UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
Faculdade de Odontologia de Bauru

**Avaliação do desajuste e do destorque
em pilares protéticos com conexão
tipo hexágono externo e interno**

Stefania Carvalho Kano

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

(Edição Revisada)

Bauru
2004

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
Faculdade de Odontologia de Bauru

**Avaliação do desajuste e do destorque
em pilares protéticos com conexão
tipo hexágono externo e interno**

Stefania Carvalho Kano

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

(Edição Revisada)

Orientador: Prof.Dr.Gerson Bonfante

Bauru
2004

	Kano, Stefania Carvalho
K 133 a	Avaliação do desajuste e do destorque em pilares protéticos com conexão tipo hexágono externo e interno – Bauru, 2004
	162p. : il.21; 30cm.
	Tese. (Doutorado) -- Faculdade de Odontologia de Bauru, USP.
	Orientador: Prof. Dr. Gerson Bonfante

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta tese, por processos fotocopiadores e outros meios eletrônicos.

Assinatura:

Stefania Carvalho Kano

28 de janeiro de 1972 Bauru – SP	Nascimento
Mário Kanô Elsa Carvalho Kanô	Filiação
1990-1993	Curso de Odontologia. Faculdade de Odontologia de Bauru – USP
1995-1998	Curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral, Mestrado, na Faculdade de Odontologia de Bauru, USP.
Associações	APCD – Associação Paulista de Cirurgiões Dentistas AO – Academia Americana de Osseointegração

Dedicatória

*Aos meus pais, **Elsa e Mário***

*Às minhas irmãs, **Viviana e Melissa***

*Ao **Kiyoshi***

Dedico este trabalho

Agradecimento especial

*À minha família e aos amigos, **Silvia Foppiano, Andréa***

***Pereira, Rudys Tavares, Márcia Pompermayer, Carlos e Angélica
Araújo, Beth Simões e Daniela Viveiros***

Meus sinceros agradecimentos

*Ao meu orientador, **Prof. Dr. Gerson Bonfante**,*

Agradeço sempre ter tido o privilégio e a honra de tê-lo como meu orientador. Agradeço ainda pela sua confiança e pelo incentivo me dando a força e o apoio necessário para que pudesse sair em busca de novos conhecimentos e enfrentar, sem medo, o desconhecido.

*A você, **Dr. Gerson**, meus sinceros agradecimentos*

*Ao meu co-orientador, **Dr. Paul Binon***

Agradeço por me receber tão prontamente e por dedicar seus finais de semana ao meu trabalho. Mas, principalmente pelo carinho com que, juntamente com *Susan* e *Michael*, me receberam em sua casa. Os ensinamentos vão além deste trabalho, são para a vida e para toda a vida.

A vocês, o meu reconhecimento e gratidão.

*Ao **Dr. Curtis***

A pedido do Dr. Binon e como professor da University of California San Francisco, aceitou em participar do projeto para que o mesmo pudesse ser realizado em sua universidade. Embora sem me conhecer e sem qualquer obrigação, dedicou todo o seu tempo à tarefa de ser meu orientador, me ensinando a ler, analisar e criticar. Questionando cada passo para justificar o caminho escolhido, sempre preocupado em não interferir nas escolhas e nas decisões. Acolheu-me em sua casa, junto à sua família, cuidando para que a minha estadia nos EUA fosse a melhor possível. A convivência diária trouxe mais do que conhecimentos profissionais, trouxe uma admiração profunda e um grande respeito.

*A você, **Dr. Curtis**, a minha eterna gratidão e admiração.*

Agradecimentos,

Aos Diretores da Faculdade de Odontologia de Bauru, *Profª Drª Maria Fidela de Lima Navarro e Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro*, pela inestimável colaboração e contribuição para realização deste trabalho.

Aos professores do Departamento de Prótese, *Dr. Accácio Lins do Valle, Dr. Carlos dos Reis Pereira de Araújo, Dr. José Valdes Conti (in memoriam), Dr. Luiz Fernando Pegoraro, Dr. Milton Carlos Salvador, Dr. Paulo César Rodrigues Conti, Dr. Paulo Martins Ferreira, Dr. Renato de Freitas, Dr. José Henrique Rubo, Dra. Lucimar Falavinha Vieira, Dr. Vinicius Carvalho Porto e Dr. Wellington Cardoso Bonachela*.

À *Dra. e Dr. Marshall*, da University of Califórnia San Francisco, por me receberem no grupo, oferecendo todos os recursos necessários para o desenvolvimento deste projeto, mas também pela preocupação constante em me fazer sentir parte do seu grupo.

Ao grupo da *University da Califórnia San Francisco*, pelo apoio e amizade e aos técnicos *Larry e Grace*, pelo carinho e ajuda constante.

Ao querido amigo, colega de mestrado e doutorado, *Rudys Rodolfo de Jesus Tavares*

Aos colegas de doutorado, *Anuar, Barnabé, Carlinhos, Gildo, Juliano e Vinicius*

Aos colegas do mestrado, *Jefferson, Lheyly, Luciana, Luis Gustavo, Mariana, Paulo, Rafael, Renato, Stella e Tatiany*

Ao amigo, *Luiz César da Costa Filho*, pela grande ajuda na análise estatística

À colega e amiga, **Linda Wang**, pela ajuda e pela sua alegria

À **Edna, Déborah e Claudia** pelo agradável convívio, pela presteza e eficiência e, pela amizade.

Aos funcionários do Departamento de Prótese, **Reivanildo, Marcelo, Valquíria**

À **Rosangela e Sidnei**, pela presteza e apoio

Ao **Edmauro**, pelas inúmeras horas de microscopia

Aos funcionários da Pós-graduação, **Giane, Letícia, Magareth, Aurélio, Cleusa, Eduardo e Ana**

À **CAPES**, pelo apoio financeiro.

À **Conexão Sistema de Prótese**, representada pelo Dr. Rodolfo Cândia, pela confiança e apoio irrestrito.

Meus sinceros agradecimentos.

SUMÁRIO

<i>LISTA DE FIGURAS</i>	viii
<i>LISTA DE TABELAS</i>	x
<i>LISTA DE ABREVIATURAS</i>	xii
RESUMO	xiii
1- INTRODUÇÃO	1
2- REVISÃO DA LITERATURA	5
3- PROPOSIÇÃO	76
4- MATERIAL E MÉTODOS	78
5- RESULTADOS	108
6- DISCUSSÃO	124
7- CONCLUSÕES	144
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	147
ABSTRACT	162

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 4.1	Implante e pilar protético com conexão tipo hexágono externo.	82
FIGURA 4.2	Implante e pilar protético com conexão tipo hexágono interno.	83
FIGURA 4.3	Tipos de pilares protéticos: (A) em titânio – Usinado; (B) com cinta metálica em paládio-prata e cilindro plástico calcinável para sobrefundição (Sobrefundido); (C) em plástico calcinável para fundição (Fundido).	84
FIGURA 4.4	Tipos de pilares protéticos para conexão tipo hexágono interno: em titânio – Usinado; com cinta metálica em paládio-prata e cilindro plástico calcinável para sobrefundição (Sobrefundido).	84
FIGURA 4.5	Pilares sobrefundidos em paládio-prata: (A) antes da sobrefundição; (B) após enceramento da parte coronária; (C) sobrefundidos.	86
FIGURA 4.6	Pilar em plástico calcinável e após fundição em NiCr.	87
FIGURA 4.7	Pilar em plástico calcinável e após fundição em CoCr.	87
FIGURA 4.8	Dimensões dos pilares usinados, sobrefundidos e fundidos.	89
FIGURA 4.9	(a) Politriz utilizada para o polimento das superfícies oclusais dos pilares, (b) implante/pilar posicionado na politriz, (c) superfícies oclusais jateadas antes do polimento e depois de polidas.	92
FIGURA 4.10	Base do corpo de prova em octógono para as medidas de profundidade de fenda, desajuste horizontal e vertical em microscópio óptico.	94
FIGURA 4.11	Marcação presente na base, no implante e no pilar para permitir o reposicionamento da amostra na mesma posição.	95
FIGURA 4.12	Avaliação da adaptação marginal: (A) profundidade de fenda; (B) desajuste horizontal; (C) desajuste vertical .	96
FIGURA 4.13	Representação esquemática do desajuste rotacional (A) em relação à diferença dimensional entre os hexágonos do implante e do pilar.	97
FIGURA 4.14	Dispositivo utilizado para análise do desajuste rotacional, desenvolvido por BINON (1996).	98
FIGURA 4.15a	Posicionamento do implante na base metálica e posicionamento da haste de medição	99
FIGURA 4.15b	Posicionamento do pilar e manutenção do mesmo através do dispositivo	99
FIGURA 4.16	Movimentação inicial da haste para um dos lados, em sua amplitude máxima e o registro do valor de rotação inicial.	100
FIGURA 4.17	Registro do valor de rotação final após a movimentação da base para o lado oposto em sua amplitude máxima.	100
FIGURA 4.18	Máquina para aplicação de carga cíclica	103
FIGURA 4.19	Tiras metálicas calibradoras foram utilizadas para manter a distância	104

de 0,761mm entre a ponta ativa do pistão e a amostra.

FIGURA 4.20	Posicionamento dos implantes com a utilização de tampas de teflon para padronização do posicionamento vertical e horizontal dos mesmos.	106
FIGURA 4.21	Amostra posicionada na base metálica da máquina de ensaios com o parafuso de fixação do pilar no implante recebendo torque de 30Ncm.	107
FIGURA 5.1	Representação gráfica para a Diferença entre os valores de Destorque Inicial e final (%).	122

LISTA DE TABELAS

TABELA 4.1	Lista de materiais e equipamentos utilizados.	80
TABELA 4.2	Grupo A – Conjunto implante/pilar com conexão tipo hexágono externo.	88
TABELA 4.3	Grupo B – Conjunto implante/pilar com conexão tipo hexágono interno.	88
TABELA 4.4	Composição das ligas (%) e intervalo de fusão (°C).	90
TABELA 5.1	Médias e desvios-padrão para a profundidade de fenda na interface implante/pilar.	110
TABELA 5.2	Análise de Variância a 1 critério para a comparação das diferenças entre as médias de profundidade de fenda ($p < 0,05$).	110
TABELA 5.3	Teste Student Newman Keuls para comparação entre os grupos quanto à variável profundidade de fenda.	110
TABELA 5.4	Médias e desvios-padrão para o desajuste horizontal na interface implante/pilar.	112
TABELA 5.5	Análise de Variância a 1 critério para a comparação das diferenças entre as médias de desajuste horizontal ($p < 0,05$).	112
TABELA 5.6	Teste Student Newman Keuls para comparação entre os grupos quanto à variável desajuste horizontal.	112
TABELA 5.7	Médias e desvios-padrão para o desajuste vertical na interface implante/pilar.	114
TABELA 5.8	Análise de Variância a 1 critério para a comparação das diferenças entre as médias de desajuste vertical ($p < 0,05$).	114
TABELA 5.9	Teste Student Newman Keuls para comparação entre os grupos quanto à variável desajuste vertical.	114
TABELA 5.10	Média e desvios-padrão para o desajuste rotacional (em graus).	116
TABELA 5.11	Análise de Variância a 1 critério para a comparação das diferenças entre as médias de desajuste rotacional ($p < 0,05$).	116
TABELA 5.12	Teste Student Newman Keuls para comparação entre os grupos quanto à variável desajuste rotacional.	116
TABELA 5.13	Destorque inicial (%).	118
TABELA 5.14	Análise de Variância a 1 critério para a comparação das diferenças entre as médias de destorque inicial ($p < 0,05$).	118
TABELA 5.15	Teste Student Newman Keuls para comparação entre os grupos quanto à variável Destorque Inicial.	118
TABELA 5.16	Destorque final (%).	120
TABELA 5.17	Análise de Variância a 1 critério para a comparação das diferenças entre as médias de destorque final ($p < 0,05$).	120

TABELA 5.18	Teste Student Newman Keuls para comparação entre os grupos quanto à variável Destorque Final.	120
TABELA 5.19	Diferença entre o Destorque Inicial e Final (%).	122
TABELA 5.20	Análise de Variância a 1 critério para a comparação das diferenças entre as médias obtidas para a Diferença entre o Destorque Inicial e Final ($p < 0,05$).	123
TABELA 5.21	Teste Student Newman Keuls para comparação entre os grupos quanto à Diferença entre o Destorque Inicial e Final.	123

LISTA DE ABREVIATURAS

%	Porcentagem
µm	Micrometro
150 x	150 vezes
AR	Anti-rotacional
CoCr	Cobalto-cromo
dp	Desvio padrão
EUA	Estados Unidos da América
F	Liberdade
GL	Grau de liberdade
gr	Grama
HE	Hexágono externo
HI	Hexágono interno
Hz	Hertz
I/P	Interface implante/pilar
Kg	Quilograma
min	Minuto
mm	Milímetro
MQ	Média dos quadrados
N	Número
NAPIO	Núcleo de Apoio à Pesquisa em Implantes Osseointegrados
Ncm	Newton centímetro
NiCr	Níquel-cromo
o	Graus
°C	Graus Celsius
P/P	Interface pilar/prótese
PdAg	Paládio-prata
rpm	Rotações por minuto
SQ	Soma dos quadrados
UCLA	Pilar protético em plástico calcinável para prótese direto sobre o implante

RESUMO

Objetivou-se com este trabalho foi avaliar o desajuste marginal e o efeito da aplicação de carga cíclica no destorque dos parafusos de retenção de pilares protéticos usinados, sobrefundidos e fundidos com conexão tipo hexágono externo (HE) e interno (HI). Foram avaliados 12 pilares protéticos para cada grupo com HE: (A1) usinados em titânio; (A2) com cinta metálica em paládio-prata, sobrefundidos com paládio-prata; (A3) plásticos fundidos em NiCr e (A4) plásticos fundidos em CoCr; e 12 pilares protéticos para cada grupo com HI: (B1) usinados em titânio e (B2) com cinta metálica em paládio-prata, sobrefundidos com paládio-prata. Foram realizadas análises de desajuste marginal (profundidade de fenda, desajuste vertical e horizontal) e de desajuste rotacional na interface implante/pilar protético. Os valores de destorque foram registrados antes e depois da aplicação de cargas cíclicas. As médias de cada grupo, para cada análise, foram calculadas e comparadas com ANOVA, Student-Newman Keuls ($p < 0,05$). Os resultados obtidos foram: profundidade de fenda (μm): (A1) $54,1 \pm 127,75$, (A2) $49,4 \pm 36,56$, (A3) $21,2 \pm 21,36$, (A4) $33,1 \pm 23,81$, (B1) $8,4 \pm 13,74$ e (B2) $34,9 \pm 20,49$; desajuste horizontal (μm): (A1) $89,1 \pm 14,15$, (A2) $39,2 \pm 16,87$, (A3) $13,5 \pm 9,48$, (A4) $23,0 \pm 21,42$, (B1) $10,9 \pm 5,68$ e (B2) $18,2 \pm 10,31$; desajuste vertical (μm): (A1) $5,6 \pm 6,46$, (A2) $11,1 \pm 8,22$, (A3) $8,0 \pm 9,35$, (A4) $6,9 \pm 3,78$, (B1) $2,1 \pm 3,21$ e (B2) $12,1 \pm 4,75$; desajuste rotacional (em graus): (A1) $1,2 \pm 0,57$, (A2) $1,8 \pm 1,31$, (A3) $2,0 \pm 0,73$, (A4) $2,8 \pm 1,14$, (B1) $2,8 \pm 1,08$ e (B2) $2,0 \pm 1,03$; destorque inicial (%): (A1) $92,3 \pm 3,0$, (A2) $81,6 \pm 5,0$, (A3) $86,4 \pm 4,6$, (A4) $84,0 \pm 7,7$, (B1) $88,8 \pm 6,8$ e (B2) $84,9 \pm 2,4$ e destorque final (%): (A1) $41,1 \pm 19,3$, (A2) $19,8 \pm 13,0$, (A3) $27,9 \pm 6,5$, (A4) $37,5 \pm 16,2$, (B1) $17,1 \pm 16,2$ e (B2) $23,3 \pm 10,9$. Para as análises de desajuste marginal, os resultados demonstraram que as diferenças entre pilares usinados, sobrefundidos e fundidos foram variáveis. Todos os grupos apresentaram desajuste rotacional inferior a 5° , indicando adequada estabilidade das conexões estudadas. Para a conexão tipo hexágono externo avaliada neste estudo, os pilares usinados apresentaram maior destorque inicial, entretanto, o destorque final foi igual para os pilares usinados e fundidos. O destorque final dos pilares usinados com hexágono externo avaliados neste estudo foi maior que dos pilares usinados com hexágono interno.

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

Com taxas de sucesso protético em torno de 90-99% para os diferentes tipos de próteses, os implantes osseointegrados se consolidaram como um tratamento de alta previsibilidade, favorecendo desde pacientes desdentados totais a pacientes com perdas de um único dente ^{2, 3, 25, 41, 42, 50, 81, 105}.

Entretanto, estudos longitudinais demonstram um elevado índice de complicações mecânicas ^{20, 25, 28, 30, 52, 80, 105}. Entre as complicações mais freqüentemente citadas está a falha dos parafusos que pode variar de 6% a 48% ^{29, 37, 42}. Em próteses unitárias, o afrouxamento dos parafusos de intermediários também é considerado a complicação mais freqüente ^{2-4, 29, 30, 37, 42, 64, 84}.

A estabilidade da conexão protética e a propensão ao afrouxamento dos parafusos podem ser influenciadas pela pré-carga, ou seja, pela tensão gerada no aperto dos parafusos e que mantém os componentes unidos. Quanto maior a pré-carga, maior é a resistência ao afrouxamento da conexão ⁶. A pré-carga, por sua vez, é influenciada pelo material dos componentes e parafusos ^{17, 26, 36, 46, 71}, pelo torque ^{31, 98, 106}, pela adaptação dos componentes ⁹², pelo desenho da conexão protética ^{85, 89} e dos parafusos ⁵¹, pela rugosidade da superfície ²² e pela fadiga ^{19, 24, 59, 94}.

A falta de adaptação dos componentes pode alterar a pré-carga inicial, colocando os parafusos sob tensão e reduzindo o seu tempo de fadiga. Desajustes de 10µm são capazes de sobrecarregar os parafusos que passam a ser utilizados para fechar a interface comprometendo a estabilidade da conexão ⁸³. Evidências demonstram que a falta de passividade pode ser a causa das altas taxas de afrouxamento de parafusos ^{10, 25, 52, 62, 77, 95}. Avaliações da adaptação marginal de

componentes protéticos mostram que os mesmos apresentam um certo grau de desajuste que pode variar dependendo do fabricante e que os procedimentos laboratoriais necessários à confecção da prótese tendem a aumentar o desajuste marginal^{5, 13, 18, 54, 56, 70}.

O assentamento entre os componentes também pode influenciar a estabilidade da conexão. Após o aperto do parafuso de retenção, as micro-rugosidades entre as superfícies de contato começam a se regularizar, diminuindo a distância entre os componentes e promovendo uma folga entre os mesmos, o que pode resultar em um afrouxamento dos parafusos¹⁰. CARR; BRUNSKI; HURLEY²² observaram uma redução de cerca de 30% nos valores de pré-carga para componentes submetidos à fundição.

Para BINON⁹ (1996), a estabilidade protética também está diretamente relacionada ao desajuste rotacional dos componentes. Quanto menor o desajuste rotacional, maior é a área de contato entre os hexágonos e, conseqüentemente, maior é a resistência do parafuso ao afrouxamento. Conexões com desajuste rotacional inferior a 2º são mais estáveis ao serem submetidas a cargas cíclicas e, para evitar a falha precoce dos parafusos, o desajuste rotacional entre implante e intermediário não deve exceder 5º^{9, 51}.

A estabilidade da conexão protética também pode estar relacionada ao desenho da mesma. Existem diferentes tipos de conexão protética mas a grande maioria dos estudos aborda a conexão tipo hexágono externo. O tamanho reduzido do hexágono externo torna a estabilidade da conexão dependente do parafuso de retenção, justificando os altos índices de afrouxamento observados em estudos longitudinais¹¹. Nas conexões internas, porém, é possível criar uma conexão mais profunda e com um maior contato do pilar com as paredes internas

do implante, diminuindo a possibilidade de micromovimentos durante as cargas, não sobrecarregando o parafuso de retenção. Estudos experimentais têm demonstrado a superioridade das conexões internas em relação à estabilidade^{11, 24, 26, 74, 75, 89}.

Considerando-se a crescente utilização de próteses parafusadas diretamente sobre os implantes utilizando componentes protéticos tipo UCLA e a carência de trabalhos avaliando este tipo de pilar, este trabalho teve como objetivo avaliar o desajuste marginal e o desajuste rotacional observado em pilares protéticos tipo UCLA usinados, sobrefundidos e fundidos, com conexão protética tipo hexágono externo e interno, assim como avaliar o destorque dos parafusos de retenção antes e após a aplicação de carga cíclica.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2 REVISÃO DA LITERATURA

Em 1983, SKALAK ⁸⁶ apresentou uma avaliação biomecânica das próteses sobre implantes. Segundo o autor, um aspecto crítico que pode afetar a longevidade dos implantes é a maneira como os estresses mecânicos são distribuídos do implante para o osso, sendo essencial que nenhuma das estruturas sejam estressadas além de sua capacidade de fadiga a longo-prazo. Em uma situação onde a prótese é suportada por vários implantes, a distribuição das forças atuantes sobre o sistema depende da relativa rigidez dos membros envolvidos assim como de sua distribuição dentro do sistema. Prótese, implantes e osso representam uma estrutura unificada capaz de distribuir as forças que são aplicadas sobre o sistema como um todo. Dessa forma, dependendo do desenho da prótese, a força máxima transferida para qualquer um dos parafusos será sempre menor que a força originalmente aplicada ao sistema. Entretanto, qualquer desalinhamento entre a prótese e o implante é capaz de produzir estresses internos na prótese, implantes e osso podendo levar o sistema à falha precoce frente às forças externas.

Em 1987, COX; ZARB ²⁵ apresentaram uma avaliação longitudinal de 3 anos seguindo o protocolo desenvolvido por Branemark, com o diferencial de ter sido realizado em um centro clínico independente. Foram avaliados 26 pacientes tratados com próteses totais fixas na mandíbula em relação ao nível ósseo, qualidade e quantidade do tecido gengival, índice de placa e de sangramento. Os autores apresentaram uma taxa de sucesso individual dos implantes de 87,5% e 96% para a prótese. Entre as complicações registradas destaca-se o alto número de fraturas das

infra-estruturas, tendo fraturado 12 das 26 infra-estruturas. Para solucionar este problema, os autores apresentam uma modificação no desenho da infra-estrutura e substituição da liga de prata paládio tipo III para tipo IV. Em todo o grupo acompanhado, apenas 2 fraturas de parafusos protéticos foram relatadas tendo sido relacionadas ao desajuste da prótese, a qual foi refeita. Os autores comentam que a falta de adaptação da prótese pode colocar os componentes sob tensão, podendo levar a sua fratura ou à micro-fratura do osso ao redor do implante e, conseqüentemente, à perda óssea.

Em 1988, LEWIS et al ⁶⁷ descreveram uma técnica desenvolvida para a confecção de restaurações implanto-suportadas diretamente sobre o implante, sem utilizar o pilar intermediário. O pilar denominado UCLA em plástico calcinável foi desenvolvido para ser utilizado como matriz de fundição, sendo eliminado juntamente com a cera do enceramento, resultando em pilar fundido a ser fixado diretamente sobre o implante. O pilar plástico foi desenvolvido por uma empresa americana (Attachments International, San Mateo, Califórnia, USA) e apresentava um orifício central para alojar o parafuso em titânio com 45 graus de inclinação em sua cabeça, permitindo que o mesmo fosse aparafusado no interior do implante da mesma forma que os parafusos dos pilares convencionais. O pilar apresentava uma configuração especial na sua porção cervical permitindo a confecção de uma cinta metálica na prótese assim como poderia servir de suporte para a aplicação do material estético. Os autores ainda recomendavam o uso de um dispositivo para o acabamento da porção cervical que se adapta ao implante, assegurando uma melhor adaptação da peça fundida. O pilar UCLA original foi desenvolvido para próteses fixas e, portanto,

apresentava-se sem um sistema de indexação, sendo a sua superfície interna sem um hexágono para se encaixar no hexágono do implante.

No mesmo ano, LEWIS et al ⁶⁷ (1989) publicaram os passos clínicos para a confecção de uma prótese parafusada diretamente sobre o implante utilizando o pilar UCLA. Segundo os autores, o uso deste pilar favorece a estética por permitir a obtenção de um melhor perfil de emergência, além de oferecer uma maior flexibilidade na confecção das próteses, resolvendo problemas de posicionamento inadequado dos implantes e limitado espaço inter-oclusal. Como o pilar UCLA tem a sua porção interna lisa, sem anti-rotacional, os autores recomendaram que a parte interna do pilar também seja encerada criando o mecanismo anti-rotacional necessário em próteses unitárias.

RANGERT; JEMT; JÖRNÉUS ⁷⁹ (1989) apresentaram regras simples para a confecção das próteses sobre implantes. Segundo os autores, o desenho da prótese tem uma influência muito grande na distribuição de cargas nos implantes, sendo necessário conhecer os aspectos mecânicos do sistema para minimizar as falhas. Baseados em considerações teóricas e na experiência clínica com os implantes Branemark, os autores descrevem as forças atuantes no sistema: as forças internas e as forças externas. A pré-carga é a força gerada no momento do aperto dos parafusos e que mantém os componentes unidos. A pré-carga deve ser suficiente para suportar as forças externas ao sistema que podem provocar a separação dos componentes e, em consequência, o afrouxamento dos parafusos. Dessa forma, 2 condições básicas devem ser seguidas para o sucesso do sistema: (1) obtenção de adequada pré-carga e (2) adaptação precisa da prótese. Segundo os autores, a causa

primária do afrouxamento ou fratura dos parafusos é a falta de adaptação das próteses. Em uma condição de boa qualidade óssea, a parte fraca do sistema serão sempre os parafusos de retenção, considerados como o mecanismo de segurança do sistema.

Em 1990, BINON; WEIR; WATANABE ¹³ apresentaram uma avaliação de diferentes sistemas de implantes que alegavam equivalência ao sistemas de implantes Nobelpharma. A avaliação da compatibilidade foi realizada com componentes de 4 sistemas com hexágono externo: Nobelpharma, Core-Vent, Osseodent e 3i. Segundo os autores, do ponto de vista clínico, a adaptação entre componentes do mesmo sistema e de sistemas diferentes pode ser considerada aceitável, exceto para o sistema Osseodent que apresentou desajuste vertical de 62µm na interface intermediário/cilindro de ouro. O menor desajuste vertical foi encontrado para o sistema 3i (32µm) e Nobelpharma (35µm).

Segundo NIZINICK ⁷⁶, a conexão implante/pilar é a chave do sucesso protético. A conexão tipo hexágono interno apresenta maior resistência o que reduz a possibilidade de complicações mecânicas como o afrouxamento ou fratura dos parafusos. Isso decorre do fato da conexão tipo hexágono interno proteger o parafuso através da extensão do pilar que se conecta no interior do implante. Assim, o comprimento maior do hexágono e o encaixe mais íntimo entre os hexágonos permitem que as forças sejam transmitidas às paredes laterais do implante. A análise realizada com o sistema Screw-Vent com hexágono interno com 1,7mm de profundidade e um bisel mostrou que a conexão era estável, mas com variações entre os componentes.

Em 1991, SORENSEN; AVERA; TOMAS⁸⁸, com o objetivo de avaliar a fidelidade nas interfaces de diferentes sistemas, compararam a interface implante/pilar (I/P) e pilar/prótese (P/P) de sistemas de implantes: 3I (grupo 1); Collagen-Osseodent (grupo 2); Collagen-Osseotite (grupo 3) e Nobelpharma (grupo 4). A avaliação na interface I/P foi realizada após a fundição e após a aplicação da porcelana. As avaliações na interface foram realizadas com microscopia óptica em aumento de 200x e os resultados obtidos para as interfaces I/P e P/P foram, respectivamente: grupo (1) 34µm e 48µm; grupo (2) 68µm e 96µm; grupo (3) 65µm e 119µm; grupo (4) 98µm e 78µm, 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.

O uso de ligas de cobalto-cromo nas infra-estruturas de próteses sobre implantes oferece como principal vantagem o seu custo reduzido associado a sua biocompatibilidade, resistência à corrosão, peso, dureza e facilidade de fundição. A sua contração linear é de aproximadamente 2,3%, variando de liga para liga, mas de um modo geral, quanto maior a fundição e mais espessa a infra-estrutura, maior será a contração. No estudo conduzido por HULTERSTRÖM; NILSSON⁴⁵ (1991) com 62 pacientes para avaliar diferentes técnicas para o uso de liga de cobalto-cromo nas infra-estruturas para prótese sobre implantes, foram confeccionadas 67 próteses. Apenas duas próteses eram parciais, as demais eram todas próteses totais. Em todas as próteses foram utilizados cilindros de ouro que foram unidos às infra-estruturas por (1) resina autopolimerizável, (2) solda (parcialmente soldados) mais resina e (3) solda. O período de observação clínica variou de 6 meses a 3 anos. Não

foram observadas reações teciduais ao metal e os casos que apresentaram perda óssea superior a 1,5mm não puderam ser relacionados ao material da infra-estrutura.

