do dia. Os autores também avaliaram a quantidade de torque aplicada pelos torquímetros eletrônicos. Os resultados mostraram que há uma grande variação na aplicação do torque, sendo que o torque aplicado pelos cirurgiões foi significativamente inferior aos valores desejados de 10, 20 e 32 Ncm, tanto no período da manhã como à tarde. Já o torque aplicado pelos protesistas foi significativamente inferior para o valor de 10 Ncm no período da tarde e para o valor de 32 Ncm, em ambos os períodos. Na análise dos torquímetros, todos os valores de torque experimentais estavam dentro da tolerância especificados pelos respectivos fabricantes, exceto para o Torque Controller Nobelpharma a 10 Ncm e 32 Ncm com baixa velocidade e 20 Ncm com alta velocidade. Os torquímetros avaliados foram: Branemark Torque Drivers 10 Ncm e 20 Ncm; Branemark Torque Controller 10 Ncm, 20 Ncm e 32 Ncm em alta e baixa velocidade; Accu-Torque Wrench e Implant Innovations Torque Driver com 10 Ncm e 20 Ncm.

A necessidade de se obter próteses com adaptação passiva foi confirmada, em 1994, por WASKEWICKZ; OSTROWSKI; PARKS³⁹ através de uma análise fotoelástica. Os autores compararam os padrões de estresses gerados ao redor de implantes ao parafusar uma infra-estrutura adaptada e não adaptada. Um modelo fotoelástico simulando a curva da mandíbula foi construído com 5 implantes Nobelpharma (3,75 mm x 10mm) e com intermediários convencionais de 4mm (Nobelpharma). Sobre esse conjunto, foram posicionados os cilindros de ouro que, após torque de 10 Ncm foram unidos entre si com resina autopolimerizável para confecção da infra-estrutura em liga de ouro-paládio. Após a fundição, foi constatada a presença de uma adaptação inadequada da peça, sem um contato íntimo entre cilindros de ouro e intermediários. Essa peça sem adaptação passiva foi analisada

fotoelasticamente, sendo parafusada em posição a um torque de 10 Ncm em 3 combinações diferentes, ou seja, em três diferentes seqüências de aperto dos parafusos. Após todas as análises, a peça foi seccionada e soldada, obtendo-se uma infra-estrutura adaptada. O aperto da infra-estrutura sem adaptação passiva produziu uma concentração de estresses ao redor dos implantes, observado através da presença de franjas no modelo fotoelástico. Quando a peça adaptada foi parafusada, não houve a produção de estresses nos implantes. A produção dos estresses na peça sem adaptação passiva foi indiferente nas 3 seqüências de aperto testadas, sendo que os implantes 1 e 5 (os extremos), mostraram maior concentração de franjas, sendo maior a concentração de estresses no terço médio de cada implante e menor no terço cervical e apical dos implantes. Os autores acreditaram que, devido à presença de força estática, quando uma prótese sem adaptação passiva é parafusada e a impossibilidade atual em se predizer a resposta biológica dos implantes frente a essa força, é recomendável que as peças sejam seccionadas e soldadas para obter uma adaptação o mais passiva possível.

Em 1994, KALLUS; BESSING²⁵ avaliaram a ocorrência de parafusos de ouro e do intermediário soltos após 5 anos da instalação das próteses. Nas próteses confeccionadas em ouro tipo III e com dentes de resina utilizaram-se componentes do sistema Branemark e tiveram os parafusos de ouro apertados manualmente, com força máxima em seqüência padronizada. Os autores 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 com pobre adaptação também podem ter parafusos bem apertados. As falhas dos parafusos de ouro puderam ser relacionadas com a desadaptação das próteses e consideradas como sendo dependente do operador de alguma forma, já que o aperto, a avaliação clínica da adaptação e a adaptação em si, são variáveis

dependentes do operador. Segundo os autores, os achados clínicos e radiográficos não suportam a hipótese de que próteses com pobre adaptação poderiam representar um risco a longo-prazo à osseointegração.

No mesmo ano, HEMMINGS; SCHMITT; ZARB¹⁵, em um estudo de 5 anos, compararam o número de complicações, tratamentos adicionais e manutenção, em um grupo com 25 próteses fixas inferiores implanto-suportadas e em um grupo com 25 overdentures inferiores implanto-suportadas. Os resultados mostraram que as próteses fixas apresentaram mais complicações e exigiram mais manutenção que as overdentures, apresentando 26 ocorrências com parafusos de intermediário e de ouro (fraturas e afrouxamento) contra 8 ocorrências apresentadas no grupo das overdentures. Um relato de discrepância na infra-estrutura foi registrado no grupo da fixa, exigindo a confecção de uma nova prótese.

Ainda em 1994, CARLSON; CARLSSON⁴ realizaram um levantamento das complicações ocorridas em 16 clínicas num período de 2 meses. Nessa avaliação só foram incluídos os pacientes dos controles regulares ou de consultas de emergência, excluindo-se os pacientes em tratamento, dando um total de 561 pacientes e 600 próteses. O tempo médio de instalação das próteses foi de 2 a 3 anos, sendo que 17% dos pacientes tinham queixas em relação às suas próteses. A frequência dos tipos de complicações não foi significativamente diferente entre os vários tipos de próteses, mas houve um gasto de meia a uma hora por prótese para manutenção ou tratamento complementar. Entre as complicações registradas 10% estavam relacionadas a problemas com a infra-estrutura (mobilidade, afrouxamento dos parafusos de intermediário e/ou de ouro, fraturas de parafuso de intermediário, defeitos das infra-estruturas).

CARLSSON⁵ ressaltou a importância da obtenção de próteses com adaptação passiva. Uma prótese com adaptação passiva significa que esta pode ser parafusada sem causar estresse ou tensão, porém não existe uma adaptação absolutamente passiva já que todo aperto dos parafusos gera uma certa deformação da prótese e/ou do osso, introduzindo algum estresse ao sistema. O estresse e tensão, resultados de uma prótese mal adaptada, são fatores que afetam significativamente a longevidade dos componentes. Segundo o autor existem duas formas de medir o grau de desadaptação de um sistema: medir as forças que são introduzidas durante o aperto dos parafusos ou medir a extensão dessa desadaptação através de um microscópio de medição. O autor relatou ainda que, devido às características do Sistema Branemark, uma desadaptação lateral de 50 μ não gera qualquer tensão ao sistema, mas um erro angular de mesma dimensão é capaz de gerar um deslocamento angular no ápice do implante para aliviar a tensão gerada.

GYLLENRAM¹¹ analisando os parâmetros clínicos para avaliar a adaptação passiva da prótese implanto-suportada, comentou que qualquer desadaptação gera forças estáticas que vão atuar sobre todo o conjunto e esses efeitos negativos serão acentuados, quando as forças dinâmicas da mastigação atuarem sobre este mesmo conjunto. Em um osso mais resistente, um certo grau de desadaptação pode ser melhor tolerado que em um osso esponjoso, como na região posterior da maxila, que, além de menos volumoso, também é sujeito a maiores forças durante a mastigação. A desadaptação pode ser de 3 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 Branemark, que apresenta 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. Em uma boa moldagem ainda há a possibilidade de um erro de 50μ em todos os eixos, assim, em um sistema com uma adaptação melhorada, ou seja, onde todas as faces internas do cilindro de ouro se adaptam perfeitamente ao intermediário, esse grau de adaptação pode gerar não apenas um erro horizontal, mas um erro angular 3 vezes maior.

Devido à dificuldade visual e radiográfica para avaliar a adaptação dos componentes em uma situação clínica, WICKS; RIJK; WINDELER⁴² propuseram, em 1994, uma técnica que utiliza a posição final dos parafusos como parâmetro para confirmar a adaptação da prótese, uma vez que a um torque constante e com certas variáveis controladas, o parafuso deve retornar à mesma posição final nos repetidos apertos. Com base neste conceito, avaliaram a reprodutibilidade da posição final do parafuso de ouro e do intermediário quando um torque controlado era aplicado e concluíram que os limites de rotação do parafuso são significativamente predizíveis a nível de intermediário/implante, o mesmo não ocorrendo a nível de cilindro de ouro/intermediário. A reprodutibilidade de posição dos parafusos de ouro só foi possível depois que pelo menos dois apertos tinham sido aplicados nos parafusos. As mudanças na posição dos parafusos em função da presença de diferentes graus de desajustes também foram avaliadas e foi observado que a presença de uma discrepância na interface intermediário/implante e intermediário/cilindro de ouro resulta em uma alteração no limite final de rotação do parafuso proporcional à magnitude da discrepância, sendo essa relação linear de aproximadamente $0,9^\circ/\mu\text{m}$. Os autores concluíram que a posição do parafuso pode ser um indicador da adaptação da prótese, se a

posição final do parafuso for adequadamente determinada e específica para cada conjunto a ser analisado.

Em um Fórum sobre assuntos atuais publicado em 1994, vários autores foram convidados a relatar como realizam o teste da adaptação da infra-estrutura de uma prótese fixa total. Segundo JEMT²⁰ a verificação da adaptação da infra-estrutura é um dos procedimentos mais críticos durante a confecção de uma prótese implanto-suportada e isto porque nenhuma fundição apresentará uma adaptação completamente passiva a nível micrométrico. Ele ressaltou a necessidade de uma técnica clínica, ou seja, a adaptação é checada em um nível clinicamente aceitável, onde pequenas interfaces ou fendas entre a peça fundida e os implantes, antes do aperto dos parafusos, são aceitas. Já GULBRANSEN¹⁰ ressaltou que devem ser observadas as possíveis fontes de imperfeições que existem nos procedimentos de confecção da peça protética, ou seja, os procedimentos de transferências, inclusão e fundição, propriedades das ligas e dos materiais de moldagem assim como as características dos componentes usados. Segundo PAREL³³, a obtenção de peças com adaptação passiva ainda é irreal e embora haja vários métodos para melhorar os procedimentos de fundição, assim como de confecção da prótese como um todo, a maneira de se avaliar clinicamente o produto final desses procedimentos, em termos de passividade, permanece relativamente sem qualquer base científica. Desse modo, ele acredita que a melhor forma de avaliar a adaptação é através da inspeção visual e da utilização do parafuso, ou seja, apertar o parafuso mais distal e observar a adaptação do outro lado da peça. Essa técnica é facilmente utilizada em laboratório e deve ser repetida clinicamente, embora não seja efetiva quando a área a ser examinada se encontra subgingivalmente localizada. Neste caso, o autor recomendou observar a quantidade de voltas necessárias para apertar totalmente o parafuso e, se um parafuso exige mais voltas, isso pode ser indicativo de um desajuste vertical. Os autores também

salientaram a necessidade de se verificar a fidelidade do modelo obtido - este procedimento é fundamental para a obtenção de uma peça bem adaptada e permitir a verificação da adaptação já no próprio modelo.

Em 1995, BINON¹ avaliou a precisão e consistência de usinagem de implantes com hexágono externo de 13 empresas. Foram avaliados implantes das seguintes empresas: Nobelpharma, Steri-Oss, 3I, Osseodent, IMTEC, SwedeVent, Impla-Med, Bud, Crossmark, IMZ, Implant Support Systems e Stryker. O autor sugeriu um índice de composição para determinar a precisão do sistema, ou seja, quanto menor esse valor, maior é a precisão do sistema. Os resultados obtidos foram:

- baseado no índice de composição, a menor tolerância foi encontrada nos sistemas 3I (14 μ m e 15 μ m) e Crossmark (27 μ m);
- a menor variação na largura do hexágono foi encontrada nos sistemas 3I (1 μ m); Nobelpharma (4 μ m) e Impla-Med (5 μ m) e a maior variação foi registrada para Swede-Vent (27 μ m);
- a menor variação na altura do hexágono foi observada no IMTEC (18 μ m) e Stryker (28 μ m) e a maior foi do Steri-Oss (147 μ m);
- a menor rotação implante/intermediário foi registrada para Crossmark (4^o); 3I (4,6^o) e Impla-Med (5,0^o);
- a menor rotação implante/intermediário entre-sistemas foi observada para Nobelpharma/Impla-Med (3,5^o); Implant Support Systems/Impla-Med (4,2^o), 3I/Impla-Med (4,3^o) e Nobelpharma/ 3I (4,9^o).

Neste mesmo ano, JAARDA; RAZZOOG; GRATTON¹⁷ avaliaram a compatibilidade entre os parafusos protéticos dos diferentes

sistemas de implantes, através da análise do torque máximo que um parafuso protético era capaz de suportar. Foram utilizados parafusos de 4 fabricantes (3I, Impla-Med, Nobelpharma e Implant Support Systems) e dois tipos de metal (ouro e titânio). Os parafusos foram parafusados em um cilindro de ouro usando um torquímetro até a fratura. Dos resultados obtiveram-se 3 grupos estatisticamente diferentes: grupo I - não houve diferença significativa entre os parafusos 3I-ouro e Nobelpharma-ouro, mas foram diferentes dos demais; grupo II - os parafusos 3I-titânio e Impla-Med-ouro não foram significativamente diferentes entre si, mas o torque máximo suportado foi significativamente menor que o do grupo I; grupo III- o torque máximo para o parafuso de titânio Implant Support Systems foi significativamente maior que o torque nos grupos I e II. Os resultados mostraram que existe uma falta de padronização entre os componentes denominados compatíveis. Combinar componentes de diferentes empresas comerciais tem o potencial de sobrecarregar os componentes do sistema. Se as pesquisas clínicas passadas são usadas para determinação de resultados a longo-prazo, todos os componentes devem permanecer constantes. Se os componentes de diferentes empresas são combinados, os preditores das taxas de sucesso não são mais válidos.

