

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU**

ROMÃO ADALBERTO DE SOUZA MANSANO

**Análise comparativa do grau de rotação de parafusos para sistema
UCLA em estruturas fundidas em monobloco, soldadas com solda
TIG e solda Convencional**

**BAURU
2011**

ROMÃO ADALBERTO DE SOUZA MANSANO

**Análise comparativa do grau de rotação de parafusos para sistema
UCLA em estruturas fundidas em monobloco, soldadas com solda
TIG e solda convencional**

Tese apresentada a Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências no Programa de Ciências Odontológicas Aplicadas, na área de concentração Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. Accácio Lins do Valle

BAURU

2011

Mansano, Romão Adalberto de Souza
M318a Análise comparativa do grau de rotação de parafusos para sistema UCLA em estruturas fundidas em monobloco, soldadas com solda TIG e solda convencional. Romão Adalberto de Souza Mansano – Bauru, 2011.
142 p. : il.; 30 cm

Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo

Orientador: Prof. Dr. Accácio Lins do Valle

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

Assinatura:

Data:

ERRATA

FOLHA DE APROVAÇÃO

DADOS CURRICULARES

ROMÃO ADALBERTO DE SOUZA MANSANO

romansano@yahoo.com.br

Nascimento	18 de maio de 1980
Lucélia - SP	
Filiação	Dirceu Mansano Sampaio Maria José de Souza Mansano
1998 – 2002	Curso de Graduação em Odontologia Universidade do Sagrado Coração - USC – Bauru - SP
2002 – 2004	Estagiário do Departamento de Prótese da Faculdade de Odontologia de Bauru – FOB - USP
2005 – 2007	Curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral em nível de Mestrado, na Faculdade de Odontologia de Bauru – FOB - USP
2009 – 2010	Especialização de Implantodontia na Associação Brasileira de Odontologia do Mato Grosso do Sul Campo Grande - MS
Associações	SBPqO – Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, **Dirceu** (*in memoriam*) e **Maria José**; pela dedicação, pelo amor, educação, pelos incentivos e apoio incondicional em todos os momentos da minha vida. Devo tudo a vocês. Obrigado pai, obrigado mãe!

Ao meu irmão **Matheus**, pelo seu amor, pelo ensinamentos passado, por tudo na vida, agradeço por todos os momentos que estive junto aos nossos pais e avós na ausência minha e do Di. Você é muito especial e sempre estarei ao seu lado, pra sempre!

Ao meu irmão **Dirceuzinho**, meu grande amigo; pela nossa amizade e cumplicidade, pelo exemplo de vida, trabalho e luta. Que venham todas as dificuldades que merecemos, mais que venham também muitas alegrias. Ao seu lado sou muito mais forte. Estamos juntos nessa irmão! Sempre, para o resto de nossas vidas.

A minha tia **Bete**: Exemplo de carreira docente e dedicação aos estudos.

A minha avó **Rosa**, por sempre estar ao nosso lado nos estimulando a lutar nas nossas maiores dificuldades.

A minha avó **Mariana** (*In memoriam*); que nos deixou a pouco tempo, obrigado vó por tudo, sei que continua olhando por nós.

Aos meus avôs **Romão** *In memoriam* e **Adalberto** *In memoriam* primeiro pelo nome que herdei e acima de tudo pelo exemplo de vida e dedicação a família.

A **Renata** (Pitu); principalmente pela paciência diante das minhas ausências, você me ajuda muito. Te amo!

Obrigado!

AGRADECIMENTOS

A **Deus**; por sempre estar presente na minha vida.

Ao meu orientador, **Accácio Lins do Valle** pela sua orientação, pelos ensinamentos, pelas oportunidades oferecidas, e principalmente pela amizade que criamos ao longo de todo esse tempo, possibilitando que nos nossos momentos mais difíceis estávamos lado a lado. Obrigado chef você é muito especial, serei eternamente Grato..

Ao Professor **Wellington Cardoso Bonachela**; pela confiança e ensinamentos que possibilitaram o desenvolvimento de nossa linha de pesquisa.

Ao Meu amigo, companheiro e irmão **Luis Eduardo Butignon**, sem você seria incapaz de estar aqui, você é muito especial para mim, sempre ao meu lado durante todo tempo de graduação e pós graduação nas alegrias e nas tristezas, jamais esquecerei da nossa amizade, jamais esquecerei irmão, à você devo muito.

Ao meu amigo **Eduardo Antonio Ayub** e família, meu eterno mestre, jamais esquecerei de tudo que fizeram por mim, sou muito grato por tudo. Obrigado

Ao meu amigo **Caio do Valle** por tudo que fez por mim, acreditando sempre que tudo iria dar certo. Minha eterna Gratidão.

A **Titanium Fix (Dental Implant) A.S. Technology Comp. Esp. Ltda. São José dos Campos, SP, Brasil** pela gentileza de ceder grande parte dos materiais utilizados neste estudo. Sem esta parceria, a realização deste trabalho se tornaria inviável.

Ao Engenheiro **Fernando Margarido**, pela sua disponibilidade, persistência e sabedoria para nos ajudar no desenvolvimento do dispositivo leitor de graus, utilizado neste estudo.

Agradecimentos

Ao Professor **Heitor Marques Honório**, pelo auxílio durante as análises estatísticas deste estudo.

Aos meus grandes amigos, **Thiago, Jefferson, João Paulo, Guilherme, Fabio, Hugo Vidotti e Marcelo**, pelos anos de convivência, de moradia e de amizade. Independente do tempo, considero todos meus irmãos.

Aos meus colegas de turma, **Eduardo Meira, Murilo, Flora, Luciana, Daniel, e Rafael**.

Ao Professor **Luiz Fernando Pegoraro**, pelo convívio, pelos seus ensinamentos, professor no sentido mais sagrado da palavra. Muito Obrigado!

Ao Professor **Paulo Martins Ferreira**, por compartilhar seus conhecimentos de forma irrestrita e pela amizade e confiança.

Ao Professor **Ricardo Marins de Carvalho**, pela sua amizade, seus ensinamentos e pelo exemplo de docência a ser seguido. Ninja!

Ao professor **Gerson** por compartilhar seus conhecimentos de forma irrestrita pela amizade e pela confiança depositada. Obrigado o Senhor foi fundamental.

Aos demais professores do Departamento de Prótese da Faculdade de Odontologia de Bauru; que de alguma forma fizeram a diferença e foram importantes para minha formação acadêmica, pessoal e profissional: **Carlos Araújo, José Henrique Rubo, Lucimar Falavinha, Paulo Conti, Pedro de Oliveira e Vinícius Carvalho Porto**.

Ao professor **Salvador** (in memoriam) que tanto contribuiu com a FOB e a Odontologia Brasileira.

Aos Funcionários do Departamento de Prótese; pela assistência prestada durante nosso período de convivência, em especial a **Claudia, Déborah, Valquíria, Marcelo e Reivanildo**.

Agradecimentos

A **Cleusa e Hebe**, funcionárias da clínica da pós-graduação e ao Eduardo, ex-funcionário, por estarem sempre de prontidão para ajudar. Vocês foram muito especiais. Muito obrigado!

Aos **pacientes** que aqui eu tive, pela confiança e oportunidade do aprendizado!

A todas as pessoas que de forma direta ou indireta participaram e contribuíram tanto pra minha formação pessoal quanto profissional.

Muito Obrigado!

RESUMO

Com disseminação dos implantes osseointegrados na prática clínica a ocorrência de complicações mecânicas tornam-se comuns, causando problemas para pacientes e profissionais. O objetivo deste estudo foi comparar o grau de rotação de parafusos de titânio (grau 5), durante testes de torque, re-torque e os valores de destorque (Ncm), sobre infra-estruturas fundidas em monobloco, soldadas com solda TIG e solda Convencional, a partir de *abutments* tipo UCLA com cinta usinada em Co-Cr. Um dispositivo leitor da quantidade de graus foi especialmente desenvolvido para este estudo, juntamente com um software. Seis implantes *Titanium Fix* de 3,75 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento e hexágono externo foram montados na base de um dispositivo e diretamente sobre eles foram obtidos os padrões para fundição dos corpos de prova. Para os grupos que foram submetidos a soldagem os corpos foram montados à análogos de implantes *Titanium Fix*, e vazados blocos de gesso especial tipo IV (*Durone*) para serem seccionados e fundidos. Cada corpo de prova foi formado por dois *abutments* tipo UCLA com cinta em Co-Cr, interligados por uma barra acrílica. Foram obtidos 10 corpos de prova para cada grupo e 60 parafusos de titânio (Grau 5- *Titanium Fix*) foram usados para os testes. Obteve-se então a medição do ângulo criado durante o aperto e re-aperto dos parafusos, sendo o re-aperto realizado após 10 minutos do aperto inicial, ambos sob torque de 30Ncm. Após o procedimento de re-aperto, o valor de destorque era imediatamente aferido e anotado em Ncm, possibilitando avaliar a quantidade de torque retido pelo parafuso após o procedimento, sendo esta seqüência realizada 3 vezes para cada corpo de prova. Sendo a análise estatística realizada para essa comparação (ANOVA) Análise de Variância a um critério de classificação, o teste *Tukey*, para verificar se havia diferença estatística entre os grupos. Os resultados revelaram que durante os procedimentos de torque (aperto), os parafusos empregados em infra-estruturas fundidas em monobloco apresentaram um maior grau de rotação (56,12°), quando comparados aos parafusos empregados em infra-estruturas segmentadas e fundidas separadamente soldadas com solda TIG valor médio de (43,2°) e solda Convencional com valor médio (35,7°), sendo a diferença entre os grupos estatisticamente significativa em todos os grupos para o momento torque; $p < 0,05$. Durante o momento re-torque, o ângulo formado na cabeça dos parafusos também

foi sempre maior para o grupo monobloco (15,55°), comparado aos grupos solda TIG (10,15°) e solda Convencional (9,85°), sendo que diferença estatisticamente significante foi encontrada entre os grupos monobloco em relação aos grupos soldados, e não havendo diferença estatística entre os grupos soldados, $p < 0,05$. Os valores médios de destorque (quantidade de torque retido durante o aperto dos parafusos) foram maiores para o grupo solda TIG (26,77Ncm) em relação aos grupos monobloco (26,55Ncm) e grupo solda Convencional (25,10Ncm) respectivamente, porém sem diferença estatisticamente significante entre os grupos. Tanto para o momento de torque quanto para o momento de re-torque, infra-estruturas do grupo Monobloco permitiram maior rotação dos parafusos dos *abutments*, quando comparados com os grupos Soldados. Na análise dos valores de destorque, estatisticamente os grupos foram considerados semelhantes.

Palavras chave: Solda. Afrouxamento de parafusos. Biomecânica sobre implantes. Próteses parafusadas.

ABSTRACT

Comparative analysis of the degree of rotation of screws for UCLA system in one-piece cast structures welded with TIG and Conventional welding

With the spread of osseointegrated implants in clinical practice the incidence of mechanical complications have become common, causing problems for patients and professionals. The aim of this study was to compare the degree of rotation of titanium screws, during testing of torque, re-torque and destorque values (Ncm) in one-piece casting infrastructures, welded with TIG and Conventional welding, from UCLA strap machined Cr-Co abutments. A reader device for the number of degrees has been specially developed for this study, together with a software. Titanium Fix implants (n=6) of 3.75mm in diameter and 13mm in length and external hexagon were mounted at the base of a device and they were obtained directly from the casting patterns of the specimens. Groups that were subjected to welding were mounted to the implant analogues, submitted to special plaster type IV (Durone) blocks. Each sample was formed by two UCLA type abutments with strap on Co-Cr, connected by an acrylic bar. It were obtained 10 specimens for each group and 60 titanium screws (Grade 5 - Titanium Fix) were used for testing. The measurement of the angle created during tightening and re-tightening the screws, and re-grip performed 10 minutes after the initial torque, both under torque 30Ncm were obtained. After re-tightening procedure, the value of destoque was immediately measured and recorded in Ncm, to evaluate the amount of torque by the screw retained after the procedure, being this sequence performed three times for each specimen. The statistical analysis used were, analysis of variance (1 way - ANOVA) and the Tukey test to see whether there were differences between the groups. The results revealed that during the procedures of torque (tightening), the screws used in the one-piece infrastructure castings showed a higher degree of rotation (56,12°) compared to the screws used on targeted infrastructure and rendered separately welded with TIG (43,2°) and Conventional welding with a mean value (35,7°), being the difference between the groups statistically significant in all groups for the torque moment ($p < 0.05$). During the re-torque, the angle formed at the head of the screws was also always greater for the one-piece casting group (15,55°) compared to TIG welding groups (10,15°) and

Abstract

Conventional welding (9,85), and significant differences were found between the groups ($p < 0.05$). The average values of destorque (retained amount of torque when tightening the screws) were higher for the TIG welding group (26,77Ncm) compared to one-piece casting groups (26,55Ncm) and Conventional welding group (25,10Ncm), respectively, however no statistically significant difference between groups were found. For both the torque and re-torque moments, one-piece infrastructure group allowed more rotation of the abutment screws when compared with the welded groups. In the analysis of destorque values, the groups were statistically similar.

Key words: Welding. Screw loosening. Implant biomechanics. Prosthesis screw.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURAS

Figura 1 -	Desenho esquemático do dispositivo de avaliação dos graus de rotação dos parafusos, antes de sua confecção: Projeto em AutoCAD. Vista superior.....	88
Figura 2 -	Dispositivo de avaliação dos graus de rotação dos parafusos, após sua confecção, com mouse e cabo PS2 já conectados para conexão com computador. Vista superior.....	88
Figura 3 -	Desenho esquemático do dispositivo de avaliação dos graus de rotação dos parafusos, antes de sua confecção: Projeto AutoCAD. Vista lateral.....	89
Figura 4 -	Dispositivo de avaliação dos graus de rotação dos parafusos, após sua confecção. Vista lateral.....	89
Figura 5 -	Vista oclusal do padrão para fundição preparado no dispositivo.....	91
Figura 6 -	Início da desinclusão dos corpos de prova, ainda cobertos em parte pelo revestimento.....	93
Figura 7 -	Corpos de prova após a desinclusão e limpeza por jateamento, antes dos cortes dos condutos de alimentação.....	93
Figura 8 -	Vista frontal da peça após soldagem com solda convencional.	95
Figura 9 -	Vista frontal da peça após soldagem com solda TIG.....	96
Figura 10 -	Aparelho de soldagem TIG (Kerrnit) e descrição detalhada dos seus componentes.....	97
Figura 11 -	Aperto bidigital dos parafusos no interior dos <i>abutments</i> , até encontrar a primeira resistência.....	99
Figura 12 -	Torquímetro com chave bidigital adaptada em sua extremidade inferior (seta).....	99

Figura 13 -	Vista superior do torquímetro. Agulha cega mostrando a quantidade de Newtons obtida.....	99
Figura 14 -	Chave bidigital (seta) adaptada ao torquímetro (A), realizando aperto do parafuso do <i>abutment</i> durante realização dos testes.....	101
Figura 15 -	Conjunto de polias de acionamento do sistema leitor óptico infravermelho, os cálculos matemáticos e os resultados.....	102
Figura 16 -	Contato (seta) entre porção cilíndrica do torquímetro (A) e polia intermediária da caixa acessória (B). Quando o torquímetro é ativado, durante o torque, a polia intermediária se movimenta, registrando a quantidade de graus necessária para o aperto do parafuso.....	103
Figura 17 -	Interface com o software GRAUS antes (A) e durante (B) a leitura da quantidade de graus que identifique o aperto dos parafusos de fixação, na condição de Newtons recomendados pelo fabricante.....	103