Uma análise teórica da fadiga dos parafusos de retenção foi realizada por PATTERSON; JOHNS ⁷⁷ (1992) considerando o sistema Branemark. Para o modelo estudado, os parafusos de retenção teriam um tempo médio de 93 anos, entretanto, ao se aplicar o fator de segurança relativo às diferenças entre análises teóricas e a prática, o tempo de vida dos parafusos é reduzido para 20 anos. Por outro lado, ao se aumentar em 10% o valor da força máxima de tensão estimada para os implantes, o tempo de vida dos parafusos é reduzido para 12 anos. Ao se considerar uma prótese sem adaptação passiva em alguns dos intermediários, onde a rigidez da infra-estrutura impede o contato completo entre os componentes, o parafuso passará a receber toda a carga e o seu tempo de vida será reduzido a semanas. Por outro lado, se ao apertar os parafusos, o desajuste for eliminado, havendo contato entre intermediários e prótese em todas as interfaces, o sistema passará a se comportar como uma conexão com forças excêntricas, ou seja, quanto maior for a força aplicada, mais longo será o tempo de vida do parafuso. Nesta situação, deve-se assegurar que o máximo de aperto seja aplicado aos parafusos de retenção para compensar as irregularidades de superfície e alcançar um maior tempo de vida útil dos mesmos.

Com o objetivo de avaliar a estabilidade dos parafusos em próteses unitárias sobre implantes, JÖRNÉUS; JEMT; CARLSSON ⁵¹ (1992), registraram a máxima força oclusal em 4 pacientes que apresentavam esse tipo de prótese. Os valores registrados (140N a 390N) foram utilizados como base para o cálculo do

torque máximo e das forças atuantes nos parafusos. A máxima força atuando nos parafusos foi calculada como sendo de 21Ncm a 50Ncm. Quatro tipos de parafusos foram avaliados: (1) titânio grau 1 com cabeça cônica, (2) titânio grau 1 com cabeça plana, (3) titânio grau 3 com cabeça plana e (4) ouro com cabeça plana. A força máxima de tensão a que os parafusos estariam sendo submetidos foi calculada como sendo de 400N a 1027N. O desenho da cabeça do parafuso, o material do parafuso e o torque aplicado foram significantes para a determinação da estabilidade dos mesmos. A máxima força oclusal calculada excedeu os valores máximos obtidos de tenacidade dos parafusos de titânio, no entanto, esses valores máximos são raramente encontrados em situações clínicas. Os parafusos de ouro com cabeça plana e torque de 35Ncm foram os que produziram os melhores resultados frente às condições estudadas.

Em 1992, após 4 anos de uso do pilar UCLA, LEWIS; LLAMAS; AVERA⁶⁹ apresentaram resultados obtidos no tratamento de 46 pacientes com 118 pilares, sendo 65 na maxila e 53 na mandíbula. Das próteses confeccionadas, 2 eram barras de overdenture, 2 eram próteses totais fixas tipo protocolo e 46 eram próteses parciais fixas. Todos os cilindros de ouro foram fundidos com ligas de ouro tipo III e ouro-paládio. A taxa de sucesso para 4 anos foi de 95,8%. Três falhas ocorreram em um único paciente e duas falhas ocorreram em um outro paciente; ambos haviam recebido próteses parciais fixas metalo-cerâmicas na região posterior da maxila e as falhas ocorreram dentro de 6 semanas de função, sendo portanto creditadas à falta de osseointegração e não ao tipo de pilar utilizado. Nenhuma fratura de parafuso foi observada.

Em 1993, WEINBERG ¹⁰⁵ discutiu a biomecânica da distribuição das forças em uma prótese sobre implantes. De acordo com o autor, uma prótese sem ajuste passivo pode sobrecarregar os parafusos do sistema causando sua falha ou fratura precoce. Em dentes naturais, a distribuição de forças depende da estrutura rígida entre dente e prótese; nos implantes, a distribuição de forças depende da elasticidade relativa dos parafusos de ouro e da adaptação de todos os componentes. Levando-se em conta que o ligamento periodontal permite micromovimentos na ordem de 500µm e que a parte mais flexível do sistema de implantes permite uma deformação na ordem de 100µm, a distribuição de forças nos implantes e entre os implantes é bem menor que em dentes naturais, e a falta de adaptação entre os componentes pode gerar mais tensão no parafuso do que este está apto a suportar. Em próteses unitárias, a falta de ajuste pode causar falha recorrente nos parafusos e dessa forma, o autor sugere que sejam utilizados componentes tipo UCLA pré-fabricados e não componentes plásticos para fundição, já que estes últimos são tecnicamente mais sensíveis. O autor lista alguns fatores que podem diminuir a sobrecarga dos parafusos: (1) redução da inclinação da área de impacto; (2) redução da mesa oclusal e localização dos contatos oclusais mais próximos dos implantes; (3) melhorar a angulação dos implantes com auxílio de tomografias computadorizadas e guias cirúrgicos e (4) alteração da área de impacto oclusal nos dentes anteriores superiores para próteses unitárias, criando uma fossa na região lingual para melhor direcionar a força no longo eixo do implante.

BREEDING et al ¹⁵ (1993) analisaram o torque necessário para afrouxar os parafusos após a simulação de movimentos intra-orais e forças oclusais de 6kg. Foram avaliados 3 tipos de conexões: um sistema de octógono interno (Calciteck

Integral Omnilock, Calciteck), um sistema de hexágono interno (Bio-Vent Implants, Dentsply) e um sistema de hexágono externo (Minimatic Implants, Minimatic). Os parafusos foram apertados uma vez a 22,6Ncm com um torquímetro e novamente após 10 minutos. Dois minutos depois, o torque necessário para afrouxar os parafusos foi registrado como o valor de destorque imediato. Os parafusos foram novamente apertados, seguindo a mesma seqüência e, após 4 horas e 15 minutos, o torque necessário para afrouxar os parafusos foi novamente obtido, sendo registrado como destorque. Este procedimento foi realizado para verificar a existência de um relaxamento adicional entre os componentes, o que resultaria em um valor de destorque menor. Assim, o destorque inicial foi calculado pela diferença entre o destorque (após 4 horas e 15 minutos) e o destorque imediato. Embora o valor de destorque tenha sido menor após as 4 horas e 15 minutos quando comparado ao destorque imediato, essa diferença não foi significativa. Para o teste 1, as coroas foram cimentadas com resina após o aperto do parafuso. A força de 6kg foi aplicada a uma distância de 1,5mm do longo eixo do parafuso. Cada amostra recebeu carga vertical e lateral por 16.667 ciclos ou 3 horas e 15 minutos ou o equivalente a 1 mês de função mastigatória. Para o teste 2, as amostras receberam um selante (Ceka Bond, Preat, San Mateo, CA) aplicado nas roscas do parafuso do intermediário e o mesmo tipo de forças foi aplicada. Para o teste 3, as 5 amostras que receberam o adesivo foram novamente parafusadas e submetidas a 100.000 ciclos ou 19 horas e 5 minutos, equivalente a 6 meses de função mastigatória. Os resultados não mostraram diferença entre o destorque imediato e o destorque após 4 horas e 15 minutos, assim como não houve diferença entre os componentes de diferentes conexões para o destorque inicial. Para a comparação entre o destorque inicial e o destorque após 1 mês, as amostras do grupo Bio Vent, com ou sem adesivo, apresentaram diferenças

estatísticas, sendo que o destorque de 1 mês das amostras Bio-Vent sem adesivo foi significativamente inferior que o destorque dos demais grupos. Para o teste 3, não houve diferença entre o destorque de 6 meses e destorque inicial, no entanto, para os valores de destorque de 6 meses, as amostras Bio-Vent com o adesivo apresentaram um destorque significativamente inferior às demais amostras.

A necessidade em se obter adaptação passiva em próteses sobre implantes foi confirmada por WASKEWICKZ; OSTROWSKI; PARKS (1994)¹⁰² em um estudo com análise fotoelástica. Os padrões de estresses gerados ao redor dos implantes durante o aperto dos parafusos foram comparados utilizando próteses adaptadas e desadaptadas. Foi utilizado um modelo fotoelástico simulando uma mandíbula com 5 implantes Nobelpharma de hexágono externo e 05 intermediários convencional de 4mm de altura. Sobre esse conjunto foram instalados os cilindros de ouro e, após o torque de 10Ncm nos parafusos protéticos, os cilindros foram unidos entre si com resina autopolimerizável para a confecção da infra-estrutura em liga de ouro-paládio. Após a fundição da infra-estrutura, o desajuste foi avaliado e esta peça foi utilizada para a análise considerando-se o desajuste. A peça desajustada foi posicionada sobre o modelo e parafusada com torque de 10Ncm em 3 seqüências diferentes. Após as análises, a peça foi seccionada e soldada, obtendo-se uma infra-estrutura considerada adaptada. As mesmas análises foram realizadas com essa peça. Os resultados mostraram que para a peça desadaptada formaram-se estresses durante o aperto dos parafusos e estes se concentraram ao redor dos implantes, o mesmo não ocorreu para a peça adaptada. Não houve diferença na seqüência de aperto dos parafusos, mas a maior concentração de estresses foi observada nos implantes distais. Os autores concluíram que forças estáticas são

geradas em uma prótese desajustada e, devido à impossibilidade em se prever a resposta biológica dos implantes frente a essas forças, é recomendável que as peças sejam seccionadas e soldadas com o intuito de se obter uma adaptação o mais passiva possível.

EKFELDT; CARLSSON; BÖRJESSON ²⁹ (1994) realizaram uma avaliação retrospectiva em pacientes tratados com próteses unitárias. O tempo médio de acompanhamento foi de 18 meses (3-46 meses) após a instalação da prótese. A maioria dos implantes foram instalados na região de incisivo superior (72%), sendo 58% das próteses parafusadas e 42% cimentadas. A complicação predominante foi o afrouxamento de parafusos (43%). Em 28 próteses, os parafusos se soltaram uma vez e, em 12, se soltaram 2 ou mais vezes. Dois parafusos foram substituídos por parafusos de ouro e 9 coroas cimentadas permanentemente foram refeitas durante os primeiros 2 anos de função devido ao afrouxamento dos parafusos. Dois casos de fístulas foram observados em conjunto com o afrouxamento dos parafusos de intermediários. Não foi observada perda óssea em 71 dos implantes, e 14 implantes apresentaram perda de 0,6 a 1,8mm de inserção. Um implante apresentou perda de osseointegração.

HEMMINGS; SCHMITT; ZARB ⁴¹ compararam, em 1994, o número de complicações e de tratamentos complementares e controles requeridos por pacientes tratados com próteses totais fixas e removíveis na mandíbula durante um período de 5 anos. Foram acompanhados 25 próteses tipo overdenture suportadas por 68 implantes com uma taxa de sucesso de 92,65% e 25 próteses totais fixas suportadas por 132 implantes com taxa de sucesso de 90,15%. Todas as próteses totais fixas

utilizaram parafusos de ouro. No grupo de overdentures, 23 próteses eram retidas por barras tipo dolder e 2 próteses utilizaram sistema de retenção tipo imã. As próteses tipo overdenture requereram mais consultas para controle no primeiro ano e a partir de então, as próteses fixas requereram mais manutenções à medida que ocorriam complicações. Entre as complicações mais freqüentemente observadas nas próteses fixas incluem: afrouxamento ou fratura dos parafusos de retenção, falha da parte acrílica e inflamação ou hiperplasia do tecidos peri-implantares. Treze overdentures apresentaram fratura ou afrouxamento do clips de retenção e 8 próteses foram reembasadas no período de 5 anos.

Segundo CARLSSON ²¹ (1994), o estresse e tensão resultados de uma prótese com ausência de adaptação passiva é um fator que afeta significativamente a longevidade dos componentes. Uma prótese com adaptação passiva pode ser parafusada sem causar estresses e tensões, porém não existe uma adaptação absolutamente passiva já que todo aperto de parafusos gera uma certa tensão dentro do sistema. 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 com um microscópio de medição. Segundo as características do sistema Branemark, uma desadaptação lateral de 50µ não gera qualquer tensão ao sistema, mas um erro angular de mesma dimensão é capaz de gerar um deslocamento angular no ápice do implante de 200µ para aliviar a tensão gerada nos implantes.

Para KALLUS; BESSING ⁵² (1994), uma prótese fixa sobre implante pode ser considerada estável mesmo com um ou mais parafusos de retenção soltos, o

que poderia resultar em complicações teciduais (fístulas) e até mesmo fratura dos parafusos. Neste trabalho foi realizada uma avaliação dos parafusos em 50 pacientes cujas próteses fixas não haviam sido removidas nos últimos 5 anos. Os achados clínicos foram relacionados com parâmetros como adaptação das próteses, operador e diagnóstico clínico e radiográfico dos implantes. Observou-se que 40% dos parafusos protéticos de ouro com fenda, assim como 10% dos parafusos de ouro com hexágono, apresentavam-se insatisfatórios ou frouxos. Conseqüentemente, 13% das próteses foram consideradas insatisfatórias. Cinco das seis próteses com parafusos extremamente frouxos apresentavam desajustes considerados moderados ou pronunciados, por outro lado, 18% das próteses com parafusos insatisfatórios foram classificadas como próteses sem desajuste ou com leve desajuste. A análise clínica para desajuste foi realizada na interface intermediário/prótese nos dois implantes distais. Apertando-se o parafuso protético mais distal do lado direito, avaliava-se a interface do implante mais distal do lado esquerdo através uma escala de 4 graus: 0= ausência de desajuste visível; 1= pequeno desajuste resultando em clara elevação da prótese e com fenda inferior a 0,5mm; 2=desajuste moderado com fenda de 0,5 a 1,0mm; 3=desajuste pronunciado com fenda claramente superior a 1,0mm. No total, 8 próteses foram classificadas como nível 2 e 4 próteses foram classificadas como nível 3. A análise radiográfica não foi capaz de predizer o afrouxamento dos parafusos ou o nível de desadaptação das próteses. Dessa forma, os autores sugeriram que os pacientes deveriam ser chamados para controle radiográfico após 1 ano, para identificar os “pacientes de risco” e definir um protocolo individual de acompanhamento para esses pacientes. E como não é possível prever quando as próteses apresentarão mobilidade, sugeriram que os parafusos sejam reapertados a cada 5 anos.

Segundo WICKS; DERIJK; WINDELER ¹⁰⁸ (1994), a um torque constante e com certas variáveis controladas, um parafuso deve voltar à mesma posição rotacional final toda vez que for apertado. O trabalho realizado avaliou, numa primeira etapa, a capacidade de reproduzir a posição final do parafuso apertado com 3 diferentes tipos de torquímetros. O melhor aparelho foi o torquímetro eletrônico e este foi utilizado para as outras fases do trabalho. Na fase 2, observou-se que o limite rotacional do parafuso de titânio é significativamente previsível ao nível implante/pilar, mas para os parafusos de ouro (nível pilar/cilindro protético) o mesmo nível de previsibilidade só é obtido após vários ciclos de aperto e desaperto do parafuso. Na fase 3, observou-se que a presença de pequenos desajustes na interface implante/pilar pode ser detectada através do limite rotacional do parafuso, ou seja, não é possível apertar ou rotacionar o parafuso até o seu final se houver desajuste. Dessa forma, os autores sugeriram que a posição final do parafuso (limite rotacional do parafuso) seja anotada e conferida no momento de se avaliar a passividade das próteses.

Uma avaliação das complicações protéticas em pacientes com próteses fixas e removíveis com implantes foi realizada em 16 clínicas na Suécia durante um período de dois meses, tendo sido avaliados pacientes de emergência ou de controles regulares. CARLSON; CARLSSON ²⁰ avaliaram 600 próteses, 47% na maxila e 53% na mandíbula, tendo sido instaladas em sua maioria nos últimos 2 e 3 anos. Oitenta e seis por cento das próteses eram próteses parciais fixas, 8% elementos isolados e apenas 6% eram próteses removíveis. As complicações ocorreram mais freqüentemente nas próteses removíveis e nas próteses maxilares. A complicação mais freqüente estava associada à parte acrílica das próteses com desgaste, fratura

e/ou alterações estéticas. Em 8% das próteses foi observada mobilidade decorrente de falha na osseointegração, afrouxamento dos parafusos de intermediário e/ou parafusos protéticos. Em dois casos foi observado fratura dos parafusos de intermediário (1%). Não houve diferença no tipo de complicações entre os diferentes tipos de próteses, sendo necessário cerca de 1 hora clínica para ajustes das próteses removíveis e fixas totais e cerca de um pouco mais de meia hora para as próteses parciais fixas (34 minutos) e para as próteses unitárias (37 minutos).

Embora a fratura de implantes seja um problema raro, as próteses na região posterior parecem estar mais sujeitas à sobrecarga e vários fatores têm sido sugeridos como responsáveis pelas diferentes condições de cargas observadas em pacientes com próteses parciais fixas posteriores ou próteses totais fixas. Esta análise retrospectiva procurou determinar quais os parâmetros clínicos estavam relacionados com fratura dos implantes. RANGERT et al ⁸⁰ avaliaram 39 pacientes com implantes fraturados. A maioria das falhas (90%), ocorreu na região posterior sendo 54% na região de molares, e apenas 10% na região anterior. Das 39 próteses avaliadas, 77% eram suportadas por 1 ou 2 implantes e 8% por 3 implantes. As demais fraturas ocorreram em próteses totais (4), próteses conectadas a dentes naturais (1) ou suportando uma overdenture (1). Entre os fatores de carga que poderiam estar atuando sobre o sistema, foram observados, em ordem de frequência: 82% situações com implantes dispostos em linha; 69% com presença de um ou mais fatores de cantilever; e 56% dos pacientes apresentavam bruxismo ou forças oclusais excessivas. Registros prévios de problemas mecânicos com os parafusos de retenção foram observados em 59% dos pacientes, sendo 67% em próteses unitárias. Registros de perda óssea ao nível de 3 ou mais roscas antes da fratura foram

observados em 36% dos pacientes, sendo que 62% das próteses unitárias apresentaram esse padrão de perda óssea. A fratura ocorreu ao nível da terceira rosca ou mais apicalmente em 69% dos pacientes. Após a fratura, o nível ósseo estava além da terceira rosca em 92% dos pacientes. Os autores ressaltam que o afrouxamento constante dos parafusos pode representar um sinal de sobrecarga, como aconteceu em 59% das fraturas. Dessa forma é importante reagir aos problemas mecânicos assim como à perda óssea excessiva reduzindo a extensão do cantilever, diminuindo a mesa oclusal assim como a inclinação das cúspides e centralizando os pontos de contato, assim como considerar a instalação de um novo implante para o reforço da restauração. Outro fator considerado pelos autores refere-se à resistência do implante em si. Os implantes são confeccionados em titânio comercialmente puro, um material que apresenta certa ductibilidade e portanto que se deforma. Devido à impossibilidade de aumentar a resistência do material, os autores recomendam que na região posterior, sempre que possível, deve-se optar por implantes de 4mm de diâmetro cuja resistência à fadiga é 30% maior que dos implantes de 3,75mm.

DIXON et al ²⁶ (1995) conduziram um trabalho comparativo com 3 sistemas de implantes. O objetivo deste estudo foi (1) desenvolver um sistema de testes que permitisse um melhor controle dos níveis de força gerados no complexo implante/pilar/coróa; (2) medir e registrar os movimentos entre pilar/coróa durante a aplicação da força; (3) simular o tecido ósseo ao redor dos implantes durante os testes de uma forma mais precisa, e (4) usar estas condições para comparar 3 sistemas de implantes previamente investigados com um novo sistema de intermediários angulados disponível no mercado. Foram utilizados 10 implantes de hexágono

externo (Minimatic); 10 implantes de hexágono interno (Spectra-System) e 10 implantes de octógono interno (Calciteck Omniloc). Para cada sistema foram utilizados 05 pilares retos e 05 pilares angulados, sendo 25° a angulação para os sistemas Minimatic e Omniloc e 30° para o sistema Spectra. Os implantes foram incluídos em uma resina fotopolimerizável com módulo de elasticidade de 10,5 Gpa (TruTray, Dentsply) para simular as condições orais. Foram confeccionadas coroas em metal básico (Rexillum III) na forma de um pré-molar com uma inclinação de 25° na porção disto-vestibular do dente. Os parafusos foram apertados com auxílio de torquímetro a 30Ncm e as coroas foram cimentadas. A ponta ativa da máquina de carga cíclica aplicava uma carga constante de 2,73kg (6lb ou 26,69N) com um sistema pneumático a uma distância de 2,5 mm do centro do implante. A máquina foi regulada para desenvolver 16.667 ciclos a 60 rpm. Após a aplicação de carga, o torque necessário para afrouxar os parafusos foi registrado. Os resultados não foram diferentes para os intermediários retos e angulados em relação à rotação, deflexão e destorque.

Um estudo retrospectivo realizado por BECKER; BECKER ⁴, avaliou 24 implantes instalados para a reposição de molares superiores e inferiores em 22 pacientes durante um tempo médio de 24 meses. A taxa de sucesso cumulativo para o grupo foi de 95,7%. Todos os 24 implantes foram restaurados por 7 dentistas treinados no sistema de implantes utilizado. Vinte implantes foram colocados entre dentes naturais e sete eram os últimos da arcada. Foram utilizadas próteses parafusadas fundidas sobre cilindros de ouro. No total, a taxa de afrouxamento de parafusos atingiu 38%, sendo que alguns casos apresentaram afrouxamento de parafusos mais de uma vez. Um parafuso fraturou. As altas taxas de sucesso foram

atribuídas à qualidade e quantidade óssea dos pacientes, assim como ao comprimento dos implantes utilizados. Além disso, pacientes com bruxismo não foram incluídos na análise.

No mesmo ano, HAAS et al ³⁷ (1995) apresentaram uma avaliação de 6 anos utilizando implantes Branemark restaurados com intermediários tipo CeraOne e Single Tooth. Foram acompanhados 72 implantes com restaurações unitárias. A taxa de sobrevivência obtida foi de 96,3 % e a complicação mais comum foi o afrouxamento dos parafusos de intermediário que ocorreu em 12 coroas. Os autores salientam que esse problema diminuiu com o uso do torquímetro e com a introdução dos parafusos de ouro do intermediário Ceraone, mas mesmo assim, o afrouxamento dos parafusos ainda é um problema principalmente na área de molares inferiores. Em todos os casos, observou-se uma relação coroa/implante maior que 1:1, contatos apenas na máxima intercuspidação e, nos casos de caninos, estabeleceu-se uma função em grupo. Outro problema observado foi a ocorrência de recessão gengival vestibular, trazendo um resultado estético desfavorável pela exposição da base da coroa em 3 casos.

Utilizando medidas de alongamento, HAACK et al ³⁶ (1995) avaliaram os parafusos de retenção para o pilar tipo UCLA, assim como determinaram o torque máximo a que o parafuso pode ser submetido sem que ocorra a sua deformação plástica. Para medir o comprimento dos parafusos, a parte coronal do pilar e a parte apical do implante foram removidas, expondo metade da cabeça do parafuso e 3 roscas. Utilizaram pilares UCLA em ouro (3i), implantes de titânio (Nobelbiocare) e parafusos de retenção de ouro e titânio (3i). O alongamento dos parafusos foi medido

com um micrômetro digital. Cada parafuso de ouro foi medido antes da aplicação do torque, após torque de 5Ncm e a cada incremento de 2Ncm de torque a partir de 10Ncm até 32Ncm. Similarmente, os parafusos de titânio foram medidos antes e após torque de 4Ncm e a cada incremento de 2Ncm de torque a partir de 8Ncm até 20Ncm. O destorque foi medido apenas após o torque máximo (32Ncm e 20 Ncm). Este procedimento foi realizado 5 vezes para cada um dos 10 parafusos no mesmo implante. Os valores obtidos para o alongamento dos parafusos foram utilizados para o cálculo da força e do estresse aplicado sobre os mesmos. Os estresses calculados para os parafusos de ouro e titânio no torque máximo estavam abaixo de 60% da sua força de resistência. Considerando a força de resistência para o parafuso de ouro ($565,4 \text{ MN/m}^2$), àquele com alongamento apresentou estresses correspondentes a 57,5% da sua força de resistência. Para os parafusos de titânio, o valor máximo de estresse apresentado foi correspondente a 46,5% da força de resistência, indicando que ambos suportariam um torque adicional. O valor médio de pré-carga para os parafusos de ouro foi de 468,2N e 381,5N para os parafusos de titânio. O destorque como porcentagem do torque aplicado variou de 70% a 80% para os parafusos de titânio. Houve uma diferença estatística entre o primeiro registro de destorque e os registros subsequentes para os parafusos de titânio, essa diferença não foi observada para os parafusos de ouro.

Para avaliar os parafusos da conexão protética, JAARDA; RAZZOOG; GRATTON ⁴⁶ (1995) utilizaram parafusos protéticos de 5 sistemas de implantes considerados compatíveis: (1) 3I, ouro; (2) Implamed, ouro; (3) Nobelbiocare, ouro; (4) 3i, titânio; (5) Implant Support Systems, titânio. Foram avaliados 5 parafusos de cada grupo nos seguintes parâmetros: (1) diâmetro da cabeça do parafuso; (2) comprimento

do parafuso; (3) passo da rosca; (4) diâmetro da rosca; (5) diâmetro do pescoço; (6) comprimento do pescoço; (7) largura da crista da rosca; (8) largura do fundo da rosca. Cada parafuso foi analisado utilizando um microscópio eletrônico de varredura, com precisão de 0,01%. Os autores concluíram que os sistemas apresentaram diferenças significantes quando comparados ao grupo 3 (Nobelbiocare, ouro), considerado o controle positivo, e que, dessa forma, os valores recomendados pela empresa Nobelbiocare para o aperto de seus parafusos não podem ser considerados corretos para todos os tipos de parafusos, já que os valores de torque dos parafusos dependem do desenho do mesmo.

KANO et al ⁵³ (1995) avaliaram o desajuste vertical de infra-estruturas fundidas a partir do cilindro protético calcinável (3I) e compararam com os cilindros de ouro da empresa Nobelpharma. Os cilindros plásticos foram fundidos utilizando diferentes tipos de ligas e não foram submetidos a nenhum tipo de acabamento ou polimento. A análise do desajuste vertical foi feita em microscópio óptico na interface intermediário/cilindro protético, sendo utilizados parafusos de ouro e torque de 10Ncm. Os resultados obtidos foram 117µm para o cilindro de ouro Nobelpharma; 132 µm para as fundições em pors-on 4; 135µm para o cilindro calcinável antes da fundição; 156µm para fundição em NiCr e 224µm para a fundição com a liga Palliag M.

SUTHERLAND; LONEY; SYED ⁹¹ (1995) avaliaram a desadaptação de coroas puras de porcelana cimentadas nos intermediários. Foi utilizado um microscópio equipado com uma câmara de vídeo ligada a um computador com precisão de 1µm e foram feitas medidas em quatro faces de cada corpo de prova. A média do desajuste foi de 99µm para a coifa cerâmica, 117µm para as coroas antes

da cimentação e 168,8µm para as coroas cimentadas com fosfato de zinco. Os autores ressaltaram que parte desse desajuste foi devido à borda dos intermediários que apresentava uma altura média de 52µm, além disso, algumas coifas cerâmicas apresentavam irregularidades em sua superfície o que pode ter impedido o assentamento completo da peça.

A compatibilidade dos sistemas de implantes também foi avaliada por BINON ⁵ em 1995 com 13 marcas comerciais de implantes com hexágono externo em uma análise intra e entre-sistemas. Foram realizadas medidas do diâmetro coronal dos componentes e dos implantes, diâmetro do corpo dos implantes, altura e largura do hexágono, assim como a medida da superfície plana do hexágono, tanto dos pilares como dos implantes. A análise da rotação entre o hexágono do implante e o hexágono do intermediário foi feita com um dispositivo de medidas angulares. A partir de todas as medidas obteve-se um índice composto para cada um dos sistemas com o objetivo de avaliar a variabilidade e precisão de fabricação das empresas. A compatibilidade entre os sistemas de implantes também foi avaliada através da liberdade rotacional entre os hexágonos. A menor rotação implante/intermediário foi registrada para Crossmark (4°); 3I (4,6°) e Implamed (5°). A menor rotação implante/intermediário entre sistemas foi observada para Nobelpharma/Implamed (3,5°); Implant Support Systems/Implamed (4,2°); 3i/Implamed (4,5°) e Nobelpharma/3I (4,9°). Os resultados obtidos mostraram que as especificações dos fabricantes variam consideravelmente, embora alguns sistemas disponíveis apresentem excelente precisão e reprodutibilidade, assim como alta precisão na usinagem de seus componentes.

No ano seguinte, dando continuidade a essa linha de pesquisa, BINON ⁷ (1996) avaliou três sistemas de implantes tipo hexágono externo em relação às tolerâncias de usinagem e adaptação. Implantes, pilares e análogos de implantes tiveram o diâmetro coronal, largura do hexágono, liberdade rotacional e resistência à torção analisados. As medidas do diâmetro coronal e da largura do hexágono foram realizadas com um paquímetro digital e um microscópio. A liberdade rotacional foi medida com um dispositivo para medidas angulares com precisão de 0,25µm. Para o teste de resistência à torção, utilizou-se um torquímetro com precisão de 5%, sendo o parafuso apertado até a falha do mesmo. O desajuste rotacional encontrado variou de 1,6° a 5,3°. Os resultados mostraram que os sistemas avaliados apresentavam melhor tolerância de usinagem que sistemas previamente avaliados e as diferenças entre os implantes e os análogos também foram menores. Para o teste de torção, as falhas ocorreram a 98,8Ncm até 175,8Ncm. Segundo o autor, hexágonos com baixa resistência à torção são mais susceptíveis a deformações no momento da cirurgia de instalação ou mesmo quando submetidos às cargas funcionais. Os valores mínimos de resistência à torção não foram definidos e dependem do material, do desenho do hexágono assim como da liberdade rotacional entre os hexágonos do implante e do intermediário.