KANO et al²⁶ avaliaram a adaptação de infra-estruturas fundidas a partir do componente calcinável do 3I comparando com a adaptação obtida com o cilindro de ouro Nobelpharma. Os resultados obtidos foram: 117µm para o cilindro de ouro Nobelpharma; 132µm para a matriz plástica fundida em Pors-On 4; 135µm para a matriz plástica antes da fundição; 156µm para a matriz plástica fundida em liga de níquel-cromo e 224µm para a fundição com a liga Palliag M.

SUTHERLAND; LONEY; SYED, em 1995, avaliaram a desadaptação das coroas puras de porcelana cimentadas nos intermediários

utilizando um microscópio equipado com uma câmara de vídeo ligada a um computador. Com esse equipamento, obteve-se uma precisão de $1\mu\text{m}$ e foram feitas medidas em quatro faces de cada corpo de prova. A média de desadaptação obtida foi de $99\mu\text{m}$ para a coifa cerâmica, $117\mu\text{m}$ para as coroas prontas antes da cimentação e de $168,8\mu\text{m}$ para as coroas cimentadas com fosfato de zinco. Os autores ressaltaram que parte desse desajuste foi devido ao bisel da borda dos intermediários, que apresentava uma altura média de $52\mu\text{m}$, além disso algumas coifas apresentavam irregularidades em sua superfície que poderiam ter impedido o completo assentamento das peças.

ISA; HOBKIRK¹⁴ avaliaram, *in vitro*, os efeitos causados pelo aperto dos parafusos de ouro em uma prótese de 5 elementos, assim como os efeitos de se parafusar próteses com diferentes graus de desajuste. Os resultados mostraram que o aperto de cada parafuso de ouro produziu altas forças compressivas, mesmo quando as próteses não apresentavam um desajuste aparente e que essas forças não eram igualmente distribuídas nem tampouco consistentes. Quando diferentes graus de desajuste foram criados na interface intermediário/cilindro de ouro, observou-se que forças de tensão eram produzidas mesmo em desajustes tão pequenos quanto $10\mu\text{m}$.

Dando continuidade aos estudos envolvendo a adaptação da infra-estrutura e a distribuição de forças nos implantes, ISA; HOBKIRK¹⁵, na segunda parte do trabalho, investigaram os efeitos de diferentes graus de desadaptação das infra-estruturas na distribuição das forças oclusais. Três diferentes condições de transmissão de cargas foram avaliadas: 1) carga de 50N sobre o cantilever a $10,5\text{ mm}$ do centro do implante 5; 2) carga de 230N sobre o implante 3; 3) carga de 230N aplicada entre os implantes 3 e 4. Foram criados desajustes de 0, 10, 30, 60 e $110\mu\text{m}$ nos implantes 1, 3 e 5. Os autores concluíram que:

- 1) a distribuição de forças nos implantes foi desigual, talvez devido aos contatos assimétricos entre os diversos componentes do sistema;
- 2) tanto tração como compressão foram observados nos intermediários, podendo resultar em torque nos implantes em algumas condições;
- 3) Força vertical de 300N aplicada na infra-estrutura acima ou entre os implantes foi capaz de eliminar desajustes de 30 μ m;
- 4) Força vertical de 50N no cantilever foi capaz de eliminar desajustes de 110 μ m no intermediário distal.

Neste mesmo ano de 1996, JAARDA; RAZZOOG; GRATTON¹⁸ avaliaram a compatibilidade de alguns parafusos de ouro disponíveis no mercado. Foram testados 5 parafusos (ouro e titânio) de 3 fabricantes: 3I; Impla-Med; Implant Support Systems tendo os parafusos Nobelpharma como controle. Os parafusos de ouro foram parafusados a um torque de 10Ncm através de um torquímetro. Quando a variabilidade entre-sistema não maior que a variabilidade intra-sistema, o parafuso era considerado compatível. O teste de resistência à tração foi realizado, sendo que os parafusos receberam carga até sua fratura. Todos os parafusos foram significativamente diferentes quando comparados ao Nobelpharma e quando comparados entre si, exceto os parafusos de ouro 3I e Impla-Med que não mostraram diferença significativa, quando comparados entre si. Houve também grande variabilidade nos resultados em relação ao tipo de liga utilizada. Os autores concluíram que a grande variabilidade entre os diferentes parafusos testados em relação a resistência à tração pode influenciar o sistema.

A perda óssea marginal citada como consequência de uma falta de adaptação passiva da prótese foi avaliada por JEMT; BOOK²¹, em 1996, em dois grupos de pacientes acompanhados por 1 ano prospectiva e

retrospectivamente por 4 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.

Uma técnica simplificada que pode ser utilizada para medir estruturas bidimensionais ou tridimensionais foi proposta por KARELLOS et al²⁷. Essa técnica permite que medições sejam feitas diretamente sobre as fotomicrografias, com uma régua transparente, em um método preciso e relativamente barato. A técnica utiliza um microscópio no aumento desejado, com uma câmara de 35 mm acoplada à ocular do microscópio. Uma régua de 2mm com divisões de 10 μm é fotografada no aumento desejado. Através de um programa computadorizado cria-se uma régua de 20 cm a partir da imagem obtida da régua de 2mm. Essa régua de 20 cm é impressa em papel transparente e recortada, sendo utilizada para medir as áreas desejadas nas fotomicrografias.

Em 1996, ZOIDIS; WINKLER; KARELLOS⁴⁵ avaliaram o efeito de três procedimentos de conexão na adaptação da interface cilindro de ouro/intermediário. Foram confeccionadas barras Hader sobre 2 implantes, as quais foram seccionadas e separadas em 3 grupos, segundo o procedimento de conexão: grupo 1 - soldagem; grupo 2 - eletrosoldagem; grupo 3 - 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. A medida final (valores absolutos entre as medidas final-inicial) para o desajuste vertical e horizontal para cada grupo foi, respectivamente: 86,5 μ e 48 μ (grupo 1); 240,7 μ e 80,7 μ (grupo 2) e 44 μ e 34 μ (grupo 3). Os autores concluíram que nenhum dos 3 métodos estudados foi capaz de produzir barras com adaptação precisa, sendo os resultados mais precisos e consistentes obtidos com o procedimento de fundição sobre fundição.

Recentemente, MA; NICHOLLS; RUBENSTEIN²⁹ avaliaram a tolerância de usinagem ou ausência de adaptação entre os componentes utilizados em prótese sobre implantes. Através da análise da adaptação horizontal entre intermediário/cilindro de ouro, intermediário/componentes de transferência quadrado, réplica/cilindro de ouro e réplica/componente de transferência quadrado, os autores puderam observar uma tolerância variando entre 22 e 100 μ m. A diferença de tolerância entre cilindro de ouro/intermediário (23,1 μ m) e réplica/cilindro de ouro (37,1 μ m) mostra que a adaptação passiva no laboratório não define uma adaptação passiva clinicamente. Segundo os autores, embora essa tolerância possa ser vista como desadaptação, a sua magnitude da tolerância também é importante pois distorções poderão ser suportadas, sem indução de estresse, se esta for menor ou igual aos valores medidos para tolerância. Os autores também sugeriram a inclusão dos valores de tolerância entre os componentes nos estudos futuros de adaptação, já que é uma característica inerente aos componentes em si.

Uma outra análise da compatibilidade dos sistemas de implantes foi realizada, em 1997, por HAGIWARA; SUZUKI; IGARASHI¹². A compatibilidade de 3 sistemas de Implantes foi avaliada através da análise da interface implante/intermediário e intermediário/cilindro de ouro. Os resultados das medidas do desajuste vertical para a interface

intermediário/cilindro de ouro na análise Intra-Sistema foram: 10,12 μ m (3I); 14,31 μ m (Nobelbiocare); 27,15 μ m (Steri-Oss). Na análise entre-sistemas, a combinação intermediário 3I/cilindro de ouro Nobelbiocare teve um desajuste de 8,67 μ m e a combinação intermediário Nobelbiocare/cilindro de ouro 3I teve um desajuste vertical de 15,62 μ m. Os autores concluem que a adaptação dos componentes tanto na análise intra-sistema como na análise entre-sistemas pode ser considerada clinicamente aceitável, todavia uma compatibilidade segura e estável é obtida com componentes do mesmo sistema.

3 - PROPOSIÇÃO

Com o objetivo de determinar-se padrões que possibilitem análises comparativas intra e entre-sistemas, buscou-se seguir conceitos de ajuste e desajuste e compatibilidade dos diferentes sistemas de implante.

Assim, propôs-se a avaliar:

3.1 - a adaptação na interface intermediário/cilindro de ouro de cada sistema, no que se refere a ajuste e desajuste (análise intra-sistema)

3.2 - a compatibilidade dos diferentes sistemas de implantes, através da adaptação na interface intermediário/cilindro de ouro de cada sistema, no que se refere a ajuste e desajuste (análise entre-sistemas)

4 - MATERIAL E MÉTODOS

4.1 - SELEÇÃO DA AMOSTRA

Inicialmente, estabeleceu-se um pré-requisito básico para a constituição da amostra deste trabalho: os sistemas a serem estudados deveriam ter componentes que pudessem ser considerados *Compatíveis com outros Sistemas* (CS).

Através de uma avaliação inicial de catálogos e propagandas disponíveis em jornais da classe odontológica, revistas e congressos, buscaram-se empresas que pudessem preencher o requisito acima.

As empresas que preencheram este pré-requisito foram contatadas por carta para participarem do trabalho, sendo solicitados a cada uma os seguintes componentes:

- 1 intermediário tipo convencional
- 3 cilindros de ouro tipo convencional
- 3 parafusos de ouro tipo fenda

Às empresas que não possuíam parafusos de ouro tipo fenda foi solicitado o parafuso de ouro com hexágono (Lifecore).

Diante desta solicitação, este trabalho foi realizado com os seguintes sistemas:

- **Sistema 3I** - Brazil Implant Systems Com. Imp. Exp. LTDA (São Paulo, SP)
- **Sistema Implamed** - Sterngold Implamed (São Paulo, SP)
- **Sistemas Nobelbiocare** - Nordic Biotech (São Paulo, SP)
- **Sistema Lifecore** - Promodent (Baureri, SP)
- **Sistema Conexão** - Conexão Sistemas de Prótese Master LTDA (São Paulo, SP)
- **Sistema NAPIO** - Núcleo de Apoio em Pesquisas em Implantes Odontológicos (NAPIO - Bauru, SP)

A empresa do sistema NAPIO forneceu apenas o intermediário convencional. Os cilindros de ouro e parafusos, embora presentes em seu catálogo, não foram fornecidos e não se encontram disponíveis no mercado.

A descrição detalhada de cada um dos componentes utilizados encontra-se no Anexo 1.

4.2 - OBTENÇÃO DO CORPO DE PROVA E POSICIONAMENTO DOS COMPONENTES

Em uma peça acrílica octogonal com 16 mm de altura por 10mm de largura, com o auxílio de um delineador, posicionou e fixou-se através de resina um implante de 10 mm com hexágono externo do sistema Nobelbiocare (SDCA 001), tendo-se o cuidado de manter exposta a porção coronária. (Fig. 4.1)

FIGURA 4.1 - Corpo de prova

Para cada combinação a ser analisada, seguiu-se o seguinte protocolo: o intermediário era posicionado e parafusado a um torque de 20Ncm utilizando-se o torquímetro eletrônico do sistema NAPIO (MOT-01). Sobre este intermediário era posicionado o cilindro de ouro a ser avaliado. O cilindro de ouro era fixado com o seu próprio parafuso de ouro e submetido a um torque de 10 Ncm.

4.3 - ANÁLISE DA INTERFACE INTERMEDIÁRIO/CILINDRO DE OURO

Para a análise da interface intermediário cilindro de ouro (I/C) foi utilizado o microscópio Mitutoyo TM - modelo 5050, código 176-811A, com aumento de 150 vezes (ocular de 15x e objetiva de 10x) e cabeçotes micrométricos, código 164-162, com mostrador digital embutido e precisão de 1 μm (Fig. 4.2).

FIGURA 4.2 - Microscópio e cabeçotes micrométricos

Cada cilindro foi avaliado em 8 diferentes posições determinadas pelo octógono do corpo de prova. Após a obtenção das 8 medidas, o cilindro de ouro era solto e novamente parafusado, com torque de 10 Ncm, repetindo-se as medidas nas novas posições determinadas pelo corpo de prova. Esse passo era novamente realizado, totalizando 24 leituras na interface de cada combinação estudada.

Terminada essa seqüência de medidas, procedia-se à avaliação dos outros dois conjuntos cilindro/parafuso de ouro de forma semelhante, obtendo-se no final 72 medidas para cada combinação estudada.

A análise dos componentes ao microscópio revelou diferentes configurações das margens do intermediário que se mostravam predominantemente arredondadas ou biseladas impedindo, desta forma, uma junção tipo “topo-a-topo”. A presença de deslocamento horizontal do cilindro em relação ao intermediário foi um achado comum. As figuras 4.3 e 4.4 ilustram essas situações.