GRÁFICOS

Gráfico 1 -	Comparação dos valores médios de rotação dos parafusos, em graus, no Momento de Torque entre os grupos.....	112
Gráfico 2 -	Comparação dos valores médios de rotação dos parafusos, em graus, no Momento de Retorque entre os grupos.....	113
Gráfico 3 -	Comparação dos valores médios de rotação dos parafusos, em graus, no Momento de Destorque entre os grupos.....	114

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Resultados para o grupo (1) Monobloco. Os corpos de prova seguidos de linha (A) referem-se aos parafusos do <i>abutment</i> esquerdo, linha B para os <i>abutment</i> do lado direito.....	108
Tabela 2 -	Resultados para o grupo (2) Solda TIG. Os corpos de prova seguidos de linha (A) referem-se aos parafusos do <i>abutment</i> esquerdo, linha B para os <i>abutment</i> do lado direito.....	109
Tabela 3 -	Resultados para o grupo (3) Solda Convencional. Os corpos de prova seguidos de linha (A) referem-se aos parafusos do <i>abutment</i> esquerdo, linha B para os <i>abutment</i> do lado direito.....	110
Tabela 4 -	Média e Desvio padrão dos três grupos durante os três momentos (Torque, Retorque e Destorque).....	111
Tabela 5-	Comparação dos momentos de Torque entre grupos.....	112
Tabela 6 -	Comparação dos momentos de Retorque entre grupos.....	113
Tabela 7 -	Comparação dos momentos de Destorque entre grupos.....	114

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

UCLA	<i>Universal Casting Long Abutment</i>
Ncm	Newtons / centímetro
mm	milímetros
N	Newtons
3I	<i>Implant Innovation Inc</i>
GPa	Giga Pascal
°	graus
±	mais ou menos
DLC	<i>Diamond Like Carbon</i>
µm	micrometro
Ni-Cr	Níquel – Cromo
Co-Cr	Cobalto – Cromo
SENAI	Serviço Nacional de Aprendizagem Industrial
cm	centímetro
SIN	Sistema de Implante Nacional
DIN	<i>Deutsches Institut für Normung</i>
ASTM	<i>American Society for Testing Materials</i>
°C	Graus Celsius
Psi	libra por polegada quadrada
cm³	centímetro cúbico
p	Nível de significância
<	Menor
C	Carbono
Na	Sódio

Lista de Abreviaturas e Símbolos

Al	Alumínio
Si	Silício
Mo	Molibdênio
Fe	Ferro
Cr	Cromo
Ni	Níquel
W	Tungstênio
Ti	Titânio
TIG	Tungstênio gás inerte
S	Enxofre
Co	Cobalto

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	19
2	REVISÃO DE LITERATURA	25
3	PROPOSIÇÃO	81
4	MATERIAL E MÉTODOS	85
4.1	DISPOSITIVO DE AVALIAÇÃO DOS GRAUS DE ROTAÇÃO DOS PARAFUSOS	87
4.2	IMPLANTES E COMPONENTES PROTÉTICOS.....	90
4.3	CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA	90
4.3.1	Inclusão, fundição, desinclusão e acabamento dos corpos de prova	92
4.4	PREPARO PARA SOLDA	94
4.4.1	Preparo para Solda Convencional	94
4.4.2	Preparo para Solda TIG	96
4.5	TESTE LABORATORIAL.....	98
4.5.1	Funcionamento do dispositivo	101
4.6	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	103
5	RESULTADOS	105
5.1	MOMENTO DE TORQUE.....	112
5.2	MOMENTO DE RETORQUE.....	113
5.3	MOMENTO DE DESTORQUE	114
6	DISCUSSÃO	115
7	CONCLUSÕES	127
	REFERÊNCIAS	131

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

O tratamento odontológico com implantes osseointegrados tem se tornado uma realidade na prática clínica diária, e esta bem consolidado como terapia e tratamento por apresentarem altas taxas de sucesso e previsibilidade (COX; ZARB, 1987).

Entretanto, essa modalidade de tratamento com implantes dentais esta sujeita às falhas e fracassos, estudos longitudinais evidenciam que estas complicações estão cada vez mais evidentes, podendo estas ser de ordem funcional, estética e biomecânica (JEMT; LINDEN; LEKHOLM, 1992; CARLSSON, 1994; COX; ZARB, 1987; NAERT et al., 1992).

Nesse estudo serão destacadas as complicações de ordem estritamente mecânica que se relacionem à união dos implantes à prótese dental parafusada. A revisão da literatura mostra que grande parte dessas complicações estão relacionados aos parafusos protéticos, responsáveis pela fixação entre a prótese aos implantes (McGLUMPHY; MENDEL; HOLLOWAY, 1998; HOLLWEG, 2000; DUYCK et al., 2001; KUNAVISARUT et al., 2002).

A pré carga, como é denominada a força responsável pela estabilização da união protética, pode ser influenciada pela tensão gerada no aperto e conseqüentemente no afrouxamento dos parafusos. Portanto, quanto maior a pré garga, melhor seria a “performance” do parafuso e menor risco de afrouxamento da união. Esta força de apreensão (pré-carga) é influenciada por vários fatores como: materiais dos componentes e parafusos (BURGUETE et al., 1994; DIXON et al., 1995; HAACK et al., 1995; JAARDA; RAZZOOG; GRATTON, 1995), pela adaptação dos componentes (TAN; NICHOLLS, 2001), pelo torque (GRATTON; AQUILINO; STANFORD, 2001; TZENAKIS et al., 2002; WEISS; KOZAK; GROSS, 2000), pelo desenho da conexão protética (SCHULTE; COFFEY, 1997; SQUIER; PSOTER; TAYLOR, 2002) e dos parafusos (JÖRNÉUS; JEMT; CARLSSON, 1992), pela rugosidade da superfície (CARR; BRUNSKI; HURLEY, 1996), e pela técnica de confecção das próteses (CANTWELL; HOBKIRK, 2004; CIBIRKA et al., 2001; KHRAISAT et al., 2000). A falta de adaptação de uma prótese implanto suportada

pode alterar os valores de pré carga inicial, colocando os parafuso sob tensão, reduzindo seu tempo de fadiga, podendo até ocorrer que a prótese se solte.

Sendo assim, a maioria dos trabalhos publicados levam à necessidade de uma adaptação passiva da prótese. Um dos obstáculos para obtenção de uma adaptação passiva são as variáveis clínicas e laboratoriais inerentes ao próprio tratamento protético (ISA; HOBKIRK, 1995). As diferentes etapas do tratamento protético como procedimentos de transferências, fundição, soldagem e aplicação de porcelana ou acrílico são procedimentos artesanais que fogem ao controle clínico, levando muitas vezes a erros na confecção das peças protéticas.

A principal diferença na distribuição de forças nos implantes osseointegrados, quando comparada aos dentes naturais, pode acontecer devido à falta de movimentação dos implantes, decorrente da rígida conexão implante/osso. Nos dentes naturais, a presença do ligamento periodontal permite uma certa movimentação dos dentes dentro do alvéolo. Já os pequenos movimentos encontrados nos implantes osseointegrados podem ser decorrentes da deformação dos parafusos de retenção do sistema e também da elasticidade do tecido ósseo, sendo portanto de menor magnitude que dos dentes naturais. Desse modo, é de se esperar que, em uma prótese convencional, os dentes se movimentem para compensar pequenos erros de adaptação da peça protética, mas os implantes osseointegrados não mudarão de posição como resposta às forças que podem incidir sobre os mesmos frente a erros de adaptação. Por outro lado, a adaptação passiva das próteses sobre implantes tornam-se dependente de variáveis mecânicas (ISA; HOBKIRK, 1995).

As peças protéticas podem ser conectadas de duas maneiras distintas aos implantes: 1- diretamente à plataforma do implante, sendo a prótese confeccionada sobre a estrutura de um pilar e este parafusado diretamente no implante. 2- por meio de um componente intermediário, o qual após estar conectado a plataforma do implante, também por meio de um parafuso, poderá receber uma prótese construída sobre uma infra estrutura que se adapta agora sobre este intermediário, através de um segundo parafuso ou mesmo por um agente cimentante (BUTIGNON, 2005).

A confecção de infra estruturas implanto suportadas obtidas pelo processo de fundição em monobloco, pela técnica da cera perdida (TARGGAT, 1907), nem sempre apresentam uma adaptação marginal ideal, deixando a desejar clinicamente

(WASKEWICZ; OSTROWSKI; PARKS, 1994), por apresentarem desajuste marginal, fato este que leva a busca constante de pesquisadores e clínicos por métodos alternativos que possam melhorar esta adaptação. Dentre eles, a secção da infra estrutura, associada ao processo de soldagem, são viáveis para minimizar as distorções oriundas das etapas do processo de fundição (SCHIEFFLEGER et al., 1985; WASKEWICZ; OSTROWSKI; PARKS, 1994).

Dentre os vários tipos de soldas, encontra-se: à laser, infravermelho, solda elétrica e a solda a arco elétrico em atmosfera de gás inerte – TIG (Tungsten Inert Gas). Todos esses métodos apresentam vantagens em relação ao método convencional a maçarico no que diz respeito à resistência da junta soldada e a sua adaptação (WANG; WELSH, 1995).

Os estudos de (CARR; BRUNSKI; HURLEY, 1996; CASTILHO, 2000; KANO et al., 2006; BUTIGNOM, 2005) avaliaram a adaptação de componentes usinados (pré fabricado) e fundidos, concluindo que os melhores resultados, quanto a efetividade na adaptação, são dos componentes usinados. Esses resultados nos levaram a pensar em analisar qual seria o papel exercido pelos parafusos de fixação de pilares tipo UCLA (Universal Casting long *Abutments*) usinados (pré fabricados), em razão do seu grau de acomodação e resistência em peças protéticas confeccionadas em Monobloco e peças confeccionadas separadamente e unidas com dois diferentes métodos de soldagem após fundição.

Vários métodos de avaliação foram estudados para se analisar o comportamento dessas adaptações, como análise por elemento finito (SAKAGUCHI; BORGERSEN, 1995), análises microscópicas (KANO et al., 2006; JAARDA; RAZZOOG; GRATTON, 1995) e análises de comportamento mecânico dos parafusos sob condições estáticas e dinâmicas (BINON, 1996; BINON, 1998), avaliação de rotação dos parafusos em graus.(MARTIN et al., 2001; BUTIGNON, 2005).

Diante dos resultados encontrados na literatura, a finalidade desse trabalho, foi avaliar o comportamento dos parafusos protéticos de *abutments* do tipo UCLA com cinta usinada (pré fabricada) em Cr-Co, em peças fundidas em monobloco e fundidas separadamente para serem unidas por solda com dois diferentes tipos de soldagem (TIG e convencional) para isso foi desenvolvido e confeccionado, para este estudo, um dispositivo (SENAI-BAURU-SP e FOB USP) capaz de avaliar e

quantificar os graus necessários para apertar os parafusos das próteses sobre implantes.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2 REVISÃO DE LITERATURA

Em 1907, Taggart descreve o método da cera perdida para fundição de peças protéticas em odontologia, e desde então esse processo vem sendo motivo de diversas investigações com propósito de aperfeiçoar a técnica, melhorando os materiais e incorporando novas tecnologias, na busca de melhor qualidade final das fundições odontológicas.

Em 1958, Markley observou as variáveis relacionadas à cera no procedimento de fundição. A distorção que ocorre durante a remoção do padrão, o alto coeficiente de expansão térmica linear e a resistência que o padrão de cera oferece à expansão de presa e higroscópica do revestimento, foram apontados como fatores importantes no comprometimento da qualidade final da adaptação das restaurações fundidas. Fatores estes que, ainda hoje, comprometem também a tecnologia das próteses sobre implantes osseointegrados.

Tylman e Tylman (1970) enfatizaram como uma das conclusões de seus estudos em relação ao processo de soldagem a importância de um espaço pequeno de (0,127 mm). Chamam a atenção também que o excesso de fluxo pode resultar em corrosão da solda, diminuindo a resistência à tração da união soldada, contudo que as superfícies a serem unidas devem estar limpas e livres de óxidos.

Gordon e Smith (1970) descreveram princípios básicos, experiências e as vantagens da soldagem a laser para as próteses fixas e a adaptação de próteses parciais removíveis de precisão. A primeira soldagem prática foi realizada em dezembro de 1968. A soldagem foi feita em próteses fixas de 4 elementos. Eventualmente, a sobreposição dos tiros do laser foi necessária para o metal fluir. 19 pacientes tinham sido tratados com restaurações usando este método. Estas envolviam 104 unidades fixas e 3 próteses parciais removíveis com encaixes de precisão. Todas as soldas a laser tinham um comprimento de pulso de 8m/seg e tinham um nível de energia que alterava de 11 a 16 *Joules*. A soldagem a laser das próteses fixas foi um sucesso e nenhuma união falhou sob condições normais de uso pelos pacientes. Uma grande ênfase foi dada ao fato da soldagem induzir uma menor distorção, quando comparada àquelas resultantes das transferências e soldagem convencional. Salientou-se ainda que a separação das superfícies de

metal não deve ser maior que 0,001 polegadas para que haja uma penetração adequada pela solda a laser. Os autores concluíram que a soldagem a laser é um procedimento laboratorial prático no qual a economia de tempo é considerável.

No ano de 1977, Huling e Clark, avaliaram a distorção relativa em próteses de 3 elementos unidas por solda a laser, convencional ou fundidas em monobloco. Quinze próteses foram realizadas e todas fundidas em ouro. As distorções foram medidas com um ponto marcado no modelo mestre e um ponto nas próteses antes e após a soldagem. No caso da fundição em monobloco as distorções foram medidas no padrão de cera e após a fundição. Todas as medidas após a soldagem foram geralmente maiores que as originais, produzindo medidas positivas. Os autores concluíram que os três procedimentos utilizados para se unir unidades individuais de próteses fixas sempre acarretam algum grau de distorção. As técnicas de soldagem a laser e de fundição em monobloco produzem, entretanto, uma distorção significativamente menor que a soldagem convencional.

Skalak (1983) publicou um estudo no qual fez considerações biomecânicas a respeito das próteses sobre implantes, ressaltando os aspectos importantes para evitar complicações. Segundo ele, um aspecto clínico que pode afetar a longevidade dos implantes é a maneira como os estresses mecânicos são distribuídos do implante para o tecido ósseo subjacente, sendo essencial que nenhuma das estruturas sejam estressadas além de sua capacidade de fadiga a longo prazo. O autor sugere que sempre sejam usados implantes em forma de parafuso, por permitirem aposição óssea entre suas roscas, proporcionando um comportamento biomecânico mais favorável quando comparado a implantes de superfície lisa que necessitam de uma verdadeira adesão óssea a sua superfície para atuarem de forma semelhante. Da mesma maneira, enfatizou sua preferência por implantes com superfície rugosa que, embora não seja um fator de macro retenção, em nível celular contribui sobremaneira para o embricamento do tecido ósseo. Já a distribuição das cargas verticais e/ou laterais da prótese para os implantes depende do número, disposição e rigidez das estruturas utilizadas (implantes e componentes protéticos). Além disso, como tais estruturas passam a formar um corpo único, é necessário que haja um alinhamento entre elas, para que não ocorram pontos de sobrecarga nem nos componentes nem no tecido ósseo subjacente, o que poderia levar todo esse sistema a falhas precoces devido a forças externas. Justamente por isso, estruturas

em balanço, denominadas de *cantilever*, quando utilizadas devem ser planejadas com critérios, visto que o implante da extremidade sempre será sobrecarregado. Quanto à rigidez do conjunto, idealmente deve-se optar por estruturas rígidas, que não transmitam movimentos aos implantes, os quais poderiam causar perda da osseointegração. Entretanto o uso de materiais de cobertura para essas estruturas, com certo grau de resiliência, como as resinas acrílicas e dentes artificiais, podem ser uma boa opção para minimizar cargas excessivas da mastigação, as quais seriam diretamente transmitidas para os implantes caso materiais de coberturas rígidos como porcelana fossem usados. Segundo o autor, esse arranjo permite dureza e resistência da subestrutura associado a uma adequada proteção dos outros componentes.