Em uma outra etapa, BINON ⁶ (1996) desenvolveu uma linha de pesquisa para determinar a influência da liberdade rotacional entre o hexágono do intermediário e o hexágono do implante na estabilidade do parafuso de conexão. Para isso, uma série de intermediários com dimensão crescente do hexágono interno foram submetidos à carga de 133N a uma frequência de 1150 ciclos por minuto até a falha da conexão, a qual foi determinada pelo afrouxamento do parafuso. Para o

estudo foram confeccionados 50 intermediários tipo UCLA em forma cônica com 8mm de altura e 8mm de diâmetro na sua porção mais superior. Cinco grupos de 10 intermediários foram confeccionados com medida do hexágono interno com variações crescentes. A liberdade rotacional de cada grupo foi verificada antes da aplicação de carga. Após a análise da liberdade rotacional, os intermediários foram parafusados com parafusos confeccionados com ligas de titânio grau 3 a um torque de 30Ncm utilizando um torquímetro. As amostras foram então fixadas na máquina de ensaios especialmente desenvolvida para o teste e submetidas à carga cíclica até a falha da conexão. Os resultados mostraram que existe uma correlação direta entre a liberdade rotacional e o afrouxamento dos parafusos. Quanto menor a liberdade rotacional, mais resistente é a conexão e menor é a probabilidade de afrouxamento dos parafusos. Os grupos com desajuste rotacional inferior a dois graus apresentaram uma maior resistência ao afrouxamento (média de 6,7 milhões de ciclos), cerca de 26% maior que a resistência apresentada pelos grupos com desajuste rotacional superior a dois graus. Além disso, os sete grupos com liberdade rotacional maior que 5° apresentaram um comportamento semelhante, com falha dos parafusos ocorrendo entre 2,5 e 1,1 milhões de ciclos, ou seja, uma redução de 63% quando comparado ao grupo com menor liberdade rotacional. O autor concluiu que a presença do hexágono aumenta significativamente a resistência ao afrouxamento dos parafusos e que a eliminação do desajuste rotacional resultou em uma conexão mais rígida e mais resistente ao afrouxamento.

Através da metodologia desenvolvida para análise da estabilidade das conexões, BINON ⁸ (1996) avaliou um sistema de implantes distribuído no mercado norte-americano que apresentava uma conexão única, conhecida como *Spline*, com

encaixes intercalados do tipo canaletas e que pode ser caracterizado como uma conexão com ajuste localizado. Ela é utilizada quando se deseja o fácil encaixe entre as peças e também quando há a necessidade de utilizar um torque muito alto, além de permitir que a indexação seja facilmente realizada, permitindo mudanças nas posições angulares. As propriedades físicas, mecânicas e as características clínicas deste sistema foram avaliadas através dos testes de torção, compressão e rotação. O teste de torção permitiu verificar a resistência do tipo de conexão e o valor médio obtido foi de 219,3Ncm, com falha ocorrendo nos pilares e nos parafusos, enquanto os implantes permaneceram intactos. Esse valor excedeu os valores obtidos para conexões tipo hexágono externo em 17,1% a 82,9%. As amostras foram submetidas à carga cíclica de 200N, com frequência de 1150 ciclos/minuto. A força de tensão a que o parafuso do intermediário estava sendo submetido foi calculada como sendo 82,5N. Dos 10 corpos de prova, 8 atingiram 10 milhões de ciclos. Um corpo de prova apresentou falha na montagem do corpo de prova aos 6,1 milhões de ciclos, não apresentando portanto mobilidade do intermediário. Uma amostra falhou aos 9,4 milhões de ciclo por afrouxamento do parafuso, o torque residual foi registrado como 4,2Ncm. Após a aplicação de carga dinâmica, 9 amostras estavam intactas, com uma leve evidência de desgaste nos pilares, mas sem distorção dos implantes e o torque residual das amostras foi de 15,1 Ncm. Para o teste de compressão estática, os parafusos de retenção foram apertados a 30Ncm, e as amostras receberam carga com inclinação de 30° por meio de uma máquina de ensaios universal tipo Instron. A força média máxima que resultou em falha compressiva do componente foi de 3.467 N. O modo de falha foi consistente para todas as amostras, havendo uma distorção progressiva da conexão implante/intermediário até a fratura de uma das conexões tipo spline. Os valores obtidos foram muito superiores às forças observadas clinicamente e

3 a 5 vezes maiores que os valores obtidos para conexões tipo hexágono interno e externo, assim como octógono interno. Todos os parafusos estavam intactos. Para o teste rotacional, o mesmo dispositivo de medidas angulares desenvolvido pelo autor e previamente descrito foi utilizado. O valor médio para o desajuste rotacional foi de $0,12^\circ$. Um desajuste médio de $0,267^\circ$ foi obtido quando o microscópio óptico foi utilizado para medir o desajuste rotacional. O maior desajuste rotacional foi de $0,267^\circ$. O valor médio para o desajuste marginal vertical avaliado com eletromicrografias foi de 10 a $15\mu\text{m}$. Frente aos resultados obtidos, o autor concluiu que a conexão tipo Spline é forte e estável, resistindo ao afrouxamento dos parafusos.

Uma avaliação prospectiva de 5 anos foi realizada por HENRY et al ⁴² (1996) com 107 implantes. Após a perda de 3 implantes no primeiro ano e de 17 pacientes que não compareceram nos exames de acompanhamento, os 86 implantes acompanhados apresentaram uma taxa de sucesso cumulativa no período de 5 anos de 96,6% na maxila e 100% na mandíbula. Os índices de placa e de gengivite se mostraram adequados e semelhantes aos dentes naturais e a perda óssea marginal não excedeu 1mm. A complicação mais freqüente continuou sendo o afrouxamento dos parafusos de intermediário, como também foi registrado no estudo de 1 e 3 anos, embora uma tendência à estabilização em função do tempo tenha sido observada. Na avaliação de 3, 4 e 5 anos, foram registrados 28 reaperto de parafusos, troca de 13 parafusos de titânio por parafusos de ouro e uma fratura de parafuso de intermediário nos 86 implantes acompanhados. O uso do componente tipo CeraOne com parafusos de ouro e de torque de 32 Ncm com o uso de torquímetro também ajudou a reduzir essas taxas.

BALSHI et al ³ (1996) apresentaram uma avaliação de 3 anos comparando a utilização de 1 e 2 implantes na reposição de um molar. O grupo 1 foi composto de 22 pacientes tratados com um único implante e o grupo 2 possuía 25 pacientes que receberam 2 implantes. Um implante foi perdido no primeiro ano de função e, entre o segundo e terceiro ano, 100% dos implantes continuaram estáveis, resultando em uma taxa de sucesso cumulativo de 99% para os 3 anos. A perda óssea marginal entre o primeiro e o terceiro ano foi de 0,1mm para o grupo de um implante e de 0,24mm para o grupo de 2 implantes, sendo estatisticamente diferente. Os autores acreditaram que a maior perda óssea no grupo 2 possa ser atribuída à dificuldade de acesso para higienização no espaço entre os implantes, embora as observações clínicas e o índice de sangramento não tenham contribuído com essa afirmação. No total, 48% das próteses no grupo 1 apresentaram fratura ou afrouxamento dos parafusos e apenas 8% no grupo 2. O problema de afrouxamento foi mais freqüente no intermediário Interlocking Standard, que apresentou 5 episódios de afrouxamento nos 3 intermediários. Um dos 2 pilares UCLA e um dos 8 pilares Single-tooth também apresentaram afrouxamento, mas todos os 8 intermediários CeraOne permaneceram estáveis. Os autores ressaltaram que esses resultados claramente demonstram o potencial de problemas associados ao afrouxamento dos parafusos em próteses unitárias quando é utilizado intermediário desenvolvido para próteses fixas como é o caso do Interlocking Standard, assim como confirma o melhor desempenho dos intermediários CeraOne especialmente desenvolvido para elementos isolados. Os autores ressaltaram ainda que o afrouxamento dos parafusos pode ser um indicativo de sobrecarga e que ao aumentar a resistência da conexão pode-se induzir mais estresses à interface implante/osso, assim, o conceito de utilizar 2 implantes na reposição de 1 molar parece ser biomecanicamente mais vantajoso, não

apenas por diminuir o número de problemas mecânicos, mas por reduzir os estresses na interface.

A preocupação com a adaptação marginal das próteses sobre implantes também foi discutida e analisada para as próteses cimentadas em 1996 por SUTHERLAND; LONEY; JAROTSKIC ⁹⁰ que avaliaram diferentes tipos de infra-estruturas protéticas para o pilar CeraOne antes e depois de cimentados. O desajuste marginal foi avaliado em 4 locais (0, 90, 180 e 270 graus) ao redor da circunferência do intermediário com uma câmera de vídeo e um microscópio conectado a um computador. O desajuste vertical foi medido na intersecção entre uma linha estabelecida ao longo da parede axial e da borda inferior da infra-estrutura e da parte superior do bisel do pilar. Quinze corpos de prova compuseram cada um dos grupos e o desajuste vertical médio encontrado para cada grupo foi de 20,43µm para infra-estruturas cerâmicas (grupo controle), 18,29µm para infra-estruturas cerâmicas submetidas a uma queima de porcelana, 28,10µm para infra-estruturas cerâmicas simulando uma coroa cerâmica antes da cimentação e 65,93µm para depois de cimentadas com cimento fosfato de zinco com pressão manual de 70,6 N. O procedimento de cimentação resultou em um aumento significativo no desajuste marginal. Os autores lembram que os componentes utilizados foram componentes redesenhados pelo fabricante e apresentaram uma melhora de cerca de 100µm na discrepância marginal em relação a resultados anteriores.

CARR; BRUNSKI; HURLEY ²² (1996) avaliaram a pré-carga obtida com cilindros de ouro (controle) e com infra-estruturas metálicas obtidas a partir de cilindro de ouro e de cilindros plásticos. A influência do acabamento e polimento realizado

nas infra-estruturas também foi avaliada. A pré-carga foi obtida com 3 sensores colados ao redor de um pilar convencional (Nobelbiocare) quando o parafuso era apertado a 10Ncm utilizando-se um torquímetro. Foram realizadas 15 medidas e um parafuso de ouro foi utilizado para cada cilindro avaliado. A maior pré-carga foi obtida para o grupo controle (321 N). As infra-estruturas metálicas obtidas a partir dos cilindros de ouro usinados apresentaram pré-carga de 313N a 277 N (cilindros Nobelbiocare) e 227N (cilindros 3i), e de 245N a 180N para as infra-estruturas metálicas obtidas a partir dos cilindros plásticos. O acabamento utilizando apenas o retificador e o acabamento com retificador mais o polimento com pastas abrasivas trouxeram melhora significativa na pré-carga nos cilindros metálicos obtidos a partir dos cilindros plásticos. A pré-carga obtida com cilindros metálicos da empresa Nobelbiocare foi significativamente superior à pré-carga obtida com os cilindros da empresa 3i. O procedimento de fundição, independente do cilindro utilizado (plástico ou metálico) resultou em pré-carga inferior ao grupo controle.

No mesmo ano, CARR; GERARD; LARSEN ²³ (1996) avaliaram, em um estudo preliminar, a resposta óssea ao redor de implantes colocados na mandíbula de macacos cujas próteses apresentavam 2 níveis de desajuste: 38µm (grupo com ajuste) e 345µm (grupo com desajuste). As próteses foram submetidas a esforços mastigatórios e as análises foram realizadas 24 e 48 horas e 1, 2, 3 e 4 semanas após a instalação das próteses. A resposta óssea foi avaliada como a porcentagem de integração implante/osso e a porcentagem de área óssea ao redor de 3mm da superfície do implante. Não foram encontradas diferenças entre os tempos de análise. Também não foi encontrada diferença na resposta óssea entre os diferentes níveis de desajuste. Os autores alertaram que o estudo não reproduz as condições clínicas,

onde as cargas oclusais funcionais somam-se às forças geradas pelo desajuste e, dessa forma, não é possível afirmar que o desajuste estudado não altera a osseointegração.

AVIVI-ARBER; ZARB ² (1996) avaliaram 38 pacientes com 45 implantes tratados com próteses unitárias em diferentes regiões, num período de 1 a 8 anos após a aplicação de carga. Os resultados da análise radiográfica compreendem os achados dos 37 implantes que foram acompanhados durante todo o período. Durante o primeiro ano de função, a média de perda óssea para todos os implantes foi de 0,03mm na mesial e 0,11mm da distal. No entanto, em nove implantes a perda óssea foi maior que 0,2mm, sendo que apenas 2 implantes apresentaram perda óssea progressiva. Entre as complicações relatadas após a aplicação de carga destacam-se: fístula (3), inflamação (8) e recessão gengival vestibular (2). A complicação mecânica mais comum foi o afrouxamento do parafuso do intermediário ou da coroa, mais freqüente nos parafusos de titânio, sendo que este problema foi eliminado quando os parafusos foram substituídos por parafusos de ouro conjuntamente com o uso do aparelho de torque. Dois parafusos de intermediários fraturaram em dois pacientes com história de afrouxamento recorrente de parafusos.

JEMT; BOOK ⁴⁸ (1996) realizaram um estudo clínico para correlacionar o desajuste marginal com as mudanças no nível ósseo em implantes colocados na maxila. Foi realizada uma análise prospectiva correlacionando a perda óssea marginal durante o primeiro ano de função e a adaptação das próteses no momento de sua instalação e uma análise retrospectiva, pela comparação da perda óssea marginal com a adaptação das próteses após 5 anos da instalação do intermediário. Todos os

pacientes foram tratados com implantes Nobelbiocare na maxila, tendo sido determinada a qualidade e quantidade óssea no momento da cirurgia. O grupo de pacientes avaliados prospectivamente apresentava 48 implantes de diâmetro regular, sendo que 4 implantes foram perdidos na instalação do intermediário. As próteses fixas foram fundidas em monobloco usando ouro tipo III e a avaliação da adaptação foi realizada com os parafusos apertados até a primeira resistência e depois a um torque de 10-15Ncm. O outro grupo de pacientes continha 39 implantes e apenas 1 implante foi perdido no período de acompanhamento. As próteses fixas foram removidas após 5 anos da segunda cirurgia para análise da adaptação. A avaliação da adaptação dos cilindros de ouro utilizados nas próteses fixas foi realizada em três dimensões em relação ao intermediário convencional através da técnica fotogramétrica. A técnica utiliza uma câmera fotográfica com 2 espelhos paralelos localizados na frente da lente. As fotografias da prótese e dos intermediários são analisados com um estereoscópico que permite medidas em três dimensões a partir do centro dos cilindros. Para cada prótese, as fotografias dos intermediários e da prótese eram sobrepostas no computador e analisadas através da orientação do ponto central comparando as diferenças nas posições determinadas (x, y e z), assim como da orientação angular dos cilindros. No geral, esta técnica apresenta uma média de 12µm de erro para a localização do ponto central e de 14µm para a análise angular. A avaliação do nível ósseo foi feita através dos exames radiográficos realizados no momento da instalação da prótese e após 1 ano de função para o grupo de 1 ano e após 4 anos para o grupo de 5 anos. O nível ósseo marginal foi avaliado na medida mais próxima de 0,3mm em relação ao ponto de referência na distal e mesial de cada implante. Os resultados mostraram um nível de distorção máxima de 275µm para ambos os grupos. A perda óssea marginal observada para os dois grupos foi de

0,5mm após 1 ano e 0,2mm para o grupo de 5 anos, com perda óssea máxima de 2,9mm. Não foi possível correlacionar o nível de perda óssea com o padrão de adaptação das próteses avaliadas. Os autores observaram que ambos os grupos apresentaram o mesmo padrão de distorção protética e, embora a distorção no grupo de 5 anos se apresentasse ligeiramente menor que no grupo de 1 ano, os autores não acreditam que seja decorrente de deformações plásticas ocorridas no tecido ósseo como forma de acomodação ao desajuste ou deformação plástica dos componentes.

MAY et al ⁷² (1997) avaliaram a capacidade do equipamento Periotest em identificar a presença de desajuste marginal na interface implante/pilar em uma situação clínica. O Valor Periotest representa uma medida quantitativa que identifica o grau de movimento de um objeto avaliado com estímulos de percussão. Desajustes de 25,4µm, 50,8µm e 101,6µm foram introduzidos na interface implante/pilar e pilar/prótese com o uso de sensores. O Valor Periotest aumentou quando os desajustes foram incorporados, no entanto, houve um aumento negativo na interface I/P. Esse aumento na negatividade do Valor Periotest sugere que a presença do desajuste provocou uma maior estabilidade na interface. Na interface pilar/prótese, o aumento positivo foi estatisticamente significativo quando comparado aos valores obtidos sem o desajuste, indicando que o desajuste gerou uma maior instabilidade na interface. O estudo confirmou a capacidade do equipamento Periotest em quantificar a adaptação nas interfaces estudadas.

SCHULTE; COFFEY ⁸⁵ conduziram um estudo em 1997 para avaliar a capacidade de retenção dos parafusos de 9 sistemas de implante. Foram testadas 3 amostras de cada sistema. Os parafusos de retenção foram apertados a 30Ncm

usando um torquímetro digital. O destorque foi registrado 3 vezes para cada amostra após 10 minutos, 20 minutos e 24 horas após o torque. Não houve diferença no destorque em relação ao tempo de espera ou em relação ao número de repetições. O destorque foi inferior ao torque aplicado e variou de 80% a 93% para todos os grupos estudados. Houve uma diferença significativa entre os sistemas estudados para os parafusos dos pilares, mas não para os parafusos protéticos. O destorque foi significativamente maior para os parafusos dos pilares que para os parafusos protéticos. Os resultados sugeriram que uma máxima retenção pode ser obtida quando for selecionado um sistema com 30 Ncm e que permita eliminar o parafuso protético.

Considerando-se que o tipo de conexão protética, mais precisamente a profundidade da conexão, pode influenciar a resistência ao dobramento de um sistema de implante, MÖLLERSTEN; LOCKOWANDT; LINDÉN ⁷⁵ (1997) avaliaram sete sistemas de implantes, com diferentes profundidades de conexão: Astra Tech – 2,2mm (Astra), ITI Bonefit-2,3mm (ITI), Frialit-2 – 5,5mm (Friatec), Implamed – 0,8mm (Implamed), Nobelpharma Estheticone – 0,6mm (Nobelpharma), IMZ titanium abutment – 6,0mm (Friedrichsfeld) e IMZ connector – 1,0mm (Friedrichsfeld). Dez implantes e 10 pilares foram utilizados para cada sistema e coroas metálicas foram confeccionadas em ouro tipo III e parafusadas, exceto para os sistemas IMZ titanium abutment e Frialit-2, cujas coroas foram cimentadas com resina. Cada corpo de prova recebeu carga compressiva (frequência de 0,1mm/segundo), perpendicular ao longo eixo e a uma distância de 6mm da margem da coroa. Todos os parafusos foram apertados manualmente a um torque calculado de 8,8Ncm (DP = 1,3Ncm) para os parafusos de 1,4mm de diâmetro e 13,1Ncm (DP=1,6Ncm) para os parafusos de

3,0mm de diâmetro. Os resultados mostraram uma correlação entre a profundidade da conexão e a força necessária para causar falha da conexão, de forma que conexões mais profundas são mais resistentes. A maioria das falhas ocorreu na interface pilar/prótese, exceto para o sistema Nobelpharma (Estheticone) e 3 corpos de provas do sistema ITI Bonefit. A maior resistência ao dobramento foi registrada para o sistema IMZ titanium abutment (693 N) com a maior profundidade de conexão (6,0mm). A menor resistência foi registrada pelo sistema Nobelpharma (138N) com a menor profundidade de conexão (0,6mm).

JANSEN; CONRADS; RICHTER ⁴⁷ (1997) avaliaram a infiltração bacteriana na interface implante/pilar e o desajuste marginal em implantes com diferentes tipos de conexão protética: plana e cônica. Dez amostras de cada grupo foram utilizadas para o experimento bacteriano e 1 amostra de cada grupo para a análise do desajuste marginal. Para a análise da infiltração bacteriana, a parte interna dos implantes, previamente esterilizados, foi inoculada com 0,5µL de uma suspensão de *Escherichia coli*, bactérias gram-negativas, móveis e facultativamente anaeróbicas medindo 1,1 a 1,5µm de diâmetro e 2 a 6µm de comprimento. Após a inoculação, o pilar era parafusado ao implante e a amostra colocada em um tubo contendo uma solução nutriente e armazenada a 37°C. A amostra era posicionada no tubo de tal forma que o nível da solução nutriente ficasse apenas alguns milímetros acima da interface a ser testada. A infiltração bacteriana foi avaliada pela presença de *E coli* na solução nutriente externamente ao implante, o que ocorreu para todos os grupos. Um desajuste menor que 10µm foi observado em todas as amostras com valor médio para todos os sistemas inferior a 5µm.

A tolerância de usinagem entre os componentes protéticos foi avaliada pelo desajuste horizontal por MA; NICHOLLS; RUBENSTEIN ⁷⁰ (1997). Foram utilizados componentes protéticos do sistema Nobelbiocare tanto da primeira como da segunda geração. A avaliação marginal foi realizada nas interfaces: (1) transferente/pilar; (2) transferente/réplica; (3) cilindro de ouro/réplica e (4) cilindro de ouro/pilar. As medidas foram realizadas em uma máquina de medidas coordenadas que permite o posicionamento da sonda medidora em qualquer localização nos eixos x, y e z, com precisão de 1 μ m. Para as medidas do deslocamento horizontal, o cilindro de ouro era posicionado e deslocado manualmente para uma posição mais distal (y) e então parafusado. Registrava-se o centro dos componentes e a distância entre eles (d1). O cilindro de ouro era então solto e deslocado em direção oposta, permitindo o registro da distância d2 a partir da nova posição obtida. A soma das distâncias d1 e d2 resultou na medida de deslocamento horizontal no eixo y. O mesmo procedimento foi realizado para obtenção do deslocamento no eixo x (d3 e d4). A soma de todos os deslocamentos (d1, d2, d3 e d4) resultou no deslocamento total existente entre os componentes. Os resultados médios foram: (1) 31,9 μ m; (2) 51,7 μ m; (3) 37,1 μ m e (4) 23,1 μ m para os componentes de segunda geração, cujos resultados foram estatisticamente melhores que os obtidos para os componentes de primeira geração, indicando uma tendência de maior controle de usinagem por parte dos fabricantes e comprovando que a tolerância de usinagem é inerente ao processo de fabricação dos componentes, podendo ser responsável por parte dos desajustes horizontais obtidos nos trabalhos protéticos e, dessa forma, deveriam ser incluídos nos trabalhos que utilizam o desajuste como forma de avaliação.

Com o objetivo de determinar a infiltração bacteriana através da interface protética e do parafuso de retenção implantes HA-Ti com pilares de titânio e coroas pré-fabricadas parafusadas lateralmente foram avaliados em 3 grupos que diferiam em relação à espessura e estrutura da camada de óxido de titânio do pilar de titânio. GUINDY et al ³⁴ (1998) avaliaram a infiltração bacteriana nos dois sentidos: de dentro do implante para a superfície e da superfície externa para o interior do implante. Em todos os espécimes houve infiltração bacteriana após 120 horas de incubação, tanto pela interface implante/pilar como pelo parafuso lateral de retenção da coroa, independente do tipo de pilar. No entanto, o principal caminho para a penetração bacteriana foi através do parafuso de retenção lateral, sendo que resultados anteriores demonstraram a presença de um desajuste marginal na interface implante/pilar inferior a 4µm.

Uma avaliação prospectiva de multicentro com acompanhamento de 5 anos foi realizada com implantes unitários restaurados com pilar CeraOne por SCHELLER et al ⁸⁴ em 1998. A taxa de sucesso cumulativa foi de 95,9% para os implantes e de 91,1% para as coroas. Das 97 coroas cimentadas, 16 eram coroas metalo-cerâmicas e 81 eram coroas de cerâmica pura, sendo 69 cimentadas com fosfato de zinco, 5 com cimento de ionômero de vidro e 22 com cimento provisório. Apenas 65 coroas foram acompanhadas durante todo o período de 5 anos. Neste período, 7 coroas fraturaram (todas de cerâmica pura) e 1 foi perdida por não agradar o paciente. Em quatro ocasiões e em 4 pacientes diferentes, o parafuso de retenção se soltou. O afrouxamento do parafuso ocorreu em 2 incisivos superiores, 1 canino superior e 1 pré-molar superior. Após o reaperto, todos os parafusos se mantiveram estáveis, no entanto, a coroa no pré-molar superior se fraturou após 6 meses. O baixo

índice de afrouxamento dos parafusos foi atribuído ao novo parafuso de ouro desenvolvido para o pilar CeraOne em substituição ao antigo parafuso de titânio. Três coroas tiveram que ser recimentadas e 5 coroas foram associadas a problemas nos tecidos gengivais.

Em um estudo retrospectivo, JEMT; LEKHOLM ⁴⁹ (1998) avaliaram 14 pacientes aleatoriamente selecionados de uma clínica que tinham sido tratados com elementos isolados. Sete próteses eram incisivos centrais, oito eram incisivos laterais, uma era um canino e outra um pré-molar. Um único incisivo central foi colocado na mandíbula e os demais na maxila. O procedimento de moldagem foi realizado na cabeça do implante e um componente de titânio pré-fabricado foi usado para cada paciente, tendo sido preparado pelo técnico na forma desejada e com margens cervicais em forma de chanfrado cerca de 1mm a 2mm subgengival. A porcelana foi aplicada diretamente sobre o componente e a coroa foi parafusada e selada com resina definitivamente após 1 mês. Os pacientes retornaram para controles anuais. Exames radiográficos foram utilizados para analisar a perda óssea marginal. Os exames anuais incluíram controle da estabilidade clínica, higienização, condições dos tecidos moles, oclusão e perda óssea marginal. Os pacientes, exceto 1, foram acompanhados por 2 anos. Apenas 1 parafuso se soltou no primeiro ano, mantendo-se estável após o reaperto. A única complicação clínica observada foi um caso de fístula, a qual foi resolvida apenas com a remoção da coroa e limpeza com solução de peróxido de hidrogênio a 3%. O nível ósseo marginal foi de 0,5mm no 1º mês e 0,9mm no primeiro ano. A média de perda óssea marginal foi de 0,4mm no primeiro ano. Segundo os autores, o uso de um componente diretamente sobre o implante para a confecção de uma prótese unitária parafusada pode ser considerada uma

opção válida para próteses unitárias devido à simplicidade dos procedimentos clínicos e por não estar associado à perda óssea marginal ou inflamação dos tecidos moles marginais.

A adaptação marginal de 3 diferentes pilares foi avaliada em 2 locais: na interface implante/pilar e na plataforma de assentamento do parafuso de retenção do pilar por BYRNE et al ¹⁸ em 1998. Foram utilizadas 6 combinações, contendo 5 amostras cada: 1) pilares CeraOne e implantes Nobelbiocare; 2) pilares STR e implantes 3I; 3) pilares UCLA plásticos (3I) fundidos e submetidos a ciclos de porcelana e implantes 3I; 4) pilares UCLA plásticos fundidos (3I) e submetidos a ciclos de porcelana e implantes Nobelbiocare; 5) pilares UCLA pré-fabricados sobrefundidos com liga de ouro-paládio e submetidos a ciclos de porcelana e implantes 3I, e 6) pilares UCLA pré-fabricados e implantes 3I. Os pilares plásticos foram fundidos com liga de ouro e paládio e receberam acabamento com o retificador próprio tanto na superfície inferior do pilar que se adapta ao implante, como na parte interna do pilar onde a cabeça do parafuso se assenta. Foi utilizado um retificador para cada pilar com pequena quantidade de pasta diamantada. As amostras foram limpas com água e sabão líquido em ultra-som e avaliadas em microscopia com aumento de 100 vezes. As medidas foram realizadas em 4 áreas e a média foi obtida a partir de 3 medidas. O corte longitudinal da amostra permitiu a avaliação da interface externa e internamente. Para a avaliação do desajuste vertical, os valores variaram de 36 a 86µm, sendo maior nos grupos fundidos. Para o desajuste horizontal, o grupo usinado apresentou a maior discrepância, sendo que o desajuste se apresentou na forma de subcontorno. De uma maneira geral, os resultados apontaram para uma

melhor adaptação nos componentes pré-fabricados que são posteriormente sobrefundidos quando comparados aos componentes plásticos que são fundidos.

Os inúmeros trabalhos na literatura avaliando a adaptação das próteses sobre implantes e o conhecimento de que as diferentes etapas do tratamento protético podem influenciar negativamente a passividade da prótese motivaram a avaliação da adaptação dos componentes protéticos antes de submetidos a qualquer tipo de procedimento laboratorial. KANO ⁵⁴ (1998) também avaliou a adaptação protética do ponto de vista de compatibilidade, visto que é crescente o número de sistemas de implantes disponíveis no mercado que se dizem compatíveis. A interface intermediário/cilindro de ouro foi avaliada utilizando-se componentes de diferentes sistemas: 3I, Lifecore, Implamed, Conexão, Nobelbiocare e NAPIO em uma análise intra e entre-sistemas. Os componentes foram avaliados após o torque de 10Ncm utilizando parafusos de ouro do próprio sistema. Não houve diferença na avaliação intra-sistemas, com desajuste médio de 7,85µm. Entretanto a análise entre-sistemas revelou que o mesmo nível de adaptação não é obtido quando componentes de diferentes sistemas são combinados entre si, sugerindo que a possibilidade de combinar componentes conhecidos como compatíveis seja vista com cautela.