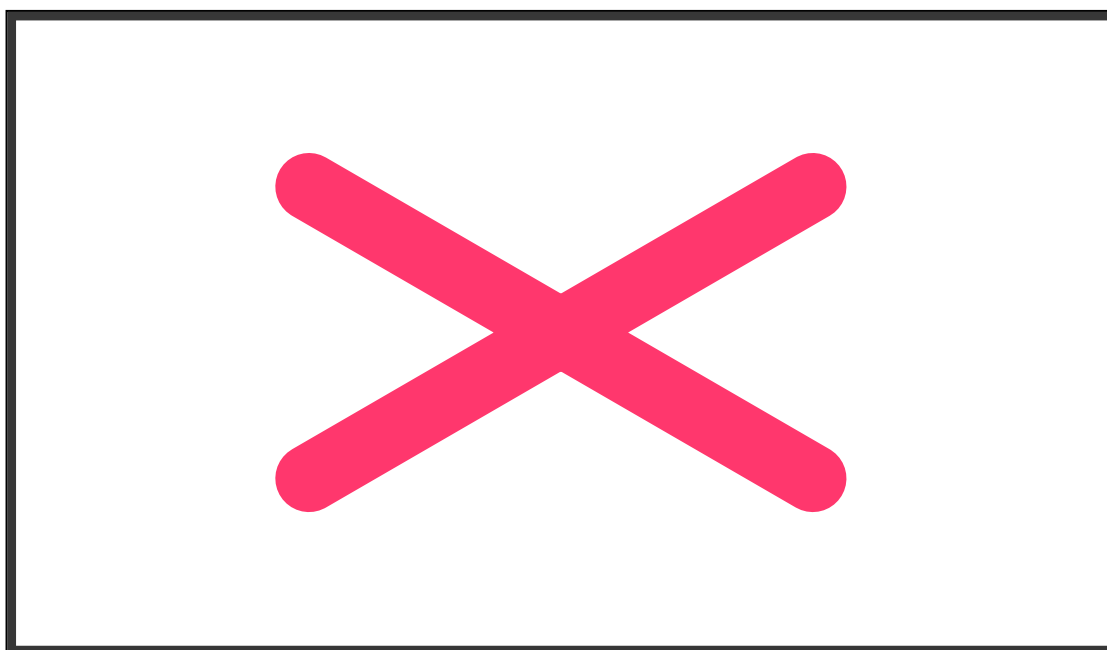


FIGURA 4.3 - Junção “topo-a-topo” na interface I/C

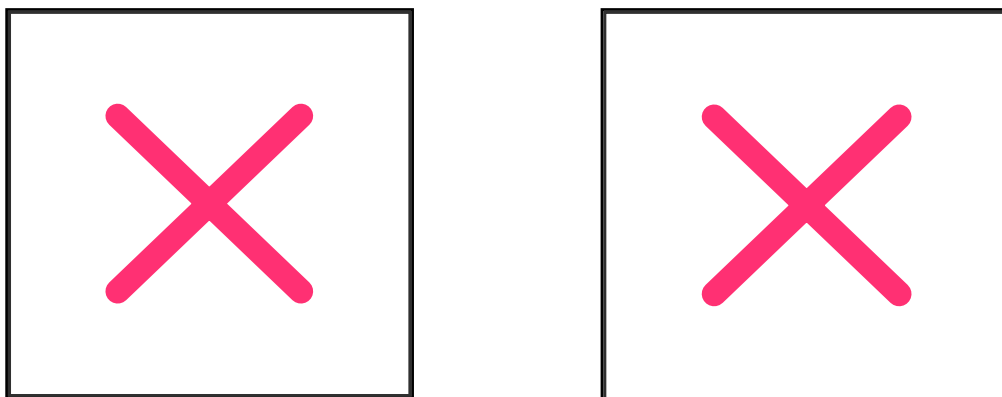


FIGURA 4.4 - Deslocamento horizontal do cilindro de ouro em relação ao intermediário

Em função disso, procedeu-se da seguinte forma:

4.3.1 - Ajuste

Considerou-se como ajuste a ocorrência de contato íntimo na interface I/C, de tal forma que não havia espaço a ser medido e que recebeu o valor zero (Fig. 4.5). A configuração externa dos componentes não foi considerada.

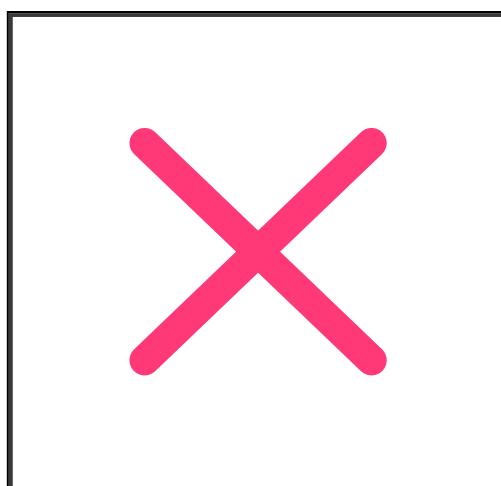


FIGURA 4.5 - Esquema do ajuste na interface I/C

4.3.2 - Desajuste

Considerou-se como desajuste a ocorrência de um espaço na interface I/C, visível ao microscópio através da passagem da luz. Este espaço, analisado de perfil, era medido quando as interfaces se apresentavam paralelas (Fig. 4.6). Da mesma forma, não se levou em consideração a configuração externa dos componentes. Esse desajuste foi medido em micrômetro.

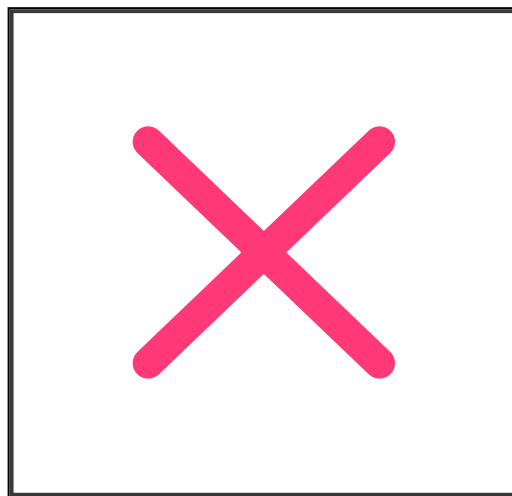


FIGURA 4.6 - Esquema do desajuste na interface I/C

4.4 - COMBINAÇÕES ANALISADAS

4.4.1 - Análise Intra-Sistema

Nesta fase do trabalho, o ajuste e desajuste na interface I/C de componentes do mesmo sistema foram avaliados e comparados entre si.

As combinações estudadas foram:

1. Sistema 3I
2. Sistema Lifecore
3. Sistema Conexão
4. Sistema Implamed
5. Sistema Nobelbiocare

Totalizando 5 combinações estudadas para a análise Intra-Sistema.

O sistema NAPIO não pode ser avaliado na Análise Intra-Sistema por não possuir cilindro e parafuso de ouro.

4.4.2 - Análise Entre-Sistemas

Nesta etapa do trabalho, avaliou-se a interface I/C ao combinar componentes de diferentes sistemas, comparando com os resultados obtidos na análise intra-sistema. A compatibilidade dos sistemas foi avaliada segundo o critério de compatibilidade determinado por JAARDA;RAZZOOG; GRATTON¹⁷, que considera que nenhuma combinação de componentes pode apresentar valores inferiores àqueles obtidos com os componentes do mesmo sistema.

As combinações estudadas para cada intermediário estão descritas abaixo:

Intermediário 3I - cilindro de ouro Lifecore

cilindro de ouro Conexão

cilindro de ouro Implamed

cilindro de ouro Nobelbiocare

Intermediário LIFECORE - cilindro de ouro 3I

cilindro de ouro Conexão

cilindro de ouro Implamed

cilindro de ouro Nobelbiocare

Intermediário CONEXÃO - cilindro de ouro 3I

cilindro de ouro Lifecore

cilindro de ouro Implamed

cilindro de ouro Nobelbiocare

Intermediário IMPLAMED - cilindro de ouro 3I

cilindro de ouro Lifecore

cilindro de ouro Conexão

cilindro de ouro Nobelbiocare

Intermediário NOBELBIOCARE - cilindro de ouro 3I

cilindro de ouro Lifecore

cilindro de ouro Conexão

cilindro de ouro Implamed

Intermediário NAPIO - cilindro de ouro 3I

cilindro de ouro Lifecore

cilindro de ouro Conexão

cilindro de ouro Implamed

cilindro de ouro Nobelbiocare

4.5 - FOTOMICROGRAFIA

Devido a impossibilidade de se fotografar as interfaces visualizadas através do microscópio óptico durante as análises, optou-se em fotografá-las em um microscópio eletrônico de varredura (JEOL Scanning Microscope - T220A) apenas para fins ilustrativos, visto que tal aparelho não permite obter medidas precisas necessárias para as análises deste estudo.

5 - RESULTADOS

5.1 - AJUSTE

Para comparar o número de ajustes obtidos em cada combinação foi utilizado o Teste Z. A tabela completa com os resultados deste teste se encontra no Anexo 2.

5.1.1 - ANÁLISE INTRA-SISTEMA

As tabelas 5.1 e 5.2 expressam o número de ajustes obtidos para cada cilindro e para cada sistema, assim como a significância estatística desses resultados.

TABELA 5.1 - Ajustes obtidos para cada cilindro de ouro na ANÁLISE INTRA-SISTEMA

Cilindro	3I	LIFECORE	CONEXÃO	IMPLAMED	NOBELBIOCARE
1	6	10	15	21	23
2	4	6	14	22	21
3	9	8	21	22	24
Soma	19	24	50	65	68
Média	6,33	8,00	16,67	21,67	22,67

TABELA 5.2 - Significância estatística do número de ajustes apresentado por cada sistema na ANÁLISE INTRA-SISTEMA

Sistemas de Implantes	Ajuste
3I	19
LIFECORE	24
CONEXÃO	50
IMPLAMED	65
NOBELBIOCARE	68

Os valores unidos por barra não apresentam diferenças estatisticamente significantes ($p > 0,05$).

5.1.2 - ANÁLISE ENTRE-SISTEMAS

Para facilitar a visualização e comparação dos resultados e a posterior análise dos mesmos, o resultado da análise intra-sistema obtido para o intermediário em questão também foi incluído nas tabelas da análise entre-sistemas.

5.1.2.1. - Combinação INTERMEDIÁRIO 3I

As tabelas 5.3 e 5.4 expressam o número de ajustes obtido para cada cilindro e para cada combinação estudada e o resultado estatístico para a combinação com o Intermediário 3I.

TABELA 5.3 - Ajustes obtidos para as combinações com o INTERMEDIÁRIO 3I

Cilindro	3I	LIFECORE	CONEXÃO	IMPLAMED	NOBELBIOCARE
1	6	4	20	4	22
2	4	12	16	24	17
3	9	14	21	1	21
Soma	19	30	57	29	60
Média	6,33	10	19	9,66	20

TABELA 5.4 - Significância estatística das combinações com o Intermediário 3I

Cilindros de ouro	Ajuste
3I	19
IMPLAMED	29
LIFECORE	30
CONEXÃO	57
NOBELBIOCARE	60

Os valores unidos por barra não apresentam diferenças estatisticamente significantes ($p > 0,05$)

5.1.2.2 - Combinação INTERMEDIÁRIO LIFECORE

As tabelas 5.5 e 5.6 expressam o número de ajustes obtidos para a cada cilindro e para cada combinação estudada e o resultado estatístico dessa combinação.

TABELA 5.5 - Ajustes obtidos para as combinações com INTERMEDIÁRIO LIFECORE

Cilindro	LIFECORE	3I	CONEXÃO	IMPLAMED	NOBELBIOCARE
1	10	10	9	0	11
2	6	6	8	0	16
3	8	7	11	0	13
Soma	24	23	28	0	40
Média	8	7,66	9,33	0	13,33

TABELA 5.6 - Significância estatística para as combinações com o Intermediário Lifecore

Cilindros de ouro	Ajuste
IMPLAMED	0
3I	23
LIFECORE	24
CONEXÃO	28
NOBELBIOCARE	40

Os valores unidos por barra não apresentam diferenças estatisticamente significantes ($p > 0,05$)

5.1.2.3 - Combinação INTERMEDIÁRIO CONEXÃO

As tabelas 5.7 e 5.8 expressam o número de ajustes obtidos para a cada cilindro e para cada combinação estudada e o resultado estatístico da combinação do Intermediário Conexão com os cilindros de ouro dos diferentes sistemas.

TABELA 5.7 - Ajustes obtidos para as combinações com o INTERMEDIÁRIO CONEXÃO

Cilindro	CONEXÃO	3I	LIFECORE	IMPLAMED	NOBELBIOCARE
1	15	18	16	7	22
2	14	19	22	22	23
3	21	22	20	13	21
Soma	50	59	58	42	66
Média	16,66	19,66	19,33	14	22

TABELA 5.8 - Significância estatística para as combinações com o Intermediário Conexão

Cilindros de ouro	Ajuste
IMPLAMED	42
CONEXÃO	50
LIFECORE	58
3I	59
NOBELBIOCARE	66

Os valores unidos por barra não apresentam diferenças estatisticamente significantes ($p > 0,05$)

5.1.2.4 - Combinação INTERMEDIÁRIO IMPLAMED / cilindros de ouro

As tabelas 5.9 e 5.10 expressam o número de ajustes obtidos para a cada cilindro e para cada combinação estudada e o resultado estatístico dessas combinações.

TABELA 5.9 - Ajustes obtidos para as combinações com o INTERMEDIÁRIO IMPLAMED

Cilindro	IMPLAMED	3I	LIFECORE	CONEXÃO	NOBELBIOCARE
1	21	21	19	20	23
2	22	15	19	20	22
3	22	17	19	17	22
Soma	65	53	57	57	67
Média	21,66	17,66	19	19	22,33

TABELA 5.10 - Significância estatística para as combinações com o Intermediário Implamed

Cilindros de ouro	Ajuste
3I	53
CONEXÃO	57
LIFECORE	57
IMPLAMED	65
NOBELBIOCARE	67

Os valores unidos por barra não apresentam diferenças estatisticamente significantes ($p > 0,05$)

5.1.2.5 - Combinação INTERMEDIÁRIO NOBELBIOCARE / cilindros de ouro

As tabelas 5.11 e 5.12 expressam o número de ajustes obtidos para cada cilindro e para cada combinação estudada e o resultado estatístico dessas combinações.