Schiffleger et al. (1985) compararam próteses parciais fixas de 3, 4, 5 elementos fundidas em monobloco com uma liga de ouro para metalocerâmica. Foi utilizado uma matriz de alumínio composto por 3 peças que acomodava 5 preparos em aço puro para coroa total de canino a segundo molar. De um total de 18 fundições, foram feitas 6 fundições para cada um dos três tipos de prótese fixa. Para registrar as medidas de discrepância vertical marginal foi utilizado um microscópio com calibração micrométrica. As diferenças nas distâncias dos ângulos axio-gengivais entre a matriz e as fundições também foram registradas. As fundições foram então seccionadas, assentadas sobre a matriz e reposicionadas com resina Duralay, sendo que as medidas foram realizadas antes e após o seccionamento das peças. Os autores concluíram: O assentamento das fundições melhorou aproximadamente 50% após o seccionamento, o qual indica que as fundições estavam distorcidas. A distorção foi um fenômeno tridimensional, com a maior discrepância na superfície mesiogengival do retentor anterior e distolingual do retentor posterior. A distorção foi menor nas próteses fixas de 3 unidades e maior nas próteses fixas de 5 unidades. O diâmetro vestibulo-lingual das fundições no ângulo gengivo-axial foi significativamente maior que os preparos do modelo mestre na maioria dos casos. O diâmetro mesio-distal das fundições no ângulo gengivoaxial foi menor que nos preparos do modelo mestre, mas foi somente significativa nas próteses fixas de 3 unidades. As fundições estavam ligeiramente sobrecontornadas ou subcontornadas, a razão principal das fundições não assentarem foi o empenamento.

Hruska (1987) descreveu o uso do titânio na construção de coroas, próteses fixas e também técnicas de soldagem intra-oral destas próteses. A máquina usada nesta técnica consistia em um aparelho de soldagem eletrônica que realiza uma solda dentro da cavidade oral, sendo uma técnica segura e reproduzível. Devido a baixa condutibilidade térmica do titânio, não há transmissão de calor lateral do metal durante a união. A temperatura na área de solda é acima de 1600°C e mesmo assim não há risco de choque elétrico para o paciente. O autor alertou que esta técnica só pode ser usada com titânio puro ou com ligas que contenham alta porcentagem de titânio.

Cox e Zarb (1987) apresentaram um estudo longitudinal de 3 anos seguindo o protocolo de 2 tempos cirúrgicos proposto por *Branemark* com o objetivo de verificar a eficácia do tratamento com implantes. 26 pacientes receberam próteses totais fixas mandibulares, ancoradas sobre 4 a 6 implantes entre os forames mentonianos e foram avaliados no período de 1 a 3 anos das próteses em função. Avaliaram-se a quantidade de gengiva inserida, índice de placa, profundidade de sondagem, presença de inflamação gengival e presença de mobilidade. A taxa individual de sucesso dos implantes apresentada pelos autores foi de 87,5% e, para as próteses, de 96%. Dentre as complicações registradas, destacou-se o alto número de fratura das infraestruturas, onde 12 das 26 fraturaram na região de *cantilever*. A mudança da liga utilizada de prata paládio tipo III para tipo IV associada ao aumento da secção transversal da barra foi a solução encontrada pelos autores para solucionar esse problema. Apenas 2 parafusos de retenção da prótese fraturaram, sendo a causa relacionada à ausência de adaptação passiva da prótese que foi posteriormente refeita e o problema eliminado. Os autores comentam que a falta de adaptação da prótese pode colocar os componentes do implante sob tensão, podendo levá-la à fratura ou à microfratura do tecido ósseo ao redor do implante, com conseqüente perda óssea.

Chao et al. (1988) avaliaram a praticidade no uso das ligas de cobalto-cromo para fabricação de infra-estruturas de próteses sobre implantes e compararam os resultados com os obtidos nas infra-estruturas de paládio-prata. Os autores avaliaram a adaptação e o comportamento mecânico das infra-estruturas. Para a fabricação das infra-estruturas de cobalto-cromo foi necessária a duplicação dos cilindros de ouro em resina acrílica, pois a liga de cobalto-cromo não pode ser

fundida sobre a liga de ouro. As infra-estruturas de paládio-prata foram realizadas sobre os cilindros de ouro. A adaptação marginal entre os cilindros dos padrões de acrílico e os análogos intermediários foi medida utilizando-se um microscópio óptico de magnificação 100 vezes. Foram realizadas 4 medidas em cada intermediário. Para compensar a contração da resina Duralay empregada para a confecção dos cilindros protéticos, uma fina camada de cera foi utilizada para readaptar as margens destes, sendo novamente mensurada a adaptação marginal. Os padrões foram então incluídos e fundidos. Uma outra medição das infra-estruturas fabricadas com a liga de cobalto-cromo foi realizada após o acabamento. As medidas nas infra-estruturas de paládio-prata foram realizadas somente após a fundição e acabamento. Para verificar o comportamento mecânico das infra-estruturas ao receberem carga, foram utilizados: "strain gauge" e análise fotoelástica. A maioria das infra-estruturas de cobalto-cromo receberam algum tipo de ajuste antes de se adaptarem passivamente aos intermediários. Todas as infra-estruturas de paládio-prata adaptaram-se passivamente sem qualquer ajuste. A média de abertura marginal nas infra-estruturas de cobalto-cromo foi de 26,4µm e nas infra-estruturas de paládio-prata foi de 8µm. Então, com relação à adaptação, as infraestruturas de cobalto-cromo são inferiores às de paládio-prata. Para os autores, estes resultados podem ter ocorrido devido à maior contração de fundição do cobalto-cromo e ao menor grau de adaptação dos cilindros de resina acrílica com relação aos cilindros de ouro. Para a substituição dos cilindros acrílicos duplicados, a utilização de cilindros de plástico pré-fabricados seria uma tentativa para solucionar este problema. Os autores concluíram que é possível construir infra-estruturas sobre implantes com a liga de cobalto-cromo utilizando um menor volume de material, sem diminuir sua capacidade de receber cargas. As fundições em monobloco das infra-estruturas de cobalto-cromo mostraram uma adaptação aceitável, mas foram claramente inferior às infra-estruturas de paládio-prata fundidas diretamente sobre os cilindros de ouro.

SJögren, Andersson e Bergman (1988) avaliaram a resistência a tensão, estresse e a elongação das uniões de titânio fundidas a laser considerando a praticabilidade de seu uso nas prótese dentais. O laser Nd: YAG foi utilizado para realização destas soldagens. Durante os testes de tensão todas as amostras soldadas a laser fraturaram no centro da união soldada. O grau de deformação na

região da fratura foi maior para as amostras não soldadas a laser do que para as soldadas a laser.

Rangert, Jemt e Jörneus (1989) apresentaram algumas regras para confecção de próteses sobre implantes. Segundo eles, o desenho da prótese tem influência muito grande na distribuição das cargas sobre os implantes, sendo necessário conhecer os aspectos mecânicos do sistema para minimizar as falhas. Baseados em considerações teóricas e na experiência clínica com implantes tipo *Branemark*, os autores descreveram as forças atuantes no sistema como forças internas e externas. A pré-carga, uma força interna gerada no momento do aperto do parafuso e que mantém os componentes unidos, deve ser suficiente para suportar as forças externas ao sistema. Essas forças podem provocar a separação de suas partes e, como consequência, o afrouxamento dos parafusos. Assim foram sugeridas duas condições básicas para o sucesso do sistema: obtenção de adequada pré-carga e adaptação precisa das próteses. Segundo os autores, a causa primária de afrouxamento dos parafusos é a falta de adaptação das próteses. Numa condição de boa qualidade óssea, a parte frágil do sistema será sempre os parafusos de retenção, considerado como um mecanismo de segurança.

Jemt (1991) realizou um trabalho que tinha como proposta identificar os problemas e complicações relacionadas ao tratamento protético de pacientes que receberam prótese fixa implanto-suportada ao longo do primeiro ano de inserção. O tratamento seguiu um protocolo padrão onde 384 pacientes de 32 a 84 anos receberam 2199 implantes (73,4 % na mandíbula e 12 % com implantes de 7 mm). Quatorze dias após a cirurgia de reabertura as consultas clínicas para realização das próteses foram iniciadas. Após o recebimento das próteses os controles começaram ser realizados. No primeiro ano 97,2% das próteses foram acompanhadas. Sete pacientes faleceram e quatro não retornaram para as avaliações. Vinte e quatro implantes (1.1%) falharam entre a colocação do implante e antes da prótese ser conectada. As falhas ocorreram mais na maxila (2,9%) que na mandíbula (0,4%). Implantes de 7 mm falharam mais com relação aos outros tipos na maxila, já na mandíbula não foi encontrada uma relação. Doze por cento dos implantes que receberam carga falharam durante o primeiro ano de função. As perdas ocorreram mais na maxila (7 perdas) que na mandíbula (3 perdas). Setenta e duas maxilas e duzentos e cinqüenta e seis mandíbulas foram tratadas com o

protocolo de 5 consultas. Duas próteses implanto-suportadas na maxila foram recolocadas como overdenture pelo fato da não integração dos implantes e nenhuma prótese falhou completamente na mandíbula. A maior parte das próteses não requereram mais do que 2 a 4 consultas posteriores. No entanto, 16,1% das próteses maxilares e 3,8% das próteses mandibulares requereram mais que 7 consultas pós-inserção no primeiro ano. Após a inserção, 69,3% das próteses apresentaram o parafuso de ouro estável no controle de um ano, sendo que a diferença entre a maxila e a mandíbula apresentou-se significativa. Com relação aos problemas apresentados, na maxila o mais óbvio estava relacionado à dicção (31,2%) enquanto morder a bochecha e o lábio foi o problema mais comum na mandíbula (6.6%). Problemas gengivais incluindo fistula, hiperplasias e inflamações estavam relacionados a 1.7% dos implantes, quatro fistula estava relacionado ao afrouxamento do parafuso do pilar. Inflamação e irritação sob o cantilever posterior foi um problema encontrado na mandíbula. Quatro por cento das próteses tiveram fratura na resina acrílica no primeiro ano, três infra-estruturas de ouro fraturaram no primeiro ano por causa de suas dimensões reduzidas. Nenhuma fratura foi encontrada nos implantes, parafusos de ouro e pilares. Este estudo demonstrou que ocorreu uma ampla série de problemas e complicações durante o tratamento protético e no primeiro ano de função das próteses implanto-suportadas. A maioria dos problemas ocorreu na maxila, mas poucos problemas comprometeram a estabilidade contínua das próteses fixas. A maior parte dos problemas eram fáceis de serem resolvidos.

Para Goll (1991) há uma grande dificuldade em se obter uma infra-estrutura com adaptação, já que todo passo da confecção de uma prótese implanto-suportada é crítico. O autor sugeriu algumas soluções para melhorar a precisão das próteses, assim como reduzir alguns erros: 1. usar componentes usinados, pois sua adaptação é mais previsível; 2. checar a adaptação do cilindro de ouro e componentes de transferência nos intermediários na primeira consulta, para assegurar-se que todos os componentes se adaptem adequadamente; 3. cobrir os intermediários com a capa de proteção para impedir que resíduos se acumulem na superfície do mesmo; 4. verificar a precisão do modelo através de um guia em resina acrílica, o qual deve ser construído um dia antes; 5. usar pinos de laboratório novos para as fases laboratoriais e para avaliar a adaptação da peça clinicamente. O teste

da infra-estrutura é feito com um parafuso no implante mais distal; 6. limpar a superfície de contato do cilindro de ouro com solvente de cera antes da inclusão; 7. usar capas de proteção de cilindro de ouro durante o acabamento e polimento da infra-estrutura; 8. para fundição de próteses extensas usar cilindros de ouro de 4mm – a infra-estrutura será mais volumosa e firme, o mesmo ocorrendo com o guia.

Jornéus, Jemt e Carlsson (1992) realizaram um estudo que teve por objetivo avaliar a carga na junção parafusada de implantes individuais e testar a estabilidade de diferentes desenhos e materiais dos parafusos dos pilares em uma bancada de testes. Para a realização do trabalho foram selecionados aleatoriamente 4 pacientes com próteses individuais sobre implantes para o registro de força máxima de oclusão. A carga máxima de oclusão estava situada entre 140 e 390 N. Foram avaliados 4 tipos de parafusos no teste laboratorial: 1. de titânio com cabeça cônica e rosca tipo 1; 2. de titânio com cabeça plana e rosca tipo 1; 3. de titânio com cabeça plana e rosca tipo 3 e 4 de ouro com cabeça plana. Foi montado um implante de 10 mm em um bloco de resina e um pilar foi parafusado ao implante com os parafuso acima descritos com torques de 20 a 35Ncm. Cada tipo de parafuso foi testado antes e imediatamente após o apertamento 5 vezes, sendo que em cada teste novos componentes foram utilizados. Para simular a parte funcional, uma outra série de medições de torque foi realizada após a junção parafusada ter sido carregada. Uma força de 70N foi aplicada no pilar perpendicular ao eixo longo do implante, a 9,5mm da interface implante-pilar. Esta força foi repetida 100 vezes. Daí a montagem teste foi rotacionada em 180° e foram aplicados mais 100 ciclos de carga. Foi realizado um teste extensivo com os parafusos de liga de ouro. Neste teste, o parafuso (tipo d, de ouro) foi carregado até 1 milhão de ciclos, após o quê, o torque necessário para mover o cilindro do pilar foi medido. O afrouxamento não intencional é um potencial problema comum a todos os tipos de parafusos. A pré-carga deve ser a mais alta possível porque cria uma força de contato entre o pilar e o implante. Quanto mais firme for o contato entre as peças (cilindro do pilar e o implante), mais estável será esta junção. Os autores enfatizaram ainda a ocorrência de dois mecanismos de afrouxamento dos parafusos: por flexão e pelos efeitos de assentamento. Uma força de flexão acima da resistência do parafuso resulta em sua permanente deformação, causando a redução das forças de contato entre o implante e o intermediário. Outro mecanismo de perda do parafuso se baseia no fato

de que nenhuma superfície é completamente lisa. Isto faz com que nem toda a superfície não entre em contato o que, pela micromovimentação das superfícies, leva a um desgaste das áreas de contato, ficando a interface do parafuso sujeita a cargas externas. A magnitude da fixação depende da aspereza da superfície inicial e da dureza superficial bem como da magnitude das forças. As superfícies ásperas e as grandes cargas externas aumentam a fixação. Quando a fixação total é maior que o alongamento elástico do parafuso, ele trabalha frouxo porque não há mais qualquer força de contato para mantê-lo. Os autores ainda consideram que os testes de carga utilizados representam uma situação extrema, raramente ocorrendo em situações clínicas. Portanto, sugeriram que a utilização de parafusos de titânio possibilita uma boa margem de segurança na maioria das situações clínicas.