Em uma revisão de literatura, WEE, AQUILINO, SCHNEIDER ¹⁰⁴ (1999) apresentaram as estratégias avançadas que visam melhorar a adaptação das próteses sobre implantes com referência ao conceito denominado equação de distorção. De forma teórica e simplista, esse conceito se refere à distorção posicional dos cilindros de ouro a cada estágio do processo de confecção da prótese, resultando em uma distorção final. Se o resultado final da equação de distorção é zero, então se

tem uma adaptação passiva entre a prótese e os intermediários. Os autores listaram os fatores clínicos e laboratoriais que contribuem para distorção final de uma prótese fixa sobre implantes. Embora, isoladamente, esses fatores possam ser insignificantes do ponto de vista clínico, a somatória dos mesmos pode resultar em uma distorção capaz de gerar estresses internos significantes dentro do complexo implante-prótese. Dessa forma, algumas estratégias avançadas foram desenvolvidas na tentativa de melhorar a adaptação das próteses. As estratégias que envolvem métodos de indexação intra-oral e métodos que requerem o uso de modelos de trabalho foram revisadas neste trabalho. Entre os métodos de indexação intra-oral, a verificação do modelo de trabalho, procedimentos de soldagem e sobrefundição e cimentação da infra-estrutura aos componentes protéticos foram discutidos. Para os métodos que utilizam os modelos de trabalho, foi abordado o uso de soldagem a laser e a eletrodeposição. Através da revisão dos trabalhos, concluíram que as novas estratégias propostas ainda resultam em distorção final da prótese tornando ainda mais necessário que estudos clínicos prospectivos de longo-prazo sejam realizados para se verificar a verdadeira correlação entre desajuste e falha tardia de componentes. Por isso, ainda recomendaram que os clínicos procurem obter a melhor adaptação possível nas próteses sobre implantes, utilizando técnicas e procedimentos precisos.

A infiltração de fluídos através da interface implante/intermediário foi avaliada em 5 sistemas de implantes (Spline Sulzer Calciteck, ITI Straumann, CeraOne Nobel Biocare, Steri-Oss e 3I Implant Innovations) por GROSS; ABRAMOVICH; WEISS ³² (1999). Após a esterilização dos implantes e componentes, os parafusos foram apertados a 10 Ncm, 20 Ncm e com o torque recomendado pelo

fabricante. A infiltração foi observada em todos os sistemas avaliados, com diferenças entre os sistemas, entre as amostras e entre os diferentes torques aplicados. A infiltração diminuiu significativamente à medida que o torque era aumentado aos níveis recomendados.

A adaptação marginal em próteses cimentadas e parafusadas foi avaliada no sistema ITI por KEITH et al ⁵⁸ (1999). Foram utilizados dez implantes com pilares do tipo octogonal e próteses confeccionadas com cilindros de ouro pré-fabricados parafusadas e dez implantes com pilares e coroas cimentadas com cimento fosfato de zinco ou ionômero de vidro. A adaptação marginal foi avaliada em um estereomicroscópio com aumento de 50 vezes, sendo realizadas 3 medidas em cada um dos 4 pontos ao redor da circunferência do implante. Os cilindros de ouro foram avaliados antes e depois da confecção da infra-estrutura e depois da aplicação da cerâmica. As medidas finais foram realizadas após a cimentação para o 2º grupo. O menor desajuste vertical foi encontrado para os cilindros de ouro (2,6µm), seguido dos cilindros fundidos (6,0µm) e dos cilindros fundidos e com porcelana (8,8µm). Para as coroas cimentadas, o desajuste marginal das infra-estruturas foi de 32,1µm após a fundição e de 54,4µm após a porcelana. Após a cimentação, o desajuste marginal para o cimento ionômero de vidro foi de 57,4µm e de 67,4µm para o cimento de fosfato de zinco. As coroas parafusadas apresentaram um desajuste significativamente inferior, e entre as coroas cimentadas, o desajuste apresentando pelas coroas cimentadas com fosfato de zinco foi significativamente superior.

Considerando-se que os procedimentos laboratoriais podem alterar negativamente a superfície de contato do pilar UCLA com o implante e, portanto, a

adaptação passiva, VIGOLO; MAJZOUN; CORDIOLI ¹⁰¹, em 2000, avaliaram as mudanças nesta região em componentes com cinta metálica em ouro (3I) antes e após fundição e aplicação de porcelana. Avaliaram a profundidade e largura do hexágono interno do componente, o diâmetro apical e o desajuste rotacional entre os hexágonos do pilar e do implante. Foram utilizados 30 pilares avaliados antes e depois da sobrefundição com liga nobre e após a aplicação de porcelana. Os resultados não foram diferentes entre as diferentes etapas, indicando que é possível manter as características originais do componente se os procedimentos laboratoriais forem cuidadosamente realizados.

Uma vez que a adaptação passiva das próteses é considerada fundamental para o sucesso da osseointegração, GUICHET et al ³³ (2000) avaliaram, com uma análise fotoelástica, a transferência de estresses em próteses cimentadas e parafusadas. O objetivo foi avaliar as afirmações de que a camada de cimento poderia compensar discrepâncias geradas na confecção das próteses, favorecendo a distribuição de estresses aos implantes. Foram confeccionadas 5 próteses cimentadas e 5 próteses parafusadas para um modelo simulando uma prótese parcial fixa posterior com 3 implantes de 10mm de comprimento Nobelbiocare. Para as próteses parafusadas, foram utilizados intermediários cônicos e para as próteses cimentadas foram utilizados pilares preparados, todos do mesmo fabricante (3I) de forma a padronizar o material utilizado (grau de titânio) e as tolerâncias de usinagem utilizadas pelo sistema. A análise da adaptação marginal foi realizada antes e após o parafusamento e cimentação das próteses utilizando microscópio óptico. As análises foram realizadas na vestibular e na lingual de cada intermediário, tendo sido obtida a média de 3 medidas e depois a média para cada um dos grupos. O desajuste

marginal das próteses parafusadas foi significativamente diferente antes (46,7µm) e depois de parafusadas (16,5µm), com uma redução média de 65% no nível de desajuste marginal. Para as próteses cimentadas, houve uma tendência de aumento do desajuste marginal após a cimentação, mas sem diferença estatística: 45,0µm antes e 49,1µm após cimentação com óxido-zinco eugenol (temp-bond). Os autores concluíram que o parafusamento das próteses melhorou a nível de ajuste das próteses, mas isso não representou redução de estresses, sendo que as próteses cimentadas, com desajuste significativamente superior, apresentaram estresses menores e mais consistentes, com uma tendência de localização coronal.

Uma avaliação sobre a estabilidade da interface em implantes com conexão com hexágono externo foi discutida por BINON ¹⁰ em 2000. O conceito de uma conexão parafusada foi apresentado em relação ao torque e a pré-carga e aos fatores que afetam a estabilidade da conexão: rugosidade da superfície, acomodamento das superfícies de contato, interação elástica, fricção, temperatura, fluídos corrosivos, dobramento, desadaptação, falta de alinhamento entre os componentes, vibração, forças cíclicas, fadiga, desenho dos parafusos, proteção dos parafusos e compatibilidade dos parafusos. Em relação ao torque, apenas cerca de 10% do torque aplicado é usado para manter a estabilidade da conexão, o restante é perdido pela fricção e por qualquer componente que possa impedir adequado assentamento entre os componentes como desajustes e falta de alinhamento. As condições das superfícies de contato têm uma influência direta e significativa na estabilidade da conexão. O processo conhecido como relaxamento ou acomodamento das superfícies (*settling*) ocorre devido à presença de micro-irregularidades das superfícies de contato. Após a aplicação do torque, a compressão

gerada começa a aplainar as micro-irregularidades causando um acomodamento entre as superfícies de contato o que diminui a distância entre elas. Com isso, diminui-se a tensão no parafuso e, conseqüentemente, a pré-carga. O relaxamento é dependente do tempo, do material e da rugosidade das superfícies. O autor ainda oferece sua opinião pessoal sobre o que se constitui um parafuso frouxo: qualquer parafuso que requer um quarto de volta ou mais para atingir a sua pré-carga ideal, embora a prótese ou intermediário possa não apresentar mobilidade detectável clinicamente. O autor recomenda checar os parafusos a cada 12 ou 18 meses para se restabelecer a pré-carga ideal e, assim, evitar problemas mecânicos com os componentes.

Em uma revisão de prótese sobre implantes, BINON ¹¹, em 2000, discorreu sobre as diferentes conexões protéticas disponíveis no mercado e os diferentes tipos de componentes. Em relação à conexão protética, o autor afirmou que existem mais de 20 tipos diferentes de conexões, embora possam ser divididos em 2 grupos: conexão interna e externa. Segundo o autor, as conexões internas resultam em uma interface mais estável porque existe um íntimo contato entre as paredes do implante e o pilar protético que favorece a distribuição de cargas, protegendo o parafuso de retenção e resultando em uma conexão mais estável. Em relação aos componentes disponíveis, a adaptação, liberdade rotacional, propriedades físicas e adequado torque são fatores determinantes na estabilidade da conexão. Além disso, clinicamente deve-se procurar uma situação de adequada distribuição de cargas, sendo estas dirigidas ao longo eixo do implante, implantes em número, comprimento e distribuição adequada, passividade da prótese e controle de cargas oclusais.

Em 2000, JOHNSON; PERSSON ⁵⁰ fizeram uma avaliação prospectiva de 3 anos em 59 pacientes com implantes unitários, totalizando 59 implantes de titânio. Um dente no mesmo arco foi escolhido como controle. A avaliação radiográfica para alterações ósseas foi realizada na instalação da coroa (controle) e 1, 2 e 3 anos após, sendo analisada a distância da margem da coroa à crista óssea na área dos implantes e a distância da margem da coroa ou da junção amelo-cementária nos dentes controles, tanto na mesial quanto na distal, por meio de imagens digitalizadas das radiografias. Os resultados mostraram a presença de uma pequena perda óssea no primeiro ano, estabilizando-se nos anos seguintes. As análises demonstraram que a flora bacteriana e os níveis de aminotransferase obtidos do fluido gengival, indicativo de doença periodontal ativa, eram compatíveis com saúde periodontal tanto para os implantes como para os dentes naturais, o que pode ser explicado pelo fato dos pacientes não apresentarem história de doença periodontal e bom nível de higienização. A taxa de sobrevivência para os 3 anos foi de 98,3%, sendo que um dos 59 implantes foi removido no primeiro ano e um paciente foi perdido após o início do estudo por mudança de endereço. O implante que não osseointegrou tinha sua porção mesial totalmente inserida no interior do canal nasopalatino. Os implantes apresentaram menor mobilidade quando comparados aos dentes controle, mas maior profundidade de sondagem e sangramento à sondagem, assim como apresentaram perda óssea estatisticamente significativa no primeiro ano (0,6mm na mesial e 0,7mm na distal), mas não houve diferença na perda óssea entre os anos 1, 2 e 3.

MERZ; HUNENBART; BELSER ⁷⁴ em 2000, por meio de uma análise tridimensional não-linear de elementos finitos, compararam 2 tipos de conexões

protéticas: cônica de 8° e plana. A pré-carga gerada pela aplicação de um torque de 35Ncm foi calculada com uma fórmula simplificada e foi de 53,2 N para a conexão cônica e de 358,6N para a plana. A análise também indicou que 91% do torque de aperto é necessário para ultrapassar a fricção da conexão cônica, deixando que apenas uma tensão limitada seja absorvida pelas roscas. Mostrou também que o aperto do pilar gera uma distribuição de estresses simétricos para as duas conexões estudadas. Com a aplicação de cargas de 380N axiais, 15 graus e 30 graus, observou-se que a conexão cônica reduziu a carga na porção do parafuso do intermediário a níveis viáveis, mostrando-se uma conexão mecanicamente superior.

Considerando que durante os procedimentos clínicos e laboratoriais os parafusos dos intermediários são repetidamente apertados, podendo sofrer desgaste e diminuição da fricção entre os componentes e, portanto, produzir uma menor pré-carga, WEISS; KOZAK; GROSS ¹⁰⁶ (2000) avaliaram as mudanças nos valores de destorque após apertos repetitivos dos parafusos em uma análise intra e entre-sistemas. A interface Implante/pilar de diferentes empresas foram avaliados: (1) cônico de 7° (ITI); (2) cônico com intermediário reto (Alpha Bio); (3) interface tipo Spline (Sulzer Calcitek); (4) interface plana com intermediário fixo (Sulzer Calcitek); (5) octógono interno com intermediário fixo Omniloc (Sulzer Calcitek); (6) hexágono externo com intermediário reto (Sterioss); (7) hexágono externo com intermediário convencional (Nobelbiocare). Cada implante era fixado a um torquímetro e o intermediário parafusado a um torque de 20Ncm por um operador, utilizando chaves manuais. Após um período de descanso de 10 segundos, o parafuso era afrouxado e o valor de destorque registrado por um segundo operador. Esse procedimento foi repetido 200 vezes. Os resultados mostraram uma redução gradual do valor de

destorque para os 7 grupos avaliados. A porcentagem de perda de torque foi calculada pela subtração do valor médio de destorque do valor de aperto (20Ncm), dividido pelo torque de apertamento vezes 100. A porcentagem de perda de torque variou de 3% a 20% no destorque, 3% a 31% após 5 destorques (média dos 10 primeiros ciclos de torque e destorque), e 4,5% a 36% após 15 destorques (média dos 30 primeiros ciclos de torque e destorque). Diferenças significantes foram encontradas entre os sistemas estudados, sendo que três sistemas de implantes mantiveram maiores valores de destorque (ITI, Alpha-Bio e Spline). Sistemas novos sem componentes friccionais além da fricção entre as roscas do parafuso exibiram uma considerável perda imediata no valor de torque, variando de 11% a 24% do torque de aperto. Os valores de destorque continuaram a diminuir para todos os sistemas progressivamente até o ciclo 200, indicando uma diminuição da resistência ao afrouxamento. Os autores recomendaram a redução dos ciclos de aperto e afrouxamento dos parafusos durante os procedimentos clínicos e laboratoriais para manter um adequado torque de retenção.

HOYER et al ⁴⁴ (2001) avaliaram a estabilidade da conexão entre a prótese e o implante em próteses unitárias com componentes tipo UCLA com cinta metálica em ouro. Foram utilizados cinco implantes de 6mm de diâmetro e cinco implantes de 3,75 de diâmetro (3I). As dez infra-estruturas em ligas de alto conteúdo de paládio foram obtidas a partir de uma matriz utilizando a técnica da cera perdida. Os parafusos de retenção para as próteses de largo diâmetro eram de titânio comercialmente puro e foram apertados a 25 Ncm. Os parafusos de retenção das próteses de 3,75 mm de diâmetro eram do tipo Gold-Tite (3I) e foram apertados a 32 Ncm. Duas amostras de cada grupo foram alteradas por desgaste, sob aumento de

20 vezes, na parte interna do hexágono da infra-estrutura, tendo como referência metade da profundidade de uma broca esférica de um quarto. Utilizando uma máquina para cargas cíclicas, as amostras foram cicladas com carga de 0 a 200 N e frequência de 0 a 20 ciclos por segundo. A máquina permitia a ciclagem das amostras a uma frequência alta, chegando a 11Hz com carga de 120N. As amostras foram testadas até 500.000 ciclos e aplicação da carga foi localizada a 4mm do centro do implante, 10mm acima do corpo do implante e a 180 graus da posição do sensor responsável pela detecção da abertura da interface. A localização da aplicação da carga foi escolhida por simular a força aplicada na cúspide de um molar e o número de ciclos por representar meio ano de função. Os resultados revelaram que para ambos os diâmetros, a dimensão da interface implante/prótese se manteve estável após os testes para as amostras que não foram alteradas, não havendo diferença estatisticamente significativa no valor médio da abertura da interface entre os grupos. Já para as amostras alteradas, os parafusos de retenção dos implantes de 3,75mm apresentaram uma menor vida útil que os parafusos para os implantes de 6mm de diâmetro.

Entre as várias tentativas para reduzir o afrouxamento dos parafusos destacam-se os avanços na tecnologia de fabricação dos parafusos de retenção. O objetivo principal é produzir parafusos com tratamento especial de superfície para reduzir o coeficiente de fricção, aumentar a pré-carga e reduzir o afrouxamento dos mesmos, conforme o estudo conduzido por MARTIN et al ⁷¹ (2001). Foram avaliados parafusos com diferentes superfícies: 1) Gold-Tite (3I), parafusos com superfície de ouro e paládio alterada pela adição de um lubrificante sólido; 2) TorqTite (Nobelbiocare) com superfície tratada para redução da fricção; 3) parafusos de ouro

(3l); 4) parafusos de titânio (3l). Os parafusos foram agrupados em 8 grupos contendo 10 parafusos de cada tipo, sendo 4 grupos submetidos ao torque de 20Ncm e 4 grupos ao torque de 32Ncm. Para cada parafuso testado, foi utilizado um implante de 3,75mm x 15 mm (3l) montado em um bloco de resina acrílica e um pilar de titânio do tipo convencional. Para a análise de rotação do parafuso e a pré-carga, a amostra era posicionada no aparelho de medidas angulares e com um torquímetro digital aplicava-se um pré-torque de 5Ncm. Após a aplicação deste pré-torque, a posição inicial do parafuso era registrada. O torque desejado era então aplicado, sendo registrado o grau de rotação do parafuso. Após 5 minutos, aplicava-se o torque novamente e, após 5 minutos, o grau de rotação do parafuso era novamente registrado. O destorque era então registrado e o procedimento de torque e destorque repetido mais 4 vezes, com intervalos de 5 minutos. Foram obtidas cinco medidas de modo a registrar o potencial de mudança no grau de rotação depois de repetidos ciclos de torque e destorque. A seguir, a pré-carga foi calculada. Para o torque de 20Ncm, a maior rotação foi apresentada pelos parafusos TorqTite (19,3°), seguido pelos parafusos Gold-Tite (14,9°), de ouro (9,8°) e titânio (9,8°). A diferença entre os parafusos de titânio e ouro e Gold-Tite foi estatisticamente significativa. Também foi significativa a diferença entre os parafusos Gold-Tite e TorqTite. Para o torque de 32Ncm, o grupo TorqTite apresentou novamente o maior grau de rotação (31,3°), seguido dos parafusos Gold-Tite (20,4°), ouro (16,5°) e titânio (14,9°), sendo todos os grupos diferentes. A maior pré-carga foi obtida para os parafusos Gold-Tite (521,7N a 596,8N), seguido dos parafusos TorqTite (355,9N a 470,2N), ouro (430,8N a 127,1N) e titânio (347,8N a 478,3N), não havendo diferença entre os parafusos de ouro e Gold-Tite. Para o torque de 32 Ncm, a maior pré-carga foi obtida para o grupo Gold-Tite (928,4N – 1015,3N), TorqTite (723,0N a 877,1N), ouro (573,0N a 833,8N) e titânio

(434,8N a 636,1N), havendo diferença entre os parafusos Gold-Tite e os demais grupos e entre os parafusos TorqTite e ouro em relação aos parafusos de titânio. Não houve diferença significativa no grau de rotação e pré-carga tanto para 20Ncm como para 32Ncm entre as 5 medidas repetidas realizadas. A análise em microscopia eletrônica de varredura das superfícies dos parafusos, em aumento de 17 vezes e 80 vezes, não mostrou diferença visual entre os torques de 20Ncm e 32 Ncm. Todas as amostras analisadas demonstraram um mesmo padrão de contato entre as roscas, predominando o contato entre a superfície superior da rosca do parafuso e as roscas do implante na porção média das roscas contactantes. Os autores concluíram que os tratamentos superficiais dos parafusos foram capazes de reduzir a fricção, levando a valores de pré-carga maiores, no entanto, ressaltaram que esses valores deveriam ser investigados sob carga cíclica.

GRATTON; AQUILINO; STANFORD ³¹ (2001) avaliaram a micromovimentação dos parafusos de retenção e a resistência à fadiga em função de diferentes torques de aperto (pré-carga) aplicados aos parafusos dos pilares e sob uma simulação de carga clínica. Foram confeccionadas 15 coroas unitárias utilizando um pilar UCLA com hexágono e cinta metálica em ouro, distribuídas aleatoriamente em 3 grupos de pré-carga: 16, 32 e 48 Ncm. Carga compressiva de 20 a 130N, com frequência de 6Hz foi aplicada a cada coroa. Após 100, 500, 1000, 5000 e 100.000 ciclos, a micromovimentação dos parafusos foi avaliada com sensores conectados aos pilares e aos implantes. Os resultados mostraram que a micromovimentação se manteve constante durante todo o período de carga, não havendo portanto fadiga dos parafusos. Foi observado uma maior micromovimentação no grupo com torque de 16Ncm, assim como uma maior interface neste grupo a uma carga de 130N (17µm).

Não detectaram qualquer alteração nos parafusos apertados a 48Ncm que indicasse que o torque foi além do limite de fadiga dos mesmos.

TAN; NICHOLLS ⁹² (2001) avaliaram a pré-carga na conexão implante/intermediário com o uso de 2 sensores instalados nos pilares, assim como a influência da velocidade de aplicação do torque. Utilizaram 7 sistemas de implantes do tipo hexágono externo. A pré-carga média obtida foi de 181,6N para o intermediário Standard (Nobelbiocare), 291,3N para o intermediário EsthetiCone (Nobelbiocare), 456,5N para o intermediário MirusCone (Nobelbiocare), 369,7N para o pilar Titanium Abutment Post (3I), 643,4N para o intermediário CeraOne (Nobelbiocare), 536,3N para o pilar de ouro (Nobelbiocare) e 556,9N para o pilar TiAdapt (Nobelbiocare). Houve diferença estatisticamente significativa entre os sistemas e também em relação à velocidade de aplicação de torque. Valores mais elevados de pré-carga foram obtidos na baixa velocidade. De acordo com os autores, as diferenças são devidas às variações no desenho do intermediário, no diâmetro do parafuso, no material do torque de aperto e na velocidade de aplicação do torque.

SAHIN; ÇEHRELI ⁸² apresentaram uma revisão da significância clínica da adaptação passiva e dos fatores que influenciam essa adaptação. Embora se assuma que a adaptação passiva seja um dos pré-requisitos mais importantes para a manutenção da osseointegração, faltam estudos longitudinais clínicos que suportem essa afirmação. Por outro lado, falhas mecânicas no sistema têm sido relacionadas à falta de adaptação das próteses. Dessa forma, a avaliação clínica da adaptação deve ser realizada para evitar estas falhas. Embora a secção e solda da infra-estrutura não resulte em uma peça absolutamente passiva, obtém-se uma redução geral nos

estresses aplicados aos parafusos diminuindo a sua frequência de afrouxamento. Os autores ressaltam que todos os procedimentos protéticos influenciam a adaptação final da peça, desde os componentes utilizados, materiais empregados e técnicas escolhidas.

CIBIRKA et al ²⁴ (2001) avaliaram a interface implante/intermediário através do destorque dos parafusos após o teste de fadiga, utilizando 3 tipos de conexão: (1) hexágono externo convencional (altura de 0,633mm); (2) hexágono externo modificado (altura de 0,608mm) e (3) hexágono substituído por uma conexão circular de altura de 0,668mm. Confeccionaram 30 pilares em Procera CAD/CAM com uma plataforma angulada em 25 graus e com área de 2,0mm². A altura do hexágono dos pilares era de 0,910mm. Os pilares foram parafusados com parafusos de ouro (Unigrip, NobelBiocare) a 32Ncm utilizando um torquímetro eletrônico. Para o teste de fadiga foi utilizado um suporte para 10 amostras com controle de temperatura (37°C). O suporte era posicionado em uma máquina de fadiga hidráulica (Instron) calibrada para cargas cíclicas entre 20 e 200N, com um sistema de ondas sinusoidal com 8 ciclos/segundo, num total de 5 milhões de ciclos, o equivalente a 5 anos de função mastigatória *in vivo*. Após a aplicação da carga, o destorque necessário para soltar os parafusos foi registrado. Os valores para o destorque foram: (1) 14,14Ncm; (2) 14,70 Ncm e (3) 16,4 Ncm, demonstrando que o maior desajuste entre o hexágono do implante e do pilar não reduziu significativamente a pré-carga após o teste de fadiga, contrariamente, a substituição do hexágono por uma conexão circular, porém com maior altura, resultou em valores maiores para destorque. Após 5 milhões de ciclos, não encontraram qualquer sinal subjetivo de instabilidade ou afrouxamento dos parafusos.

HERMANN et al ⁴³ (2001) avaliaram a influência do tamanho da interface nas mudanças da crista óssea ao redor dos implantes por meio de uma análise histométrica de implantes colocados em mandíbulas de cachorro. Um total de 60 implantes foram instalados, formando 6 subgrupos (A a F). Implantes do grupo A, B e C apresentavam interface menor que 10µm, 50µm e 100µm, respectivamente, assim como os implantes dos grupos D, E e F. Os intermediários do grupo A, B e C foram unidos aos implantes por meio de solda a laser, eliminando qualquer movimentação entre os componentes, enquanto que os intermediários dos grupos D, E e F foram mantidos em posição, de maneira convencional, por parafusos de retenção. Os implantes e intermediários foram instalados ao mesmo tempo, na 1ª cirurgia, sendo que a interface foi localizada 1mm acima da crista óssea. Após 3 meses, os animais foram sacrificados e amostras não descalcificadas foram analisadas para alterações na crista óssea peri-implantar. O nível ósseo em relação à interface foi de 1,06mm para o grupo A, 1,28mm para o grupo B e 1,17mm para o grupo C. Houve um aumento significativo na perda óssea para os grupos D, E e F. Os resultados demonstraram que as mudanças ósseas ao redor dos implantes não submersos são significativamente influenciadas pelos possíveis movimentos entre implantes e intermediários, mas não pela dimensão da interface. Desse modo, uma significativa perda óssea pôde ser observada com interfaces apresentando um desajuste vertical inferior a 10µm combinada com possíveis movimentos entre os componentes.

No ano seguinte, os estudos foram prosseguidos por KING et al ⁶¹ (2002) fazendo uma avaliação radiográfica das alterações ósseas marginais decorrentes do desajuste na interface implante/intermediário. Utilizando a mesma

amostra, os autores realizaram exames radiográficos 1, 2 e 3 meses após a instalação dos implantes. Independente da dimensão do desajuste observado na interface (grupos A, B e C), a maioria dos implantes apresentaram uma pequena perda óssea comparada ao nível ósseo inicial, entretanto, o nível de perda óssea foi significativo nos grupos parafusados (D, E e F) tanto para 1 mês como para 2 meses. Não houve diferenças entre os grupos para as avaliações de 3 meses. Os autores concluíram que a perda óssea marginal representou uma manifestação inicial de cicatrização, ocorrendo após o 1º mês da instalação dos implantes. No entanto, o tamanho da interface não foi significativo para determinar uma maior ou menor reabsorção óssea, mas os grupos com componentes parafusados apresentaram uma perda óssea significativamente maior quando comparados aos grupos soldados nos períodos de 1 mês e 2 meses, indicando que a estabilidade da interface pode ter um efeito inicial muito importante na determinação dos níveis ósseos marginais.

KHRAISAT et al ⁶⁰ (2002) fizeram uma análise da resistência da conexão protética de 2 sistemas de implantes distintos, um com hexágono externo (Nobelbiocare) e outro com conexão cônica de 8 graus (ITI). Foram utilizadas 7 amostras para cada um dos grupos. Os implantes de 10mm de comprimento foram incluídos em resina simulando uma perda óssea de 3mm. Para os implantes Nobelbiocare, foram conectados intermediários Ceraone de 3mm de altura e os parafusos de ouro de 2mm foram apertados a um torque de 32Ncm. Os orifícios foram selados com guta-percha. Para o grupo de implantes ITI, foram utilizados intermediários sólidos de 4mm de altura e parafusados a um torque de 35Ncm. As infra-estruturas foram fundidas em ouro tipo IV com dimensões de 7mm x 7mm e foram cimentadas com fosfato de zinco com pressão manual por 10s, seguido de

pressão de 6kg por mais 10 minutos. A resistência à fadiga foi avaliada através da aplicação de carga cíclica de 100N perpendicular ao longo eixo dos implantes a uma distância de 11,5mm da inserção do implante no bloco de resina, com frequência de 75 ciclos/minuto, por um período correspondente a 6 anos de função ou 1.800.000 ciclos. Não houve falhas no grupo ITI, no entanto, no grupo Nobelbiocare, todas as amostras fraturaram entre 1.178.023 e 1.733.526 ciclos, sendo a diferença entre os grupos estatisticamente significativa. A falha do parafuso ocorreu na junção entre a parte de rosca e a parte lisa do parafuso, 3mm abaixo da plataforma do implante. Os resultados demonstraram a superioridade da conexão cônica interna sobre a conexão com hexágono externo para as condições estudadas.

A possibilidade da presença de uma distância mínima para o epitélio juncional e para o tecido conjuntivo ao redor dos implantes, tal qual ocorre em dentes naturais, foi avaliado por TODESCAN et al ⁹⁷ (2002), com implantes de 2 estágios cirúrgicos instalados em diferentes profundidades ósseas. Vinte e quatro implantes foram colocados em 4 mandíbulas de cachorros e divididos em 3 grupos, de acordo com a profundidade do implante no osso: (1) 1mm acima da crista óssea; (2) ao nível da crista óssea e (3) 1mm abaixo da crista óssea. Após o período de cicatrização inicial de 3 meses, foram instalados intermediários convencionais e os animais foram sacrificados após mais 3 meses. As medidas foram realizadas na mesial e na distal de cada implante, após o processamento histológico das amostras. Não houve diferença na dimensão do epitélio juncional entre os grupos, o grupo 3 apresentou maior quantidade de tecido conjuntivo quando comparado ao grupo 2, assim como o grupo 3 apresentou um nível de perda óssea superior ao grupo 1. Não houve diferenças para a quantidade de contato ósseo, havendo uma tendência dos tecidos

conjuntivos e epitélio juncional serem mais longos quanto mais profundos são instalados os implantes. Segundo os autores, os resultados contrariam trabalhos prévios que indicam a presença de uma distância biológica nos implantes exatamente como nos dentes naturais, assim como contrariam os trabalhos que mostram que a presença de microfendas na interface implante/intermediário poderia permitir a proliferação de microorganismos próximos aos tecidos de proteção, promovendo a perda óssea marginal.