TABELA 5.11 - Ajustes obtidos para as combinações com o INTERMEDIÁRIO NOBELBIOCARE

Cilindro	NOBELBIOCARE	3I	LIFECORE	CONEXÃO	IMPLAMED
1	23	22	21	24	2
2	21	21	22	22	24
3	24	20	22	23	1
Soma	68	63	65	69	27
Média	22,66	21	21,66	23	9

TABELA 5.12 - Significância estatística para as combinações com o Intermediário Nobelbiocare

Cilindros de ouro	Ajuste
IMPLAMED	27
3I	63
LIFECORE	65
NOBELBIOCARE	68
CONEXÃO	69

Os valores unidos por barra não apresentam diferenças estatisticamente significantes ($p > 0,05$)

5.1.2.6 - Combinação INTERMEDIÁRIO NAPIO / cilindros de ouro de outros sistemas.

Em todas as combinações com o Intermediário NAPIO não foi encontrado nenhum ponto de ajuste.

5.2 – DESAJUSTE

As tabelas 5.13 a 5.19 expressam os valores médios de desajuste para as diferentes combinações estudadas e o desvio-padrão correspondente, assim como o resultado estatístico. Os valores de desajuste obtidos para cada combinação foram submetidos à análise de variância (Kruskal-Wallis). Para as comparações individuais foram utilizados os testes Student-Newman-Keuls e Dunn.

5.2.1 – ANÁLISE INTRA-SISTEMA

A tabela 5.13 expressa os valores médios de desajuste e o desvio padrão para cada sistema estudado na ANÁLISE INTRA-SISTEMA. Não há diferença estatisticamente significativa entre os sistemas.

TABELA 5.13 – Significância estatística do desajuste médio (em μm)

Sistema	Média \pm DP
IMPLAMED	6,00 \pm 2,00
3I	6,96 \pm 1,68
LIFECORE	8,12 \pm 2,63
CONEXÃO	8,66 \pm 2,74
NOBELBIOCARE	9,50 \pm 3,41

Os valores unidos por barra não apresentam diferenças estatisticamente significantes ($p > 0,05$)

5.2.2 – ANÁLISE ENTRE-SISTEMAS

5.2.2.1 - Combinação INTERMEDIÁRIO 3I/cilindros de ouro

A tabela 5.14 expressa o desajuste médio e o desvio padrão obtido para cada combinação estudada, assim como a significância estatística (Dunn's Test).

TABELA 5.14 - Significância estatística do desajuste médio (em μm) para as combinações com o INTERMEDIÁRIO 3I

Cilindro de ouro	Média \pm DP
NOBELBIOCARE	6,08 \pm 1,50
CONEXÃO	6,53 \pm 1,35
3I	6,96 \pm 1,68
LIFECORE	7,78 \pm 2,04
IMPLAMED	35,46 \pm 21,02

Os valores unidos por barra não apresentam diferenças estatisticamente significantes ($p > 0,05$)

5.2.2.2 - Combinação INTERMEDIÁRIO LIFECORE/ cilindros de ouro de outros sistemas.

A tabela 5.15 expressa o desajuste médio e o desvio padrão obtido para cada combinação estudada, assim como a significância estatística obtida (Dunn's Test).

TABELA 5.15 - Significância estatística do desajuste médio (em μm) para as combinações com o INTERMEDIÁRIO LIFECORE

Cilindro de ouro	Média \pm DP
NOBELBIOCARE	7,46 \pm 1,56
CONEXÃO	7,52 \pm 1,63
LIFECORE	8,12 \pm 2,63
3I	8,83 \pm 2,46
IMPLAMED	45,86 \pm 13,85

Os valores unidos por barra não apresentam diferenças estatisticamente significantes ($p > 0,05$)

5.2.2.3 - Combinação INTERMEDIÁRIO CONEXÃO/ cilindros de ouro dos outros sistemas.

A tabela 5.16 expressa o desajuste médio e o desvio padrão obtidos para cada combinação estudada. Não houve diferença estatística entre as combinações estudadas.

TABELA 5.16 - Significância estatística do desajuste médio (em μm) para as combinações com o INTERMEDIÁRIO CONEXÃO

Cilindro de ouro	Média \pm DP
3I	7,30 \pm 1,84
CONEXÃO	8,66 \pm 2,74
NOBELBIOCARE	9,16 \pm 2,85
LIFECORE	9,28 \pm 2,33
IMPLAMED	10,26 \pm 4,70

Os valores unidos por barra não apresentam diferenças estatisticamente significantes ($p > 0,05$)

5.2.2.4 – Combinação INTERMEDIÁRIO IMPLAMED / cilindros de ouro

A tabela 5.17 expressa o desajuste médio e o desvio padrão obtido para cada combinação estudada, assim como a significância estatística (Student Newman Keuls).

TABELA 5.17 - Significância estatística do desajuste médio (em μm) para as combinações com o INTERMEDIÁRIO IMPLAMED

Cilindro de ouro	Média \pm DP
IMPLAMED	6,00 \pm 2,00
NOBELBIOCARE	8,20 \pm 2,28
3I	9,10 \pm 2,28
LIFECORE	9,50 \pm 2,90
CONEXÃO	9,80 \pm 2,78

Os valores unidos por barra não apresentam diferenças estatisticamente significantes ($p>0,05$)

5.2.2.5 – Combinação INTERMEDIÁRIO NOBELBIOCARE / cilindros de ouro

A tabela 5.18 expressa o desajuste médio e o desvio padrão obtido para combinação estudada. Não há diferença significativa entre as combinações.

TABELA 5.18 - Significância estatística do desajuste médio (em μm) para as combinações com o INTERMEDIÁRIO NOBELBIOCARE

Cilindro de ouro	Média \pm DP
CONEXÃO	6,33 \pm 0,57
3I	6,33 \pm 2,12
LIFECORE	7,85 \pm 1,77
NOBELBIOCARE	9,50 \pm 3,41
IMPLAMED	13,35 \pm 8,17

Os valores unidos por barra não apresentam diferenças estatisticamente significantes ($p>0,05$)

5.2.2.6 - Combinação INTERMEDIÁRIO NAPIO / cilindros de ouro

A tabela 5.19 expressa o desajuste médio e o desvio padrão obtido para combinação estudada e a significância estatística (Dunn's Test).

TABELA 5.19 - Significância estatística do desajuste médio (em μm) para as combinações com o INTERMEDIÁRIO NAPIO

Cilindro de ouro	Média \pm DP
CONEXÃO	19,75 \pm 2,52
3I	19,64 \pm 0,71
LIFECORE	22,79 \pm 2,62
NOBELBIOCARE	26,25 \pm 0,96
IMPLAMED	49,54 \pm 18,36

Os valores unidos por barra não apresentam diferenças estatisticamente significantes ($p>0,05$).

6 - DISCUSSÃO

A adaptação passiva das próteses implanto-suportadas têm merecido certo destaque na literatura e raros são os trabalhos que não a mencionam. Todavia, uma definição precisa do termo ainda não foi encontrada. Segundo CARLSSON⁵, uma prótese com adaptação passiva significa que esta pode ser parafusada sem que tensões sejam geradas. Para WHITE⁴¹ uma adaptação passiva é caracterizada pela ausência de báscula ou interfaces verticais e horizontais sem os parafusos apertados ou quando um único parafuso está apertado e ressalta ainda a diferença da prótese com adaptação passiva da prótese adaptada, onde o aperto dos parafusos elimina as interfaces dando uma aparência de adaptação satisfatória. Embora para alguns autores^{5,11}, a adaptação de uma prótese possa ser avaliada em três eixos: vertical, horizontal ou angular (combinação dos dois anteriores), observa-se que a maioria dos trabalhos de adaptação levam em conta apenas o eixo vertical, sendo o termo *adaptação passiva* constantemente empregado na literatura como sinônimo de adaptação vertical^{3,14,26,36,37,39}.

O mesmo procedimento repetiu-se neste trabalho, no qual apenas o eixo vertical foi considerado e analisado, que pode ser explicado pelo papel do parafuso de ouro, o componente do sistema que sofre falha com maior frequência^{4,19,22,25,43,44}.

O que diferencia a análise realizada neste trabalho é justamente o conceito de ajuste, ou seja, do número de pontos de contato existente na interface I/C, já que é através desses contatos que vai ocorrer a transmissão de esforços para o implante⁴¹. Como cada cilindro foi analisado e mensurado em 24 pontos distintos, pode se afirmar que o cilindro ideal seria aquele que apresentasse 24 pontos de contato na interface e esse seria o ajuste ideal. Seria ideal ainda que esses contatos se mantivessem na prova da infra-estrutura, soldagem, aplicação de porcelana, ou seja, nos procedimentos para obtenção da

prótese, a qual seria então capaz de apresentar adaptação final passiva. A função do parafuso de ouro seria apenas manter unidas partes já em contato, e não aproximá-las, freqüentemente sob tensão.

Por outro lado, a tensão induzida à estrutura da prótese e aos próprios implantes é fruto de diferentes fatores, entre os quais o desajuste da interface intermediário/cilindro de ouro e a conseqüência mais notória e perceptível desse desajuste, freqüentemente aumentado nos procedimentos protéticos, é a fratura ou afrouxamento do parafuso de ouro. O desajuste avaliado neste trabalho é o mesmo descrito na literatura, ou seja, medida do espaço vertical eventualmente existente entre as interfaces.

A análise microscópica dos componentes deste trabalho e em outros demonstrou que muitos deles apresentam bordas arredondadas ou biseladas, gerando uma interface mais externa^{3,37}. Embora a presença dessa interface mais externa possa ter alguma repercussão biológica e dificultar a inspeção clínica, ela não significa ausência de adaptação, sendo portanto mecanicamente insignificante. A maneira como a leitura da interface foi realizada neste trabalho visou justamente não considerar a interface gerada pelo bisel dos componentes, o que traria uma falsa idéia de desajuste. Desse modo, os valores obtidos para desajuste correspondem à dimensão real da interface I/C.

A maneira como a análise dos dados foi realizada neste trabalho, separando em ajuste e desajuste permite avaliar com mais precisão a adaptação dos diferentes sistemas de implantes tidos como C.S., já que idealmente, os componentes usinados deveriam apresentar ajuste em toda a sua interface, o que caracterizaria a adaptação passiva dos componentes como sugere WHITE⁴¹. Como foram feitas 24 medidas para cada cilindro de ouro, cada sistema avaliado deveria apresentar idealmente 72 pontos de ajuste. No entanto, embora a usinagem dos componentes, principalmente intra-sistema, devesse assegurar um contato íntimo e um alto grau de ajuste, sempre há um certo grau de desajuste inerente ao próprio procedimento de usinagem, como

pode ser observado nos resultados encontrados na tabela 5.1, em que nenhum dos sistemas apresentou 72 pontos de ajuste.

Assim, poderia ser considerado adequado, quando usada metodologia similar à desse trabalho, que cada cilindro de ouro apresentasse no mínimo 12 pontos de ajuste entre os 24 possíveis. Como esses pontos estão aleatoriamente distribuídos ao redor da interface, é muito provável que eles fossem capazes de garantir estabilidade à transmissão dos esforços e à própria adaptação passiva da prótese.

Em outras palavras, poder-se-ia adotar como regra que, para ser considerada adequada, uma interface I/C deveria apresentar 50% de ajuste, pelo menos.

Com base nesse critério e analisando-se o número de ajustes obtidos por cada sistema na tabela 5.1, verifica-se que somente 3 sistemas possibilitaram mais de 50% de ajustes: o sistema Nobelbiocare (68 ajustes para 3 cilindros) possibilitou uma média de 22,67 ajustes por cilindro; Implamed (65 ajustes) obteve-se 21,67 e Conexão (50 ajustes) atingiu 16,67 (figura 6.1) Estatisticamente, o ajuste apresentado pelos sistemas Nobelbiocare e Implamed foram superiores aos dos demais sistemas (tabela 5.2).

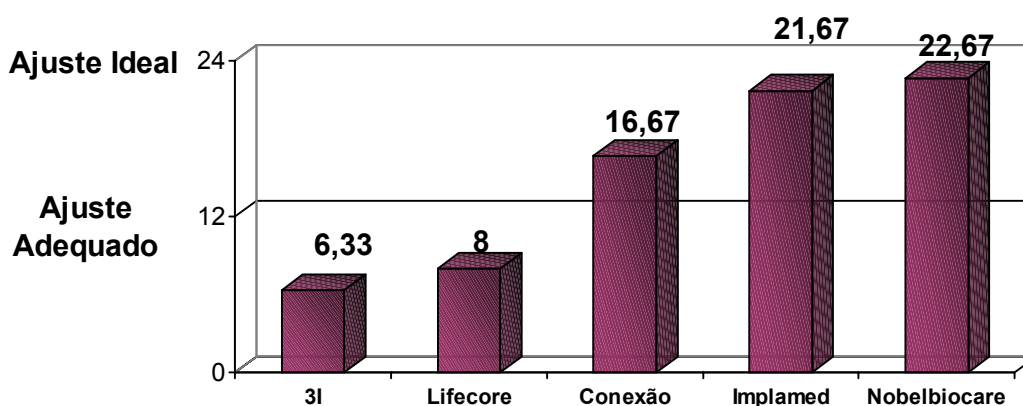


FIGURA 6.1 - Análise Intra-Sistema

Quando se avalia o ajuste de componentes CS, deve-se levar em consideração o parecer emitido, em 1996, por JAARDA; RAZZOOG; GRATTTON¹⁷, que considera que nenhuma combinação de componentes pode apresentar valores inferiores àqueles obtidos com os componentes do mesmo sistema.