Jemt, Linden e Lekholm (1992) realizaram um estudo retrospectivo avaliando as principais complicações que acometeram 127 próteses parciais fixas em uma rechamada dos pacientes 1 ano pós tratamento. As 127 próteses eram compostas de 354 implantes que foram instalados tanto na mandíbula quanto na maxila. O desenho e o material utilizado para a construção dessas próteses foi o mesmo comumente adotado para as próteses totais fixas, utilizando infra-estrutura de ouro tipo III e dentes de resina acrílica. Parafusos de ouro para retenção das próteses foram usados e apertados manualmente entre 15 e 20 Ncm. Os resultados, após a avaliação de 1 ano das próteses maxilares, mostraram que o problema mais freqüentemente encontrado foi a mobilidade das próteses devido ao afrouxamento do parafuso de ouro (13,9%), problemas estéticos (11,4%) e conforto relacionado ao desenho da prótese (9,1%). Na mandíbula as complicações mais freqüentemente encontradas foram as de ordem estética (5,2%), fratura da resina (5,2%) e problemas oclusais (5,2%). Reações nos tecidos moles tais como fístulas, hiperplasias e inflamações corresponderam a 2,1% das complicações. Os autores consideraram os resultados satisfatórios, comparando-os com os resultados de tratamento de pacientes que receberam próteses totais fixas sobre implantes, sendo as complicações aqui encontradas com menor grau de complexidade de resolução.

Naert et al. (1992) publicaram a segunda parte de um estudo clínico avaliando as complicações protéticas referentes à instalação de 564 implantes sobre os quais foram confeccionadas 103 próteses totais fixas implantossuportadas. Durante o período de observação (15 anos), os pacientes eram chamados para

avaliações a cada 6 meses e, numa avaliação das falhas mecânicas que acometeram as próteses, foram encontradas as seguintes ocorrências: 3 fraturas de implantes, 5 fraturas de *abutments* e 7 fraturas do parafuso de ouro de retenção das próteses. Duas fraturas de implantes ocorreram após afrouxamento do parafuso de ouro, provavelmente devido à atuação de forças elevadas sobre os parafusos remanescentes apertados. A outra fixação fraturada e 4 dos *abutments* assim encontrados foi diagnosticado em um paciente que danificou sua prótese. Já as fraturas nos parafusos de ouro foram primariamente relacionadas ao seu afrouxamento. Já as causas de afrouxamento dos parafusos dos *abutments* foram difíceis de estabelecer. Contudo, a taxa de sucesso das próteses foi de 96% na maxila e 100% na mandíbula. O autor sugere que para evitar falhas mecânicas dos componentes deve-se ter ótima passividade de adaptação da infra-estrutura sobre os implantes com um adequado arranjo oclusal; os parafusos de ouro devem ser apertados até atingir uma máxima pré-carga (10Ncm) não somente durante a instalação da prótese, mas também em intervalos regulares e quando os implantes forem instalados em linha reta, como freqüentemente acontece na mandíbula em razão da sua anatomia; o uso de *cantilevers* é permitido, desde que curtos (menores que 10mm).

Yanase et al. (1994) foram convidados a falar de sua experiência de como eles testavam o assentamento de infra-estrutura fundida para próteses implanto suportada. Inicialmente checava a fidelidade do modelo mestre, e para isto remontava os copings de impressão no modelo mestre fabricado. Quando análogos ou réplicas estavam mal posicionados, eram removidos do modelo mestre e reposicionados. Após este teste inicial, as infra-estruturas eram fabricadas. As infra-estruturas podiam ser fabricadas em uma única unidade ou em secções que são remontadas e soldadas. Depois de retornar do laboratório a infra-estrutura era assentada sobre o modelo mestre e se avaliava visualmente. Exercia pressão com os dedos no pilar distal esquerdo e direito e pilar do meio em seqüência e finalmente nas três localizações para verificar qualquer balanço. Daí os parafusos eram apertados e qualquer balanço ou desajuste visível confirmado. A infra-estrutura devia assentar passivamente no modelo de trabalho. Feito isto, a fundição era avaliada intra-oralmente da mesma forma que foi avaliada no modelo mestre. Alguns materiais podem ser usados para se confirmar este assentamento. Outra ferramenta

útil é o feedback do paciente a respeito de dor, pressão ou conforto durante o apertamento dos parafusos. Se existirem discrepâncias que sugiram desajustes, a secção e nova soldagem devem ser realizadas e a infra-estrutura avaliada novamente antes da conclusão da prótese. Já Binon (YANASE et al., 1994), inicia seus trabalhos com um gabarito de verificação no modelo. Após a impressão o modelo é vazado e montado e o técnico coloca cilindros provisórios em cada análogo do implante. Estes análogos são conectados com resina que toma presa durante a noite, a resina é cortada com uma fina serra e novamente unida com o mesmo material. Esta estrutura é levada à boca. Este gabarito é assentado com pressão dos dedos em várias localizações ao redor do arco. Se o assentamento foi fiel o gabarito é tirado da boca e os análogos são unidos a cada cilindro temporário e um modelo mestre é vazado com gesso pedra. Tendo identificado e corrigido qualquer desajuste, análogos fora de posição são removidos do modelo e um novo análogo é unido com gesso a este modelo. Depois de corrigido, o modelo de trabalho pode ser usado para enceramento e fabricação da estrutura. Para um ótimo assentamento o autor geralmente usa componentes usinados. As infra-estruturas das próteses fixas totais implanto-suportadas são fundidas em dois ou três segmentos. O teste de assentamento inicia-se com o exame íntimo das superfícies usinadas que contactarão o implante ou o pilar na boca. A infra-estrutura é levada ao modelo de referência e todas as partes são conectadas com resina e soldadas. Feito isto, leva-se à infra-estrutura para a boca e apertam-se os parafusos em cada implante. Se o paciente diz que sente pressão, desconforto e dor quando os componentes são apertados, desajustes existem na infra-estrutura. Então a infra-estrutura é cortada e novamente soldada. Usando-se um gabarito e um modelo mestre de referência eliminam-se virtualmente todas as discrepâncias que afligem as próteses totais fixas implanto-suportadas. Para Jemt (YANASE et al., 1994), a prova da infra-estrutura é um dos procedimentos mais críticos durante a fabricação de uma prótese implanto-suportada. O pobre assentamento entre a infra-estrutura e o implante pode introduzir estresse quando os parafusos de ouro são apertados. O risco de distorção está relacionado a fatores como número de implantes, largura e curvatura do arco, alinhamento dos implantes e escolha do sistema de pilar. Para avaliar o assentamento, a distorção do modelo pode ter papel fundamental na fabricação da infra-estrutura. Por experiência clínica, fendas de até 150µm são fechadas pelo aperto dos parafusos. Uma seqüência de aperto dos parafusos

também é importante e a resposta do paciente frente ao aperto. As dificuldades associadas com a precisão de prótese parciais fixas convencionais fundidas em monobloco, também são encontradas nas próteses implanto-suportadas.

McCartney e Doud (1993) propuseram uma técnica na qual a verificação do modelo de trabalho e correções por meio de soldagens, em que se unia através de uma técnica intra-oral os cilindros de ouro e intermediários. A técnica consiste na confecção da infra-estrutura em uma peça única, mas incorporando apenas um cilindro de ouro (o mais central), enquanto que na região dos demais cilindros se encontra um orifício. Essa peça é então provada clinicamente com os demais cilindros de ouro em posição. Estes são, então, unidos à infra estrutura através de resina tipo Duralay e esta peça é utilizada para correção do modelo mestre. Após as devidas correções, os cilindros de ouro são soldados à infra-estrutura, obtendo-se adaptação passiva com apenas uma solda. Os autores não relataram como essa adaptação passiva é avaliada clinicamente, nem os critérios para essa análise.

Através de uma análise fotoelástica, Waskewickz, Ostrowski e Parks (1994) compararam os padrões de estresses gerados em torno dos implantes com uma infra-estrutura adaptada e não adaptada. Um modelo fotoelástico simulando a curva da mandíbula foi construído com 5 implantes Nobelpharma (3,75mm x 10mm) e com intermediários convencionais de 4mm de diâmetro (Nobelpharma). Sobre esse conjunto, foram posicionados os cilindros de ouro que, após torque de 10Ncm, foram unidos entre si com resina autopolimerizável para confecção da infra-estrutura em liga de ouro-paládio. Após a fundição, a infra-estrutura foi colocada no modelo e não havia um contato íntimo entre os intermediários e os cilindros de ouro. Esta infra-estrutura não passiva foi analisada fotoelasticamente pelo apertamento dos parafusos de ouro com 10Ncm por 3 seqüências diferentes de aperto dos parafusos. Após uma avaliação inicial, a infra-estrutura foi seccionada entre cada intermediário, ou seja, em 4 partes. Os resultados mostraram que a infra-estrutura não adaptada gerou uma concentração de estresse em torno dos implantes, independente da seqüência do aperto. Os cinco implantes apresentaram franjas, mas os implantes 1 e 5 (extremos) mostraram a maior concentração de estresse no terço médio de cada implante e a menor na região apical e cervical. Quando a infra-estrutura foi seccionada e soldada, uma relação passiva com os intermediários foi encontrada sem estresse nos implantes. Os autores acreditaram que, quando se tem uma

prótese sem adaptação passiva é recomendável que as peças sejam seccionadas e soldadas para obter-se uma adaptação o mais passiva possível.

Carlsson (1994) ressaltou a importância da obtenção de próteses com adaptação passiva. Uma prótese com adaptação passiva significa que pode ser parafusada sem causar estresse ou tensão, porém não existe uma adaptação absolutamente passiva já que todo aperto de parafusos gera uma certa deformação da prótese e/ou do osso, introduzindo algum estresse ao sistema. O estresse e tensão, resultados de uma prótese mal adaptada, são fatores que afetam significativamente a longevidade dos componentes. Segundo o autor, existem duas formas de medir o grau de desadaptação de um sistema: medir as forças que são introduzidas durante o aperto dos parafusos ou medir a extensão dessa desadaptação através de um microscópio de medição. O autor relatou ainda que, devido às características do Sistema Brånemark, uma desadaptação lateral de 50 μ m não gera qualquer tensão ao sistema, mas um erro angular de mesma dimensão é capaz de gerar um deslocamento angular no ápice do implante para aliviar a tensão gerada. A precisão de adaptação entre o intermediário do implante e o componente protético da infra-estrutura tem sido questionada como sendo um fator significativo na transferência do estresse, biomecânica dos sistemas de implante, ocorrência de complicações e resposta dos tecidos na interface biológica.

Gyllenram (1994) analisando os parâmetros clínicos para avaliar a adaptação passiva da prótese implanto-suportada, comentou que qualquer desadaptação gera forças estáticas que vão atuar sobre todo o conjunto e esses efeitos negativos serão acentuados, quando as forças dinâmicas da mastigação atuarem sobre esse mesmo conjunto. Em um osso mais resistente, um certo grau de desadaptação pode ser melhor tolerado que em um osso esponjoso, assim como na região posterior da maxila, que, além de menos volumoso, também é sujeito a maiores forças durante a mastigação. A desadaptação pode ser de 3 tipos: vertical, horizontal e angular. Um erro vertical leva a uma desadaptação que é proporcional ao erro; o erro horizontal pode levar a duas situações diferentes, dependendo do grau de desadaptação e do tipo de implante que está sendo usado. No caso do sistema Brånemark, que apresenta um grau de liberdade horizontal entre o cilindro de ouro e o intermediário, uma desadaptação que não ultrapasse esse grau de liberdade horizontal não será prejudicial ao sistema; em outras situações, onde não

existe essa liberdade horizontal, qualquer desadaptação horizontal leva a uma combinação de desadaptação horizontal e angular. A desadaptação angular é séria, porque seus efeitos são acentuados à medida que o grau de desadaptação é igual, pois existem diferenças funcionais fundamentais. Em uma boa moldagem ainda há a possibilidade de um erro de 50 μ m em todos os eixos, assim, em um sistema com uma adaptação melhorada, ou seja, onde todas as faces internas do cilindro de ouro se adaptam perfeitamente ao intermediário, esse grau de adaptação pode gerar não apenas um erro horizontal, mas um erro angular 3 vezes maior.

Isa e Hobkirk (1995) realizaram um trabalho *in vitro* que tinha como objetivo desenvolver uma técnica confiável para o uso clínico onde os estresses sobre os implantes Branemark associados com o apertamento do pilar trans-mucoso (TMA) os parafusos de ouro, a colocação de infra-estruturas fundidas com variação nos graus de assentamento e diferentes padrões de carga oclusal pudessem ser medidas. Para a realização do estudo eles construíram um modelo experimental onde 5 réplicas metálicas de 10mm dos implantes Branemark foram dispostas linearmente e enumeradas de 1 a 5 com 3 sendo implante médio. Sobre estes implantes foi confeccionada uma infraestrutura em liga de ouro tipo IV. Dois extensômetros foram fixados longitudinalmente em cada intermediário para a análise do estresse gerado. O experimento envolveu a avaliação de forças associadas a: 1. Apertamento individual do cilindro de ouro; 2. colocação da infra-estrutura; 3. colocação da superestrutura com fendas em vários locais dos implantes. As fendas de 10, 30, 60 e 110 μ m foram criadas com o uso de ruelas individuais de folha de aço inoxidável. Este estudo *in vitro* demonstrou as complexidades do implante multicomponentes. Os exemplos prévios de carga dividida entre os implantes nos fazem crer que a superestrutura e os implantes podem ser considerados uma só unidade rígida e são livres de estresse, antes da carga. Isto evidentemente não é o caso, e foi observado que: 1. quando se apertava os parafusos de ouro houve estresses compressivos sobre pilar transmucoso, mesmo com a infra-estrutura que aparentemente não tinha discrepância de assentamento; 2. as forças geradas pelo apertamento dos cilindros de ouro não foram igualmente distribuídas, e não consistentes; 3. foram produzidos estresses de tensão sobre pilares transmucoso quando as fendas foram introduzidas entre os implantes e a infra-estrutura, mesmo quando as deficiências eram tão pequenas quanto às de 10 μ m; 4. a capacidade de

um torque de 10Ncm no parafuso de ouro fechar as fendas foi dependente de sua dimensão e localização.

Com o objetivo de medir a adaptação entre as próteses de titânio soldadas e o modelo mestre, antes da conexão com os implantes, e comparar estas medidas com a adaptação precisa das infra-estruturas fundidas com liga de ouro em situações similares, Jemt (1995) realizou uma pesquisa. Um total de 30 próteses fixas suportadas por implantes Brånemark em mandíbulas inferiores edêntulas foram medidas utilizando uma técnica fotogramétrica. Os pacientes foram dispostos em três grupos diferentes de acordo com o desenho da infra-estrutura. No grupo I, 10 pacientes receberam infra-estruturas com liga de ouro fundidas em monobloco e os outros dois grupos receberam infra-estruturas de titânio fundido com desenhos diferentes. Foi realizado o aperto de um parafuso terminal para observar a adaptação das próteses no lado oposto. Medidas da distorção tridimensional em relação ao modelo mestre foram realizadas. A menor distorção foi observada em direção vertical nos três grupos. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos com relação à adaptação.

Dixon et al. (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/coroa; (2) medir e registrar os movimentos entre pilar/coroa 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 60rpm. 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.