O desajuste vertical e de profundidade de fenda foram avaliadas por KANO et al ⁵⁵ (2002) em dois grupos: (1) cilindros protéticos plásticos fundidos em NiCr e (2) cilindros protéticos pré-fabricados. Um implante tipo hexágono externo e um intermediário convencional foram utilizados para análise. O implante foi incluído em um bloco de resina com 8 faces e o intermediário parafusado com torque de 20Ncm. Para cada grupo foram utilizados 10 cilindros que foram avaliados em 8 pontos da interface intermediário/cilindro protético, utilizando microscopia óptica. Os resultados obtidos para o desajuste vertical e para a profundidade de fenda foram, respectivamente: (1) 23,18µm, 88,0µm e (2) 4,13µm e 6,93µm. Houve diferença estatística entre os grupos para ambas as análises. Uma correlação positiva entre as duas variáveis foi encontrada, sendo que a correlação foi mais forte para o grupo fundido.

AL-TURKI et al ¹ (2002) avaliaram o efeito de 2 níveis de desajuste na estabilidade da conexão. Em uma prótese total fixa foram introduzidos desajustes de 100-175µm na interface intermediário/prótese do implante distal e a carga foi aplicada na área de cantilever deste implante (implante 5). Uma prótese sem desajuste foi

utilizada como controle. Para cada nível de desajuste foram realizados 7 testes, com 7 parafusos. Os resultados mostraram que o destorque foi significativamente diferente em relação à localização para o desajuste de 100µm, mas não para o desajuste de 175µm e para o grupo controle. Após o equivalente a 144 dias de função, o valor médio de destorque para os 5 implantes esteve entre 3,3 e 4,4Ncm para o grupo controle e cerca de um décimo do torque aplicado (10Ncm) para os grupos com desajuste. Para o desajuste de 100µm, o valor de destorque para os implantes 1, 2, 3 e 4 foi significativamente inferior que o destorque do implante 5, próximo à área de aplicação de carga. Acredita-se que a força de tensão gerada nos parafusos tenha ultrapassado o limite de resistência dos mesmos, favorecendo o seu afrouxamento, além de corroborar com achados prévios que demonstram níveis maiores de estresses nos implantes intermediários independente da localização dos desajustes. Para o grupo de 175µm, a instabilidade de parafuso também foi observada no implante 5, sugerindo que existem diferenças nos níveis aceitáveis de tolerâncias entre as complicações mecânicas e biológicas relacionadas ao desajuste. Dessa forma, os autores concluem que, níveis semelhantes de desajustes nos implantes terminais devem ser considerados clinicamente inaceitáveis.

SQUIER; PSOTER; TAYLOR ⁸⁹ (2002) avaliaram a redução da área de contato em uma conexão interna tipo cônica e o efeito da anodização (coloração da superfície de titânio) nos valores de destorque em 80 implantes ITI, divididos em 4 grupos: (1) conexão interna Standard de 24mm sem coloração; (2) conexão interna Standard com coloração; (3) conexão interna reduzida para 16,5mm sem coloração e (4) conexão interna reduzida para 16,5mm com coloração. O torque de apertamento dos intermediários foi aplicado por um controlador de torque a 35Ncm. O mesmo

aparelho foi utilizado para o destorque. Após o torque de apertamento, todas as amostras foram armazenadas em ambiente seco e à temperatura ambiente, por pelo menos 30 dias, para minimizar o efeito do tempo no aperto dos intermediários. Os resultados mostraram que os grupos 1, 2 e 4 obtiveram resultados de destorque homogêneos, sendo que o grupo 3 apresentou destorque estatisticamente superior (37,16Ncm). Apesar da redução de 31% da área de contato interna, as amostras do grupo 3 apresentaram os maiores valores de destorque. Os autores acreditaram que a adição da indexação octogonal à conexão cônica pode ser um indicativo de que ambas as superfícies (cônica e octogonal) desempenham um importante papel na resistência ao afrouxamento. Por outro lado, a anodização ou coloração do intermediário resultou em uma redução de 20% na resistência ao afrouxamento, sugerindo que a mesma pode estar atuando como um lubrificante.

Uma análise clínica retrospectiva foi realizada por KRENNMAIR; SCHMIDINGER; WALDENBERGER ⁶³ (2002) com implantes do Sistema Frialit-2 utilizados para próteses unitárias com uma conexão com hexágono interno de 5,5mm de altura. Abrangendo um período de 7 anos (média de 35,8 meses), foram avaliados 146 implantes, consistindo 93 coroas cimentadas com cimento provisório e 22 coroas parafusadas com parafuso oclusal e 31 com parafusos laterais. A taxa de sobrevida cumulativa foi de 97,35% para os implantes e 96,4% para as coroas. A taxa total de complicação protética foi de 18%, tendo sido avaliado fratura de componentes, afrouxamento das coroas parafusadas, afrouxamento das coroas cimentadas, fratura da cerâmica e complicações teciduais (recessões e fístulas). Não houve afrouxamento dos parafusos de retenção das coroas com parafuso central, apenas em 1 prótese com parafuso lateral, e 9 coroas cimentadas tiveram que ser

recimentadas. A taxa total de afrouxamento dos parafusos de intermediários foi de 3,5%. A taxa de afrouxamento dos parafusos laterais foi de 9,6%.

O efeito do aperto repetido dos parafusos e a contaminação por saliva na pré-carga obtida em parafusos protéticos de ouro foram avaliados em 15 amostras de parafusos tipo fenda por TZENAKIS et al ⁹⁸ (2002). Cada parafuso foi apertado, removido, lubrificado e reapertado 10 vezes, utilizando um torquímetro eletrônico no grupo 1. Após o aperto do parafuso, esperava-se 5 minutos para o desaperto. Para o segundo grupo, realizou-se 5 ciclos de aperto e desaperto e 10 ciclos para o terceiro grupo. Para cada grupo foram utilizados novos parafusos de intermediários e parafusos protéticos e apenas os implantes, intermediários e cilindros protéticos foram reutilizados. Cargas de células calibradas foram utilizadas para registrar a pré-carga e o torque aplicado aos parafusos. O valor médio registrado para a pré-carga foi de 184N (grupo 1), 202N (grupo 2) e 220 (grupo 3), registrando um aumento significativo da pré-carga à medida que se aumentavam os ciclos de aperto e desaperto dos parafusos. Os autores concluíram que uma melhor pré-carga é obtida depois de repetidos ciclos de aperto e desaperto dos parafusos e com a lubrificação dos mesmos e sugeriram que os parafusos definitivos deveriam ser utilizados nas várias etapas do tratamento protético, para uma melhor performance dos mesmos quando da instalação definitiva da prótese.

Considerando-se que o desajuste rotacional inferior a 5° resulta em uma conexão mais estável, LANG; WANG; MAY ⁶⁵ avaliaram a orientação do hexágono do implante e do intermediário após a aplicação do torque utilizando-se ou não o contra-torque e a sua relação com a estabilidade da conexão. Foram utilizados 30 implantes

de diâmetro padrão (3,75mm de diâmetro) e 10 implantes de plataforma larga (5,0mm de diâmetro) e 10 intermediários tipo CeraOne, Estheticone, Procera e AurAdapt. Os implantes foram colocados em uma base previamente à conexão do intermediário. Após a aplicação do torque, os espécimes foram embebidos em resina e cortados horizontalmente na altura do hexágono permitindo avaliar a orientação dos mesmos. Os resultados demonstraram que sempre ocorre uma certa rotação na orientação dos hexágonos independente do uso do contra-torque. A orientação é produto da posição inicial do intermediário definida pelo operador no momento da instalação, já que a mesma não ocorreu sempre no sentido do aperto do parafuso o que indicaria uma rotação dos componentes até o estabelecimento do contato dos hexágonos. Independente do grupo, uma rotação menor que $1,5^\circ$ foi observada após o aperto dos parafusos. E o valor máximo de rotação determinado para os grupos foi de menos de $3,53^\circ$, estando portanto, dentro dos padrões de desajuste rotacional determinados para uma conexão estável.

TAN; NICHOLLS ⁹³ (2002) avaliaram a pré-carga gerada pelo aperto dos parafusos protéticos com sensores posicionados nos intermediários. O uso de torquímetros eletrônicos e manuais, assim como o aperto manual dos parafusos foi avaliado para um torque de 10 Ncm. O aperto manual produziu a menor pré-carga quando comparado aos outros sistemas, sendo insuficiente. O uso do torquímetro manual também produziu diferenças significantes na pré-carga na análise entre operadores. A variabilidade entre os torquímetros eletrônicos sugeriu que os mesmos sejam regularmente calibrados. Os autores mencionaram a diferença na leitura dos sensores em relação à posição do cilindro de ouro, sugerindo que as áreas

de contato na interface cilindro/intermediário é muito variável, possivelmente devido ao processo de usinagem dos mesmos.

Com o objetivo de avaliar o grau de afrouxamento dos parafusos protéticos, HANSES; SMEDBERG; NILNER ³⁹ (2002) desenvolveram um instrumento capaz de medir o grau de rotação dos mesmos. O aparelho consiste de 3 partes que são conectadas ao contra-ângulo usado com o torquímetro eletrônico da empresa Nobelbiocare. Uma das partes é graduada de 0° a 360° e permite determinar o grau de rotação do parafuso durante o momento do seu reaperto. O experimento realizado permitiu verificar uma correlação entre o afrouxamento do parafuso e a rotação necessária para reapertá-lo com uma precisão de 1,7° para os parafusos de intermediários e de 1,3° para os parafusos protéticos. Segundo os autores, o aparelho desenvolvido pode ser utilizado para avaliar vários parâmetros que determinam a estabilidade da conexão, como o tipo de implante, número de implantes, tipo de intermediários e tipo de material usado na confecção das próteses, em relação à necessidade de se reapertar os parafusos.

LEE et al ⁶⁶ (2002) investigaram os efeitos da simulação da mastigação nos componentes de implantes para documentar o mecanismo básico de afrouxamento dos parafusos numa simulação clínica. Para simular a angulação de um incisivo central superior e as forças mastigatórias atuando sobre o mesmo, um dispositivo pneumático de carga cíclica foi utilizado com uma frequência de 1hz e tempo de contato de 0,2 segundos. Um sensor de deslocamento foi usado para registrar os padrões ondulares do afrouxamento do parafuso, tendo sido localizado a uma distância de 0,7mm da coroa. Treze implantes de hexágono externo (3,75 x

10mm), intermediários convencionais, cilindros de ouro e parafusos de ouro do sistema Osstem foram utilizados. A coroa foi confeccionada em ouro tipo III. O intermediário foi parafusado a 20Ncm e a prótese a 10Ncm utilizando um torquímetro. A força de 100N foi aplicada em cada uma das coroas individualmente em um ângulo de 30°, de modo a simular a força aplicada a um incisivo central superior. Em três amostras, a força foi aplicada verticalmente como controle. O contato entre a ponta aplicadora da força e a coroa foi ajustada para 0,2 segundos com uma frequência de 1Hz, simulando o contato durante os ciclos mastigatórios, aplicando-se um milhão de ciclos a cada uma das coroas, equivalente a um ano de função. Durante os ciclos, as mudanças ondulares e todas as características foram avaliadas para os parafusos frouxos e estáveis. Quatro estágios foram identificados para os parafusos frouxos e estáveis: deslocamento inicial, vibração inicial, deformação elástica e recuperação dos parafusos soltos. Em nenhuma das amostras observou-se o afrouxamento dos parafusos de intermediário. Entre as amostras que receberam carga a 30°, 4 parafusos de ouro se soltaram. O padrão de afrouxamento do parafuso se caracterizou por um aumento súbito na amplitude, indicando um deslocamento inicial, o qual aumentou com o número de ciclos. À medida que o ensaio continuava, o deslocamento inicial aumentou gradualmente gerando um movimento da infra-estrutura, assim como uma vibração secundária. Por outro lado, o deslocamento e a vibração inicial foram registrados como quase um ponto nos parafusos estáveis e não foi observada a vibração secundária. A quantidade de deformação elástica no conjunto implante/intermediário/prótese foi constante tanto nas amostras estáveis como nas amostras com parafusos soltos. Este padrão variou de acordo com a quantidade de torque aplicado. Segundo os resultados, não foram observados deslocamentos iniciais com torque de 12 Ncm e, portanto, torque superior a 12Ncm

deveria ser utilizado para os parafusos deste sistema. Entretanto, torque superior a 13 Ncm é desaconselhado, já que promoveu danos às fendas dos parafusos assim como às roscas. Não foram observados afrouxamentos dos parafusos de intermediários, muito embora um alto índice de afrouxamento desses parafusos e de próteses seja encontrado na literatura. Os autores acreditam que seja devido à elasticidade uniforme do dispositivo que mantinha o implante, impedindo que estresses fossem transmitidos para a interface implante/intermediário, além do fato do parafuso de ouro ser mais fraco.

Um estudo realizado em mandíbulas de cachorro por BROGGINI et al¹⁶ (2003) avaliou histomorfologicamente a influência do desajuste marginal e o tempo da conexão do pilar nos tecidos peri-implantares. Foram utilizados três tipos de implantes: (1) submerso com duas peças; (2) não submerso com duas peças e (3) não submerso com peça única. A conexão dos pilares foi realizada na cirurgia para a instalação do implante para o grupo 2 e após 3 meses para o grupo 1. Os pilares foram soltos e reconectados após 4, 8 e 10 semanas nos grupos 1 e 2 para simular as condições clínicas e, após 6 meses da cirurgia de instalação dos implantes, foram realizadas as análises histológicas. Nos dois grupos de duas peças (1 e 2) encontrou-se um infiltrado celular considerável ao nível da interface implante/pilar, que aparentemente reduzia gradativamente e progressivamente em direção ao tecido ósseo e ao tecido gengival marginal. Por outro lado, um infiltrado esparso foi encontrado no grupo de peça única (3). Não houve diferença entre os grupos 1 e 2 em relação à espessura do tecido gengival presente entre o tecido ósseo e o tecido gengival epitelial, à espessura de tecido gengival acima da interface implante/pilar (microfenda), e à perda óssea medida da interface implante/pilar e o nível do tecido

ósseo alveolar. Concluíram que a ausência de uma microfenda na interface implante/pilar pode ser associada a um reduzido acúmulo de células inflamatórias e a uma mínima perda óssea.

Em uma revisão da literatura entre 1981 a 2001, GOODACRE et al ³⁰ (2003) procuraram identificar os tipos de complicações que foram relatadas no tratamento com próteses sobre implantes. Além de identificar os tipos mais comuns de complicações, a incidência das complicações associadas aos implantes foi comparada à incidência das complicações observadas nas próteses convencionais. Entre as complicações protéticas mais freqüentes (complicações com incidência superior a 15%) foram relatados o afrouxamento do mecanismo de retenção em próteses tipo overdenture (33%), fratura da resina em próteses parciais fixas (22%), perda de implantes em tratamentos com overdenture (21%), reembasamento de overdenture (19%), fratura do clips da overdenture (16%). O afrouxamento do parafuso do intermediário foi observado em 6% das próteses (365 dos 6256 parafusos), sendo a incidência maior em próteses unitárias (máximo de 45%). A taxa média de afrouxamento dos parafusos em coroas unitárias que usavam desenhos de parafusos mais antigos foi registrada em 25%. Quando dados de 6 estudos mais recentes foram combinados, a incidência média foi de 8%, indicando uma melhora substancial dos novos parafusos. A fratura dos parafusos protéticos foi encontrada quase igualmente em próteses parciais fixas e próteses totais fixas, variando de 0% a 19%. Dos 7094 parafusos avaliados, 282 fraturaram.

Considerando-se que a literatura sugere que a adaptação da prótese é importante na prevenção da fratura dos implantes e dos componentes, assim como do

afrouxamento dos parafusos de retenção, e que, do ponto de vista tecnológico, é impossível de se obter próteses passivas, HECKER;ECKERT ⁴⁰ (2003) se propuseram a avaliar e quantificar as mudanças na adaptação das próteses submetidas à carga cíclica. Foram confeccionadas 15 infra-estruturas utilizando-se cilindros de ouro Nobelbiocare. As infra-estruturas foram confeccionadas para uma prótese de 5 elementos tipo protocolo, em forma de L com 6mm de altura e 8mm de dimensão horizontal. As próteses foram conectadas aos intermediários do tipo convencional utilizando parafusos de fenda em ouro, os quais foram apertados a 10Ncm com o uso de um torquímetro digital. Análises do desajuste vertical foram realizadas em 4 localizações na interface intermediário/infra-estrutura antes da aplicação de carga cíclica, após 50 mil ciclos e após 200 mil ciclos. Houve uma redução significativa no nível de desajuste ao se avaliar cada localização individualmente e no conjunto quando o ponto de aplicação de carga foi a região anterior da prótese. Ao se aplicar a carga na região de cantilever posterior, unilateral ou bilateralmente, não foram observadas mudanças significativas.

TAVAREZ ⁹⁴ (2003) avaliou as alterações da interface implante/intermediário em sistemas de conexão externa e interna através das medidas de desadaptação e condições de torque e destorque dos parafusos de fixação antes e após a aplicação de carga cíclica. Foram avaliados 50 corpos de prova divididos em 5 grupos: (grupo 1) implante de HE e pilar UCLA com coroa cimentada; (grupo 2) implante de HI e pilar pré-fabricado com coroa cimentada; (grupo 3) implante com conexão tipo octógono interno e pilar UCLA parafusado e (grupo 4) implante de HE e pilar ceraone com coroa cimentada. Os resultados mostraram diferença estatística no desajuste após a aplicação de carga nos grupos HE com pilares UCLA e no grupo 3.

A menor desadaptação foi observada no grupo 4 com 3,81µm para desajuste vertical. Os resultados para o destorque após a aplicação de carga mostraram uma maior redução no grupo de HE com pilares parafusados tipo UCLA com redução de 61,20% e a menor redução foi observada para o grupo 2 com 13,3%.

Em 2004, VIGOLO et al ¹⁰⁰ publicaram uma avaliação clínica prospectiva comparando próteses unitárias cimentadas e parafusadas em relação ao nível ósseo, aos tecidos gengivais e complicações protéticas. Foram selecionados 12 pacientes que receberam 2 implantes bilateralmente em igual condição óssea. Um dos implantes foi aleatoriamente selecionado para receber uma prótese cimentada e o outro, uma prótese parafusada. Foram utilizados implantes do tipo hexágono externo e as próteses foram confeccionadas com intermediários tipo UCLA em ouro. Foram utilizados parafusos de ouro tipo Gold-Tite e torque de 30Ncm. As próteses metalocerâmicas foram cimentadas com cimento provisório e as próteses parafusadas foram seladas com resina composta. Após a instalação das próteses, os pacientes foram acompanhados a cada 3 meses no primeiro ano e a cada 6 meses nos anos subsequentes. A sobrevivência dos implantes foi avaliada segundo os critérios de ausência de mobilidade e sensibilidade ou parestesia, ausência de imagem radiolúcida e ausência de perda óssea marginal progressiva. O índice de placa supragengival, inflamação gengival, sangramento à sondagem, quantidade de gengiva ceratinizada ao redor do intermediário e profundidade de sondagem foram registrados no último controle de 4 anos. Tanto as próteses cimentadas como as próteses parafusadas foram removidas para acesso ao implante, o que possibilitou medir a altura do tecido gengival da plataforma do implante até a margem gengival. As condições dos tecidos gengivais e dos tecidos ósseo ao redor dos implantes foram

semelhantes para os dois tipos de prótese. A perda óssea observada na análise de 4 anos foi de 0,8mm para os dois tipos de próteses. Não foi observado qualquer tipo de complicação mecânica em ambos os grupos. Os autores concluíram que a escolha entre próteses cimentadas ou parafusadas parece ser apenas uma questão de preferência do clínico, uma vez que não foi possível determinar diferenças entre os dois métodos de retenção.

A adaptação passiva de diferentes tipos de próteses fixas foi avaliada por meio de sensores utilizando o sistema ITI com intermediários sólidos por KARL et al ⁵⁷ (2004). Foram avaliados 4 grupos de próteses fixas de 3 elementos com 10 amostras cada: (1) próteses cimentadas obtidas através da técnica de transferência; (2) próteses parafusadas obtidas a partir de componentes plásticos; (3) próteses parafusadas obtidas a partir de componentes pré-fabricados em ouro, e (4) próteses parafusadas cimentadas aos cilindros de ouro. Os sensores foram instalados na mesial e distal de cada um dos 3 implantes e na superfície oclusal localizada entre os implantes, na área de pântico. Para as próteses cimentadas, foi utilizado cimento temporário, o qual foi aplicado diretamente sobre os intermediários. O registro foi então zerado e a prótese cimentada com uma pressão de 200N aplicada sobre os pânticos. Após 30 segundos, a força foi reduzida para 100N e aplicada por mais 3 minutos. A força foi então removida para uma presa adicional de 2 minutos. O registro final foi realizado após 6 minutos. Para as próteses parafusadas, os parafusos foram apertadas com um torquímetro a 20Ncm na seguinte seqüência: (1) parafuso oclusal no implante central ou B, (2) parafuso oclusal no ultimo implante ou C, (3) parafuso oclusal no primeiro implante ou A. Os registros também foram obtidos após 6 minutos do aperto dos parafusos. A única diferença estatística observada foi

entre os registros obtidos no grupo de próteses cimentadas aos cilindros de ouro e o grupo de próteses parafusadas fundida com cilindros pré-fabricados. Os autores observaram que todas as próteses apresentaram registros de estresses apesar de terem sido fabricadas por um técnico especializado e terem sido avaliadas clinicamente como adequadas e passivas, sugerindo que toda prótese apresenta um certo grau de desajuste. Os resultados ainda sugerem que um mesmo padrão de qualidade pode ser obtido com as técnicas de fundição para próteses cimentadas e parafusadas, assim como parece não haver diferenças no mecanismo de transmissão de estresses entre as próteses cimentadas e parafusadas. Os autores concluem que a precisão final da peça depende da precisão das técnicas de fabricação empregadas ou seja, transferência, modelos de trabalhos, tolerância dos componentes e fundição e habilidade do técnico. Observaram ainda que, não tendo sido encontrada diferenças entre as próteses obtidas a partir de cilindros plásticos e as próteses obtidas a partir de cilindros de ouro, parece não haver diferença na técnica de confecção das próteses utilizando esses 2 materiais. Por outro lado, a técnica de cimentação da prótese nos cilindros de ouro trouxe uma redução significativa nos estresses registrados, presumindo-se que todas as imperfeições inerentes ao processo de confecção da prótese tenham sido eliminadas com esse procedimento final. Os resultados obtidos neste trabalho comprovam que os métodos de avaliação clínica não são capazes de determinar a passividade das próteses, e dessa forma, a utilização de um método mais preciso como os sensores pode ser uma maneira de testar objetivamente a precisão das próteses.

Uma avaliação da perda óssea marginal após 5 anos de função foi realizada por RICCI et al ⁸¹ (2004) em um grupo de pacientes tratados com implantes

do sistema Frialit-2. Cinquenta e um pacientes com 112 implantes participaram do estudo retrospectivo, compreendendo 10,7% implantes na região anterior, 89,3% na região de pré-molares e molares. As próteses, fixadas com parafusos horizontais (13,4%) ou cimentadas (86,6%), eram 46,4% elementos isolados e 53,6% próteses fixas posteriores. Após 5 anos de função, 100% dos implantes estavam em função e a média de reabsorção óssea foi de 2,17 mm, entretanto, 32 implantes (28,6%) apresentaram perda óssea maior que 3 mm. Entre as complicações protéticas observou-se 7,1% de afrouxamento de parafusos em 6 pacientes, tendo sido causado, provavelmente, por hábito parafuncional. Em 2 pacientes, as próteses foram consideradas inadequadas em relação a sua adaptação. Esses 5 implantes não apresentaram bons resultados clínicos e radiográficos na avaliação de 5 anos, com perda óssea de 5mm. As avaliações iniciais de 12, 24 e 36 meses apresentaram perda óssea, não indicativa de perda óssea progressiva ou de alguma patologia. Os autores questionaram o tempo necessário para que uma prótese desajustada resulte em perda óssea como ocorreu neste estudo.

CANTWELL; HOBKIRK ¹⁹ avaliaram a hipótese de que um sistema de implantes unitários apresentará perda da pré-carga mesmo com o aperto adequado dos parafusos e mesmo sem a presença de cargas externas. Para a análise um implante tipo hexágono externo foi montado em um bloco de resina. Um intermediário do tipo convencional foi conectado a um torque de 20Ncm, sendo que o mesmo continha 3 sensores colados em sua superfície externa e paralelos ao longo eixo do implante, os quais foram utilizados para medir a pré-carga. Cinco conjuntos de parafusos de ouro e cilindros de ouro foram testados. Os parafusos foram apertados a 12,06 Ncm com torquímetro eletrônico e a pré-carga foi monitorada por 15 horas. A

pré-carga média produzida foi de $319,6\text{N} \pm 88\text{N}$. Foi observada uma redução da pré-carga em todos os testes, sendo que a maior redução foi observada dentro dos primeiros 2 segundos. E, mesmo após 15 horas, ainda se observou uma perda gradual da pré-carga. A perda média da pré-carga foi de $24,9\% \pm 8,28\%$, sendo que cerca de 40,2% desta perda média ocorreu após 10 segundos do aperto. Os autores creditam essa perda progressiva da pré-carga aos fenômenos de relaxamento e deformação plástica localizada.

KHRAISAT et al ⁵⁹ (2004) avaliaram o efeito de cargas laterais no afrouxamento de parafusos em um sistema de implantes com conexão tipo hexágono externo. Para isso o destorque foi registrado antes e depois da aplicação de carga e comparando-se os resultados após a aplicação de cargas cêntricas e excêntricas. Além disso, a movimentação rotacional do intermediário e a superfície de contato dos componentes foram examinadas. Foram utilizados 15 implantes Nobelbiocare, 15 intermediário do tipo CeraOne e 15 infra-estruturas fundidas. As fundições continham um orifício central para o acesso ao parafuso e foram cimentadas com cimento fosfato de zinco. Os parafusos de intermediário foram apertados a 32Ncm e depois reapertados após 10 minutos. O destorque inicial foi então registrado. Os parafusos foram novamente apertados e reapertados e as amostras submetidas à carga cíclica entre 0 – 50N, sendo a carga aplicada a uma distância de 11,5mm da superfície do bloco de resina que continha o implante. As amostras foram divididas em 3 grupos: (A) – carga aplicada perpendicular ao longo eixo do implante; (B) carga aplicada a 4mm do longo eixo do implante; (C) sem aplicação de carga. Após 1 milhão de ciclos, o destorque foi registrado. Os resultados mostraram que a diferença nos valores de destorque inicial e final foi maior no grupo A, sendo esta diferença

significante quando comparado aos grupos B e C. Não houve diferença entre os grupos B e C. Também foi observado o deslocamento rotacional dos intermediários do grupo B de 58µm e 53µm. Os autores concluem que o torque foi preservado no grupo submetido à carga excêntrica.

O uso de ligas básicas para a confecção de infra-estrutura para prótese sobre implante foi avaliado através da variável desajuste vertical, horizontal e profundidade de fenda por KANO et al ⁵⁶ (2004). A avaliação foi realizada na interface intermediário/cilindro de ouro utilizando componentes do sistema Conexão Sistema de Próteses. Foram analisados componentes pré-fabricados em paládio-prata e componentes plásticos fundidos em NiCr e CoCr. Os resultados observados para o desajuste vertical, horizontal e profundidade de fenda foram: 4,13µm, 14,5µm e 6,93µm para o cilindro pré-fabricado; 23,18µm, 33,2µm e 88µm para os cilindros em NiCr e 25,6µm, 51,8µm, 114,54µm para os cilindros fundidos em CoCr. Não houve diferença estatística entre os grupos fundidos, mas uma melhor adaptação foi observada para os cilindros pré-fabricados quando comparados aos cilindros fundidos para todas as variáveis estudadas.

3 PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste trabalho é avaliar e comparar os tipos de pilares protéticos (usinados, sobrefundidos e fundidos) e os tipos de conexões protéticas (hexágono externo e hexágono interno) em relação:

- 1 - ao desajuste marginal através das variáveis profundidade de fenda, desajuste vertical e horizontal
- 2 - ao desajuste rotacional
- 3 - ao destorque antes e após a aplicação de cargas cíclicas

4 MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 SELEÇÃO E COMPOSIÇÃO DOS GRUPOS

Foram utilizados implantes com 2 tipos de conexão protética, hexágono externo e interno, e 3 tipos de pilares protéticos: usinado, sobrefundido e fundido. Todos os pilares apresentavam sistema anti-rotacional (AR), sendo próprios para confecção de prótese unitária. Para cada conjunto implante/pilar, foram utilizados 2 parafusos de retenção em titânio.

A descrição de todos os materiais e equipamentos utilizados encontra-se na tabela 4.1.

TABELA 4. 1 - Relação dos materiais e equipamentos utilizados.

Material	Descrição	Marca
Implante Master (517710)	Implante de hexágono externo (3,75mm x 10mm)	Conexão Sistema de Prótese, São Paulo, Brasil
Implante Conect AR (513710)	Implante de hexágono interno (3,75mm x 10mm)	Conexão Sistema de Prótese, São Paulo, Brasil
UCLA paládio-prata com AR – Master	Pilar UCLA com cinta metálica em Pors-On 4, para implante hexágono externo, diâmetro 3,75mm	Conexão Sistema de Prótese, São Paulo, Brasil
UCLA paládio-prata com AR - Conect AR	Pilar UCLA com cinta metálica em Pors-On 4, para implante hexágono interno, diâmetro 3,75mm	Conexão Sistema de Prótese, São Paulo, Brasil

TABELA 4.1 (cont.) – Relação dos materiais e equipamentos utilizados.