Para avaliar a compatibilidade entre os sistemas em relação ao ajuste, os dados da tabela 5.1 foram comparados e analisados estatisticamente com os dados das demais tabelas (5.3 a 5.12). Através dessa análise observou-se que, partindo dos critérios acima, algumas combinações comercializadas como CS não poderiam ser realizadas:

1 - Intermediário 3I

Do ponto de vista estatístico, todas as combinações são compatíveis por apresentarem ajustes iguais ou superiores ao do próprio sistema. Dessas, a combinação com os cilindros Nobelbiocare e Conexão são estatisticamente superiores ao próprio sistema. Numericamente, apenas essas duas combinações apresentam mais de 50% de ajustes. Em outras palavras, seguindo-se o critério de ajuste adequado (Fig. 6.2), o intermediário 3I deveria ser combinado apenas com os cilindros de ouro Nobelbiocare e Conexão. Os cilindros Lifecore e Implamed estão aquém do ajuste adequado, mas apresentaram ajuste melhor do que o do próprio cilindro de ouro 3I, tornando-os compatíveis.

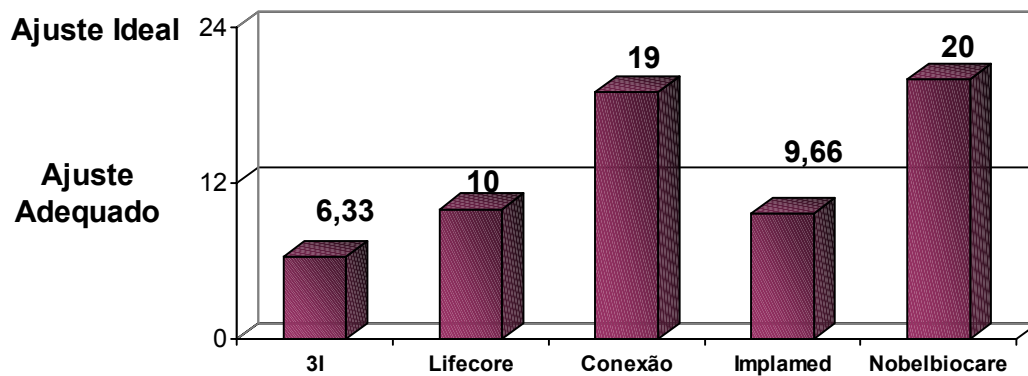


FIGURA 6.2 – Combinação Intermediário 3I

2 - Intermediário Lifecore

Estatisticamente, todos os cilindros de ouro dos diferentes sistemas podem ser considerados compatíveis, exceto o Implamed. Por outro lado, adotando-se o critério de ajuste adequado, apenas o cilindro Nobelbiocare apresentou mais do que 50% de ajuste, o que o tornaria o cilindro de preferência (Fig. 6.3).

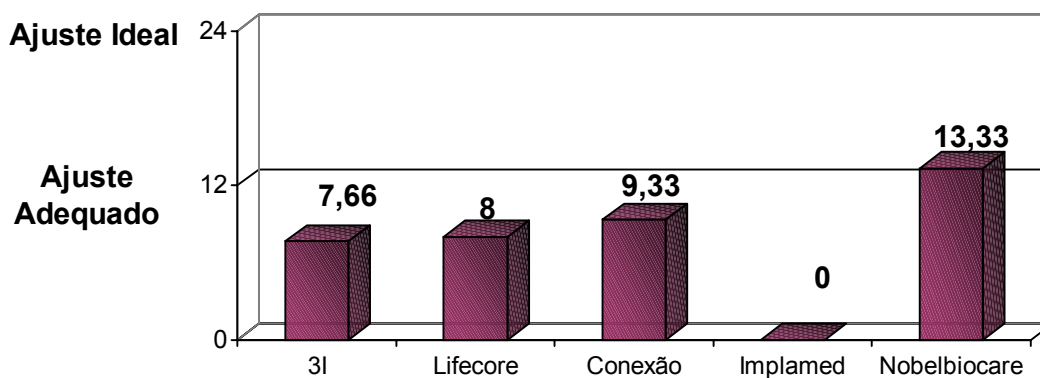


FIGURA 6.3 – Combinação Intermediário Lifecore

3 - Intermediário Conexão

A combinação deste intermediário com os cilindros de ouro dos outros sistemas, do ponto de vista estatístico, mostra resultado de ajuste superior com o cilindro Nobelbiocare e semelhantes com os demais, podendo todos serem considerados compatíveis. Quando se leva em conta o ajuste adequado, a combinação desse intermediário pode ser realizada com qualquer cilindro de ouro, preenchendo plenamente o conceito de compatível com outros sistemas (Fig. 6.4).

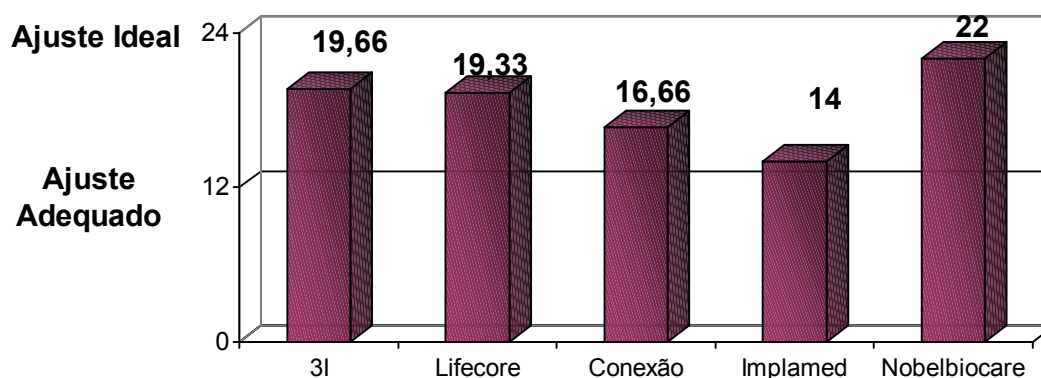


FIGURA 6.4 - Combinação Intermediário Conexão

4 - Intermediário Implamed

Estatisticamente, a única combinação desaconselhada deste intermediário é com o cilindro de ouro 3I; analisando-se pelo critério de ajuste adequado, este intermediário pode ser combinado com qualquer cilindro, por apresentarem mais de 50% de ajuste ou além de 12 pontos de contato (Fig. 6.5).

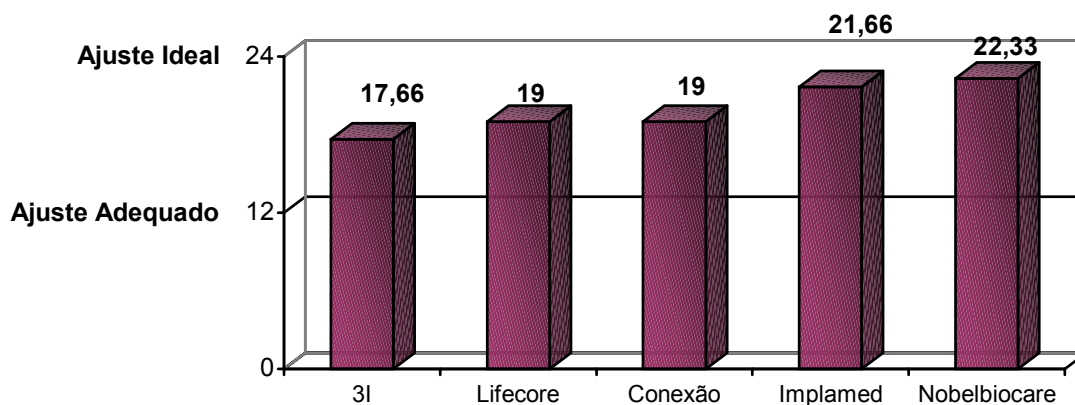


FIGURA 6.5 - Combinação Intermediário Implamed

5 - Intermediário Nobelbiocare

Estatisticamente, este intermediário pode ser combinado com todos os cilindros de ouro, exceto Implamed; de acordo com o critério de ajuste adequado, os dados se repetem (Fig. 6.6)

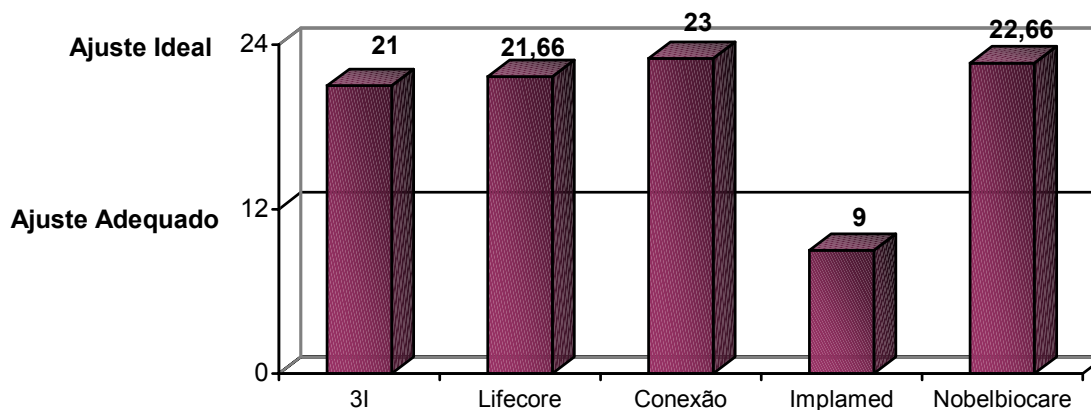


FIGURA 6.6 - Combinação Intermediário Nobelbiocare

6 - Intermediário NAPIO

Em todas combinações do intermediário NAPIO, embora sem parâmetros para avaliar a compatibilidade do sistema devido à inexistência de um cilindro de ouro do próprio sistema, não se encontrou nenhum ponto de ajuste, o que tornaria desaconselhável sua combinação com qualquer sistema.

A medida do espaço existente na interface I/C na análise intra-sistema, correspondente ao desajuste, cujas médias se encontram na tabela 5.13, foi submetida à análise estatística e não se encontraram diferenças significantes entre as médias. A pequena variabilidade desses valores (6,00 μm a 9,50 μm), como ilustra a figura 6.7, provavelmente se deva ao critério de ajuste e desajuste adotado neste trabalho, além de não se considerar a configuração marginal biselada do intermediário, o que torna difícil a comparação desses valores com os descritos na literatura^{1,12, 26, 37}. As figuras 6.8 a 6.12 ilustram a interface I/C de cada sistema.

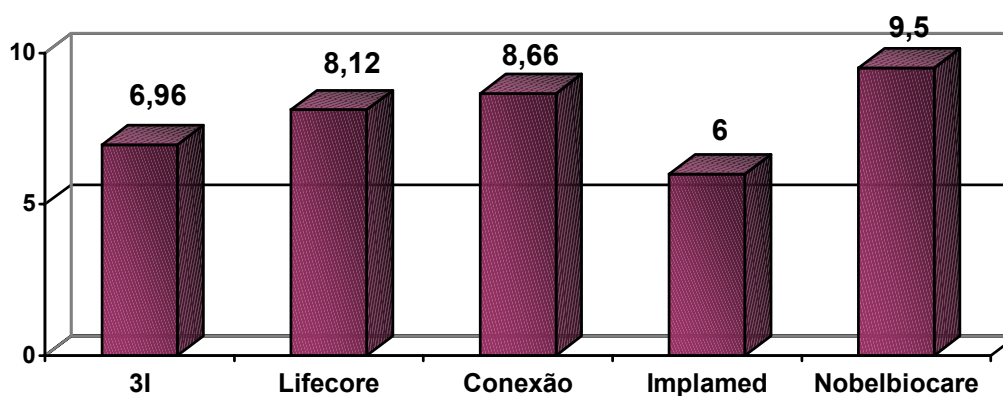


FIGURA 6.7 - Desajuste Intra-Sistema

FIGURA 6.8 – Sistema 3I

FIGURA 6.9 – Sistema Lifecore

FIGURA 6.10 - Sistema Conexão

FIGURA 6.11 - Sistema Implamed

FIGURA 6.12 – Sistema Nobelbiocare

As tabelas 5.14 a 5.19 expressam os valores médios de desajuste, desvio padrão e resultados da análise estatística realizada com os dados da análise entre-sistemas. Assim, para cada combinação observou-se:

1 – Intermediário 3I

As médias da tabela 5.14, ilustradas na figura 6.13, submetidas à análise estatística mostraram diferenças significativas entre elas. Observa-se que a combinação desse intermediário com os cilindros de ouro dos demais sistemas apresentou desajuste semelhante e, conseqüentemente, sem diferença estatística; esta, porém, se torna extremamente acentuada, quando a combinação do intermediário 3I é feita com o cilindro de ouro Implamed, gerando desajuste, cerca de 400% maior, o que contra-indica sua combinação (Fig. 6.14).

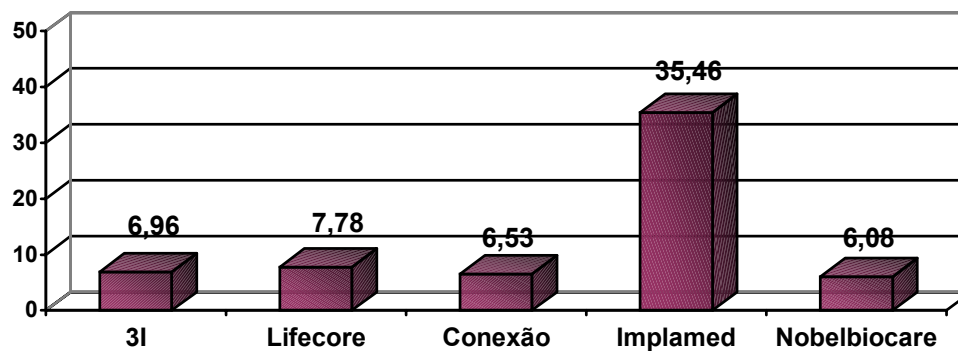


FIGURA 6.13 - Desajuste para combinação Intermediário 3I

FIGURA 6.14 - Intermediário 3I/cilindro Implamed

2- Intermediário Lifecore

Os resultados da tabela 5.15 são semelhantes à anterior em todos os aspectos. Os desajustes médios desse intermediário com os cilindros de ouro dos diferentes sistemas são semelhantes do ponto de vista estatístico, exceto para o Implamed, que apresentou desajuste de 45,86 μ m (média de 8,00 μ m para os demais), valor cerca de 450% maior (Fig. 6.15 e 6.16).