O preciso assentamento entre a infra-estrutura da prótese sobre implante e os pilares de suporte é importante na redução do estresse na infra-estrutura, componentes dos implantes e osso adjacente. Baseados nesta afirmação Millington; Leung, 1995, realizaram um estudo onde procuraram avaliar a relação existente entre o tamanho e a localização de desadaptação e distribuição das forças na superfície das infra-estruturas sobre implantes. Para realizar este estudo, foi confeccionada uma barra reta de latão para simular a maxila com 20 mm de diâmetro que abrigava as 4 réplicas de implantes Branemark[®] (A, B, C, D) de 10 mm de comprimento. A infra-estrutura tinha 5mm X 3,75 mm e peso de 18 g fabricada em liga de ouro tipo IV. Sobre ela foi aplicada uma camada de resina fotoelástica para avaliar os efeitos desta desadaptação. Para simular as desadaptações, calços eram colocados em três intermediários e os parafusos eram apertados com torque de 10 Ncm. O efeito das 9 discrepâncias (6 μ m, 17 μ m, 27 μ m, 40 μ m, 55 μ m, 68 μ m, 81 μ m, 104 μ m) foi testado separadamente para o pilar terminal (D) e para o pilar intermediário (C). Os resultados mostraram correlação entre o tamanho da discrepância de assentamento e o estresse na infra-estrutura. A taxa de aumento do estresse com o tamanho da fenda foi não linear, com as maiores taxas observadas acima de 40 μ m no pilar terminal e 27 μ m no pilar intermediário. No pilar intermediário (C) o estresse aumentava rapidamente até alcançar um platô com fenda de 55 μ m. O modelo revelou que, com este tamanho de fenda, o parafuso de ouro não desenvolvia força suficiente para dobrar a infra-estrutura, permitindo o fechamento da junção. Uma fenda de 104 μ m no pilar intermediário resultou um estresse máximo de - 144MPa (compressão) no pilar intermediário e a mesma fenda no pilar terminal produziu um estresse máximo de 98MPa (tensão). A partir destes resultados os autores concluíram que: estresse foi induzido nas infra-estruturas com discrepância de assentamento tão pequenas quanto 6 μ m; nas discrepâncias localizadas no pilar intermediário o estresse máximo ocorreu com

discrepâncias de 40 μ m; o parafuso falhou em fechar a junção com discrepâncias a partir de 55 μ m; para as discrepâncias localizadas no pilar terminal o estresse continuou aumentando até a fenda mais larga testada (104 μ m); os níveis de estresse foram mais altos quando a discrepância estava localizada no pilar intermediário quando comparados com o pilar terminal; o local de máxima incidência de estresse foi sempre encontrado acima do pilar intermediário independente da localização da discrepância. Este local recebe forças compressivas, quando a fenda está localizada no pilar intermediário enquanto forças de tensão foram observadas para fendas no pilar terminal.

Kano et al. (1995) comparam em sua investigação a adaptação de infra-estruturas nos quais foram utilizados cilindros de ouro (Nobelpharma[®]) e componentes similares calcináveis (3i[®]) usando diferentes ligas metálicas (Pors-on 4, Palliag M, Durabond). Cinco amostras de cada grupo foram feitas e as medidas da interface foram mediadas em um microscópio projetor com aumento de 30X. Os resultados mostraram uma desadaptação de 117 μ m para o cilindro de ouro; 132 μ m para o Pors-on 4; 135 μ m para o cilindro calcinável; 156 μ m para o Durabond (Ni-Cr) e 224 μ m para o Palliag M. Estes resultados levaram os autores a concluir que os cilindros de ouro são equivalentes aos cilindros de plástico (3i) e as infra-estruturas fundidas em Pors-on 4.

Uma nova tecnologia chamada "Procera" foi introduzida no mercado como um método alternativo para a fabricação de próteses sobre implantes. A técnica consiste na união de componentes de titânio puro pré maquinados pelo uso de uma técnica chamada soldagem estereolaser. Rubenstein (1995) apresentou os resultados de 10 pacientes que foram tratados com a tecnologia Procera e acompanhados por um período de 1 ano. A soldagem estereolaser é considerada uma técnica que pode reduzir ou eliminar a distorção na fabricação de infra-estruturas. Nenhuma diferença significativa foi observada entre os pacientes com infra-estruturas convencionais de ouro. Enfatizou que estudos por um período mais longo de tempo são necessários para comprovar a eficácia desta técnica.

Muitas técnicas têm sido relatadas para a fabricação de infraestruturas com adaptação precisa e passiva. Thoupos et al. (1995) descreveram uma técnica que substitui a soldagem durante a fabricação de infra-estruturas de próteses sobre implantes do arco todo para evitar possível distorção. A técnica tem sido usada para

unir as secções e reparar próteses fixas convencionais fundidas com ligas não preciosas. De acordo com os autores, esta técnica apresenta algumas vantagens com relação à técnica de soldagem convencional: (1) a distorção da posição das partes da infra-estrutura durante a fundição é menor que a técnica de soldagem; (2) o metal selecionado para a fabricação da infra-estrutura dos implantes é usado para unir as partes; (3) é possível ter um maior controle da quantidade, posição e fluidez do metal; (4) retenções mecânicas podem ser usadas; (5) a necessidade de soldagem é eliminada.

Wang e Welsch (1995) compararam o Ti c.p. e a liga Ti-6Al-4V, abrangendo três métodos de soldagem: aquecimento por irradiação de raios infravermelhos, soldagem com gás inerte (TIG) e soldagem a laser, utilizando ensaios mecânicos (dureza Vicker's, resistência uniaxial à fratura e porcentagem de alongamento) e análise da microestrutura. Relataram que o uso do Ti c.p. na Odontologia, particularmente para implantes, próteses parciais fixas e removíveis, aumentou drasticamente devido a propriedades que incluíam: baixa densidade, biocompatibilidade, resistência à corrosão, alta proporção resistência/peso e condutividade térmica relativamente baixa. Relataram também problemas com o manuseio do Ti e suas ligas, como alto ponto de fusão (1670°C) e reatividade química. Assim, devido a grande afinidade com o oxigênio em altas temperaturas, métodos convencionais de soldagem, que usam a chama de O₂ são indesejáveis para unir o Ti e suas ligas. Os métodos de soldagem nesse estudo utilizavam câmara protetora. A luz laser fornecia uma energia eletromagnética coerente, monocromática e colimada, sendo capaz de concentrar a energia num ponto localizado. Segundo os autores, as vantagens da soldagem a laser eram: soldagem precisa e bem definida, sem necessidade de contato direto, pequena zona de calor, o campo magnético não causava efeito danoso. A soldagem a laser era um método efetivo, contudo dependente da intensidade da irradiação. As hastes utilizadas tinham 3 mm de diâmetro e 40 mm de comprimento. Os espécimes controle tinham 3 mm de diâmetro e 80 mm de comprimento. Uma energia de 18J foi aplicada com 2 hz e 12ms. A carga necessária para fraturar as amostras foi registrada pela máquina Instron. A microdureza foi conduzida com uma carga de 500g por 15 seg numa distância de 0, 5, 1, 3, 5, 7, e 10 mm do sítio de fratura. Os resultados indicaram que a liga Ti-6Al-4V foi a mais resistente em todos os métodos. Todos os espécimes

soldados foram significativamente mais frágeis do que o grupo controle, com a solda TIG sendo superior à soldagem a laser e irradiação infravermelha. Todos os espécimes soldados a laser exibiram uniões incompletas, dadas pela pouca profundidade de penetração do laser. Por isso, o acabamento das uniões a laser deve ser evitado.

Carr, Brunski e Hurley (1996) realizam um estudo que revisou conceitos fundamentais até a presente data, relacionados aos procedimentos de obtenção, acabamento e polimento de *abutments* protéticos de próteses sobre implantes, observando a geração de pré-carga, por meio de *strainingauge*, durante o procedimento de apertamento dos parafusos protéticos, variando o tipo de *abutment* (de ouro pré-fabricado, com cinta em ouro a ser sobrefundido e cilindros calcináveis de plástico). Os resultados mostraram que a pré-carga, na interface cilindro/*abutment*, pode ser afetada pelos procedimentos de fundição, pela escolha do tipo de cilindro, pelo tipo de revestimento, acabamento e polimento desse cilindro. Significantes valores de pré-carga maiores foram obtidos pelos *abutments* pré-fabricados quando comparados aos produzidos por padrões plásticos. Avaliando apenas os padrões plásticos, os resultados revelam que maiores valores de pré-carga ocorreram com os *abutments* obtidos a partir do uso de uma liga de baixa fusão comparados a uma de alta fusão, embora o uso de diferentes tipos de revestimentos não tenha causado diferença neste grupo. Os dados obtidos ainda indicam que quando *abutments* plásticos são usados como parte da infra-estrutura protética, o acabamento e polimento dos mesmos promovem um aumento na pré-carga comparado com a ausência desses procedimentos. *Abutments* pré-fabricados também exibiram diferentes valores de pré-cargas entre diferentes fabricantes. Os autores sugerem que quando máxima pré-carga é desejada, o uso de *abutments* metálicos pré-fabricados oferece vantagens quando comparados a *abutments* plásticos, principalmente quanto à magnitude de pré-carga obtida e precisão de adaptação.

Cheshire e Hobkirk (1996) realizaram um trabalho em pacientes que usavam próteses totais mandibulares sobre implantes Nobel Biocare™. O objetivo era investigar o assentamento das infra-estruturas que tinham sido julgadas satisfatórias pelos clínicos que trataram estes pacientes. Cinco pacientes selecionados para a investigação tinham sua prótese funcionando por no mínimo 8 anos sem problemas

clínicos. Os pilares foram identificados de acordo com sua posição no arco, e sobre eles foi aplicada silicona de adição leve e a infra-estrutura foi cuidadosamente recolocada e todos os parafusos foram apertados com a mão e com auxílio de uma catraca com uma força de 10Ncm. As infra-estruturas foram removidas após a presa do material e sobre este material um novo incremento de silicona de adição de consistência média foi adicionado. Estas impressões foram estocadas e seccionadas seqüencialmente ao longo de seu eixo coronal e depois medidas com auxílio de um microscópio. Os resultados desta avaliação mostraram que a média de discrepância vertical para o apertamento mecânico foi de 21 μ m com uma variação de 0 a 130 μ m e a média da discrepância vertical para o apertamento manual foi de 14 μ m com uma variação de 0 a 63 μ m. Já para as discrepâncias horizontais com apertamento mecânico a média foi de 31 μ m variando de 0 a 140 μ m e para o apertamento manual a média foi de 46 μ m com uma variação de 0 a 113 μ m. Em um dos pacientes os cilindros raramente tinham a orientação paralela aos pilares trans-mucoso. Baseados nestes resultados, concluíram que discrepâncias existem ao redor de infra-estruturas consideradas assentadas clinicamente. Os cilindros e os pilares raramente são concêntricos o que torna os cilindros angulados sobre os pilares. O apertamento manual reduz as discrepâncias quando comparado com o apertamento mecânico a 10Ncm de torque.

Em 1996, Jemt avaliou medidas obtidas a partir de modelos, comparando-as com aquelas obtidas diretamente na cavidade oral, com o intuito de verificar os métodos que produzissem os maiores graus de adaptação das próteses sobre implantes. As análises foram realizadas através do método fotogramétrico computadorizado que fornece medidas tridimensionais. O objetivo da comparação foi verificar a validade dos vários estudos onde são usados modelos como referência devido a dificuldade de realização de estudos *in vivo*. Foram selecionados 17 pacientes, sendo 10 com implantes em mandíbula e 7 em maxila, e os modelos de trabalho obtidos com os cuidados habituais. As próteses foram confeccionadas através de 2 métodos. Cinco foram fabricadas em titânio (Ti-3 frames, Procera, Nobelpharma AB, Göteborg, Sweden) e soldadas a laser e as outras doze foram fabricadas em ouro através do processo de fundição em monobloco. Todas foram clinicamente testadas e aceitas como adaptadas satisfatoriamente. As análises mostraram resultado diferentes para as diversas situações. Quando os modelos

foram usados como referência, a média tridimensional de distorção do ponto central do cilindro de ouro foi de $37\mu\text{m}$ nas próteses mandibulares e de $75\mu\text{m}$ nas próteses maxilares. Quando as medidas foram realizadas diretamente na cavidade oral, os valores eram de $51\mu\text{m}$ nas próteses mandibulares e de $111\mu\text{m}$ para as maxilares. A média de desajuste tridimensional foi significativamente maior para as medidas realizadas *in vivo*. Os autores lembram que as próteses tinham sido consideradas satisfatórias pelos testes clínicos habituais e alertam que as próteses com “aparência” aceitável podem possuir centenas de microns na interface de desadaptação e que, como interfaces deste nível podem causar problemas, é uma questão que requer investigação.

A preocupação em desenvolver sistemas fiéis e reproduzíveis para avaliar e mensurar a adaptação dos componentes de implantes, levou alguns centros a desenvolverem seu próprio sistema de medição. Jemt et al. (1996) apresentaram os resultados dos métodos e sistemas desenvolvidos para mensurar a adaptação na interface componente protético/intermediário. Este estudo foi realizado em 4 centros dos Estados Unidos e Suécia por um período de 2 anos. Foram desenvolvidos 4 sistemas de medição, todos capazes de dar dados tridimensionais que quantificam as relações linear e angular. Todos os sistemas são ligados a computadores com programas para transformações geométricas, análises estatísticas e resumo das informações diretamente em gráficos. Após todas as análises, concluíram que há diferenças entre os 4 sistemas e que é importante que sejam desenvolvidos métodos precisos e confiáveis de avaliação devido à importância clínica do fator adaptação protética.

Neo et al. (1996) estudou as propriedades mecânicas elásticas das uniões soldadas com titânio, sendo o titânio sem solda usado como controle. Uniões soldadas foram realizadas com a técnica de solda a laser estereográfica ou com o arco voltaico de gás tungstênio (TIG). O efeito do tratamento térmico após a aplicação da porcelana foi simulado e investigado. Concluíram que soldas a laser tratadas termicamente tiveram resistência à tração significativamente mais baixa. O tratamento térmico não teve efeito no módulo de elasticidade ou alongamento, mas em geral diminuiu significativamente a resistência do produto nos corpos de titânio. Os corpos soldados com arco voltaico de gás tungstênio tiveram resistência e módulo de elasticidade significativamente mais alta do que nos outros dois grupos.

O alongamento no grupo-controle foi significativamente maior do que o alongamento dos corpos soldados com arco voltaico de gás tungstênio, o qual foi significativamente mais alto que os corpos soldados a laser.

Clelland, Carr e Gilat (1996) realizaram um trabalho que visava medir a tensão transferida para o osso pelo aperto dos parafusos de uma prótese total fundida e compará-la a mesma prótese total fundida após seccionamento e soldagem. Para isso, construíram um modelo com resina fotoelástica simulando uma mandíbula desdentada com cinco implantes distribuídos em arco com 7 mm de distância entre os centros. Quatro strain gauges foram incorporados à resina em quatro localizações próximo aos implantes terminais do lado esquerdo e direito. Todas as infra-estruturas seguiram um protocolo para sua confecção e foram realizadas pelo mesmo técnico em prótese dental. Os dados foram coletados após as infra-estruturas serem apertadas com cinco parafusos de fenda de ouro com torque de 10 Ncm. Depois de gravados os dados, as infra-estruturas foram seccionadas em duas posições e enviadas para o laboratório para soldagem. Após a soldagem as mensurações foram repetidas para se avaliar as tensões. Todos os procedimentos de medida foram repetidos por três vezes. Para se realizar as medidas das tensões foram utilizados resistências elétricas (strain gauge) que são capazes de medir com fidelidade a corrente elétrica que passa por um corpo. Os resultados mostraram uma força de tração que variou de 46 ± 7 até 424 ± 11 microstrains para o grupo de próteses fundidas e 23 ± 6 até 309 ± 11 microstrains para o grupo soldado. Já as forças compressivas variaram de -32 ± 6 até -196 ± 8 microstrains para o grupo fundido e -3 ± 6 até -403 ± 12 microstrains para o grupo soldado. De modo geral, existiu uma diminuição na magnitude das forças para as infra-estruturas que foram seccionadas e soldadas. Houve um aumento na magnitude das forças na distal esquerda após a soldagem, o que pode estar relacionado com a seqüência de aperto dos parafusos. Comparando com estudos prévios, os resultados indicam que a força principal determinada pelo estudo está dentro da zona fisiológica do osso. Estes resultados permitiram aos autores concluir que infra-estruturas desajustadas criam tensões nas regiões de suporte adjacentes aos implantes e os procedimentos de seccionamento e soldagem das infra-estruturas a fidelidade das infra-estruturas fundidas diminuindo a quantidade de tensões transferidas.