Material	Descrição	Marca
UCLA titânio com AR – Master	Pilar UCLA em titânio usinado para implante hexágono externo de 3,75mm de diâmetro	Conexão Sistema de Prótese, São Paulo, Brasil
UCLA titânio com AR – Conect Master	Pilar UCLA em titânio usinado para implante hexágono interno de 3,75mm de diâmetro	Conexão Sistema de Prótese, São Paulo, Brasil
UCLA plástico com AR - Master	Pilar UCLA em plástico calcinável, para implante hexágono externo de 3,75mm de diâmetro	Conexão Sistema de Prótese, São Paulo, Brasil
UCLA plástico com AR – Conect AR	Pilar UCLA em plástico calcinável, para implante hexágono interno de 3,75mm de diâmetro	Conexão Sistema de Prótese, São Paulo, Brasil
Parafusos UCLA - Master	Parafusos em titânio para implantes de hexágono externo de 3,75 mm de diâmetro	Conexão Sistema de Prótese, São Paulo, Brasil
Parafusos UCLA - Conect AR	Parafusos em titânio para implante hexágono interno de 3,75 mm de diâmetro	Conexão Sistema de Prótese, São Paulo, Brasil
Liga Verabond II	Liga de níquel cromo	Aalba Dent Inc., Cordélia, CA EUA
Liga CoCr	Liga de cobalto-cromo	Degudent, Guarulhos, São Paulo, Brasil
Liga Pors-on 4	Liga de prata-paládio	Degudent, Guarulhos, São Paulo, Brasil
Termocast	Revestimento fosfatado	Polidental Indústria Comércio Ltda, São Paulo, SP, Brasil
Citranox	Detergente orgânico	Alcanox, Inc, EUA

TABELA 4.1 (cont.) – Relação dos materiais e equipamentos utilizados.

Material	Descrição	Marca
Toolmaker Microscope	Microscópio óptico (aumento de 150x)	Gaertner Scientific Corporation, Chicago, IL, EUA
Máquina de carga cíclica		Desenvolvida por Binon (1996)
Calibration plate	Lamina para calibração de medidas	Baush Lomb
Aparelho para análise da rotação		Desenvolvido por Binon (1996)
Chantillon Compression Force Gauge	Torquímetro digital	Chantillon, Greensboro, NC, EUA
Sampl-kwick	Resina autopolimerizável	Buehler, IL, EUA
Cera P.K. opaque	Cera para fundição	Polidental, Brasil

4.1.1 - TIPO DE CONEXÃO PROTÉTICA

Os implantes utilizados foram agrupados de acordo com o tipo de conexão protética apresentada:

A - CONEXÃO PROTÉTICA COM HEXÁGONO EXTERNO

Foram considerados como conexão protética tipo hexágono externo as amostras constituídas por um implante com hexágono externo e um pilar com hexágono interno. As amostras com este tipo de conexão receberam a denominação A (letra A maiúscula) (Figura 4.1)

FIGURA 4.1 – Implante e pilar protético com conexão tipo hexágono externo.

B – CONEXÃO PROTÉTICA COM HEXÁGONO INTERNO

Foram consideradas como conexão protética tipo hexágono interno, as amostras constituídas por um implante com hexágono interno e um pilar protético com hexágono externo. As amostras desse grupo receberam a denominação B (letra B maiúscula) (Figura 4.2).

FIGURA 4.2 – Implante e pilar protético com conexão tipo hexágono interno.

4.1.2 - TIPOS DE PILARES PROTÉTICOS

Os pilares protéticos tipo UCLA foram classificados de acordo com o tipo de confecção em usinados, sobrefundidos e fundidos. (Figura 4.3 e 4.4)

FIGURA 4.3 - Tipos de pilares protéticos para conexão tipo hexágono externo: (A) em titânio – Usinado; (B) com cinta metálica em paládio-prata e cilindro plástico calcinável para sobrefundição (Sobrefundido); (C) em plástico calcinável para fundição (Fundido).

FIGURA 4.4 - Tipos de pilares protéticos para conexão tipo hexágono interno: em titânio – Usinado; com cinta metálica em paládio-prata e cilindro plástico calcinável para sobrefundição (Sobrefundido).

1 –USINADOS

Foram denominados pilares USINADOS aqueles que foram fabricados em equipamentos específicos (tornos computadorizados) e que não foram submetidos a procedimentos laboratoriais de fundição. Estes componentes receberam a denominação 1 (número 1).

2- SOBREFUNDIDOS

Foram denominados pilares SOBREFUNDIDOS os componentes de fabricação dupla, ou seja, componentes com cinta metálica usinada em paládio-prata e com cilindro plástico calcinável para sobrefundição. A cinta metálica (área da conexão protética) foi usinada e a sua porção coronária, em plástico calcinável, foi obtida com um procedimento laboratorial de sobrefundição. Desta forma, estes componentes, embora apresentem uma porção metálica usinada, são submetidos a procedimentos laboratoriais para fundição e, em alguns casos, para aplicação de porcelana. Estes componentes receberam a denominação 2 (número 2) (Figura 4.5).

FIGURA 4.5 - Pilares sobrefundidos em paládio-prata para conexão tipo hexágono externo: (A) antes da sobrefundição; (B) após enceramento da parte coronária; (C) sobrefundidos.

3 – FUNDIDOS

Foram considerados pilares FUNDIDOS os componentes em plástico calcinável. Compreende-se por componentes em plástico calcinável aqueles que são fabricados em plástico e que serão utilizados como um padrão para fundição, sendo eliminados no procedimento de fundição. Todo o componente plástico é substituído pelo metal utilizado na fundição. Os pilares deste grupo foram fundidos em 2 ligas diferentes: níquel-cromo e cobalto cromo. Desta forma, denominação referente a estes componentes refere-se à liga utilizada: número 3 para os pilares fundidos em NiCr (Figura 4.6) e número 4 para os pilares fundidos em CoCr (Figuras 4.7).

FIGURA 4.6 -Pilar em plástico calcinável para conexão tipo hexágono externo antes e após fundição em NiCr.

FIGURA 4.7 - Pilar em plástico calcinável para conexão tipo hexágono externo antes e após fundição em CoCr.

Utilizando a denominação descrita acima para os tipos de implantes (A ou B) e os tipos de pilares (1, 2, 3 ou 4), os implantes, pilares e parafusos foram

distribuídos em 6 grupos, contendo 12 conjuntos de implante/pilar/parafuso de retenção. A descrição dos grupos encontra-se nas Tabelas 4.2 e 4.3.

TABELA 4.2 - Grupo A – Conjunto implante/pilar com conexão tipo hexágono externo.

Grupo	Pilar	Metal
A1	Usinado	Titânio
A2	Sobrefundido	Paládio-prata
A3	Fundido	Níquel cromo
A4	Fundido	Cobalto-cromo

TABELA 4.3 - Grupo B – Conjunto implante/pilar com conexão tipo hexágono interno.

Grupo	Pilar	Metal
B1	Usinado	titânio
B2	Sobrefundido	Paládio-prata

4.2 - CONFEÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

4.2.1 - PREPARO DOS PILARES

Todos os pilares foram confeccionados com as mesmas dimensões, segundo metodologia descrita por BINON ⁶: pilares em forma de cone invertido, com 8 mm de altura e 8 mm de largura no seu maior diâmetro. (Figura 4.8)

FIGURA 4.8 - Dimensões dos pilares usinados, sobrefundidos e fundidos.

Pilares Usinados (A1 e B1)

Os pilares deste grupo foram usinados nas dimensões descritas e padronizadas pelo próprio fabricante. (Figura 4.8)

Pilares Sobrefundidos (A2 e B2) e fundidos (A3 e A4)

Para padronização das dimensões desses pilares, confeccionou-se uma matriz de silicone de condensação a partir de um modelo mestre do pilar usinado em titânio. A matriz dividida em 2 partes foi utilizada para o enceramento de todos os pilares a serem sobrefundidos e fundidos.

Os pilares dos grupos A2 e B2, sobrefundidos com a mesma liga metálica, foram incluídos em pares, um de cada grupo. Os pilares dos grupos A3 e A4 foram incluídos individualmente. A inclusão foi feita com revestimento fosfatado, com técnica de inclusão e fundição convencionais. A composição das ligas utilizadas para fundição está descrita na Tabela 4.4.

TABELA 4.4 – Composição das ligas (%) e intervalo de fusão (°C).

Grupo	Liga	Pd	Ag	Co	Cr	Ni	Intervalo de fusão
A2	Pors-on 4	57,8	30				1175-1275
B2							
A3	VeraBond2				12,5	77,05	1200-1315
A4	CoCr			63	28		1320-1380

Após a fundição, os pilares foram desincluídos e limpos com jato de óxido de alumínio (110µm) e 2.8Bar de pressão, exceto na área da conexão protética

que não foi jateada. A superfície oclusal do pilar foi polida com o auxílio de uma politriz em velocidade 300rpm e com o uso de uma lixa de granulação 600. A parte superior da politriz, além de realizar movimentos rotatórios, também se movimentava verticalmente. O implante era fixado à parte superior com a plataforma oclusal paralela à mesa da politriz, que compreende a parte inferior da máquina. O conjunto implante/pilar era movido de encontro à lixa de polimento apoiada sobre a mesa da politriz. Para padronizar a quantidade de polimento realizada, a altura da mesa de apoio foi regulada e permaneceu inalterada durante o polimento de todos os corpos de prova. (Figura 4.8)

A limpeza final das amostras foi realizada em ultra-som na seguinte seqüência:

- detergente Citranox: 5 minutos
- álcool etílico: 5 minutos
- acetona: 5 minutos

Seguido da secagem ao ar livre sobre papel absorvente.

Após a limpeza, as amostras eram acondicionadas em recipientes limpos até serem utilizadas. A limpeza em ultra-som era realizada antes de cada experimento.

4.9a

4.9b

4.9c

FIGURA 4.9 – (a) Politriz utilizada para o polimento das superfícies oclusais dos pilares, (b) implante/pilar posicionado na politriz, (c) superfícies oclusais jateadas antes e depois do polimento.

4.3 - AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO MARGINAL

Para a análise da adaptação marginal na interface implante/pilar utilizou-se um microscópio óptico com aumento de 150x, equipado com uma unidade de medição eletrônica com precisão de $1\mu\text{m}$. A calibração do microscópio com a unidade de medição eletrônica foi realizada com uma lâmina de calibração própria de $10\mu\text{m}$ e marcações de $1\mu\text{m}$.

As avaliações foram realizadas pelo mesmo operador, denominado operador principal. Os corpos de prova eram previamente preparados e acondicionados todos em um mesmo recipiente pelo operador principal. Para as análises, um corpo de prova era aleatoriamente escolhido e posicionado na base metálica para análise pelo operador secundário, o qual também era responsável por anotar os resultados das avaliações realizadas pelo operador principal.

Para a calibração, um mesmo corpo de prova foi avaliado 3 vezes, em dias diferentes. Foram utilizados 3 corpos de prova. Os resultados obtidos demonstraram uma variação intra-examinador de $1\mu\text{m}$, permitindo que todas as análises fossem realizadas uma única vez.

As avaliações de adaptação marginal foram realizadas em todos os grupos seguindo-se um protocolo:

O pilar era posicionado sobre o implante e parafusado com torquímetro no torque desejado, sendo 30Ncm para as amostras do grupo A e 20 Ncm para as amostras do grupo B. Para permitir que o torque fosse aplicado uniformemente, o

implante era mantido em posição com auxílio de uma morsa. Após o torque, o conjunto implante/pilar era posicionado na base metálica em forma de octógono. A base metálica apresentava na sua parte central uma rosca que permitia que os implantes fossem parafusados e mantidos na mesma posição durante todo o procedimento de análise da adaptação marginal.

Cada corpo de prova foi avaliado nas 8 faces determinadas pelo octógono da base metálica ⁵⁴ (Figura 4.10), obtendo-se um valor médio para cada corpo de prova e, posteriormente, um valor médio para cada grupo.

FIGURA 4.10 – Base do corpo de prova em octógono para as medidas de profundidade de fenda, desajuste horizontal e vertical em microscópio óptico.

Foram realizadas marcações na base, no implante e no pilar para que, uma vez coincidentes, permitissem que as leituras fossem realizadas sempre na mesma posição, tanto em relação à interface, quanto em relação à base de leitura (Figura 4.11).

FIGURA 4.11 – Marcações presente na base, no implante e no pilar para permitir o reposicionamento da amostra na mesma posição.

Para a análise da adaptação marginal, foram realizadas as seguintes avaliações, segundo Kano et al ⁵⁶ (2004): (Figura 4.12)

A - profundidade de fenda

B - desajuste horizontal

C - desajuste vertical

FIGURA 4.12 – Avaliação da adaptação marginal: (A) profundidade de fenda; (B) desajuste horizontal; (C) desajuste vertical.

4.4 - AVALIAÇÃO DO DESAJUSTE ROTACIONAL NA INTERFACE IMPLANTE/PILAR

A rotação entre o hexágono do implante e o hexágono do componente (Figura 4.13) foi medida através do dispositivo para medições angulares desenvolvido e descrito por BINON (1996)⁶ (Figura 4.14).

FIGURA 4.13 - Representação esquemática do desajuste rotacional (A) em relação à diferença dimensional entre os hexágonos do implante e do pilar.

FIGURA 4.14 – Dispositivo utilizado para análise do desajuste rotacional, desenvolvido por BINON (1996)⁶.

O implante era posicionado em uma base metálica do aparelho que era fixada com parafusos no aparelho de medição mantendo o implante em posição (Figura 4.15a). O pilar era fixado com parafusos na haste utilizada para as medidas angulares e então posicionado sobre o implante. O parafuso de fixação do pilar era utilizado para que o mesmo não se deslocasse verticalmente durante as análises. Assim sendo, o aperto do parafuso era feito até a primeira resistência, seguido de um desaparafusamento de $\frac{1}{4}$ de volta. (Figura 4.15b)

FIGURA 4.15a - Posicionamento do implante na base metálica e posicionamento da haste de medição.

FIGURA 4.15b- Posicionamento do pilar e manutenção do mesmo através do dispositivo.

Após a fixação do pilar, a haste era movimentada para a direita. A medida em ângulos obtida neste ponto era anotada como medida inicial (Figura 4.16). A haste era então movimentada para o lado oposto, também em sua amplitude máxima. A medida em ângulos obtida neste ponto era anotada como medida final

(Figura 4.17). A diferença entre as medidas inicial e final era registrada como medida em ângulos da rotação entre o hexágono do implante e o hexágono do pilar. O valor do desajuste rotacional para cada amostra foi obtido a partir da média de 3 medidas.

FIGURA 4.16 – Movimentação inicial da haste para um dos lados, em sua amplitude máxima e o registro do valor de rotação inicial.

FIGURA 4.17 – Registro do valor de rotação final após a movimentação da base para o lado oposto em sua amplitude máxima.

A movimentação da haste era feita utilizando um aparelho de movimentação manual para padronizar a força de deslocamento da haste, calibrada em 160 gramas. O aparelho era posicionado a uma distância de 10 cm do corpo de prova. As medidas foram realizadas por 2 operadores. O operador principal posicionava as amostras aleatoriamente selecionadas pelo operador secundário e movimentava a haste. O operador secundário realizava as leituras e registrava os resultados. O operador secundário não tinha conhecimento da diferença entre os grupos.

Para a calibração dos operadores e verificação da precisão do método de análise, um corpo de prova foi aleatoriamente escolhido e avaliado 10 vezes, em ocasiões diferentes seguindo a metodologia descrita. Os resultados obtidos para as 10 medidas foram exatamente os mesmos.

4.5 - AVALIAÇÃO DO DESTORQUE

Para as amostras do grupo A (conexão tipo hexágono externo) o torque aplicado foi de 30 Ncm e para as amostras dos grupos B (conexão tipo hexágono interno) o torque aplicado foi de 20 Ncm, conforme instruções do fabricante, utilizando-se parafusos de titânio.

O torque foi aplicado por meio de um torquímetro digital e após cerca de 2 minutos, seguindo a metodologia de BREEDING et al ¹⁵, o torque de remoção foi registrado.

O valor de destorque foi registrado como a porcentagem do torque aplicado, ou seja, torque de remoção multiplicado por 100 e dividido pelo torque aplicado³⁶.

4.5.1 – DESTORQUE INICIAL

Para o destorque inicial, foram obtidos 3 valores de destorque para cada corpo de prova e a partir da média dos três resultados, obteve-se o destorque inicial para a amostra avaliada. A média dos 12 corpos de prova de cada grupo foi registrada como o valor de destorque inicial para o grupo.

4.5.2 – DESTORQUE FINAL

Os corpos de prova eram novamente apertados ao torque determinado e submetidos a aplicação de carga cíclica. Após os 10 milhões de ciclos, o torque necessário para soltar o parafuso era medido com o uso do torquímetro digital e registrado como porcentagem do torque aplicado. O destorque final de cada grupo foi registrado como a média obtida a partir dos valores dos 12 corpos de prova.

4.5.3 – DIFERENÇA ENTRE DESTORQUE INICIAL E FINAL

A diferença entre o destorque inicial e final foi calculada para todos os grupos, obtendo-se a redução de torque para cada grupo após a carga cíclica.

4.6 - APLICAÇÃO DE CARGA CÍCLICA

Para a aplicação de carga cíclica utilizou-se a mesma metodologia e máquina de testes desenvolvida por BINON ⁶ (1996). (Figura 4.18)

FIGURA 4.18 – Máquina para aplicação de carga cíclica.

A máquina de carga cíclica foi desenhada e construída com 10 pistões ativados por um eixo central movido por um motor. A rotação do eixo central promove a depressão dos pistões e o contato da ponta ativa com o corpo de prova. A distância entre a amostra e a ponta ativa do pistão foi regulada para 0,761mm, por meio de tiras metálicas calibradoras, estando o pistão na sua posição mais superior (Figura 4.19). Ao completar o movimento vertical total do pistão de 0,761mm, a sua ponta inicia um deslocamento adicional de 0,761mm, gerando a compressão das molas internas do

pistão, calibradas para desenvolver uma força de 133N (13,6Kg) com frequência de 19Hz. Cada ponta ativa do pistão tem uma área de 0,20mm de diâmetro. Os pistões são independentes e foram individualmente calibrados.

FIGURA 4.19 – Tiras metálicas calibradoras foram utilizadas para manter a distância de 0,761mm entre a ponta ativa do pistão e a amostra.

Os 10 suportes das amostras são montados em uma mesa retangular com movimentos rotatórios gerados por um motor elétrico com redutor, controlado por um reostato, rotacionando as amostras em 360° ao redor do seu ponto de carga.

Um sistema de desligamento automático foi utilizado para registrar a falha da amostra, ou seja, afrouxamento ou fratura do parafuso de retenção do pilar. A movimentação do pilar causada pela falha do parafuso era detectada pela ponta metálica localizada próxima ao pilar, acionando o mecanismo de desligamento da máquina. Cada suporte de amostra possui uma ponta metálica independente e o seu acionamento é detectado pela caixa de controle ligada individualmente a cada pistão,

identificando a amostra que apresentou a falha e desligando totalmente a máquina, concomitantemente com a interrupção da contagem dos ciclos.

A distância entre o pilar e a ponta metálica (0,04) foi definida como a menor distância capaz de detectar a mobilidade do pilar decorrente do afrouxamento do parafuso.

A corpo de prova era removido da máquina ao atingir 10 milhões de ciclos ou quando ocorria a falha e o valor de destorque final era registrado.

4.6.1 - CALIBRAÇÃO DA MÁQUINA DE APLICAÇÃO DE CARGAS CÍCLICAS.

A cada 1 milhão de ciclos era feita a calibração da máquina. Checava-se a distância entre a ponta ativa do pistão e a mesa oclusal do corpo de prova, assim como a distância entre o corpo de prova e ponta metálica responsável pela detecção da falha.

A força de compressão gerada pela mola interna dos pistões foi testada antes e depois dos ensaios.

4.6.2 - PREPARO DAS AMOSTRAS PARA A APLICAÇÃO DE CARGA CÍCLICA

Para posicionar as amostras na máquina de ensaios, os implantes foram incluídos em uma base metálica cilíndrica com resina autopolimerizável (Samplewick) e tampas de teflon foram utilizadas para padronizar o posicionamento vertical e horizontal dos implantes. (Figura 4.20)

FIGURA 4.20 – Posicionamento dos implantes com a utilização de tampas de teflon para padronização do posicionamento vertical e horizontal dos mesmos.

Após 24 horas, as tampas de teflon eram removidas e os pilares conectados aos implantes e, depois de posicionados em suas bases metálicas, os parafusos eram apertados com o torque correspondente utilizando-se o torquímetro digital. (Figura 4.21)

FIGURA 4.21 – Amostra posicionada na base metálica da máquina de ensaios com o parafuso de fixação do pilar no implante recebendo torque de 30Ncm.

4.7 - ANÁLISE ESTATÍSTICA

A avaliação entre os grupos para as variáveis estudadas foi realizada pelo teste de variância (ANOVA) a 2 critérios (tipo de pilar e tipo de conexão), com intervalo de confiança a 95% e $p < 0,05$. Teste de comparações múltiplas (Student Newman Keuls) foi utilizado, quando necessário, para localizar e quantificar as diferenças estatisticamente significantes.

5 RESULTADOS

5 RESULTADOS

5.1 ADAPTAÇÃO MARGINAL

5.1.1 - PROFUNDIDADE DE FENDA (A) - μm

As médias e desvios-padrão para os valores de profundidade de fenda na interface implante/pilar estão descritos na tabela 5.1 e os resultados da análise estatística nas tabelas 5.2 e 5.3.

Quando comparados os grupos de conexão com hexágono externo, não foi constatada diferença entre si.

Entre os grupos de conexão com hexágono interno, não foi constatada diferença entre o grupo usinado (B1) e o grupo sobrefundido (B2).

Na comparação entre os tipos de conexão, os pilares usinados com hexágono interno (B1) apresentou desajuste menor que os pilares usinados com hexágono externo (A1), o mesmo não ocorreu na comparação entre os grupos sobrefundidos (A2 versus B2).

TABELA 5.1 – Médias e desvios-padrão para a profundidade de fenda na interface implante/pilar.

Grupo	Profundidade de fenda (μm)		
A1	54,1	$\pm$	127,75
A2	49,4	$\pm$	36,56
A3	21,2	$\pm$	21,36
A4	33,1	$\pm$	23,81
B1	8,4	$\pm$	13,74
B2	34,9	$\pm$	20,49

TABELA 5.2 – Análise de Variância a 1 critério para a comparação das diferenças entre as médias de profundidade de fenda ($p < 0,05$).

Variação	GL	SQ	MQ	F	P
Entre tratamentos	5	17508,9	3501,8	3,09	0,0145
Residual	66	74893,0	1134,7		
Total		71	92401,9		

TABELA 5.3 – Teste Student Newman Keuls para comparação entre os grupos quanto à variável profundidade de fenda.

Grupo	Profundidade de fenda (μm)
B1	8,4
A3	21,2
A4	33,1
B2	34,9
A2	49,4
A1	54,1

Grupos unidos pela barra não apresentam diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$)

5.1.2 - DESAJUSTE HORIZONTAL (B) - μm

As médias e desvios-padrão para o desajuste horizontal na interface implante/pilar estão descritos na tabela 5.4 e os resultados da análise estatística nas tabelas 5.5 e 5.6.

Na comparação entre os grupos de conexão com hexágono externo, o desajuste horizontal apresentado pelo grupo usinado (A1) foi maior ao desajuste apresentado pelo grupo sobrefundido (A2) e pelos grupos fundidos (A3 e A4). O grupo sobrefundido (A2) apresentou desajuste maior aos grupos fundidos (A3 e A4). Não foi constatada diferença entre os grupos fundidos quando comparados entre si.

Na comparação entre os grupos de conexão com hexágono interno, não foi constatada diferença entre os grupos (B1 versus B2).

Na comparação entre os tipos de conexões, os pilares usinados com hexágono externo apresentaram desajuste horizontal maior que os pilares com hexágono interno. Os pilares sobrefundidos com hexágono externo apresentaram desajuste horizontal maior que os pilares sobrefundidos com hexágono interno.

TABELA 5.4 – Médias e desvios-padrão para o desajuste horizontal na interface implante/pilar.

Grupo	Desajuste Horizontal (μm)
A1	89,1 $\pm$ 14,15
A2	39,2 $\pm$ 16,87
A3	13,5 $\pm$ 9,48
A4	23,0 $\pm$ 21,42
B1	10,9 $\pm$ 5,68
B2	18,2 $\pm$ 10,31

TABELA 5.5 – Análise de Variância a 1 critério para a comparação das diferenças entre as médias de desajuste horizontal ($p < 0,05$).

Fonte de Variação	GL	SQ	MQ	F	P
Entre Tratamentos	5	52408,0	10481,6	53,6	<0,0001
Residual	66	12895,1	195,4		
Total		71	65303,1		

TABELA 5.6 – Teste Student Newman Keuls para comparação entre os grupos quanto à variável desajuste horizontal.

Grupo	Desajuste Horizontal (μm)
B1	10,9
A3	13,5
B2	18,2
A4	23,0
A2	39,2
A1	89,1

Grupos unidos por barra não apresentam diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$)

5.1.3. DESAJUSTE VERTICAL (C) - μm

As médias e desvios-padrão obtidos para a análise de desajuste vertical encontram-se descritos na tabela 5.7 e os resultados obtidos na análise estatística nas tabelas 5.8 e 5.9.

Na comparação entre os grupos de conexão com hexágono externo não houve diferença estatística entre os grupos.

Na comparação entre os grupos de conexão com hexágono interno, o grupo usinado (B1) apresentou desajuste vertical menor que o grupo sobrefundido (B2).

Na comparação entre os tipos de conexões, não houve diferença na comparação entre os componentes fundidos (A1 x B1) e sobrefundidos (A2 x B2).

TABELA 5.7 – Médias e desvios-padrão para o desajuste vertical na interface implante/pilar.

Grupo	Desajuste Vertical (μm)
A1	5,6 $\pm$ 6,46
A2	11,1 $\pm$ 8,22
A3	8,0 $\pm$ 9,35
A4	6,9 $\pm$ 3,78
B1	2,1 $\pm$ 3,21
B2	12,1 $\pm$ 4,75

TABELA 5.8 – Análise de Variância a 1 critério para a comparação das diferenças entre as médias de desajuste vertical ($p < 0,05$).

Variação	GL	SQ	MQ	F	P
Entre tratamento	5	52408,0	10481,6	53,6	<0,0001
Residual	66	12895,1	195,4		
Total		71	65303,1		

TABELA 5.9 – Teste Student Newman Keuls para comparação entre os grupos quanto à variável desajuste vertical.

Grupo	Desajuste Vertical (μm)
B1	2,1
A1	5,6
A4	6,9
A3	8,0
A2	11,1
B2	12,1

Grupos unidos por barra não apresentam diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$)

5.2 DESAJUSTE ROTACIONAL

As médias e desvios-padrão para o desajuste rotacional entre os hexágonos do implante e do pilar estão descritos na tabela 5.10 e os resultados da análise estatística nas tabelas 5.11 e 5.12.

Na comparação entre os grupos de conexão com hexágono externo, não foi constatada diferença entre os grupos A1, A2 e A3 e entre os grupos A2, A3 e A4. O desajuste rotacional do grupo usinado (A1) foi menor ao apresentado pelo grupo fundido com CoCr (A4).

Não houve diferença estatística na comparação entre os grupos de conexão com hexágono interno (B1 versus B2).

Na comparação entre os tipos de conexão, o desajuste rotacional do grupo usinado com hexágono interno (B1) foi maior ao do grupo usinado com hexágono externo (A1). Não houve diferença entre os grupos sobrefundidos.

TABELA 5.10 – Média e desvios-padrão para o desajuste rotacional.

Grupo	Desajuste rotacional (°)
A1	1,2 ± 0,57
A2	1,8 ± 1,31
A3	2,0 ± 0,73
A4	2,8 ± 1,14
B1	2,8 ± 1,08
B2	2,0 ± 1,03

TABELA 5.11 – Análise de Variância a 1 critério para a comparação das diferenças entre as médias de desajuste rotacional ($p < 0,05$).

Fonte de Variação	GL	SQ	MQ	F	P
Entre tratamentos	5	23,4	4,69	4,62	0,001
Residual	66	67,0	1,01		
Total	71	90,4			

TABELA 5.12 – Teste Student Newman Keuls para comparação entre os grupos quanto à variável desajuste rotacional.

Grupos	Desajuste Rotacional (°)
A1	1,2
A2	1,8
A3	2,0
B2	2,0
B1	2,8
A4	2,8

Grupos unidos por barra não apresentam diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$)

5.3 - DESTORQUE INICIAL E FINAL

5.3.1 – DESTORQUE INICIAL

As médias e desvios-padrão para destorque inicial estão descritos na tabela 5.13 e os resultados da análise estatística nas tabelas 5.14 e 5.15.

Na comparação entre os grupos de conexão com hexágono externo, o destorque inicial apresentado pelo grupo A1 (92,3%) foi significativamente maior ao apresentado pelo grupo sobrefundido A2 (81,6%) e pelos grupos fundidos A3 (86,4%) e A4 (84%). Não foi constatada diferença entre os grupos fundidos entre si (A3 x A4), e entre os grupos fundidos e o grupo sobrefundido (A3 e A4 x A2).

Na comparação entre os grupos de conexão com hexágono interno (B1 versus B2), não foi constatada diferença.

Na comparação entre os tipos de conexão, não houve diferença entre os grupos usinados de conexão com hexágono externo e interno (A1 versus B1) e entre os grupos sobrefundidos (A2 versus B2).

TABELA 5.13 – Destorque inicial (%).

GRUPO	Torque Aplicado	Destorque Inicial		N
		%	DP	
A1	30	92,3	3,0	12
A2	30	81,6	5,0	12
A3	30	86,4	4,6	12
A4	30	84,0	7,7	12
B1	20	88,8	6,8	12
B2	20	84,9	2,4	12

TABELA 5.14 – Análise de Variância a 1 critério para a comparação das diferenças entre as médias de destorque inicial ($p < 0,05$).

Fonte de Variação	GL	SQ	MQ	F	P
Entre tratamentos	5	865,3	173,1	6,2	,0001
Residual	66	1837,5	27,8		
Total	71	2702,8			

TABELA 5.15 – Teste Student Newman Keuls para comparação entre os grupos quanto à variável Destorque Inicial.