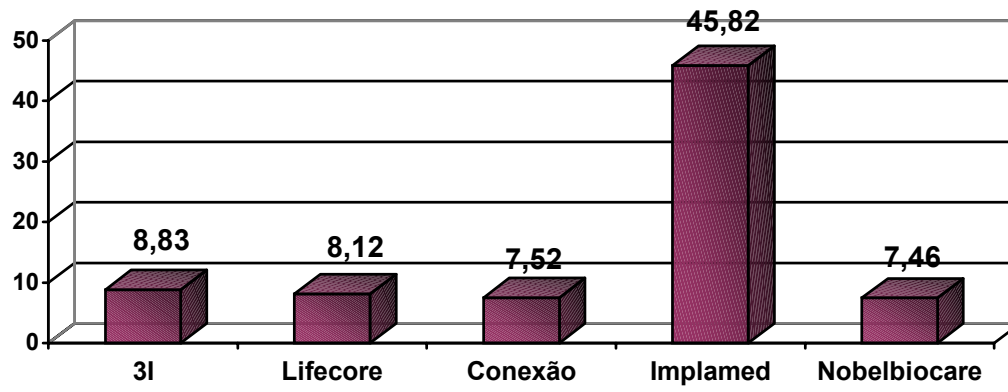


FIGURA 6.15 - Desajuste para a combinação Intermediário Lifecore

FIGURA 6.16 -Intermediário Lifecore/cilindro Implamed

3 - Intermediário Conexão

A combinação desse intermediário com os cilindros de ouro dos demais sistemas não mostrou diferenças estaticamente significantes, o que significa que este intermediário é compatível com os cilindros de ouro dos diferentes sistemas, produzindo desajustes semelhantes (Fig. 6.17 e 6.18).

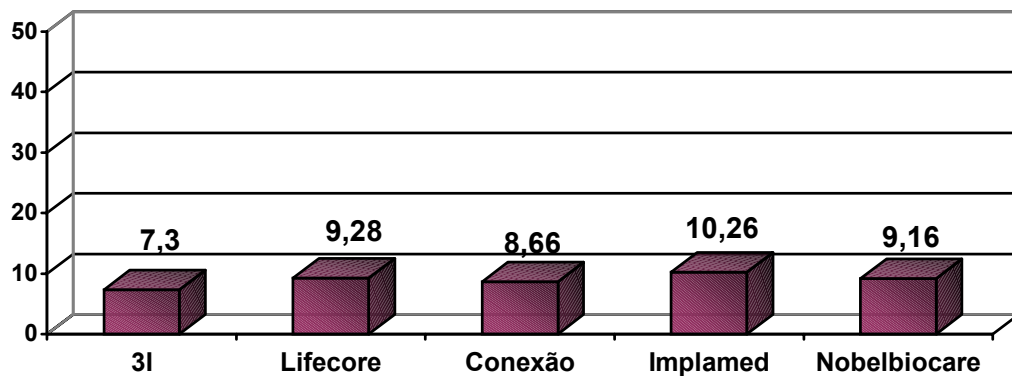


FIGURA 6.17 - Desajuste - Intermediário Conexão

FIGURA 6.18 - Intermediário Conexão/cilindro Lifecore

4- Intermediário Implamed

A análise dos dados da tabela 5.17 mostra resultados com diferenças estatisticamente significantes. Embora a variabilidade entre as médias seja pequena (Fig. 6.19), este intermediário mostrou desajuste significativo para os cilindros 3I, Lifecore e Conexão e semelhante ao Nobelbiocare (fig. 6.20).

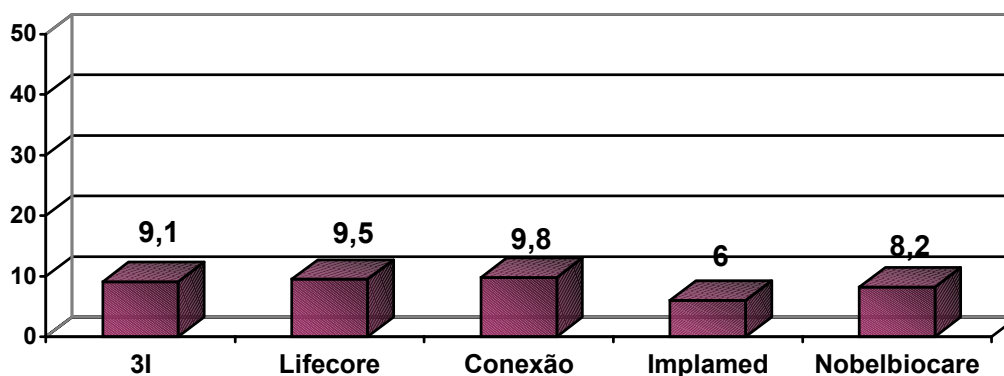


FIGURA 6.19 - Desajuste - Intermediário Implamed

FIGURA 6.20 - Intermediário Implamed/cilindro Conexão

5 - Intermediário Nobelbiocare

Não se encontraram médias e resultados estatísticos significantes para este intermediário quando comparado com os cilindros dos demais sistemas. Assim, levando-se em consideração exclusivamente o desajuste, este intermediário apresentou compatibilidade com os demais sistemas (Fig. 6.21 e 6.22).

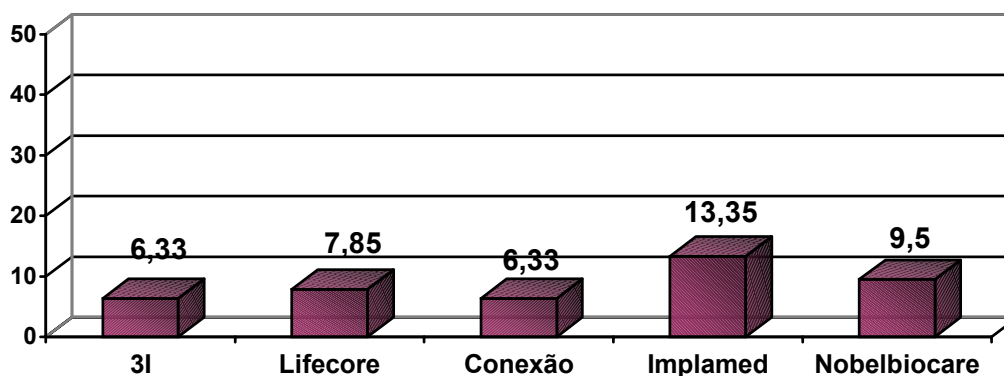


FIGURA 6.21 - Desajuste - Intermediário Nobelbiocare

FIGURA 6.22 - Intermediário Nobelbiocare/cilindro 3I

6 - Intermediário NAPIO

A análise estatística das médias de desajuste desse intermediário com os cilindros de ouro dos demais sistemas não mostrou diferenças estatísticas significantes entre elas. A análise numérica possibilita a observação de um aumento significativo do desajuste, quando comparado com os outros sistemas, que se acentua com o cilindro Implamed. No gráfico da figura 6.23 foi colocada a média do desajuste de todos os sistemas na Análise Intra-Sistema para facilitar a observação dos resultados. A figura 6.24 ilustra o desajuste encontrado para este intermediário.

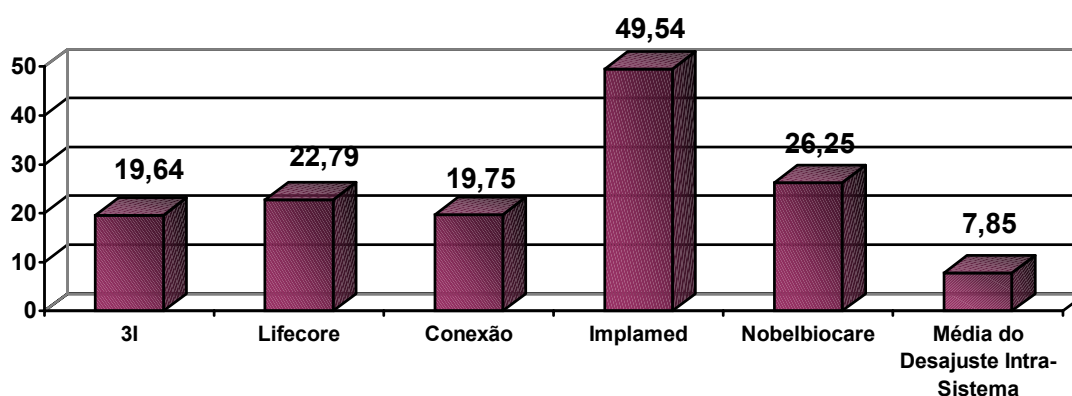


FIGURA 6.23 - Desajuste - Intermediário NAPIO

FIGURA 6.24 - Intermediário NAPIO/cilindro Implamed

A presença de variações nos níveis de adaptação entre os componentes dos vários sistemas de implantes foi evidenciada pela diferenças encontradas tanto na análise Intra-Sistema como na Entre-Sistemas, como também foi observado por SORENSEN; AVERA; TOMAS³⁶ em 1991. Isso talvez se deva à ausência de critérios ou orientações definidos que pudessem constituir normas para a usinagem dos implantes e seus componentes, como as existentes na American Dental Association para a produção de diferentes materiais odontológicos. Até que isso ocorra, os sistemas chamados compatíveis não passarão de reproduções, freqüentemente inferiores, do sistema pioneiro. Frente a isso, questiona-se a real compatibilidade entre os sistemas^{1,17,36}. Segundo GYLLENRAM¹¹, nem todos os sistemas são iguais pois existem diferenças funcionais fundamentais e, portanto, a combinação deveria ser evitada, já que as implicações clínicas dessa inconsistências vão estar diretamente dependentes de sua localização e da magnitude dessa variação .

Em uma prótese implanto-suportada, o parafuso de ouro é usado para unir e manter unidos os componentes entre si através de uma força compressiva. ISA; HOBKIRK¹⁴, observou que essas forças compressivas variam bastante, sugerindo uma falta de simetria na adaptação entre intermediário e cilindro de ouro, o que também pôde ser observado em nossos resultados. As figuras 6.25 e 6.26 ilustram a diferença de adaptação encontrada em um mesmo componente.

FIGURA 6.25 - Intermediário Conexão/ cilindro Nobelbiocare

FIGURA 6.26 - Intermediário Conexão/ cilindro Nobelbiocare

Essa força induzida no parafuso de ouro para manter ajustada a interface, prejudica o conceito de adaptação passiva e pode ser responsabilizada, pelo menos em parte, pelo afrouxamento e fratura dos parafusos de ouro e também dos parafusos do intermediário, assim como o desenvolvimento de peri-implantite e até por prejuízo na osseointegração. Deve partir-se do princípio de que, neste trabalho, tanto ajuste quanto desajuste foram avaliados na adaptação máxima possibilitada pelos componentes ou suas combinações e, todo procedimento protético complementar somente contribuirá para reduzir o ajuste e aumentar o desajuste, o que vai dificultar ou impedir a adaptação passiva e exigir cada vez mais do parafuso de ouro.

Estudos fotoelásticos demonstraram que a ausência de uma adaptação passiva é capaz de gerar forças estáticas nos implantes^{31,39}, sendo que forças de tensão podem ser produzidas em desajustes tão pequenos quanto $10\mu\text{m}$ ¹⁴. Isso ocorre porque o parafuso de ouro passa a ser utilizado para fechar a interface ou eliminar o desajuste, comprometendo a sua capacidade de manter os componentes unidos

Assim, aceitando-se como real essa afirmativa de ISA; HOBKIRK¹⁴, observa-se que algumas combinações de sistemas fornecem desajuste semelhante ou menor que os $10\ \mu\text{m}$. Outras combinações como intermediário 3I/cilindro Implamed, intermediário Lifecore/cilindro Implamed, intermediário Nobelbiocare/cilindro Implamed não deveriam ser realizadas, assim como qualquer combinação com o intermediário NAPIO. Acresçam-se a esses desajustes os provocados por técnicas de transferência, alterações dimensionais dos materiais de moldagem e para confecção dos modelos, inclusão e fundição, soldagem e aplicação de porcelana e, com certeza, se encontrarão desajustes perfeitamente detectáveis por sondas exploradoras, apesar do seu diâmetro, de $61,24\mu\text{m}$ ³⁸ a $84\ \mu\text{m}$ ³².

Não se sabe quanto desse desajuste pode ser prejudicial ao próprio sistema, mas sabe-se que, diferentemente das coroas convencionais, sua interface não é preenchida com cimento, comportando-se exatamente como

uma fenda marginal após a solubilização do agente cimentante, com conseqüências conhecidas para o periodonto, notadamente se existirem fendas subgengivais.

Embora os poucos trabalhos não consigam provar a relação entre a ausência de adaptação passiva e o prognóstico a longo prazo da osseointegração^{21,25}, a pobre adaptação de próteses parafusadas também tem sido relacionada à outras complicações como o afrouxamento dos parafusos de ouro. Esse tipo de complicação merece atenção especial por apresentar uma alta incidência e por resultar em um tempo clínico considerável em manutenção^{5, 13}.