May et al. (1997) descreveram um método para avaliar a precisão de adaptação dos componentes de implante. A precisão de adaptação é essencial para a longa vida do implante dental e preservação do osso de suporte. Os métodos mais utilizados para avaliar a precisão dos componentes dos implantes são a percussão, observação visual e radiografias periapicais convencionais. O desenvolvimento de um método para identificar e quantificar a imprecisão clinicamente é válido e necessário. Os autores utilizaram o instrumento Periotest (Siemens, BioResearch Inc., Milwaukee, Wis.), para avaliar a estabilidade das interfaces entre o implante e o intermediário e entre o intermediário e o cilindro de ouro sob uma série de condições. O Periotest consiste em um bastão controlado eletronicamente, conduzido eletromagneticamente, que se move rapidamente na superfície do dente em um ângulo de 90°, numa velocidade de 4 ciclos por segundo. O tempo de contato entre a haste e o dente é registrado pelo instrumento e o valor numérico aparece na tela do aparelho. Este valor é registrado como valor Periotest (PTV). Este valor representa a medida quantitativa do grau de movimento do objeto submetido a um estímulo percussão. Este instrumento tem sido utilizado para avaliar a condição periodontal dos dentes naturais e alterações funcionais dos tecidos periodontais e do osso. Quanto mais negativo for o PTV maior será a resistência ao movimento e, quanto mais positivo, menor. Os autores testaram a hipótese de que o valor mais negativo do Periotest, indicaria uma adaptação precisa e o valor mais positivo estaria relacionado com a imprecisão de adaptação. Para esta investigação foram utilizadas duas costelas bovinas para simular o paciente. Em cada uma foram colocados 3 implantes Branemark auto-rosqueáveis com distâncias de 7 a 10mm entre si e em curva. Uma série de condições experimentais de adaptação e desadaptação foram criadas para testar a validade do método. A primeira medida foi realizada com os cilindros de ouro aparafusados; a segunda foi realizada com os cilindros desajustados na ordem de 25,4 μ m, 50,8 μ m, e 101,6 μ m e apertados com torque mecânico de 20Ncm. Os resultados encontrados mostraram que os valores aumentavam proporcionalmente à desadaptação nos cilindros, ou seja, desadaptações nas margens dos cilindros de ouro causam instabilidade. Os autores relatam que isso pode ser explicado se analisarmos as superfícies internas dos componentes. A superfície superior da interface do intermediário é composta por uma superfície de contato externo plana e uma parte elevada central, cônica. Se existe contato entre as partes internas opostas (superfície interna do cilindro de ouro

com a parte cônica do intermediário) a carga acontece entre as duas superfícies dos dois componentes. A adaptação desses componentes no plano horizontal permite algum movimento na colocação do cilindro de ouro, antes do procedimento de aperto do parafuso. A altura vertical, no entanto, é preservada. O erro de adaptação da superfície basal pode levar à maior instabilidade. O menor diâmetro e a metalurgia do parafuso de ouro é outro fator que leva à instabilidade porque o parafuso do intermediário é muito mais rígido. Os autores concluíram que: (1) os intermediários e os cilindros de ouro têm diferentes PTVs; (2) o instrumento Periotest pode ser usado para quantificar a adaptação das interfaces dos componentes; (3) o desajuste entre o implante e o intermediário não afeta tanto a estabilidade. Portanto, o desajuste entre o intermediário e o cilindro pode produzir instabilidade significativa que aumenta linearmente com o grau de desajuste.

Neste mesmo ano, Riedy et al. (1997) avaliaram *in vitro* a precisão de adaptação de infra-estruturas sobre implantes usando a técnica Procera com videografia laser. A média da interface do eixo z no ponto central serviu como critério para avaliação da adaptação das infra-estruturas com os intermediários dos implantes. Os resultados deste estudo mostraram que a infra-estrutura soldada a laser exibiu uma adaptação mais precisa que a fundição em monobloco.

Observando a frequência de afrouxamento dos parafusos de ouro McGlumphy, Mendel e Holloway (1998) oferecem soluções práticas para minimizar este problema clínico. Muitos produtos, componentes e técnicas têm sido sugeridas para manter o parafuso estável. Estas sugestões incluem rosca antivibracional, interligação mecânica direta, alterações no desenho do parafuso, e mecanismo de controle de torque. Todas estas idéias têm ajudado a minimizar o problema de afrouxamento do parafuso, mas nenhuma tem eliminado o problema completamente. O afrouxamento do parafuso pode causar maiores problemas, tais como perda óssea ou fratura do implante. Existem dois fatores envolvidos na conservação do parafuso do implante apertado: (1) aumentar a força de travamento, e (2) diminuir as forças de separação. Para conseguir uma união segura, os parafusos devem ser tensionados para produzir uma força de travamento maior que a força externa que tende a separar. No desenho de um parafuso de junta rígida, o mais importante do ponto de vista funcional é a força de travamento inicial desenvolvida pelo apertamento do parafuso. A força de travamento é usualmente proporcional ao

torque. Um pequeno torque pode permitir a separação da união e resultar na fadiga do parafuso ou afrouxamento. Um grande torque pode causar falha do parafuso ou tirar a rosca do parafuso. Aplicado, o torque desenvolve uma força dentro do parafuso chamada pré-carga que é uma carga inicial no parafuso em tensão. Esta força de tensão no parafuso desenvolve uma força compressiva de travamento entre as partes. Entretanto, a pré-carga do parafuso é igual à força de travamento em magnitude. A pré-carga é determinada pelos seguintes fatores:

- 1- Torque aplicado
- 2- Liga do parafuso
- 3- Desenho da cabeça do parafuso
- 4- Liga do intermediário
- 5- Superfície do intermediário
- 6- Lubrificante

O torque é controlado pela resistência mecânica do parafuso e o modo como é aplicado. O valor do torque ótimo pode ser calculado pelo apertamento do parafuso até que ele falhe. 75% deste valor é um torque ótimo para aplicar no parafuso. Desta maneira, uma força de travamento significativa pode ser desenvolvida com o mínimo risco de fratura do parafuso. Os incidentes de afrouxamento de parafuso aumentam se uma infraestrutura não passiva é forçada a se adaptar pelo apertamento do parafuso. A infra-estrutura original aplica forças de separação da união com o sistema devido à tentativa de retornar à posição original. Todas as infra-estruturas não passivas devem ser seccionadas e soldadas para garantir uma adaptação passiva.

Para minimizar os erros e otimizar trabalhos com adaptação passiva, Helldén e Dérand (1998) apresentam as vantagens obtidas com o método “Cresco Ti Precision” para a execução das próteses em titânio, soldadas a laser. Em um modelo fotoelástico foram colocados 3 implantes (Cresco Ti Systems AB) de 13mm e sobre estes foram enceradas 4 próteses a partir de cilindros de plástico. As peças foram incluídas e fundidas em titânio comercialmente puro através do uso de uma máquina de fundição. Duas próteses foram submetidas ao método de precisão e as outras duas não. As próteses não adaptadas foram observadas ao microscópio e

foram encontradas interfaces no sentido vertical de 70µm e 40µm nos implantes A e B. Foram realizadas análises fotoelásticas e também medidas as cargas exercidas através de mecanismos apropriados. Os resultados revelaram cargas associadas às próteses não adaptadas e ausência de cargas estáticas nas próteses adaptadas. No momento de medição das cargas, foram encontrados valores de $41 \pm 4,3\text{N}$ nos parafusos para que os mesmos conseguissem fechar interfaces de 180µm nos implantes distais. Para fechar 30µm, foram encontradas cargas de $8 \pm 8,0\text{N}$. Nas próteses adaptadas a carga encontrada nos parafusos foi zero. Para interfaces de 50µm, localizadas no implante central, foi encontrada carga de $300 \pm 26\text{N}$ no parafuso de ouro. Os autores ressaltam a importância do fato de que os estresses dependem do erro, da dimensão do mesmo, assim como do tamanho da peça e da localização do mesmo. Consideram também que, apesar do efeito do erro estar relacionado a outros fatores como, por exemplo, qualidade óssea, há de se lembrar sempre da importância da adaptação da peça na geração das cargas.

Taylor, Hondrum e Prasad (1998) comparam a força e propriedades da Liga Ti-6AL-4V submetida à soldagem TIG sob atmosfera de argônio. Para isso utilizaram 40 corpos de prova, seccionados ao meio divididos em quatro grupos, soldados com as seguintes distâncias entre eles: 0,25; 0,5; 0,75 e 1mm, sem nenhum tratamento técnico posterior. Os corpos de prova foram submetidos ao teste de tração e após a fratura, ao exame em microscópio biocular. A força de resistência à tração foi de 974,7 MPa para os grupos soldados de 0,5 mm e 1010,5MPa para os grupos isentos de soldagem. A porcentagem de alongamento foi de 5,03% para grupos soldados com 0,75 mm de distância e 6,67% para o grupo sem soldagem. A análise de microscopia eletrônica de varredura da região fraturada da solda mostrou pequenas porosidades. Quando submetidos à presença de O₂ foi de 0,26% para o metal base e 0.05% para a região da solda. Com os resultados, obtidos os autores puderam concluir que os efeitos das distâncias consideradas não foram significantes, sendo que a solda apresentou resistência ligeiramente menor e ductilidade significativamente menor. As soldagens de ligas de titânio com arco elétrico e atmosfera de argônio são eficientes e podem ser usadas nos laboratórios de prótese, produzindo resultados desejáveis. Assim, a fundição e a soldagem de titânio deverão ser controladas para minimizar os efeitos do oxigênio.

Gabrielli (1999) avaliou a resistência à tração de peças soldadas e em monobloco em dois tipos de ligas, a base de Ni-Cr e outra experimental contendo titânio (Ni-Cr-Co-Ti), as soldas foram realizadas pelo processo de soldagem TIG. Os corpos de prova foram construídos em forma de bastão metálico. Os corpos de prova soldados apresentaram menor resistência à tração para ambas as ligas, os resultados mostraram haver diferenças estatisticamente significantes entre os corpos de prova soldados e isentos de soldagem, independente da liga metálica utilizada.

Com o objetivo de encontrar uma adaptação precisa das próteses sobre implantes, Wee, Aquilino e Schneider (1999) realizaram uma revisão de literatura. A maioria dos artigos revisados eram clínicos ou técnicos e mostravam estratégias para melhorar a adaptação das próteses sobre implantes. Os autores observaram que muitos métodos têm sido cientificamente comprovados para isto acontecer. A maioria das estratégias testadas resultaria em uma pequena interface da infraestrutura com o intermediário do implante. Muitos fatores impedem que o conceito de “adaptação passiva” possa ser encontrado nas próteses sobre implantes, mesmo com o uso de estratégias avançadas.

Castilho (2000) Com o objetivo de analisar a condição de adaptação passiva das próteses implanto-suportadas avaliou a adaptação da interface intermediário/componentes protéticos (cilindros), fundidos, em titânio e cobalto-cromo, em monobloco e após a realização da soldagem a laser. Foram utilizados 30 cilindros torneados em plástico e 15 barras cilíndricas para a interligação dos componentes protéticos (cilindros). Cada corpo de prova apresentava três componentes protéticos unidos entre si. Um total de 10 corpos de prova foram realizados, sendo que destes, 5 foram fundidos em titânio e os outros 5 fundidos em liga de cobalto-cromo. As análises e mensurações das interfaces foram feitas antes e após a soldagem a laser, com a utilização de um microscópio comparador. Os resultados mostraram que as estruturas fundidas em monobloco (peça única) apresentaram uma maior interface (desajuste médio de 26,164µm) que as mesmas após a soldagem a laser (desajuste médio de 19,943µm). Foram encontradas diferenças estatisticamente significantes também entre os dois materiais utilizados, sendo que o titânio (desajuste médio de 21,262µm) apresentou melhores resultados que o cobalto-cromo (desajuste médio de 24,845µm).

Em 2000 Souza et al. investigaram a microestrutura e a dureza de uma liga de Ni-Cr, soldadas com brasagem e com laser. Verificaram que, na brasagem, o metal base e o cordão de solda apresentaram microestruturas distintas e que, na soldagem a laser, identificaram-se três regiões: o cordão de solda, a zona afetada pelo calor – ZAC e o metal base. O metal base da liga de Ni-Cr apresentou microestrutura dendrítica grosseira, com uma estrutura eutética interdendrítica. A região da solda por brasagem apresentou morfologia dendrítica grosseira, com a presença de precipitados e porosidades, e a soldagem a laser, uma estrutura dendrítica refinada. Estas microestruturas foram condizentes com as energias de soldagem fornecidas em cada processo. Os resultados dos ensaios de tração da solda a laser foram superiores aos obtidos para a solda por brasagem.

Hollweg (2000) avaliou a passividade de infra-estruturas simulando uma prótese total fixa implanto suportada. Para a realização do experimento, utilizou um modelo mestre onde foram fixados cinco implantes e os corpos de prova foram confeccionados sobre eles. Dois tipos de ligas foram utilizados para a confecção destes corpos de prova: prata-paládio e cobaltocromo. Nas faces mesial e distal de cada intermediário foram fixados extensômetros para capturar a deformação gerada durante o aperto dos parafusos de fixação. Os resultados mostraram que houve tensões nos intermediários com o assentamento das próteses, e que o nível de tensões observadas não foram estatisticamente diferentes para as infra-estruturas confeccionadas com as duas ligas. O autor sugere a utilização de ligas de cobalto-cromo à confecção das infra-estruturas bem como para a realização de pesquisas clínicas.

Janson (2000) realizou um trabalho que visava avaliar a distribuição de estresse em infra-estruturas de prótese sobre implante confeccionada com dois tipos de liga metálica usando para isto extensômetros. Foram construídos corpos de prova que simulavam uma prótese total fixa na mandíbula com as ligas de Cobalto-Cromo e Paládio-Prata e estas foram posicionadas sobre os intermediários de um modelo mestre para serem realizados os testes. Para a realização das medidas de deformação cada infraestrutura recebeu duas resistências elétricas (strain gauge), uma na sua parte superior e uma na sua parte inferior próximo ao pilar distal de um dos lados. Foram aplicadas a estas infra-estruturas carga estática de 100N em sua extremidade livre a uma distância de 10, 15 e 20mm para distal do pilar terminal. Os

resultados mostraram que em cantilever extensos, as infraestruturas fundidas em Cobalto-Cromo apresentaram deformação semelhante às infra-estruturas fundidas em Paládio-Prata com cantilever curto. Daí pode-se concluir que as infra-estruturas confeccionadas com a liga de Cobalto-Cromo permitem braços de cantilever mais extensos.