Grupo	Destorque Inicial (%)
A1	92,3
B1	88,8
A3	86,4
B2	84,9
A4	84,0
A2	81,6

Grupos unidos por barra não apresentam diferença significativa ($p < 0,05$).

5.3.2 – DESTORQUE FINAL

As médias e desvios-padrão para destorque final estão descritos na tabela 5.16 e os resultados da análise estatística nas tabelas 5.17 e 5.18.

Na comparação entre os grupos de conexão com hexágono externo, o grupo A1 e A4 apresentaram maior destorque que grupo sobrefundido A2 (19,8%). Não foi constatada diferença na comparação entre os grupos A1, A3 e A4. Não foi constatada diferença na comparação entre os grupos A3 e A2.

Na comparação entre os grupos de conexão com hexágono interno (B1 versus B2), não houve diferença estatística para os resultados de destorque final.

Na comparação entre os tipos de conexão, os pilares usinados com hexágono externo (A1) apresentaram maior destorque final que os pilares com hexágono interno (B1). Não houve diferença na comparação entre os pilares sobrefundidos com hexágono externo e interno (A2 versus B2).

TABELA 5.16 – Destorque final (%).

GRUPO	Torque Aplicado	Destorque Final		n
		%	DP	
A1	30	41,1	19,3	11
A2	30	19,8	13,0	11
A3	30	27,9	6,5	12
A4	30	37,5	16,2	11
B1	20	17,1	16,2	11
B2	20	23,3	10,9	12

TABELA 5.17 – Análise de Variância a 1 critério para a comparação das diferenças entre as médias de destorque final ($p < 0,05$).

Fonte de Variação	GL	SQ	MQ	F	P
Entre tratamentos	5	5285,4	1057,1	5,2	0,0004
Residual	63	12691,5	201,5		
Total	68	17976,9			

TABELA 5.18 – Teste Student Newman Keuls para comparação entre os grupos quanto à variável Destorque Final

Grupo	Destorque Final (%)	
A1	41,1	
A4	37,5	
A3	27,9	
B2	23,3	
A2	19,8	
B1	17,1	

Grupos unidos por barra não apresentam diferença significante ($p < 0,05$).

5.3.3 – DIFERENÇA ENTRE O DESTORQUE INICIAL E FINAL

As médias e desvios-padrão para a diferença entre o Destorque Inicial e Final estão descritas na tabela 5.19 e os resultados da análise estatística encontram-se nas tabelas 5.20 e 5.21. Assim como a representação gráfica dos resultados (Figura 5.1).

Na comparação entre os grupos de conexão com hexágono externo, o grupo A2 apresentou diferença entre o destorque inicial e final maior que os grupos A1, A3 e A4.

Na comparação entre os grupos de conexão com hexágono interno (B1 versus B2), não foi constatada diferenças.

Na comparação entre os tipos de conexão, os pilares usinados com hexágono externo (A1) apresentou menor diferença entre destorque inicial e final que os pilares com hexágono interno (B1). Não houve diferença na comparação entre os pilares sobrefundidos com hexágono externo e interno (A2 versus B2).

TABELA 5.19 – Diferença entre o Destorque Inicial e Final (%).

GRUPO	Diferença entre Destorque Inicial e Final	
	%	DP
A1	50,8	17,9
A2	61,8	17,1
A3	58,5	6,3
A4	46,6	17,1
B1	72,1	14,7
B2	61,7	10,2

FIGURA 5.1 – Representação gráfica para a Diferença entre os valores de Destorque Inicial e final (%).

TABELA 5.20 – Análise de Variância a 1 critério para a comparação das diferenças entre as médias obtidas para a Diferença entre o Destorque Inicial e Final ($p < 0,05$).

Fonte de Variação	GL	SQ	MQ	F	P
Entre tratamentos	5	4633,1	926,6	4,5	0,0015
Residual	63	13083,0	207,7		
Total	68	17716,1			

TABELA 5.21 – Teste Student Newman Keuls para comparação entre os grupos quanto à Diferença entre o Destorque Inicial e Final.

Grupo	Diferença entre o Destorque Inicial e Final (%)
B1	72,1
A2	61,8
B2	61,7
A3	58,5
A1	50,8
A4	46,6

Grupos unidos por barra não apresentam diferença significativa ($p < 0,05$).

6 DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

BRANEMARK¹⁴ (1983) definiu como fundamental para a osseointegração a adaptação passiva em prótese sobre implantes e ainda hoje se questiona o verdadeiro significado do termo adaptação passiva. Assim, tem-se uma grande diversidade de estudos avaliando a adaptação das próteses sobre implantes sob diferentes aspectos e diferentes metodologias^{5-8, 10, 13, 18, 22, 24, 27, 47, 48, 53, 55, 56, 58, 70, 72, 94, 101, 108}. Segundo CARLSSON²¹ (1994), a adaptação passiva ocorre quando a prótese é conectada sem que tensões sejam geradas no sistema. Para WHITE¹⁰⁷, a prótese deve estar livre de báscula ou interfaces verticais e horizontais. Para GUYLLENRAM³⁵, a passividade deve ser avaliada em 3 eixos: vertical, horizontal e angular.

Do ponto de vista mecânico, a passividade das próteses é fundamental para a estabilidade dos componentes, já que evidências demonstram que a falta de passividade pode ser a causa da alta taxa de complicações mecânicas relatadas^{10, 25, 52, 62, 77, 95}.

A análise da literatura mostra que, frente aos conhecimentos biológicos e tecnológicos atuais, é impossível obter uma prótese totalmente passiva^{10, 82, 96, 104}. CARLSSON²¹ relatou que os componentes do sistema Branemark apresentavam um desajuste horizontal proposital de cerca de 50µm. Estudos de compatibilidade dos componentes verificaram que mesmo os componentes usinados apresentam desajustes, assim como existem desajustes entre os vários componentes utilizados no processo de confecção da prótese^{5, 13, 38, 54, 70, 88}. Além disso, as várias etapas

clínicas e laboratoriais também contribuem negativamente com o ajuste final da prótese^{18, 22, 33, 53, 55, 56, 58, 72, 82, 94, 101, 104, 107}.

De acordo com TAYLOR; AGAR; VOGIATZI⁹⁶ (2000), embora não tenha sido definido qual nível de desajuste é aceitável clinicamente e nem como esse pode ser medido, é fundamental que esses aspectos sejam avaliados e pesquisados de maneira prioritária. Além disso, as análises de desajuste marginal têm sua validade nas avaliações comparativas entre sistemas de implantes, tipos de materiais e técnicas empregadas.

No presente trabalho, o desajuste marginal foi avaliado através das variáveis profundidade de fenda, desajuste horizontal e vertical.

A profundidade de fenda corresponde à medida horizontal do desajuste ou fenda observada nos componentes e foi medida da margem do implante até o ponto onde o intermediário toca o implante, ou seja, quando o intermediário passa a se adaptar ao implante (Figura 4.11). Para os grupos de hexágono externo, a profundidade de fenda variou de 21,2µm (grupo A3) a 54,1µm (grupo A1), não havendo diferença entre os grupos (tabela 5.1.1.1). Entretanto, na comparação entre as conexões, os pilares usinados com hexágono interno apresentaram menor profundidade de fenda que os pilares usinados com hexágono externo. (Tabela 5.1 e 5.3)

Uma análise semelhante foi realizada por BYRNE et al¹⁸ (1998), também com o intuito de mostrar a dimensão horizontal da profundidade de fenda entre os componentes. Entretanto, os resultados foram superiores aos obtidos neste trabalho tanto para os grupos usinados: o grupo usinado (implante Nobelbiocare/intermediário CeraOne) apresentou 104µm e o grupo implante 3I/intermediário usinado apresentou 76µm, como para os grupos sobrefundidos

(60 μ m). Os grupos fundidos apresentaram 81 μ m (implante 3I/pilar plástico) e 129 μ m (implante Nobelbiocare/pilar plástico 3I), enquanto que no presente trabalho os grupos fundidos A3 e A4 apresentaram 21,2 μ m e 33,1 μ m, respectivamente. Todos os grupos apresentaram valores maiores de desajuste quando comparados aos resultados obtidos no presente trabalho. A diferença pode ser devido à borda arredondada dos componentes que foi considerada na análise de BYRNE et al ¹⁸.

Embora pouco discutida na literatura, a profundidade de fenda pode ter um significado mecânico importante na estabilidade dos componentes. A integridade mecânica do sistema depende grandemente do contato existente entre os componentes e, embora não haja evidências, acredita-se que quanto maior o contato entre eles, melhor a resistência ao afrouxamento dos parafusos ¹⁸.

Em outro trabalho, a profundidade de fenda também foi avaliada na interface intermediário/prótese e foi observado um contato reduzido nesta região com componentes plásticos fundidos em ligas básicas ⁵⁶. Os resultados de 114,5 μ m para os cilindros protéticos fundidos em CoCr e 88 μ m para os cilindros fundidos em NiCr representavam cerca de apenas 50% de contato da plataforma de contato na interface intermediário/cilindro protético que apresentava 200 μ m.

No presente trabalho, a medida linear da plataforma de contato na interface implante/pilar era de 470 μ m para os implantes de conexão tipo hexágono externo e 450 μ m para os implantes de conexão tipo hexágono interno. Com bases nestes valores, o grupo A1, com a maior profundidade de fenda (54,1 μ m), apresentou mais de 88% de contato na plataforma. Enquanto que o grupo B2 (34,9 μ m), com a maior profundidade de fenda para hexágono interno, apresentaria em torno de 92% de contato. Os resultados apresentados pelos grupos poderiam ser considerados, dessa forma, adequados em termos de adaptação, uma vez que de acordo com BINON ¹⁰ a

ausência de báscula é mais importante do que o nível de adaptação passiva dos componentes, pois a presença de báscula favorece a micromovimentação entre os componentes permitindo o afrouxamento dos parafusos.

Na análise do desajuste horizontal (Tabela 5.4), os resultados do presente trabalho demonstram maiores resultados para os grupos A1 e A2 quando comparados aos grupos fundidos A3 e A4 na comparação entre os grupos com hexágono externo. Os valores dos grupos A1 e A2 tmbm são maiores que os encontrados por BYRNE et al ¹⁸ que observaram um desajuste horizontal médio de 66µm para os pilares usinados Nobelbiocare (implante nobelbiocare/intermediário CeraOne), 6µm para os pilares 3I (implante 3I/intermediário STR 3I) e 7-11µm para os pilares sobrefundidos. Entretanto, em ambos os trabalhos, os grupos usinados apresentaram os maiores valores para o desajuste. Já para os grupos fundidos A3 e A4 (13,5µm e 23µm, respectivamente) os resultados foram mais semelhantes aos apresentados por BYRNE et al ¹⁸ para os mesmos componentes (10-15µm). Os resultados dos pilares protéticos fundidos do presente trabalho tmbm estão em concordância com os resultados obtidos por MA; NICHOLLS; RUBENSTEIN ⁷⁰ (1997) com componentes usinados na interface intermediário/cilindro de ouro (23,1µm) e por KANO et al ⁵⁵ que encontraram desajuste de 33,2µm para cilindros fundidos em NiCr e 14,5µm para cilindros protéticos em paládio-prata, antes da fundição, tendo sido avaliado a interface intermediário/cilindro protético.

Na comparação entre as conexões protéticas, os pilares com hexágono externo (A1 e A2) apresentaram maior desajuste horizontal que os pilares com hexágono interno, tanto para os pilares usinados como para os pilares sobrefundidos.

De uma maneira geral, observou-se resultados inferiores para os componentes usinados e sobrefundidos de conexão hexágono externo para o

desajuste horizontal. Segundo GYLLENRAM ³⁵ (1994), esse desajuste horizontal existe para compensar as alterações que podem ocorrer nos procedimentos laboratoriais, caso contrário, pode ocorrer uma distorção angular na peça o que prejudicaria a distribuição das tensões passivas entre os componentes. Segundo o autor, os componentes do sistema Nobelpharma apresentam um grau de liberdade horizontal de 50µm.

Embora seja menos provável que o desajuste horizontal possa ter um efeito negativo sobre o mecanismo de retenção dos parafusos, os possíveis efeitos sobre os tecidos peri-implantares não devem ser ignorados. Discrepâncias horizontais, conhecidas como sobrecontorno e subcontorno, podem favorecer a formação e acúmulo de placa ⁷⁸. Considerando que estudos têm demonstrado a presença de células inflamatórias e alterações ósseas associadas à interface ^{16, 43}, assim como a infiltração bacteriana através da interface ^{32, 34, 47}, a presença de uma área favorecendo a formação de placa não pode ser desconsiderada. Embora não tenha sido o objetivo deste trabalho, 100% das amostras do grupo A1 apresentaram desajuste negativo ou subcontorno. De acordo com BYRNE et al ¹⁸, o subcontorno é uma característica dos componentes para facilitar o assentamento dos componentes.

Na análise de desajuste vertical, foram obtidos valores entre 5,6µm a 11,1µm para os grupos com conexão tipo hexágono externo, não havendo diferença estatística entre os grupos (Tabela 5.7). Entre os grupos com hexágono interno, o grupo B1 (2,1µm) apresentou desajuste significativamente inferior ao grupo B2 (12,1µm). Esses resultados estão em concordância com os resultados observados na literatura tanto para os tipos de pilares como para o tipo de conexão ^{34, 47, 58, 94, 97}. TODESCAN et al ⁹⁷ (2002) relataram um desajuste vertical menor que 10µm em componentes com hexágono externo. GUINDY et al ³⁴ (1998) observaram desajustes

verticais menores que 4 μ m. JANSEN, CONRAD, RICHTER ⁴⁷ observaram desajustes verticais inferiores a 10 μ m para os pilares usinados com diferentes tipos de conexão e 12 μ m para os pilares sobrefundidos com conexão interna octogonal. Utilizando o mesmo tipo de componente UCLA, mesma liga metálica e mesma metodologia de avaliação do desajuste vertical, TAVAREZ ⁹⁴ (2003) observou 9,67 μ m para os pilares sobrefundidos com paládio-prata e 3,86 μ m para os pilares usinados (ceraone).

Avaliando-se componentes de conexão interna octogonal do sistema ITI, KEITH et al ⁵⁸ (1999) observaram um desajuste vertical inicial dos cilindros de ouro de 2,6 μ m, passando para 6 μ m após a fundição e aumentando para 8,8 μ m após a aplicação de porcelana.

No entanto, em um trabalho recente conduzido por BYRNE et al ¹⁸, os valores para o desajuste vertical para próteses parafusadas foram superiores a 10 μ m. Foi observado 36 μ m de desajuste para os componentes usinados (STR abutment, 3i) e 40 μ m para os componentes sobrefundidos (UCLA com cinta metálica, 3i). A diferença de valores pode ser creditada à borda arredondada dos componentes, que parece ter sido considerada nas análises e que, segundo SUTHERLAND; LONEY; SYED (1995) ⁹¹, pode aumentar o desajuste vertical em até 52 μ m. Os altos valores obtidos nos componentes fundidos do trabalho de BYRNE et al ¹⁸ também podem ser devido à diferença de torque aplicado. Mesmo tendo sido utilizado o mesmo tipo de parafuso, foram aplicados 20 Ncm de torque nos parafusos do grupo fundido e 32 Ncm nos demais grupos.

Os resultados do presente trabalho para as análises de desajuste marginal, profundidade de fenda, desajuste horizontal e vertical estão em acordo com

os trabalhos encontrados na literatura e demonstram a qualidade dos componentes utilizados^{30, 70}.

O alto desvio-padrão nas análises de desajuste marginal do presente trabalho é consistente com os achados de BYRNE et al¹⁸ (1998). Eles determinaram um desajuste horizontal para os componentes usinados de $66\mu\text{m} \pm 20\mu\text{m}$ e de $7\mu\text{m} \pm 19\mu\text{m}$ e $11\mu\text{m} \pm 15\mu\text{m}$ para os cilindros de ouro sobrefundidos enquanto os valores encontrados no presente trabalho foram de $89,1\mu\text{m} \pm 14,1\mu\text{m}$ e $39,2\mu\text{m} \pm 16,9\mu\text{m}$, respectivamente. O alto desvio-padrão observado nos grupos fundidos e sobrefundidos pode ser creditado à variabilidade inerente ao procedimento de fundição convencional utilizado na obtenção das amostras, enquanto que nos grupos usinados, pode indicar uma alta tolerância de usinagem utilizada pelos fabricantes.

Para a análise do desajuste rotacional, os resultados obtidos no presente trabalho para todos os grupos foram inferiores a 5° . Segundo BINON⁶ (1996), para maior estabilidade das conexões, o desajuste rotacional deve ser inferior a 5° , sendo que conexões com desajuste rotacional inferior a 2° são ainda mais estáveis, sendo necessária uma média de 6,7 milhões de ciclos para o afrouxamento dos parafusos.

Tolerâncias de usinagem podem resultar em um menor desajuste rotacional, tornando as conexões mais resistentes ao afrouxamento⁶. A primeira implicação clínica é que este desajuste pode afetar os procedimentos de transferência em restaurações unitárias, resultando em desajustes proximais da prótese e dificuldade de assentamento da mesma¹⁰.

Neste trabalho, o grupo A4 apresentou desajuste maior que o grupo A1, mas não houve diferença entre os demais grupos de conexão tipo hexágono externo (Tabela 5.10). Para os componentes com hexágono interno, o grupo B2 apresentou

desajuste de 2° e o grupo B1 apresentou desajuste de $2,8^\circ$, sem diferença entre eles. Os grupos sobrefundidos (A2 e B2) apresentaram desajuste de $1,8^\circ \pm 1,31^\circ$ e $2,0^\circ \pm 1,03^\circ$, respectivamente. Esses valores não foram diferentes do grupo A1 indicando que o procedimento de sobrefundição não resultou em alterações.

Os valores obtidos neste trabalho também estão de acordo com os resultados apresentados por VIGOLO; MAJZOUN, CORDIOLI¹⁰¹ (2000) para componentes tipo UCLA com cinta metálica em ouro (3I) submetidos à sobrefundição e aplicação de porcelana. Utilizando uma metodologia semelhante à descrita por BINON⁶, o desajuste rotacional não foi diferente entre as várias etapas do estudo e se manteve inferior a 2 graus.

O grupo B1, por sua vez, apresentou desajuste rotacional superior ($2,8^\circ \pm 1,08^\circ$) ao grupo A1, demonstrando que o mesmo nível de tolerância e de controle de ajuste não é conseguido para o sistema de hexágono interno. A maior complexidade na usinagem de uma conexão interna pode ser a justificativa para esses resultados. O rigoroso ajuste e acerto das máquinas utilizadas na usinagem dos componentes requerem tempo e um rígido controle. Os componentes dos grupos de conexão com hexágono interno foram adquiridos há apenas 6 meses do início da fabricação dos mesmos. Atualmente, segundo informações obtidas do fabricante, o ajuste das máquinas permitiu atingir o mesmo nível de tolerância e a mesma qualidade conseguida nos componentes para hexágono externo. Trabalhos adicionais são necessários para confirmar estas afirmações.

Considerando os valores de desajuste rotacional inferior a 5° para todos os grupos, foi seguida a mesma metodologia descrita por BINON⁶ (1996) para aplicação de carga cíclica, prevendo-se que todos os grupos apresentariam alta resistência ao afrouxamento, suportando, possivelmente, mais de 6 milhões de ciclos.

Dessa forma, todas as amostras foram submetidas à ciclagem dinâmica até 10 milhões de ciclos ou até a falha da conexão.

Para avaliar a estabilidade dos parafusos pode-se utilizar a pré-carga, quantificada diretamente com sensores instalados nos componentes que registram a pré-carga no momento do aperto do parafuso e alterações destas no decorrer do tempo ¹⁹. Também pode-se utilizar o valor de destorque dos parafusos, ou seja, a força necessária para soltar o parafuso ^{59, 94}, que foi avaliado neste trabalho.

Foram registrados os valores de destorque para todas as amostras previamente à aplicação de carga (destorque inicial) e após a aplicação da carga cíclica. As diferenças no valor de destorque relativas aos diferentes tipos de conexão estudadas e aos diferentes tipos de pilares incluídos neste estudo foram determinadas primeiramente pelo destorque inicial. O destorque final demonstrou o comportamento dos parafusos nas condições estudadas, ou seja, em relação ao tipo de conexão e ao tipo de pilar, através da aplicação de carga cíclica. A diferença entre os resultados de destorque final e inicial, por sua vez, permite uma avaliação do comportamento das variáveis frente a aplicação da carga cíclica.

Estudos têm demonstrado que a estabilidade da conexão, valores de pré-carga ou destorque, podem ser influenciados pelo material dos componentes e parafusos ^{17, 26, 36, 46, 71}, torque ^{31, 98, 106}, adaptação dos componentes ⁹², desenho da conexão protética ^{85, 89} e dos parafusos ⁵¹, rugosidade da superfície ²² e fadiga ^{19, 24, 59, 94}.

Um fator importante que atua negativamente na estabilidade dos parafusos é o assentamento ou ajuste entre os componentes. À medida que o torque é aplicado ao parafuso e os componentes são comprimidos, as micro-irregularidades existentes na parte inferior da cabeça do parafuso, na plataforma de assentamento do

parafuso e nas superfícies de contato dos componentes começam a se deformar e acomodar. Dessa forma, o destorque inicial, imediatamente após o apertamento, é sempre inferior ao torque de apertamento ^{15, 17, 26, 36}.

Os resultados obtidos corroboram essas afirmações: os valores de destorque inicial foram menores que o torque aplicado variando de 81,6% a 92,3% do torque inicial. No entanto, os valores de destorque para o grupo usinado A1 (92,3%) e B1 (88,8%) foram maiores neste estudo quando comparados aos resultados de outros estudos ^{26, 36, 85}. HAACK et al ³⁶ encontraram valores de destorque inicial entre 70-80% usando pilares UCLA com cinta metálica em ouro e parafusos de titânio, gerando uma pré-carga de 381,5N ($\pm 72,9$ N). SCHULTE; COFFEY ⁸⁵ investigaram o afrouxamento dos parafusos em nove sistemas de pilares e determinaram valores de destorque entre 80% a 93% do torque aplicado, sendo que pilares tipo UCLA usinados apresentaram destorque de 81%.

BREEDING et al ¹⁵ observaram para o sistema de octógono interno que o destorque inicial foi 3,16 Ncm superior ao torque de apertamento (22,6Ncm). Para o sistema de hexágono interno, o destorque foi 7,23 Ncm inferior ao mesmo torque de apertamento (65% do torque aplicado) e para o sistema de hexágono externo o destorque foi igual ao torque aplicado, ou seja, 22,6Ncm.

Diferenças nos resultados estão em acordo com os estudos prévios que demonstram que componentes de diferentes fabricantes geram valores diferentes para torque e destorque ^{10 22}.

O processo de relaxamento, por sua vez, é influenciado pelo tempo, pelo material e pela rugosidade de superfície sendo que os componentes usinados, por apresentarem um melhor acabamento de superfície, resultariam em uma conexão parafusada mais estável e previsível ¹⁰. Os resultados deste estudo suportam essas

afirmações para os componentes com hexágono externo: os pilares usinados apresentaram maior valor de destorque inicial (92,3%) que todos os componentes submetidos à fundição. Além disso, esse grupo também apresentou a menor variabilidade (DP= 2,96%). O mesmo comportamento não foi observado com os pilares de conexão tipo hexágono interno.

Segundo CARR; BRUNSKI; HURLEY ²² a pré-carga é significativamente reduzida quando os componentes são submetidos à fundição e os procedimentos de acabamento e polimento na superfície de contato podem reduzir essa influência ²². Seus achados juntamente com os do presente estudo suportam as afirmações de que os procedimentos protéticos podem produzir irregularidades e rugosidades nas superfícies de contato, aumentando a influência do processo de relaxamento e maior perda da pré-carga, e conseqüentemente, um menor valor de destorque inicial ^{10, 22}. Entretanto, para os pilares de conexão tipo hexágono interno, não houve diferença entre os pilares usinados e sobrefundidos.

Os resultados obtidos por CARR; BRUNSKI; HURLEY ²² (1996), também sugerem que os procedimentos de fundição são críticos apenas quando componentes plásticos são utilizados. No presente trabalho não foram encontradas diferenças no destorque inicial entre os grupos submetidos à fundição (A2 versus A3 e A4), independente do tipo de liga ou tipo de pilar utilizado (sobrefundido ou fundido), sugerindo que os procedimentos de fundição sempre vão gerar algum tipo de rugosidade na superfície de contato do componente, mesmo quando componentes pré-fabricados são utilizados ¹⁰. Os resultados de CARR; BRUNSKI; HURLEY ²² (1996) também mostraram uma diferença significativa na pré-carga entre componentes de diferentes fabricantes (Nobelbiocare x 3i), e antes e depois da sobrefundição para os componentes pré-fabricados com cinta metálica. Para os autores, esta diferença

sugere que as propriedades dos materiais dos componentes utilizados podem ser alteradas durante os procedimentos de fundição. Portanto, se o comportamento dos componentes frente aos procedimentos laboratoriais depende de suas características, pode-se dizer que componentes de diferentes fabricantes podem se comportar de maneira diferente.

A aplicação de cargas cíclicas pode ser utilizada para avaliar o comportamento das conexões, uma vez que a fadiga e o assentamento que ocorre nos componentes podem ocasionar a instabilidade das conexões e, conseqüentemente, a fratura ou afrouxamento dos parafusos a longo prazo⁴⁴. Com metodologia variada, alguns trabalhos utilizaram ensaios de fadiga na análise da estabilidade das conexões em prótese sobre implantes^{6, 8, 15, 24, 26, 31, 44, 66, 94}. No presente trabalho, a aplicação de carga cíclica foi utilizada para avaliar o comportamento das diferentes conexões e dos diferentes tipos de pilares através da variável destorque final.

Após a aplicação de carga cíclica, o grupo A1 continuou apresentando o melhor desempenho, juntamente com os grupos fundidos A3 e A4. O grupo sobrefundido A2 apresentou destorque final menor que o grupo A1 e A4, mas não foi diferente do destorque apresentado pelo grupo A3. Os grupos fundidos A3 e A4, que haviam apresentado um destorque inicial menor ao grupo usinado A1, após a aplicação de carga apresentaram comportamento semelhante, sem diferença entre si. Os pilares de conexão tipo hexágono interno apresentaram menor valor de destorque que o pilar usinado A1 com hexágono externo e o pilar fundido A4 também com hexágono externo.

DIXON et al²⁶ (1995) avaliaram os valores de destorque após a aplicação de carga e encontrou valores de 89,8% para os pilares usinados com

hexágono externo e de 80,8% para os pilares com hexágono interno. Em seu trabalho, as amostras foram submetidas a apenas 16.667 ciclos. KHRAISAT et al⁵⁹ (2004) observaram valores de destorque dos parafusos do intermediário CeraOne submetidos a 1 milhão de ciclos e carga de 0 a 50N de 82,4% e 96,3% do torque aplicado.

Em um outro estudo²⁴, onde as amostras foram submetidas a um número maior de ciclos de cargas (5 milhões de ciclos), os resultados foram mais próximos aos encontrados neste estudo. Os valores de destorque após a aplicação de carga variaram de 45% (14,4Ncm) a 51,2% (16,4Ncm) do torque aplicado. O grupo com maior valor de destorque (51,2%), com conexão tipo circular, também corresponde ao grupo cuja conexão apresenta a maior altura, o que pode ter contribuído para o melhor resultado deste grupo. O grupo, cujas medidas se aproximam das medidas do hexágono externo do grupo A1 do presente trabalho, apresentou destorque de 45% muito próximo dos 41,1% encontrado no grupo A1 do presente trabalho.

De acordo com HOYER et al⁴⁴ (2001), o desajuste rotacional tem influência na resistência ao afrouxamento dos parafusos submetidos a cargas cíclicas. Avaliando pilares protéticos com a área do hexágono desgastada para aumentar o desajuste rotacional, observaram que essas amostras se comportaram de maneira diferente, apresentando maior abertura da interface e menor tempo para falha. O mesmo foi observado no presente trabalho para a comparação entre as conexões: o grupo A1 (hexágono externo) com menor desajuste rotacional que o grupo B1 (hexágono interno) apresentou maior destorque final. Entretanto o grupo A4, com desajuste rotacional superior ao grupo A1, apresentou valor de destorque final igual ao mesmo

Em relação à diferença entre o destorque inicial e final, o grupo A2 (61,8%) também apresentou a maior diferença quando comparado aos demais grupos com hexágono externo. Não foi constatada diferença na redução do torque para os grupos com hexágono interno, mas a redução do grupo usinado A1 com hexágono externo foi menor que o grupo B1, com hexágono interno.

Em relação ao comportamento das amostras durante a aplicação de cargas cíclicas, para os grupos de conexão tipo hexágono externo, todos os grupos, exceto o grupo A3, apresentaram pelo menos uma falha de parafusos antes de completar 10 milhões de ciclos. A amostra 7 do grupo A1 falhou ao atingir 8,2 milhões de ciclos e a amostra 10 não pode completar o tempo total de ciclagem por falha na montagem da amostra. A amostra não foi incluída nas análises de destorque final. O grupo A2 apresentou uma falha de parafuso na amostra 7 ao atingir 6,3 milhões de ciclos e a amostra 6 foi excluída pela impossibilidade de ser registrado o destorque final. O grupo A4 apresentou uma falha de parafuso na amostra 2, após 8,9 milhões de ciclos.

Para os grupos de conexão tipo hexágono interno, o grupo B1 apresentou 1 falha de montagem aos 5,9 milhões de ciclos para a amostra 8 e 4 falhas de parafusos que ocorreram aos 3,2 milhões de ciclos (amostra 2), 3,8 milhões de ciclos (amostra 5), 7,1 milhões de ciclos (amostra 4) e aos 9,5 milhões de ciclos (amostra 1). Já o grupo B2 não apresentou nenhuma falha de parafuso. Entretanto, não houve diferença entre os 2 grupos para os valores de destorque final e para a diferença entre os destorques inicial e final.