Segundo BINON², o afrouxamento dos parafusos protéticos, ou seja, sua instabilidade pode ocorrer devido a um aperto inadequado dos mesmos, próteses inadequadas, falta de adaptação entre os componentes, carga excessiva, assentamento dos parafusos, desenho do parafuso inadequado e elasticidade do osso. Desses fatores, o profissional tem o controle dos quatro primeiros fatores listados.

A falta de adaptação entre os componentes não seria mais um fator a ser considerado pelo profissional, caso existisse uma padronização dos componentes de implantes, com dimensões e tolerâncias rígidas que pudessem ser seguidas por todos os fabricantes de implantes comercializados como compatíveis e, neste trabalho procuraram-se estabelecer critérios para determinar a adaptação apresentada pelos componentes usinados na interface I/C, de modo a orientar o profissional quanto ao grau de adaptação máximo que poderá ser obtido ao final de seu trabalho, principalmente quando realizar combinações entre os diferentes sistemas.

7 - CONCLUSÕES

A análise dos dados, de acordo com os critérios estabelecidos neste trabalho, possibilitou as seguintes conclusões:

7.1 - Na análise Intra-Sistema, encontraram-se diferenças estatisticamente significantes para a adaptação visualizada na interface I/C, sendo que:

- o melhor ajuste foi encontrado para o sistema Nobelbiocare (94,44%) e Implamed (90,27%); seguido do sistema Conexão (164,44%); o pior ajuste foi obtido pelo sistema Lifecore (33,33%) e 3I (26,38%) com diferenças estatisticamente significantes.
- o desajuste encontrado não mostrou diferenças estatisticamente significantes entre os sistemas (desajuste médio de 7,85 μ m)

7.2 - Na análise Entre-Sistemas, encontraram-se semelhanças e diferenças estatísticas nas combinações I/C dos diferentes sistemas, sugerindo-se:

- Intermediário 3I - compatível com cilindros Nobelbiocare, Conexão e Lifecore.
- Intermediário Lifecore - compatível com os cilindros Nobelbiocare, Conexão e 3I.
- Intermediário Conexão - compatível com todos os sistemas.

- Intermediário Implamed - compatível com os cilindros Nobelbiocare.
- Intermediário Nobelbiocare - compatível com os cilindros 3I, Lifecore e Conexão.
- Intermediário NAPIO - não compatível com os demais sistemas.

ANEXO 1 - Descrição dos componentes utilizados

Componentes 3I

	Intermediário	Cilindro de ouro	Parafuso de ouro
Número de catálogo	AB200	SGC30	GS200
Lote	042996B	082096a 19727	20113
Tamanho	2mm	3mm	2mm

Componentes LIFECORE

	Intermediário	Cilindro de ouro	Parafuso de ouro*
Número de catálogo	9086-40-25	9287-40-01	9201-40-48
Lote	75960176	76960392	76950774
Tamanho	2,5mm	-	1,4mm

* parafuso de ouro hexagonal

Componentes CONEXÃO

	Intermediário	Cilindro de ouro	Parafuso de ouro
Número de catálogo	09 CNB-A	12 CNB	110-CNB
Lote	-	-	-
Tamanho	-	-	-

Componentes IMPLAMED

	Intermediário	Cilindro de ouro	Parafuso de ouro
Número de catálogo	ABT3.0	GC3	SGF
Lote	4987/4988/4495	5082	4719
Tamanho	3mm	3mm	-

Componentes NOBELBIOCARE

	Intermediário	Cilindro de ouro	Parafuso de ouro
Número de catálogo	SCDCA 068	DCA 073	DCA 075
Lote	526053	-	-
Tamanho	3 mm	3 mm	-

Componentes NAPIO

	Intermediário
Número de catálogo	NAPIO compatível - convencional
Lote	-
Tamanho	7mm

ANEXO 2 - Teste Z (* estatisticamente significativa - $p < 0,05$)

Análise Intra-Sistema

Sistema de implantes	Z crítico	p
Nobelbiocare X 3i	8.2	0.0*
Nobelbiocare X Lifecore	7.4	0.0*
Nobelbiocare X Implamed	0.58	0.56
Nobelbiocare X Conexão	3.6	0.0*
3i X Lifecore	0.74	0.46
3i X Implamed	7.6	0.0*
3i X Conexão	5.0	0.0*
Lifecore X Implamed	6.9	0.0*
Lifecore X Conexão	4.2	0.0*
Implamed X Conexão	2.9	0.003*

Intermediário 3I

Cilindro de ouro	Z crítico	P
3i X Nobelbiocare	6.7	0.0*
3i X Lifecore	1.7	0.08
3i X Implamed	1.6	0.11
3i X Conexão	6.2	0.0*
Nobelbiocare X Lifecore	5.0	0.0*
Nobelbiocare X Implamed	5.1	0.0*
Nobelbiocare X Conexão	0.40	0.69
Lifecore X Implamed	-0.048	0.96
Lifecore X Conexão	4.5	0.0*
Implamed X Conexão	4.6	0.0*

Intermediário Lifecore

Cilindro de ouro	Z crítico	P
Lifecore X Nobelbiocare	2.5	0.013*
Lifecore X 3i	0.079	0.94
Lifecore X Implamed	5.1	0.0*
Lifecore X Conexão	0.45	0.65
Nobelbiocare X 3i	2.7	0.006*
Nobelbiocare X Implamed	7.2	0.0*
Nobelbiocare X Conexão	1.9	0.06
3i X Implamed	4.9	0.0*
3i X Conexão	0.71	0.48
Implamed X Conexão	5.6	0.0*

Intermediário Conexão

Cilindro de ouro	Z crítico	P
Conexão X Nobelbiocare	3.1	0.002*
Conexão X 3i	1.5	0.14
Conexão X Lifecore	1.3	0.19
Conexão X Implamed	1.2	0.23
Nobelbiocare X 3i	1.5	0.14
Nobelbiocare X Lifecore	1.6	0.10
Nobelbiocare X Implamed	4.4	0.0*
3i X Lifecore	-0.059	0.95
3i X Implamed	2.8	0.0049*
Lifecore X Implamed	2.7	0.0075*

Intermediário Implamed

Cilindro de ouro	Z crítico	P
Implamed X Nobelbiocare	0.35	0.73
Implamed X 3i	2.4	0.016*
Implamed X Lifecore	1.6	0.11
Implamed X Conexão	1.6	0.11
Nobelbiocare X 3i	3.0	0.003*
Nobelbiocare X Lifecore	2.2	0.029*
Nobelbiocare X Conexão	2.2	0.029*
3i X Lifecore	0.65	0.52
3i X Conexão	0.65	0.52
Lifecore X Conexão	-0.20	0.84

Intermediário Nobelbiocare

Sistema de implantes	Z crítico	P
Nobelbiocare X 3i	1.1	0.25
Nobelbiocare X Lifecore	0.58	0.56
Nobelbiocare X Implamed	7.0	0.0*
Nobelbiocare X Conexão	-0.10	0.92
3i X Lifecore	0.30	0.76
3i X Implamed	6.0	0.0*
3i X Conexão	1.4	0.17
Lifecore X Implamed	6.4	0.0*
Lifecore X Conexão	0.82	0.41
Implamed X Conexão	7.2	0.0*

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1- BINON, P.P. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. **Int. J. Prosthodont.**, v.8, n.2, p.162-78, 1995.
- 2- BINON, P.P. et al. The role of screws in implant systems. **Int. J. oral Maxillofac. Implants.**, v.9, p.48-63, 1994. Número especial
- 3- BINON, P.P.; WEIR, D. WATANABE, L. et al Implant Component Compatibility. In: Laney, WR; TOLMAN DE eds **Tissue Integration in Oral, Orthopedic and Maxillofacial reconstruction.** Carol Stream, IL. Quintessence Publishing Co, 1990. Cap.4, p. 218-26.
- 4- CARLSON, B.; CARLSSON, G.E. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v.9, n.1,p.90-4, 1994.
- 5- CARLSSON, L. Built-in strain and untoward forces are the inevitable companions of prosthetic misfit. **Nobelpharma News**, v.8, n.2, p.5, 1994.
- 6- 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.
- 7- 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.212-4, 1993.

- 8- GOHEEN, K.L. et al. Torque generated by handheld screwdrivers and mechanical torquing devices for osseointegrated implants. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v.9, n.2, p.149-55, 1994.
- 9- GOLL, G.E. Production of accurately fitting full-arch implant frameworks: Part I-clinical procedures. **J. prosth. Dent.**, v.66, n.3, p.377-84, 1991.
- 10- GULBRASEN, H.J. 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.470-4, 1994.
- 11- GYLLENRAM, F. Handling and hardware. The two ultimate parameters for a clinically acceptable fit. **Nobelpharma News**, v.8, n.4, p.4-5, 1994.
- 12- HAGIWARA, Y.; SUZUKI, Y.; IGARASHI, T. Three dimension compatibility of implant components by using scanning laser microscope. **J. dent. Res.**, v.76, p.427, 1997. /Abstract n. 3309/ Número especial
- 13- HEMMINGS, K.W.; SCHMITT, A.; ZARB, G.A. Complications and maintenance requirements for fixed prostheses and overdentures in the edentulous mandible: a 5-year report. **Int. J. oral Maxillofac. Implants.**, v.9, n.2, p.191-6, 1994.
- 14- ISA, Z.M.; HOBKIRK, J.A. The effects of superstructure fit and loading on individual implant units: Part I. The effects of tightening the gold screws and placement of a superstructure with varying degrees of fit. **Int. J. Prosthodontic Rest. Dent.**, v.3, n.6, p.247-53, 1995.

- 15-ISA, Z.M.; HOBKIRK, J.A. The effects of superstructure fit and loading on individual implant units: Part 2. The effects of loading a superstructure with varying degrees of fit. **Int. J. Prosthodontics Rest. Dent.**, v.1, n.1, p.11-4, 1996.
- 16-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.50-2, 1993.
- 17-JAARDA, M.J.; RAZZOOG, M.E.; GRATTON, D.G. Comparison of "look-alike" implant prosthetic retaining screws. **J. Prosthodont.**, v.4, n.1, p.23-27, 1995.
- 18-JAARDA, M.J.; 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.
- 19-JEMT, T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v.6, n.3, p.270-6, 1991.
- 20-JEMT, T. 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.470-4, 1994.
- 21-JEMT, T.; BOOK, K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v.11, n.5, p.620-5, 1996.

- 22-JEMT, T.; LINDÉN, B.; LEKHOLM, U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v.7, n.1, p.40-4, 1992.
- 23-JOHANSSON, G.; PALMQVIST, S. Complications, supplementary treatment, and maintenance in edentulous arches with implant-supported fixed prostheses. **Int. J. Prosthodont.**, v.3, n.1, p.89-92, 1990.
- 24-JOURNÉUS, L; JEMT, T.; CARLSSON, L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v.7, n.3, p.353-9, 1992.
- 25-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.169-78, 1994.
- 26-KANO, S.C. et al. Disadjustment of prosthetic components using different alloys. **J. dent. Res.**, v.74, n.3, p.806, 1995. /Abstract n. 206/
- 27-KARELLOS, N.D.; MINSK, L.; WINKLER, S.; ZOIDIS, P.C. A simplified method for measuring photomicrographs. **Implant Dent.**, v.5, n.3, p.170-3, 1996.
- 28-LEKHOLM, U.; ADELL, R.; BRANEMARK, P.I. Complications. In: BRANEMARK, P.I.; ZARB, G.A.; ALBREKTSSON, T. **Tissue-Integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry.** Quintessence Co, Inc. Chicago, Illinois, 1985. Cap.14.

- 29-MA, T.; NICHOLLS, J.I.; RUBENSTEIN, J.E. Tolerance measurements of various implant components. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v.12, n.3, p.371-5, 1997.
- 30-McCARTNEY, J.W.; DOUD, R.D. Passive adaptation of the prosthesis-implant interface by soldering gold cylinders to the framework casting. **J. prosth. Dent.**, v.70, n.1, p.17-20, 1993.
- 31-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. /Abstract n. 108/
- 32-PANDOLFI, R.F. **Espaço interno entre a coroa total metálica e o dente preparado correlacionado com a resistência de remoção por tração e a sua influência na cimentação.** Bauru, 1983. Livre Docência - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo
- 33-PAREL, S. 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.470-4, 1994.
- 34-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.
- 35-SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. **J. prosth. Dent.**, v.49, n.6, p.843-8, 1983.

- 36-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/
- 37-SUTHERLAND, J.K.; LONEY, R.W.; SYED, S. Marginal discrepancy of all-ceramic crowns cemented on implant abutments. **J. Prosthodontics**, v.4, n.3, p.173-177, 1995.
- 38-TELLES, D.M. **Prevalência de lesões cervicais não cariosas em estudantes de odontologia e a sua relação com aspectos oclusais.** Bauru, 1997. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
- 39-WASKEWICKZ, G.A.; OSTROWSKI, J.S.; PARKS, V.J. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. **Int. J. oral Maxillofac Implants**, v.9, n.4, p.405-11, 1994.
- 40-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
- 41-WHITE, G.E. **Osseointegrated Dental Technology.** Carol Stream, IL; Quintessence Publishing Co., 1993.
- 42-WICKS, R.A.; RIJK, W.G.; WINDELER, A.S. An evaluation of fit in osseointegrated implant components using torque/turn analysis. **J. Prosthodontics**, v.3, n.4, p.206-12, 1994.

- 43-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.
- 44-ZARB, G.A.; SCHMITT, A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: problems and complications encountered. **J. prosth. Dent.**, v .64, n.2, p.185-94, 1990.
- 45-ZOIDIS, P.C.; WINKLER, S.; KARELLOS, N.D. The effect of soldering, eletrowelding, and cast-to procedures on the accuracy of fit of cast implant bars. **Implant Dent.**, v.5, n.3, p.163-8, 1996.