Watanabe et al. (2000) realizaram um trabalho que tinha como objetivos investigar a tensão produzida ao redor dos implantes por infraestruturas fabricadas por quatro métodos diferentes e parafusadas sobre os implantes e também investigar a tensão produzida quando a seqüência de apertamento dos parafusos era mudada. Neste trabalho um bloco de poliuretano de 30 X 30 X 40 mm foi utilizado como corpo para receber os implantes (implantes IMZ, 4 X 13mm). Sessenta infra-estruturas de próteses parciais fixas foram fabricadas em um modelo de trabalho usando quatro diferentes métodos de fundição (fundição peça única, método seccionamento e soldagem, método da soldagem e o método de assentamento passivo). Seis *strain gauges* foram colocados na superfície do bloco de poliuretano a 1 mm do corpo dos implantes e enumerados de 1 a 6 e dispostos em linha (1 a 4) e dois colados perpendicular ao implante central (5 e 6). Dois experimentos foram realizados, no experimento 1 a seqüência de apertamento foi investigada e no experimento 2 foi medida a tensão gerada pela infra-estrutura de acordo com os métodos de fabricação. Os resultados mostraram que para todos os métodos de fabricação das próteses, tensões foram geradas durante o apertamento dos parafusos e desapareceram quando os parafusos eram desapertados. No experimento 1, com o método de assentamento passivo, a ordem de apertamento dos parafusos tinha pouco efeito na quantidade de tensão medida pelos seis medidores. As próteses parciais fixas fabricadas pelo método de soldagem mostraram diferenças nos valores de tensão apesar do uso dos mesmos medidores e ordem de apertamento dos parafusos. A magnitude de tensão diferiu entre os seis medidores de tensão. Nos métodos de fabricação (assentamento passivo ou soldagem parcial), as tensões para a ordem de parafusamento 2, 1 e 3 foram menores que outras ordens 1, 2 e 3 ou 1, 3 e 2. Para o experimento 2, diferenças na magnitude de tensão foram atribuídos para a localização dos medidores de tensão e métodos de fabricação. Diferenças significantes entre os quatro métodos de fabricação foram encontradas. O método de assentamento passivo mostrou uma

tensão de 50 μ m, o método de soldagem 154 μ m, fundição em peça única 366 μ m e o método de fundição única com seccionamento e nova soldagem 737 μ m. Além do mais, os padrões de tensão entre os seis *strain gauges* foram diferentes. Com base nos resultados pode-se concluir que: 1. independente do tipo de prótese utilizada, tensões foram geradas ao redor dos implantes quando os parafusos eram apertados e desapareciam com o seu afrouxamento; 2. A quantidade de tensão diferiu independente do método de fabricação; 3. A tensão gerada foi maior com o método de única fundição e o método de fundição com seccionamento para soldagem que para o método somente de soldagem; 4. com respeito aos dois métodos de soldagem o apertamento do parafuso central e depois dos dois terminais, a magnitude das tensões foi menor com o método de soldagem do que o método de seccionamento e soldagem; 5. a ordem de apertamento dos parafusos afetou a magnitude de tensão nos seis medidores quando próteses fabricadas pelo método da soldagem foram apertadas, mas nenhum efeito notável afetou a tensão nas próteses fabricadas pelo método de assentamento passivo; 6. com o método de assentamento passivo, não existiu diferença na magnitude da tensão medida pelos seis medidores quando a ordem de apertamento foi mudada.

Silva (2001) avaliou o desajuste marginal de infra-estrutura de próteses fixas implanto-suportadas fundidas em monobloco e submetidas à soldagem a laser, antes e após o procedimento de eletroerosão. Vinte infraestruturas foram confeccionadas a partir de um modelo mestre metálico, e fundidas em titânio comercialmente puro. As amostras foram divididas em dois grupos: 1- dez estruturas fundidas em monobloco e 2 – dez estruturas previamente seccionadas em quatro pontos, fundidas e submetidas à soldagem a laser. Após análise dos resultados conclui-se que: a) o grupo 1 (monobloco) apresentou o maior desajuste marginal; b) o grupo 2 (seccionamento e soldagem a laser) obteve uma melhora no ajuste em relação ao grupo 1; c) a aplicação de eletroerosão foi efetiva na melhora do ajuste em ambos os grupos; d) a associação das técnicas de soldagem a laser com eletroerosão, mostram um melhor ajuste entre os grupos estudados; e) com a utilização da eletroerosão nas peças fundidas em monobloco, obteve-se graus de desajustes aceitáveis clinicamente, com a vantagem de eliminar o seccionamento e soldagem que conduz a uma maior fragilidade estrutural das peças.

Ueno (2001) avaliou as alterações dimensionais em uma liga à base de Ni-Cr, provocada pelo processo de soldagem a arco elétrico (TIG), em atmosfera inerte (argônio) em comparação com os resultados obtidos pela técnica convencional a maçarico. Dez juntas foram soldadas de acordo com o método correspondente para cada processo e a mensuração das distorções causadas pelas duas técnicas de soldagem foi feita pela diferença entre o assentamento das peças antes e após a obtenção das juntas soldadas. Entre as duas técnicas de soldagem avaliadas, a solda TIG promoveu melhor assentamento da peça soldada quando comparado aos resultados obtidos com soldagem convencional a maçarico.

Miraglia (2001) estudou a resistência de uniões soldadas em quatro ligas metálicas, Pd-Ag, Ni-Cr, Au tipo III e Ti c.p., em função das técnicas de soldagem convencional e a laser, tendo como controle as fundições em monobloco. Dez padrões em resina para cada técnica de união foram fundidos, perfazendo trinta corpos de prova para cada liga utilizada, exceto para o Ti c.p., que recebeu apenas a soldagem a laser e fundição em monobloco. Dos resultados gerais obtidos concluiu-se que a técnica de fundição em monobloco é a mais resistente. A autora salienta que as ligas que contêm quantidades de Ag acima de 20%, a luz laser é refletida, impedindo a união entre as partes. Para essas ligas, a soldagem convencional apresentou valores capazes de suportar as forças geradas durante a mastigação. Com a liga de Ni-Cr, tanto a soldagem convencional como a laser apresentaram resultados altamente satisfatórios (437,34MPa e 567,43MPa, respectivamente).

Duyck et al. (2001) realizaram um estudo que tinha por objetivos quantificar a pré-carga externa e interna e seu relacionamento com falhas mecânicas e biológicas in vivo e investigar a influência da seqüência de torque dos parafusos durante a fixação das próteses in vitro. Cinco seqüências diferentes de apertamento foram utilizadas e os parafusos apertados com um torque de 10Ncm. Os resultados desta investigação não mostraram influência da seqüência de torque dos parafusos na pré-carga final. Já o estudo in vivo contou com 13 pacientes que usavam próteses totais fixas suportadas por cinco ou seis implantes. Dois testes foram realizados para cada paciente. No primeiro teste somente o cilindro de ouro era apertado sobre o pilar com um torque de 10Ncm para simular uma adaptação passiva e o segundo teste era realizado com o apertamento dos parafusos das

próteses sobre os intermediários. No estudo in vivo a comparação entre a pré-carga após o apertamento das próteses e a pré-carga simulando o assentamento passivo, revelou uma diminuição na média das forças axiais e um aumento na média do momento de torção. As forças axiais induzidas após o apertamento das próteses nos pilares de suporte foram estatisticamente menores que o apertamento apenas do cilindro de ouro. O momento de torção induzido após o apertamento das próteses foi estatisticamente maior que após o apertamento dos cilindros de ouro. Baseados nestes resultados os autores puderam concluir que a seqüência de apertamento dos parafusos das próteses não é um fator determinante para a pré-carga final, o desajuste das próteses totais fixas leva para condições alteradas de pré-carga (diminuição das forças axiais e aumento no momento de torção), a distorção da prótese durante o apertamento diminui a pré-carga interna e aumenta a pré-carga externa e ressaltam ainda que a pré-carga externa resultante das desadaptações não causaram problemas clínicos relevantes no período de avaliação dos pacientes.

Nissan et al. (2001) realizaram um trabalho que teve como objetivo avaliar o efeito de diferentes forças e seqüência de apertamento, com diferentes operadores, no estresse gerado em uma infra-estrutura implanto-suportada fielmente assentada em múltiplos modelos de trabalho realizados com a técnica de moldagem com transferentes quadrados unidos. As deformações foram registradas em todos os modelos de gesso por meio de quatro extensômetros colados à superfície superior da infra-estrutura construída sobre o modelo mestre. Os resultados do estudo sugeriram que modificações na força e na seqüência de aperto dos parafusos de retenção protética, bem como os operadores que conduziram os apertos, não causaram alterações significantes nas deformações registradas na infra-estrutura metálica. Os resultados permitiram aos autores concluir que a força de apertamento variável, bem como sua seqüência em gerar forças desfavoráveis, podem ser minimizadas através da técnica de moldagem, a qual garante infraestruturas que assentam fielmente.

Sahin e Çehreli (2001) em seu artigo falaram sobre a importância do assentamento passivo das infra-estruturas em próteses implanto-suportadas. Afirmaram que durante as três últimas décadas, a importância dos aspectos biomecânicos no tratamento com implantes tem sido destacada e medidas de segurança têm sido sugeridas e aplicadas para controlar a carga biomecânica sobre

os implantes dentais. Uma conexão rígida entre os implantes osseointegrados e a infra-estrutura induzem tensões em cada componente exposto à força. Um dos maiores desafios para o protésista é entregar ao paciente uma prótese aceitável que não comprometa a longevidade do tratamento. O assentamento passivo é um dos pré-requisitos mais importantes para a manutenção da interface implante-osso. Para fornecer um assentamento passivo ou infra-estrutura livre de tensão, a infra-estrutura deveria, teoricamente, induzir uma tensão absoluta zero nos componentes dos implantes e no osso circundante na ausência de aplicação de carga externa. No entanto, de acordo com a evidência científica atual, pode-se concluir que um assentamento passivo absoluto não pode ser obtido. Complicações protéticas, como afrouxamento ou fratura do parafuso de ouro, fratura do parafuso do pilar, cilindro de ouro, infra-estrutura e cobertura cerâmica, têm sido documentadas e podem estar relacionadas com o assentamento pobre da infra-estrutura. Quando assumimos que o desajuste é um problema real, deveríamos ter em mente duas questões: 1 – que nível de desajuste é clinicamente importante? 2 – como medi-lo clinicamente?. Outra afirmação é que o apertamento dos parafusos causa tensões no osso ao redor dos implantes e esta magnitude depende da quantidade de desajuste. Algumas estratégias podem ser utilizadas para conseguir um assentamento das infraestruturas que diminua as tensões no osso ao redor dos implantes tais como: minimizar a influência dos materiais de moldagem e confecção do modelo de gesso, uso de ligas metálicas que apresentem baixa contração de fundição, seccionamento das infra-estruturas e soldagem posterior.

Martin et al. (2001) avaliaram 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 (3I); 4) parafusos de titânio (3I). 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 (3I) 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 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 32Ncm. 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.

Duyck e Naert (2002) realizaram um trabalho de pesquisa que tinha por objetivo avaliar a eficiência de uma técnica de cimentação que se dizia capaz de compensar os desajustes das próteses implanto-suportadas por meio da

combinação da cimentação e fixação por parafusos sobre os pilares de suporte. Para a realização do estudo foram feitas quatro infra-estruturas de próteses com três unidades cada. Foram confeccionadas uma, com pilares cônicos, uma com pilares cilíndricos e mais duas, uma com pilares cônicos e uma com pilares cilíndricos nas quais foi utilizado um sistema de cimentação. As pré-cargas foram medidas em assentamentos diferentes e em situações de desajustes, com e sem o uso de sistema de cimentação. Através de extensômetros fixados nos intermediários, a pré-carga foi medida em quatro situações diferentes: Boa adaptação de todos os intermediários, intermediário central com uma desadaptação vertical de $100\mu\text{m}$, intermediário central e um terminal com desadaptação de $200\mu\text{m}$ no sentido horizontal e os dois intermediários terminais com desadaptação de $200\mu\text{m}$ no sentido horizontal. Os resultados mostraram que as forças axiais foram menores e o momento de torção foi mais alto nos casos de desajuste em comparação com a situação de assentamento ótimo. O sistema de cimentação não diminuiu a pré-carga externa registrada. Maiores valores de momento de torção foram registrados nos pilares de suporte quando o sistema de cimentação foi utilizado. Baseados nestes resultados os autores puderam concluir que o sistema de cimentação não foi efetivo na redução da pré-carga externa nos implantes causada pela prótese desadaptada. Embora o sistema de cimentação pudesse compensar o desajuste visualmente, ele falhou em melhorar as condições de carga nos implantes.

Kunavisarut et al. (2002) realizaram um trabalho que teve por objetivos medir a distribuição de estresse em componentes de implante, próteses e osso quando os implantes eram conectados com próteses desajustadas. Para o estudo usaram análise de elemento finito 3-D. Foi investigado o efeito da fenda, presença de cantilever e a força oclusal excessiva nas próteses desajustadas. Foram construídos dois modelos padrão: 1 – simulando 2 implantes e uma prótese parcial fixa implanto-suportada de dois elementos e 2 – simulando 2 implantes e uma prótese parcial fixa implanto suportada com cantilever distal. Fendas de $111\mu\text{m}$ de altura foram criadas entre a margem da prótese e os pilares, distribuídas uniformemente ao redor do perímetro do implante. Uma força de 100N, simulando a mordida do paciente, foi utilizada para os dois modelos e ainda forças 50N, 200N e 300N foram testadas no modelo com cantilever. Os desajustes foram testados tanto para o implante mesial como para o implante distal e as forças foram aplicadas na coroa distal a 5 mm do

centro do implante e na face distal do cantilever a 16,5 mm do centro do implante. Os resultados mostraram que os estresses máximos ocorreram na distal dos componentes em ambos os modelos. No modelo 1 os mais altos estresses para as fendas estudadas ocorreram no parafuso de ouro. Quando a localização da fenda estava posicionada próximo à força aplicada o estresse aumentou em todos os componentes. Já quando a fenda estava localizada longe da força o aumento do estresse foi suave. Estes fenômenos puderam ser observados também para o modelo 2. quando a fenda estava próxima à força aplicada, o estresse sofria aumento no osso ao redor dos implantes. Nos modelos onde o cantilever estava presente, o estresse estava concentrado no conector entre o pântico e a face distal da coroa, parafuso de ouro e cabeça do parafuso do pilar. Na situação na qual a fenda estava situada no implante distal, o estresse estava localizado no conector, parafuso de ouro, cabeça do parafuso do pilar, implantes mesial e distal e osso circundante. Como vimos, a presença de cantilever aumentou o estresse em cada componente. Com o aumento da carga ocorreu um aumento linear correspondente de estresse em cada componente do sistema. Quando a carga aplicada aumentava de 100N para 300N, o estresse no parafuso de ouro aumentava 293%.