O grupo B1, de conexão com hexágono interno, foi o grupo que apresentou o maior número de falhas de parafusos durante a aplicação de carga cíclica e ainda o menor valor de destorque final quando comparado ao pilares

usinados com hexágono externo. O comportamento deste grupo coincidiu com o maior desajuste rotacional ($2,8^\circ$), concordando com os resultados obtidos por BINON⁶ (1996) que demonstrou que conexões com desajuste rotacional entre 2° e 5° apresentaram resistência ao afrouxamento reduzida falhando aos 4,4 e 5,2 milhões de ciclos. No presente estudo, a média de ciclos entre as amostras que falharam foi de 5,9 milhões de ciclos.

O grupo A4 também com mesmo valor de desajuste rotacional apresentado pelo grupo B1 ($2,8^\circ$) e estatisticamente superior ao grupo A1, apresentou apenas 1 falha de parafuso aos 8,9 milhões de ciclos e os valores de destorque final e de redução de torque foram semelhantes aos obtidos para os pilares usinados com hexágono externo e maiores que os obtidos para o grupo B1.

Os resultados do presente estudo contrariam os estudos que demonstram a superioridade da estabilidade da conexão tipo hexágono interno^{11, 24, 26, 74, 75, 89}, já que tanto para o desajuste rotacional como para o destorque final, os pilares usinados com hexágono interno apresentaram resultados inferiores aos pilares usinados com hexágono externo. Assim como também questiona a relação do desajuste marginal com a estabilidade da conexão, já que o grupo B1 apresentou desajuste marginal inferior ao grupo A1.

Por outro lado, grupo A4, com valores de desajuste marginal e desajuste rotacional semelhantes ao grupo B1, apresentou destorque final superior ao grupo B1 e semelhante ao grupo A1. Esse resultado poder ser relacionado ao tipo de material utilizado no pilar. Os pilares do grupo A4 foram fundidos a partir da matriz plástica com liga de CoCr e após a fundição, não foram submetidos a nenhum tipo de acabamento ou polimento. Segundo CARR; BRUNSKI; HURLEY²² (1996), a fundição resulta em microirregularidades que comprometem a obtenção da pré-carga

pelo fenômeno conhecido como assentamento ou acomodamento das superfícies em contato. Entretanto, em seu trabalho, os cilindros plásticos foram fundidos em ouro tipo IV de baixa fusão e com alto conteúdo de ouro e ligas de alto conteúdo de paládio e alta fusão, tendo estas ligas baixo coeficiente de dureza. As ligas de CoCr usadas no presente trabalho apresentam alto coeficiente de dureza. Acredita-se que as microirregularidades criadas na superfície dos cilindros fundidos não tenham sofrido o fenômeno do acomodamento devido a sua alta dureza, contrariamente, teriam promovido um embricamento das rugosidades do pilar na superfície de contato do implante, favorecendo a estabilidade da conexão.

Ao se considerar o tipo de conexão, o resultado inferior da conexão tipo hexágono interno após a aplicação de carga pode ser relacionado ao maior desajuste rotacional apresentado. O mesmo não foi observado para os pilares sobrefundidos (A2 x B2) que não apresentaram diferenças para o desajuste rotacional e destorque final, e como as amostras dos grupos A2 e B2 foram sobrefundidas juntas, esses resultados sugerem que os pilares pré-fabricados usados para sobrefundição tiveram comportamento semelhante independente do tipo de conexão.

Para avaliar a diferença no valor de destorque final entre o grupo A1 e B1 também podem ser consideradas as diferenças de torque e o tamanho dos parafusos. O grupo B1 recebeu torque de 20Ncm e o grupo A1 recebeu torque de 30Ncm. A diferença entre os valores de destorque final entre os dois grupos foi significativa, podendo ser atribuída à diferença no torque aplicado como foi observado por GRATTON ³¹. Além disso, o parafuso maior do grupo A1 poderia ter contribuído para a melhor estabilidade apresentada por este grupo, concordando com HOYER et al ⁴⁴. O mesmo comportamento e a mesma diferença nos valores de destorque final seriam esperados ao se comparar o grupo B2 de 20Ncm com o grupo

A2 de 30Ncm. Os resultados destes grupos para o destorque final e para desajuste rotacional não foram diferentes entre si, mas ambos foram sobrefundidos, e outros fatores podem ter contribuído para este resultado.

Neste trabalho assumiu-se que o valor de destorque registrado ao desapertar os parafusos dos pilares após a aplicação de carga cíclica correspondia à pré-carga remanescente, e apesar do valor de destorque não ser uma medida direta da pré-carga, pode ser considerado uma medida indireta da mesma.

Para valores de destorque entre 70 a 80% do torque aplicado, HAACK et al ³⁶ (1995) calcularam valores de pré-carga de 468,2N para parafusos de ouro e 381,5N para parafusos de titânio na interface implante/pilar. No presente trabalho, o valor de destorque para os diferentes grupos variou de 81,4% a 92,3%, assim, pode-se esperar que, para o presente trabalho, sejam calculados valores de pré-carga superiores aos obtidos por HAACK et al ³⁶.

Se assim for considerado, os resultados podem ser comparados aos resultados obtidos por MARTIN et al ⁷¹ (2001) para os parafusos de titânio (504,12N a um torque de 32Ncm), assim como se aproximam dos valores de pré-carga obtidos para os pilares usinados (3i) com parafusos de titânio (369,7N) ou para os pilares TiAdapt com parafusos de ouro (556,9N) ⁹². Ou aos 431,6N para os pilares UCLA Nobelbiocare e 539,6N para os pilares ceraone, ambos parafusados a 32Ncm ⁷³.

O componente UCLA, tal qual idealizado por LEWIS et al ^{67, 68} é fabricado em plástico calcinável, devendo ser fundido. De acordo com BINON et al ¹² o uso de tal componente deveria ser restrito já que sua obtenção é tecnicamente sensível, enquanto que a qualidade dos componentes pré-fabricados é apenas uma questão da escolha de um bom fabricante.

Uma das maiores inovações atribuídas aos cilindros plásticos tipo UCLA é a possibilidade de escolher o tipo de liga a ser utilizado. Os cilindros protéticos pré-fabricados com ouro requerem o uso de ligas com temperatura de fusão inferior ao mesmo para evitar distorções durante a fundição ¹⁰⁷, sendo as ligas nobre e semi-nobres as mais utilizadas nas próteses sobre implantes. No entanto, o aumento progressivo do custo das ligas nobres levou ao rápido desenvolvimento de um grande número de ligas metálicas de custo mais baixo para a odontologia ⁹⁹, sendo determinante para sua escolha ¹⁰³. Nos Estados Unidos, mais de 80% dos dentistas usam ligas básicas contendo níquel, berílio e cromo ⁸⁷. Ligas com baixo conteúdo de cromo com 1 a 2% em peso/volume de berílio são muito comuns nos Estados Unidos e Japão, assim como ligas a base de Cobalto ¹⁰³. No Brasil, ligas metálicas à base de níquel cromo e cromo cobalto são amplamente utilizadas.

Em próteses sobre implantes, ZARB; SCHMITT ¹⁰⁹ apresentaram com sucesso a modificação da infra-estrutura de uma barra em ouro para uma barra fundida em liga de PdAg, obtendo maior rigidez e portanto melhor distribuição de cargas e maior resistência à fratura. O uso de ligas alternativas também tem sido bem sucedido na implantodontia ⁴⁵. Uma das preocupações com o uso de ligas básicas está na maior contração de fundição, entretanto, ao se considerar a fundição de um único elemento, a contração seria minimizada pelo menor volume da liga e, se mesmo assim ocorresse, especula-se que poderia resultar em um melhor ajuste entre as peças, principalmente no que refere ao desajuste rotacional. Para próteses extensas, sugere-se que os cilindros plásticos sejam previamente fundidos com a liga desejada para depois realizar a sobrefundição da infra-estrutura total, diminuindo as possibilidades de distorção geradas pelo uso de grande volume de liga. Entretanto, a validade deste procedimento deve ser investigada.

A comparação dos resultados apresentados neste trabalho entre pilares protéticos usinados, sobrefundidos e fundidos com diferentes tipos de ligas através das variáveis profundidade de fenda, desajuste horizontal e vertical, liberdade rotacional, destorção inicial e final mostrou que os pilares fundidos são comparáveis aos pilares usinados e sobrefundidos. Esses resultados sugerem que, com uma boa técnica de fundição e pilares plásticos para fundição de qualidade, pode-se obter peças protéticas a um custo acessível sem comprometer a estabilidade da conexão.

Embora os resultados obtidos neste trabalho apontem favoravelmente para os componentes fundidos do ponto de vista mecânico, a análise biológica da utilização desses componentes precisa ser avaliada tanto em estudos *in vitro*, como *in vivo*, não apenas no que diz respeito às características físicas das interfaces (dimensões verticais, horizontais e profundidade de fenda, liberdade rotacional), mas também em relação aos diversos metais que podem ser utilizados, as características superficiais geradas pelo procedimento de fundição e aos possíveis efeitos locais e sistêmicos da combinação de diferentes metais.

7 CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

Dentro das limitações deste estudo, a análise dos dados obtidos permite concluir:

1 - Para as análises de desajuste marginal

- para a conexão tipo hexágono externo, houve diferença apenas no desajuste horizontal, com os maiores desajustes sendo observados nos pilares usinados, seguido dos pilares sobrefundidos, por último, nos pilares fundidos.

- para a conexão tipo hexágono interno, os pilares usinados apresentaram menor desajuste vertical que os pilares sobrefundidos.

- a conexão com hexágono externo apresentou maior profundidade de fenda para os pilares usinados quando comparada à conexão tipo hexágono interno e maior desajuste horizontal tanto para os pilares usinados como para os pilares sobrefundidos.

2 - Para a análise de desajuste rotacional

- para a conexão com hexágono externo, os pilares usinados apresentaram menor rotação que os pilares fundidos em CoCr, mas não houve diferença entre os pilares sobrefundidos e fundidos.

- para a conexão com hexágono interno, não houve diferença entre os pilares usinados e sobrefundidos

- a conexão hexágono externo apresentou menor rotação que a conexão com hexágono interno para os pilares usinados

3- Para a análise de destorque

- para a conexão com hexágono externo, os pilares usinados apresentaram maior destorque inicial que os pilares sobrefundidos e fundidos e não houve diferença entre os pilares fundidos e sobrefundidos. O destorque final foi maior para os pilares usinados e fundidos com NiCr e CoCr quando comparados ao grupo sobrefundido, mas não houve diferença entre os pilares fundidos com NiCr e os pilares sobrefundidos.

- para a conexão com hexágono interno, não houve diferença entre os pilares usinados e sobrefundidos para o destorque inicial e final.

- a conexão com hexágono externo apresentou maior valor de destorque final que a conexão com hexágono interno para os pilares usinados

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. AL-TURKI, L.E.E., et al. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont.* v.15, n.1, p.38-42, 2002.
2. AVIVI-ARBER, L.;ZARB, G.A. Clinical effectiveness of implant-supported single-tooth replacement: the Toronto study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* v.11, n.3, p.311-321, 1996.
3. BALSBI, T.J., et al. A comparative study of one implant versus two replacing a single molar. *Int J Oral Maxillofac Implants.* v.11, n.3, p.372-378, 1996.
4. BECKER, W.;BECKER, B.E. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *J Prosthet Dent.* v.74, n.1, p.51-5, 1995.
5. BINON, P.P. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. *Int J Prosthodont.* v.8, p.162-178, 1995.
6. BINON, P.P. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont.* v.9, n.2, p.149-160, 1996.
7. BINON, P.P. Evaluation of three slip fit hexagonal implants. *Implant Dent.* v.5, p.235-248, 1996.
8. BINON, P.P. The spline implant: design, engineering and evaluation. *Int J Prosthodont.* v.9, n.5, p.419-433, 1996.

9. BINON, P.P. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. *J Prosthet Dent.* v.79, n.4, p.430-2, 1998.
10. BINON, P.P. The external hexagonal interface and screw-joint stability: a primer on threaded fasteners in implant dentistry. *Quintessence Dent Technol.* p.91-105, 2000.
11. BINON, P.P. Implants and components: Entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants.* v.15, n.1, p.76-94, 2000.
12. BINON, P.P., et al. The role of screws in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants.* v.9, n.special supplement, p.48-63, 1994.
13. BINON, P.P.;WEIR, D.;WATANABE, L. Implant component compatibility. In: Laney WR, Tolman DE, editors. *Tissue integration in Oral, Orthopedic and Maxillofacial Reconstruction.* Carol Stream, IL: Quintessence Publishing Co; 1990. p. 218-226.
14. BRANEMARK, P.I. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* v.50, p.399-410, 1983.
15. BREEDING, L.C., et al. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int J Prosthodont.* v.6, n.5, p.435-439, 1993.
16. BROGGINI, N., et al. Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. *J Dent Res.* v.82, n.3, p.232-237, 2003.
17. BURGUETE, R.L., et al. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent.* v.71, n.6, p.592-599, 1994.

18. BYRNE, D., et al. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent.* v.80, n.2, p.184-192, 1998.
19. CANTWELL, A.;HOBKIRK, J.A. Preload loss in gold prosthesis-retaining screws as a function of time. *Int J Oral Maxillofac Implants.* v.19, n.1, p.124-132, 2004.
20. CARLSON, B.;CARLSSON, G.E. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants.* v.9, n.1, p.90-94, 1994.
21. CARLSSON, L. Built-in strain and untoward forces are the inevitable companions of prosthesis misfit. *Nobelpharma News.* v.8, n.2, p.5, 1994.
22. CARR, A.B.;BRUNSKI, J.B.;HURLEY, E. Effects of fabrication, finishing, and polishing procedures on preload in prostheses using conventional 'gold' and plastic cylinders. *Int J Oral Maxillofac Implants.* v.11, n.5, p.589-598, 1996.
23. CARR, A.B.;GERARD, D.A.;LARSEN, P.E. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. *J Prosthet Dent.* v.76, n.5, p.500-509, 1996.
24. CIBIRKA, R.M., et al. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent.* v.85, n.3, p.268-275, 2001.
25. 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.

26. DIXON, D.L., et al. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent.* v.74, n.3, p.270-278, 1995.
27. DUYCK, J.;NAERT, I. Influence of prosthesis fit and the effect of a luting system on the prosthetic connection preload: an in vitro study. *Int J Prosthodont.* v.15, n.4, p.389-396, 2002.
28. ECKERT, S.E., et al. Analysis of incidence and associated factors with fractured implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* v.15, n.5, p.662-667, 2000.
29. EKFELDT, A.;CARLSSON, G.E.;BÖRJESSON, G. Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* v.9, n.2, p.179-183, 1994.
30. GOODACRE, C.J., et al. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent.* v.90, n.2, p.121-132, 2003.
31. GRATTON, D.G.;AQUILINO, S.A.;STANFORD, C.M. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J Prosthet Dent.* v.85, n.1, p.47-52, 2001.
32. GROSS, M.;ABRAMOVICH, I.;WEISS, E.I. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* v.14, n.1, p.94-100, 1999.
33. GUICHET, D.L., et al. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* v.15, n.2, p.239-246, 2000.

34. GUINDY, J.S., et al. Bacterial leakage into and from prefabricated screw-retained implant-borne crowns *in vitro*. J Oral Rehabil. v.25, p.403-408, 1998.
35. GUYLLENRAM, F. Handling and hardware. The two ultimate parameters for a clinically acceptable fit. Nobelpharma News. v.8, n.4, p.4-5, 1994.
36. HAACK, J.E., et al. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. Int J Oral Maxillofac Implants. v.10, n.5, p.529-536, 1995.
37. HAAS, R., et al. Branemark single tooth implants: a preliminary report of 76 implants. J Prosthet Dent. v.73, n.3, p.274-279, 1995.
38. HAGIWARA, Y.;SUZUKI, Y.;IGARASHI, T. Three dimension compatibility of implants components by using scanning laser microscope. J Dent Res. v.76, n.spec issue /Abstract 3309/, p.427, 1997.
39. HANSES, G.;SMEDBERG, J.-I.;KRISTER, N. Analysis of a device for assessment of abutment and prosthesis screw loosening in oral implants. Clin Oral Impl Res. v.13, p.666-670, 2002.
40. HECKER, D.M.;ECKERT, S.E. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. J Prosthet Dent. v.89, n.4, p.346-351, 2003.
41. 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.191-196, 1994.

42. HENRY, P.J., et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. v.11, n.4, p.450-455, 1996.
43. HERMANN, J.S. Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. *Periodontol*. v.72, n.10, p.1372-1783, 2001.
44. HOYER, S.A., et al. Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface: joint opening in wide diameter versus standard-diameter hex-type implants. *J Prosthet Dent*. v.85, n.6, p.599-607, 2001.
45. HULTERSTRÖM, M.;NILSSON, U. Cobalt-chromium as a framework material in implant-supported fixed prostheses: a preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. v.6, n.4, p.475-480, 1991.
46. JAARDA, M.J.;RAZZOOG, M.E.;GRATTON, D.G. Geometric comparison of five interchangeable implant prosthetic retaining screws. *J Prosthet Dent*. v.74, n.4, p.373-379, 1995.
47. JANSEN, V.K.;CONRAD, G.;RICHTER, E. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants*. v.12, n.4, p.527-540, 1997.
48. JEMT, T.;BOOK, K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*. v.11, p.620-625, 1996.
49. JEMT, T.;LEKHOLM, U. Measurements of bone and frame-work deformations induced by misfit of implant superstructures. *Clin Oral Impl Res*. v.9, p.272-280, 1998.

50. JOHNSON, R.H.;PERSSON, G.R. Evaluation of a single-tooth implant. *Int J Oral Maxillofac Implants*. v.15, n.3, p.396-404, 2000.
51. JÖRNÉUS, 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.353-359, 1992.
52. KALLUS, T.;BESSING, C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. v.9, n.2, p.169-178, 1994.
53. KANO, S.C. Disajustment of prosthetic components using different alloys. *J Dent Res*. v.74, n.3, p.806, 1995.
54. KANO, S.C. Avaliação da interface intermediário/cilindro de ouro e da compatibilidade de diferentes sistemas de implantes odontológicos: análise intra e entre-sistemas. Bauru, 1998.91p.Dissertação Mestrado-Faculdade de Odontologia de Bauru,Universidade de São Paulo
55. KANO, S.C., et al. Correlation between vertical gap and horizontal depth gap analysis for cast and pre-fabricated implant components. *J Dent Res*. v.81, n.Spec Iss /Abstract /, p.A100, 2002.
56. KANO, S.C., et al. Use of base metal casting alloys for implant framework:marginal accuracy analysis. *Journal Appl Oral Science*. v.12, n.4, p.337-343, 2004.
57. KARL, M., et al. In vitro study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. v.19, n.1, p.30-37, 2004.

58. KEITH, S.E., et al. Marginal discrepancy of screw-retained and cemented metal-ceramic crowns on implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. v.14, n.3, p.369-378, 1999.
59. KHRAISAT, A., et al. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. *J Prosthet Dent*. v.91, n.4, p.326-334, 2004.
60. KHRAISAT, A., et al. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent*. v.88, n.6, p.604-610, 2002.
61. KING, G., et al. Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: a radiographic study in the canine mandible. *J Periodontol*. v.73, n.10, p.1111-7, 2002.
62. KOHAVI, D. Complications in tissue integrated prostheses components. Clinical and mechanical evaluation. *J Oral Rehabil*. v.20, p.413-422, 1993.
63. KRENNMAIR, G.;SCHMIDINGER, S.;WALDENBERGER, O. Single-tooth replacement with the Frialit-2 system: a retrospective clinical analysis of 146 implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. v.17, n.1, p.78-85, 2002.
64. LANEY, W.R., et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: progress report from a multicenter prospective study after 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. v.9, n.1, p.49-54, 1994.
65. LANG, L.;WANG, R.;MAY, K.B. The influence of abutment screw tightening on screw joint configuration. *J Prosthet Dent*. v.87, n.1, p.74-79, 2002.

66. LEE, J., et al. Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. *J Prosthet Dent.* v.88, n.4, p.402-408, 2002.
67. LEWIS, S., et al. The "UCLA" abutment. *Int J Oral Maxillofac Implants.* v.3, n.3, p.183-189, 1988.
68. LEWIS, S.G., et al. Single tooth implant supported restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* v.3, p.25-30, 1988.
69. LEWIS, S.G.;LLAMAS, D.;AVERA, S. The UCLA abutment: a four-year review. *J Prosthet Dent.* v.67, p.509-15, 1992.
70. MA, T.;NICHOLLS, J.I.;RUBENSTEIN, J.E. Tolerance measurements of various implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants.* v.12, n.3, p.371-375, 1997.
71. MARTIN, W.C., et al. Implant abutment screw rotation and preload for four different screw materials and surfaces. *J Prosthet Dent.* v.86, n.6, p.24-32, 2001.
72. MAY, K.B., et al. The precision of fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent.* v.77, p.497-502, 1997.
73. MCGLUMPHY, E.A.;KERBY, R.E.;ELFERS, C.L. A comparison of screw preload for single tooth implant. *J Dent Res.* v.73, n.spec iss /Abstract 809/, p.203, 1994.
74. MERZ, B.R.;HUNENBART, S.;BELSER, U.C. Mechanics of the implant-abutment connection: a 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants.* v.15, p.519-526, 2000.

75. MÖLLERSTEN, L.;LOCKWANDT, P.;LINDÉN, L. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: an in vitro test. J Prosthet Dent. v.78, n.6, p.582-591, 1997.
76. NIZINICK, G. The implant abutment connection: the key to prosthetic success. Compendium. v.XII, n.12, p.932-938, 1991.
77. 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.
78. QUIRYNEN, M.;SOETE, M.D.;STEENBERGHE, D.V. Infectious risks for oral implants: a review of the literature. Clin Oral Impl Res. v.13, p.1-19, 2002.
79. RANGERT, B.;JEMT, T.;JÖRNÉUS, L. Forces and moments on Branemark implants. Int J Oral Maxillofac Implants. v.4, n.3, p.241-247, 1989.
80. RANGERT, B., et al. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. v.10, n.3, p.326-334, 1995.
81. RICCI, G., et al. Crestal bone resorption 5 years after implant loading: clinical and radiologic results with a 2-stage implant system. Int J Oral Maxillofac Implants. v.19, n.4, p.597-602, 2004.
82. SAHIN, S.;ÇEHRELI, M.C. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. Implant Dent. v.10, n.2, p.85-90, 2001.

83. SAKAGUSHI, R.L.;BORGENSEN, S.E. Nonlinear finite element contact analysis of dental implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants*. v.8, n.6, p.655-661, 1993.
84. SCHELLER, H., et al. A 5-year multicenter study on implant-supported single crown restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. v.13, n.2, p.212-218, 1998.
85. SCHULTE, J.K.;COFFEY, J.P. Comparison of screw retention of nine abutment systems: a pilot study. *Implant Dent*. v.6, p.28-31, 1997.
86. SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*. v.49, n.6, p.843-848, 1983.
87. SORENSEN, J.A.;AL, E. InCeram fixed partial dentures: three-year clinical trial results. *J Calif Dent*. v.26, p.207-214, 1998.
88. SORENSEN, J.A.;TOMAS, A.C. Comparison of interface fidelity of implant systems. *J Dent Res*. v.70, n.spec issue, p.540, 1991.
89. SQUIER, R.S.;PSOTER, W.J.;TAYLOR, T.D. Removal torques of conical, tapered implant abutments: the effect of anodization and reduction of surface area. *Int J Oral Maxillofac Implants*. v.17, n.1, p.24-27, 2002.
90. SUTHERLAND, J.K.;LONEY, R.W.;JAROTSKIC, T.J. Marginal discrepancy of ceramic crowns with redesigned implant components. *J Prosthet Dent*. v.75, n.5, p.540-544, 1996.
91. SUTHERLAND, J.K.;LONEY, R.W.;SYED, S. Marginal discrepancy of all-ceramic crowns cemented on implant abutments. *J Prosthodont*. v.4, n.3, p.173-177, 1995.

92. TAN, K.B.;NICHOLLS, J.I. Implant-abutment screw joint preload of 7 hex-top abutment systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*. v.16, n.3, p.367-377, 2001.
93. TAN, K.B.;NICHOLLS, J.I. The effect of 3 torque delivery systems on gold screw preload at the gold cylinder-abutment screw joint. *Int J Oral Maxillofac Implants*. v.17, n.2, p.175-183, 2002.
94. TAVAREZ, R.R.J. Análise comparativa das interfaces de implantes de conexão externa e interna em restaurações unitárias cimentadas e parafusadas por meio de ensaios de fadiga. Bauru, 2003.201p.Tese (doutorado)-Faculdade de Odontologia de Bauru,Universidade de São Paulo
95. TAYLOR, T.D. Prosthodontic problems and limitations associated with osseointegration. *J Prosthet Dent*. v.79, p.74-78, 1998.
96. TAYLOR, T.D.;AGAR, J.R.;VOGIATZI, T. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. v.15, p.66-75, 2000.
97. TODESCAN, F.F., et al. Influence of the microgap in the peri-implant hard and soft tissues: a histomorphometric study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants*. v.17, n.4, p.467-472, 2002.
98. TZENAKIS, G.K., et al. The effect of repeated torque and salivary contamination on the preload of slotted gold implant prosthetic screws. *J Prosthet Dent*. v.88, n.2, p.183-191, 2002.
99. VENUGOPALAN, R.;LUCAS, L.C. Evaluation of restorative and implant alloys galvanically coupled to titanium. *Dent Mater*. v.14, p.165-172, 1998.

100. VIGOLO, P., et al. Cemented versus screw-retained implant-supported single-tooth crowns: a 4-year prospective clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. v.19, n.2, p.260-265, 2004.
101. VIGOLO, P.;MAJZOUN, Z.;CORDIOLI, G. Measurement of the dimensions and abutment rotational freedom of gold-machined 3i UCLA-type abutments in the as-received condition, after casting with a noble metal alloy and porcelain firing. *J Prosthet Dent*. v.84, n.5, p.548-53, 2000.
102. 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.405-411, 1994.
103. WATAHA, J.C. Biocompatibility of dental casting alloys: a review. *J Prosthet Dent*. v.83, n.2, p.223-234, 2000.
104. WEE, A.G.;AQUILINO, S.A.;SCHNEIDER, R.L. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *Int J Prosthodont*. v.12, n.2, p.167-178, 1999.
105. 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.
106. WEISS, E.I.;KOZAK, D.;GROSS, M.D. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent*. v.84, n.2, p.194-199, 2000.
107. WHITE, G.E. *Osseointegrated Dental Technology*. Carol Stream, IL: Quintessence Publishing Co; 1993.

108. WICKS, R.A.;DERIJK, W.G.;WINDELER, A.S. An evaluation of fit in osseointegrated implant components using torque/turn analysis. J Prosthodont. v.3, n.4, p.206-212, 1994.
109. ZARB, G.A.;SCHIMITT, A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part II: the prosthetic results. J Prosthet Dent. v.64, n.1, p.53-61, 1989.

ABSTRACT

Marginal misfit and the effect of cyclic loading on screw joint stability were analyzed for machined, cast-on and cast abutments with external and internal connection. Twelve samples from each abutment type for external hexagonal implants were included: (A1) machined titanium; (A2) metal premachined with plastic sleeve cast-on with palladium alloy; (A3) plastic abutment cast with NiCr alloy, and (A4) plastic abutment cast with CoCr alloy. And 24 samples for internal hexagonal implants: (B1) machined titanium, and (B2) metal premachined with plastic sleeve cast-on with palladium. Horizontal depth gap, vertical and horizontal gap and rotational misfit were analyzed at the implant/abutment interface. Detorque values were obtained for each group before and after cyclic loading. Mean values for each group for each analysis were evaluated for difference using ANOVA and Student-Newman Keuls. Results were: horizontal depth gap (A1) 54.1 ± 127.75 , (A2) 49.4 ± 36.56 , (A3) 21.2 ± 21.36 , (A4) 33.1 ± 23.81 , (B1) 8.4 ± 13.74 and (B2) 34.9 ± 20.49 ; horizontal gap: (A1) 89.1 ± 14.15 , (A2) 39.2 ± 16.87 , (A3) 13.5 ± 9.48 , (A4) 23.0 ± 21.42 , (B1) 10.9 ± 5.68 and (B2) 18.2 ± 10.31 ; vertical gap: (A1) 5.6 ± 6.46 , (A2) 11.1 ± 8.22 , (A3) 8.0 ± 9.35 , (A4) 6.9 ± 3.78 , (B1) 2.1 ± 3.21 and (B2) 12.1 ± 4.75 ; rotational misfit: (A1) 1.2 ± 0.57 , (A2) 1.8 ± 1.31 , (A3) 2.0 ± 0.73 , (A4) 2.8 ± 1.14 , (B1) 2.8 ± 1.08 and (B2) 2.0 ± 1.03 ; initial detorque: (A1) 92.3 ± 3.0 , (A2) 81.6 ± 5.0 , (A3) 86.4 ± 4.6 , (A4) 84.0 ± 7.7 , (B1) 88.8 ± 6.8 and (B2) 84.9 ± 2.4 and final detorque: (A1) 41.1 ± 19.3 , (A2) 19.8 ± 13.0 , (A3) 27.9 ± 6.5 , (A4) 37.5 ± 16.2 , (B1) 17.1 ± 16.2 and (B2) 23.3 ± 10.9 . Marginal gap analysis showed no major differences among all groups. All groups presented less than 5 degrees of rotational misfit, indicating good screw joint stability. External hexagonal machined abutments presented higher initial detorque than all groups, however, no differences were found for final detorque values when compared to cast-on and cast abutments. External hexagonal cast abutments presented higher final detorque when compared to cast-on abutments. External hexagonal machined abutments also presented higher final detorque values when compared to internal hexagonal machined abutments.