ABSTRACT

The absolutely precise fit between prosthesis framework and abutment is very important for the long-term success of the implant-prosthetic treatment, although little is known about the fit of the machined components. The different prosthetic solutions has increased the number of implant systems that claim to be “compatible” to all Branemark-like Systems, but due to the current impossibility to predict the biologic response of an implant under constant strain, it is highly recommended to achieve a passive fitting framework. The purpose of this investigation was to determine the fit and the compatibility within and between different implant systems components at the abutment/gold cylinder interface. Implants components from 3I, Lifecore, Conexão, Implamed, Nobelbiocare and NAPIO were evaluated. Assembly of the components were standardized by using an electronic torquing device. The within systems results for misfit were not different (mean=7,85 μ m), but the best fit was found for Nobelbiocare and Implamed components and the worst for Lifecore and 3I. The between-systems results suggest that compatibility can not be achieved with all combinations.

APÊNDICE

Tabela 1- Medidas da interface I/C obtidas com componentes do sistema 3I

FACES De Leitura	Cilindro 1			Cilindro 2			Cilindro 3		
	Posição			Posição			Posição		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3
1	6	6	0	5	0	10	0	6	9
2	0	7	4	7	0	4	0	0	11
3	5	10	6	7	6	6	6	7	6
4	8	8	9	6	8	6	0	8	0
5	7	6	8	6	10	6	7	6	4
6	0	0	0	7	0	11	8	6	0
7	0	7	7	7	8	8	8	5	0
8	8	7	5	4	0	7	9	0	0

Tabela 2- Medidas da interface I/C obtidas com componentes do sistema LIFECORE

FACES de	Cilindro 1			Cilindro 2			Cilindro 3		
	Posição			Posição			Posição		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3
1	11	8	0	0	8	0	0	6	11
2	6	0	5	11	7	7	7	8	6
3	4	5	0	0	4	13	0	0	0
4	0	0	6	4	7	5	7	0	9
5	0	9	6	6	0	8	0	9	11
6	4	0	9	6	0	8	0	9	0
7	0	9	0	8	11	0	7	11	12
8	0	13	5	8	14	9	11	10	12

Tabela 3 - Medidas da interface I/C obtidas com componentes do sistema CONEXÃO

FACES de	Cilindro 1			Cilindro 2			Cilindro 3		
	Posição			Posição			Posição		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3
1	0	7	10	7	10	10	7	4	7
2	9	0	11	4	0	0	0	0	0
3	10	0	0	10	0	11	0	0	0
4	0	10	0	0	0	9	0	0	0
5	0	5	0	7	0	0	0	0	0
6	0	0	0	0	0	0	0	0	0
7	0	11	0	0	14	13	0	0	0
8	0	0	6	0	0	0	0	0	0

Tabela 4 - Medidas da interface I/C obtidas com componentes do sistema
IMPLAMED

FACES de	Cilindro 1			Cilindro 2			Cilindro 3		
	Posição			Posição			Posição		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3
1	0	0	0	10	7	0	0	6	0
2	0	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0	0	0	0
5	0	0	5	0	0	0	0	0	0
6	4	0	0	0	0	0	0	0	0
7	0	0	0	0	0	0	0	0	0
8	0	0	5	0	0	0	0	5	0

Tabela 5 - Medidas da interface I/C obtidas com componentes do sistema
NOBELBIOCARE

FACES de	Cilindro 1			Cilindro 2			Cilindro 3		
	Posição			Posição			Posição		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3
1	0	11	0	13	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0	0	0	0	0
6	0	0	0	0	0	0	0	0	0
7	0	0	0	5	0	9	0	0	0
8	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Tabela 6 - Medidas da interface I/C obtidas com combinação intermediário
3i/cilindros de ouro LIFECORE

FACES de	Cilindro 1			Cilindro 2			Cilindro 3		
	Posição			Posição			Posição		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3
1	9	8	9	0	0	8	0	4	6
2	8	8	7	0	8	9	0	5	0
3	9	5	4	0	0	6	0	0	0
4	10	4	5	12	10	10	0	0	8
5	8	0	8	8	9	0	0	0	0
6	0	0	5	9	6	0	0	0	6
7	0	9	10	0	0	0	7	7	0
8	6	12	11	0	0	8	9	9	8

Tabela 7 - Medidas da interface I/C obtidas com combinação intermediário 3i/cilindros de ouro CONEXÃO

FACES de	Cilindro 1			Cilindro 2			Cilindro 3		
	Posição			Posição			Posição		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3
1	0	7	0	0	5	10	4	0	0
2	0	0	0	0	0	0	7	0	5
3	0	6	0	0	7	0	0	0	0
4	7	0	0	0	7	0	0	0	0
5	7	0	0	0	6	0	0	0	0
6	0	0	0	0	0	0	0	0	0
7	0	0	0	0	6	0	0	0	0
8	0	0	0	7	7	0	0	0	0

Tabela 8 - Medidas da interface I/C obtidas com combinação intermediário 3i/cilindros de ouro IMPLAMED

FACES de	Cilindro 1			Cilindro 2			Cilindro 3		
	Posição			Posição			Posição		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3
1	26	0	0	0	0	0	9	32	20
2	50	0	16	0	0	0	30	40	28
3	69	17	40	0	0	0	48	44	31
4	69	47	73	0	0	0	55	40	41
5	52	70	78	0	0	0	47	27	42
6	21	74	68	0	0	0	26	11	29
7	0	50	36	0	0	0	6	6	25
8	8	23	9	0	0	0	0	15	22

Tabela 9 - Medidas da interface I/C obtidas com combinação intermediário 3i/cilindros de ouro NOBELBIOCARE

FACES de	Cilindro 1			Cilindro 2			Cilindro 3		
	Posição			Posição			Posição		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3
1	0	0	0	5	6	6	6	7	0
2	0	0	0	0	0	7	0	5	0
3	0	0	4	0	6	0	0	0	0
4	0	0	0	0	6	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0	0	0	0	0
6	0	0	0	0	0	0	0	0	0
7	0	0	0	0	0	0	0	0	0
8	0	5	0	10	0	0	0	0	0

Tabela 10 - Medidas da interface I/C obtidas com combinação intermediário LIFECORE/cilindros de ouro 3I

FACES de	Cilindro 1			Cilindro 2			Cilindro 3		
	Posição			Posição			Posição		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3
1	11	10	9	12	6	9	8	11	11
2	6	9	8	8	8	7	7	10	8
3	0	0	0	0	10	15	9	7	6
4	10	0	7	0	13	10	8	10	0
5	8	0	0	7	8	4	10	0	0
6	11	0	0	0	0	0	0	0	10
7	9	0	0	8	9	0	0	9	0
8	7	16	8	6	7	5	5	12	12

Tabela 11 - Medidas da interface I/C obtidas com combinação intermediário LIFECORE/cilindros de ouro CONEXÃO

FACES De	Cilindro 1			Cilindro 2			Cilindro 3		
	Posição			Posição			Posição		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3
1	0	0	0	6	0	8	6	6	9
2	0	6	11	10	7	6	6	10	7
3	0	7	10	8	0	8	0	0	6
4	0	6	7	7	7	7	0	0	7
5	7	7	6	5	0	0	8	6	9
6	6	8	7	0	0	9	0	6	0
7	0	0	0	0	0	9	0	0	9
8	6	9	13	8	8	7	0	0	0

Tabela 12 - Medidas da interface I/C obtidas com combinação intermediário LIFECORE/cilindros de ouro IMPLAMED

FACES de	Cilindro 1			Cilindro 2			Cilindro 3		
	Posição			Posição			Posição		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3
1	53	53	56	45	50	55	66	52	67
2	50	53	46	23	63	33	74	48	57
3	54	54	47	15	65	18	61	38	40
4	56	50	44	24	53	23	47	41	33
5	55	42	37	39	29	31	35	43	33
6	49	38	40	55	13	48	28	50	38
7	44	39	49	64	11	60	29	60	55
8	47	51	54	59	30	54	55	61	70

Tabela 16 - Medidas da interface I/C obtidas com combinação intermediário
CONEXÃO/cilindros de ouro IMPLAMED

FACES de	Cilindro 1			Cilindro 2			Cilindro 3		
	Posição			Posição			Posição		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3
1	0	16	14	0	10	0	0	11	0
2	11	22	17	0	0	5	0	7	5
3	11	20	12	0	0	0	5	0	0
4	16	0	9	0	0	0	7	6	0
5	11	0	0	0	0	0	4	6	5
6	10	0	0	0	0	0	10	0	0
7	7	7	7	0	0	0	0	0	0
8	0	16	12	0	0	0	0	0	9

Tabela 17 - Medidas da interface I/C obtidas com combinação intermediário
CONEXÃO/cilindros de ouro NOBELBIOCARE

FACES de	Cilindro 1			Cilindro 2			Cilindro 3		
	Posição			Posição			Posição		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3
1	0	0	0	0	0	0	0	10	13
2	0	0	0	0	0	0	0	0	0
3	7	0	0	0	0	9	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0	0	0	0	0
6	0	5	0	0	0	0	0	0	0
7	0	0	0	0	0	0	0	0	0
8	0	0	0	0	0	0	0	0	11

Tabela 18 - Medidas da interface I/C obtidas com combinação intermediário
IMPLAMED/cilindros de ouro 3I

FACES de	Cilindro 1			Cilindro 2			Cilindro 3		
	Posição			Posição			Posição		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3
1	0	0	10	6	0	0	12	0	8
2	0	8	0	0	0	11	0	6	0
3	0	0	0	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0	0	0	0	0
6	0	0	0	8	10	0	0	0	5
7	8	0	0	7	9	9	0	10	0
8	0	0	0	0	12	14	10	10	0

Tabela 25 - Medidas da interface I/C obtidas com combinação intermediário
NOBELBIOCARE/cilindros de ouro IMPLAMED

Fases de leitura	Cilindro 1			Cilindro 2			Cilindro 3		
	Posição			Posição			Posição		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3
1	14	0	4	0	0	0	6	0	7
2	7	12	9	0	0	0	9	8	5
3	0	16	10	0	0	0	11	8	6
4	9	26	22	0	0	0	7	10	8
5	18	30	27	0	0	0	6	12	8
6	29	33	33	0	0	0	10	12	8
7	27	10	21	0	0	0	7	9	8
8	23	9	16	0	0	0	7	13	11

Tabela 26 - Medidas da interface I/C obtidas com combinação intermediário
NAPIO/cilindros de ouro 3I

Fases de leitura	Cilindro 1			Cilindro 2			Cilindro 3		
	Posição			Posição			Posição		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3
1	20	20	21	24	17	40	23	20	29
2	16	21	32	18	21	23	16	17	21
3	23	24	20	17	24	15	27	20	15
4	22	35	36	16	34	31	36	23	37
5	11	11	12	14	16	15	15	10	9
6	18	16	18	19	12	19	15	17	13
7	26	16	24	23	14	13	10	16	14
8	12	22	12	14	14	19	15	17	19

Tabela 27 - Medidas da interface I/C obtidas com combinação intermediário
NAPIO/cilindros de ouro LIFECORE

Fases de leitura	Cilindro 1			Cilindro 2			Cilindro 3		
	Posição			Posição			Posição		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3
1	20	25	24	38	34	43	32	29	66
2	29	38	31	42	33	41	42	32	32
3	26	32	18	56	27	34	53	41	37
4	24	28	35	18	20	24	16	38	17
5	19	19	25	20	20	8	9	21	25
6	19	24	16	19	18	15	11	19	13
7	24	21	28	20	24	24	21	14	14
8	33	30	16	14	22	24	15	27	24

Tabela 28 - Medidas da interface I/C obtidas com combinação intermediário
 NAPIO/cilindros de ouro CONEXÃO

FACES de leitura	Cilindro 1			Cilindro 2			Cilindro 3		
	Posição			Posição			Posição		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3
1	33	27	29	12	16	27	25	28	18
2	30	40	29	14	18	25	9	27	35
3	19	25	12	12	15	22	14	30	27
4	21	16	18	21	23	14	20	24	19
5	30	17	10	18	21	20	14	15	17
6	12	18	15	19	17	7	14	12	11
7	18	31	18	10	12	31	23	28	24
8	20	14	33	12	10	18	18	20	13

Tabela 29 - Medidas da interface I/C obtidas com combinação intermediário
 NAPIO/cilindros de ouro IMPLAMED

FACES de leitura	Cilindro 1			Cilindro 2			Cilindro 3		
	Posição			Posição			Posição		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3
1	67	82	81	42	31	41	48	60	64
2	86	74	86	33	35	54	83	62	62
3	91	71	86	60	25	40	71	45	74
4	71	60	58	21	34	13	62	46	53
5	57	59	50	14	21	14	54	52	67
6	49	61	41	13	31	17	53	51	46
7	40	47	42	29	12	26	36	58	43
8	54	64	51	37	12	36	48	60	50

Tabela 30 - Medidas da interface I/C obtidas com combinação intermediário
 NAPIO/cilindros de ouro NOBELBIOCARE

FACES de leitura	Cilindro 1			Cilindro 2			Cilindro 3		
	Posição			Posição			Posição		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3
1	36	36	30	21	11	13	9	32	30
2	53	43	40	29	14	29	11	25	34
3	48	28	40	36	10	43	10	15	18
4	19	17	20	31	15	37	15	19	22
5	14	11	17	19	33	27	19	17	16
6	13	11	12	17	31	28	26	10	19
7	20	17	12	25	28	14	16	23	19
8	23	17	19	28	21	9	17	29	25