O assentamento passivo das infra-estruturas implanto-suportadas tem sido sugerido como um pré-requisito para a manutenção da osseointegração e para o sucesso da reconstrução protética. Tendo isso em mente, Goossens (2003) realizou um estudo em que avaliou o grau de assentamento de infra-estrutura cimentada em pilares de titânio, comparado com estruturas fundidas sobre cilindros de ouro. Para a realização do trabalho, foi utilizado um modelo mestre feito de cinco implantes montados em uma base de aço inoxidável. Seis infra-estruturas para coroas metalocerâmicas com dimensões padronizadas foram daí fabricadas. Um grupo se caracterizou por fundições sobre pilares UCLA de ouro, enquanto em outro grupo, estruturas foram cimentadas sobre pilares de titânio cônico. As discrepâncias verticais entre os implantes dos dois tipos de infra-estrutura foram medidas em seis locais ao redor de cada implante usando um microscópio de reflexão. Uma medição foi realizada após a estrutura ser fixada no modelo com um único parafuso (torque de 32Ncm), colocados em várias posições e também após o apertamento de todos os parafusos de retenção simultaneamente com torque de 10Ncm. Os resultados com o aperto de um parafuso, não mostraram diferenças significante na média do

tamanho da fenda entre os dois grupos. As discrepâncias foram significativamente maiores para o aperto do parafuso em algumas posições (1 e 5), indicando que o teste do parafuso único pode ser uma forma não fiel para acessar o assentamento. Após o apertamento de todos os parafusos de retenção simultaneamente com 10Ncm, a média das fendas foram de 11,9µm para o grupo cimentado e 17,8µm para o grupo fundido. Com base nos resultados o autor pode concluir que: embora nenhuma diferença estatística tenha sido encontrada, a cimentação de infra-estruturas sobre os pilares de titânio melhorou o assentamento em até 50%, comparada com as infra-estruturas fundidas sobre pilares UCLA de ouro. O apertamento do parafuso de um pilar terminal distorceu os resultados quando avaliado o assentamento de infra-estruturas de próteses metalo-cerâmicas implantossuportadas de longa extensão. Os resultados deste estudo indicam ainda que as próteses cimentadas sobre pilares de titânio levam a um melhor grau de assentamento, comparado com infra-estruturas fundidas sobre cilindros de ouro.

Alves (2003) avaliou a adaptação da interface Ucla/implante, por meio de três diferentes técnicas: soldagem a laser, fundição em monobloco e fundição e soldagem a laser. Cada fundição apresentava três componentes protéticos ligados por duas barras. Os autores concluíram que a técnica com melhor adaptação foi a que utilizou componentes pré-fabricados somente soldados a laser e que o grupo seccionado e soldado e soldado a laser apresentou uma melhora significativa em relação ao grupo fundido em monobloco.

Hecker e Eckert (2003) realizaram um trabalho que tinha por objetivos avaliar as mudanças que acontecem na fenda entre o implante e os componentes protéticos após o carregamento cíclico das próteses. A literatura odontológica sugere que próteses implanto-suportadas deveriam exibir um assentamento passivo para prevenir fratura do implante, quebra de componentes e afrouxamento dos parafusos. Para a realização do trabalho, 15 infra-estruturas de próteses implanto-suportadas foram fabricadas com técnica de fundição convencional comumente utilizada para a confecção de próteses. As infra-estruturas foram submetidas a cargas cíclicas sob três condições diferentes. Cinco infra-estruturas foram carregadas na porção anterior da infraestrutura, cinco infra-estruturas foram carregadas unilateralmente na porção posterior do cantilever esquerdo e cinco foram carregadas bilateralmente na região posterior do cantilever. Uma carga cíclica de

200N foi aplicada em cada infra-estrutura por mais de 200.000 ciclos. Foram feitas medidas lineares da fenda entre o cilindro protético e o pilar suportado pelo implante em 4 pontos de referencia pré-determinados. Estas medições foram realizadas antes da aplicação da carga cíclica, após 50.000 ciclos e após 200.000 ciclos. Os resultados mostraram uma diminuição significativa na dimensão da fenda nos pontos de referência individual e uma diminuição significativa na média das fendas quando a carga foi aplicada na porção anterior da infra-estrutura. Quando a carga foi aplicada unilateral ou bilateralmente na região posterior do cantilever, não foi observado fechamento significativo da fenda. Estes resultados permitiram as seguintes conclusões: 1 – o carregamento cíclico causou mudanças no assentamento de estruturas relacionados com os pilares suportados por implantes; 2 – O assentamento das infra-estruturas mostrou redução significativa das fendas quando as próteses foram carregadas na porção anterior; 3 – o assentamento não mostrou mudança significativa quando as infra-estruturas foram carregadas unilateral ou bilateralmente na região posterior dos cantileveres.

Mendes (2003) realizou um estudo que tinha como objetivo avaliar a adaptação passiva, de infra-estrutura fundida em monobloco e após os procedimentos de secção e soldagem empregando ligas de Cobalto-Cromo e Paládio-Prata. Os corpos de prova foram divididos em dois grupos constituídos por cinco infra-estruturas cada um. Dois extensômetros foram colados nas faces mesial e distal dos intermediários. Na primeira fase dos testes as infra-estruturas em monobloco foram fixadas no modelo mestre e os testes realizados. Para facilitar os procedimentos de leitura as réplicas dos implantes foram numeradas de 1 a 5, no sentido horário, e os parafusos apertados em uma seqüência padronizada descrita na literatura (2, 4, 3, 1, 5). Os parafusos foram apertados até encontrar resistência e ser observada uma adaptação clinicamente aceitável da infra-estrutura. Em seguida, foi utilizado um dispositivo controlador de torque para fazer o aperto final com 10Ncm. Após o armazenamento dos dados da primeira fase, as infra-estruturas foram seccionadas em cinco segmentos e unidas com resina acrílica para a realização dos procedimentos de soldagem. Após a soldagem, as infraestruturas dos dois grupos foram posicionadas no modelo mestre e testadas seguindo os mesmos passos realizados na primeira fase. Na primeira fase, os resultados mostraram que para a liga de Cobalto-Cromo, os valores das tensões provocadas pelo aperto dos

parafusos das infra-estruturas variaram de 93,4958 μm a -142,709 μm e para as infra-estruturas com liga de Paládio Prata, variaram de 114,085 μm até 54,953 μm . Na segunda fase do experimento, na qual as infra-estruturas foram seccionadas e soldadas antes dos testes, os valores para a liga de Cobalto-Cromo variaram de 24,1754 μm até - 320,852 μm e para a liga de Paládio-Prata variaram de 19,1794 μm até - 193,127 μm . Os resultados permitiram à autora concluir que, considerando a deformação provocada nos intermediários, nenhuma infra-estrutura apresentou-se completamente passiva, as infra-estruturas de Paládio-Prata geram mais deformação por compressão que as de Cobalto-Cromo e o procedimento de soldagem ocasionou uma melhor deformação por compressão nos intermediários, embora de forma irregular.

Procurando avaliar o assentamento das infra-estruturas sobre implantes, Takarashi e Gunne (2003) realizaram um estudo onde compararam a precisão de assentamento entre os pilares dos implantes e o cilindro de infra-estruturas fabricadas pelo sistema Procera[®] e as fabricadas através de fundição com liga de ouro. Foram confeccionadas 19 infraestruturas de duas formas diferentes: 14 infra-estruturas foram feitas através do sistema Procera[®] (chamadas de tipo 1) e 5 foram fundidas com liga de ouro (chamado tipo 2). A desadaptação das infra-estruturas foi avaliada pelo uso de uma silicona leve que foi aplicada ao redor dos pilares do modelo mestre e a infra-estrutura levada em posição com pressão do dedo aplicada sobre sua superfície oclusal. Após a presa do material de moldagem, a infra-estrutura e o material de moldagem eram removidos do cilindro mestre resultando em um fino filme de silicona que representava a discrepância entre o cilindro, a infra-estrutura e o pilar do implante. As réplicas do material de moldagem foram divididas em 4 peças e foram medidas em microscópio com aumento de 30X. Os resultados mostraram que, para as infra-estruturas do tipo 1, o valor médio de desadaptação foi de 28,1 μm do lado bucal, 25,6 μm do lado lingual, 26,6 μm do lado direito e 27,4 μm do lado esquerdo. A média total de desadaptação foi de 26,9 μm . Já para as infra-estruturas do tipo 2, o valor médio foi de 42,0 μm do lado bucal, 51,6 μm do lado lingual, 49,2 μm do lado direito e 44,4 μm do lado esquerdo. A média total de desadaptação foi de 46,8 μm . A partir destes resultados, os autores puderam concluir que o assentamento infra-estrutura do tipo 1 foi estatisticamente melhor que as do tipo 2. A desadaptação das infraestruturas do tipo 1 nos 4 pontos de medida foram

menores que 30 μ m. Sendo assim, as infra-estruturas fabricadas pelo sistema Procera[®] foram significativamente melhores que as infra-estruturas fundidas com liga de ouro.

Kano (2004) Avaliou 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 carga cíclica. 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 (μ m): (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 (μ m): (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 (μ m): (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^o, 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.

Eisenmann et al. (2004) realizaram um estudo onde se propuseram a determinar se o assentamento passivo de infra-estruturas de restaurações implanto-retidas somente fundidas poderia ser melhorado pelo tratamento de eletro-erosão. Um modelo inicial foi produzido em material resinoso transparente. Cinco implantes do sistema Branemark foram arranjados na região inter-foraminal, os pilares foram colocados sobre eles e apertados com um torque de 20Ncm. A impressão foi feita usando uma técnica de moldagem padrão, descrita por Branemark. Um modelo mestre adequado para eletro-erosão foi produzido pós-fabricação da infra-estrutura. A partir deste modelo mestre, 12 infra-estruturas foram produzidas por fundição convencional. Seis infra-estruturas foram feitas com uma liga de ouro (Stabilor G) e outras 6 foram feitas em titânio puro (Biotan). Para medir a fidelidade do assentamento das infra-estruturas antes e após o tratamento com eletro-erosão foram usados dois diferentes métodos de medição – microscópio eletrônico de escaneamento e análise fotoelástica do estresse. Usando o microscópio eletrônico de escaneamento, os resultados antes do tratamento com eletroerosão mostraram que a largura das fendas nas infra-estruturas de titânio variou entre 17,7 μ m até 49,6 μ m, enquanto que para as infra-estruturas de ouro variaram entre 9,9 μ m até 19,3 μ m. Após o tratamento de erosão, as fendas variaram para as infra-estruturas de titânio entre 4,3 μ m até 10,3 μ m e para as infra-estruturas de ouro foi de 5,2 μ m até 7,4 μ m. Usando a análise fotoelástica do estresse os resultados mostraram maior estresse na infraestrutura de titânio (6,38N/mm²) e menores nas infra-estruturas de ouro (2,42N/mm²) antes do tratamento de eletro-erosão. Após o tratamento de eletroerosão, uma redução do estresse induzido foi observada nos dois tipos de infra-estruturas. Baseados nestes resultados, os autores puderam concluir que as infra-estruturas tratadas com o sistema de eletro-erosão exibiram largura das fendas consideradas aceitáveis. A técnica de eletro-erosão pode resultar em um visível aumento na precisão das infra-estruturas, garantindo um assentamento passivo. O sistema de eletro-erosão permite o refinamento do metal independente de suas propriedades físicas. Isto permite a correção de erros no assentamento das infra-estruturas mesmo após a aplicação do material cerâmico.

Heckmann et al. (2004) realizaram um trabalho no qual quantificaram as tensões geradas pelas próteses parciais sobre implantes parafusadas e cimentadas e se tanto as técnicas de moldagem e forma de fabricação destas próteses

influenciavam nestas tensões. O modelo experimental se baseou em um paciente, o qual apresentava dois implantes na maxila direita. Este paciente foi moldado e a posição dos implantes foi transferida para um bloco de resina epóxi, que serviu como base do modelo de medida. Para simular os procedimentos clínicos de fabricação das pontes, foram feitas moldagens do modelo de medida e modelos mestres foram feitos para cada ponte. Foram utilizadas a técnica de arrasto e reposicionamento dos componentes de moldagem com moldeira individual e poliéter como material de impressão. Seis grupos com 10 amostras foram divididos de acordo com a técnica de moldagem, tipo de fixação da prótese e método de fabricação. Os resultados mostraram desenvolvimento de tensões para os seis diferentes grupos de pontes. Com relação à técnica de moldagem, as próteses cimentadas fabricadas diretamente no modelo experimental foram estatisticamente diferentes de todas as outras, exceto com relação às próteses cimentadas feitas em modelos onde foi utilizada a técnica de moldagem onde os componentes foram reposicionados. Quando se comparou pontes cimentadas, fabricadas em modelos moldados com a técnica de reposicionamento e com a moldagem de arrasto, nenhuma diferença foi observado. As próteses parafusadas utilizando cilindros plásticos calcináveis e cilindros de ouro pré-fabricados não mostraram diferenças estatísticas. Quando se compararam próteses cimentadas fabricadas em modelos mestres obtidos a partir de diferentes técnicas de impressão com as amostras parafusadas fabricadas de forma convencional, somente as próteses cimentadas moldadas pela técnica de reposicionamento mostraram tensões significativamente menores que as próteses parafusadas usando cilindros calcináveis. As próteses parafusadas aderidas aos cilindros de ouro apresentaram níveis de tensão menores que todos os outros grupos de próteses exceto as parafusadas fundidas aos cilindros de ouro. Os resultados desta investigação indicam que em torno de 50% das imperfeições medidas neste modelo experimental podem ser atribuídas aos procedimentos de moldagem e os outros 50% são previstos para os procedimentos de fabricação no laboratório de prótese. As próteses utilizando cilindros calcináveis não revelaram desenvolvimento de tensão significativamente alto quando comparadas com as que usam cilindros de ouro. Os resultados indicaram ainda que tanto as próteses parafusadas como as cimentadas alcançaram o mesmo grau de fidelidade quando o mesmo método de fabricação foi utilizado. Portanto, a magnitude das tensões desenvolvidas depende somente da fidelidade alcançada

nos processos de fabricação passando pela técnica de moldagem, fidelidade do modelo mestre, tolerância dos componentes, tolerância de fundição e estratégias do técnico dental.

Silveira et al. (2005) avaliando a conduta de 27 laboratórios de prótese dentária na confecção de próteses sobre implantes, verificaram que 8% dos trabalhos realizados por esses laboratórios são fundidos em Níquel-Cromo, provavelmente devido ao fato de seu baixo custo. Os autores ainda observam que 74% dos laboratórios fundem suas infra-estruturas em monobloco, quando a maioria dos autores sugere as soldas, e que em 80% dos casos utilizam-se pilares do tipo Ucla, reconhecidamente os pilares que promovem um índice de desajustes, dos quais 52% são selecionados pelos próprios dentistas.

Anusavice (2005) recomendaram que a solda deveria ter um ponto de fusão menor que o das partes a serem soldadas, para que estas não sofressem distorções e também para que a solda fluísse livremente sobre as superfícies, quando fundida. Este ponto de fusão deveria ser pelo menos 100°C abaixo da temperatura de fusão da liga a ser soldada. Enfatizaram ainda a necessidade de as próteses fixas em ligas de ouro apresentar o mesmo padrão de adaptação obtido com os retentores antes e após a soldagem, considerando a importância do uso dos fundentes, pois a sua não utilização pode provocar a presença de porosidades, após a solidificação da solda e influir na resistência da união soldada. Sugeriram também que a solda deveria ser resistente à corrosão causada pelos fluídos bucais e relacionaram a distância entre as áreas a serem soldadas a três fatores: expansão térmica do revestimento, expansão térmica do metal e contração da solda na solidificação. Para prevenir distorções durante a soldagem, os autores aconselharam que se tivesse um espaço de 0,1 mm entre as áreas a serem unidas, pois um intervalo excessivo aumentaria essas distorções. Recomendaram também, para minimizar os problemas acima apontados, a utilização de revestimento à base de quartzo, por apresentar menor expansão térmica e o aquecimento do bloco de revestimento feito no forno até uma temperatura de 438°C, embora aceitassem que pudesse ser aquecido antes da soldagem, com um maçarico ou bico de Bunsen.

Butgnon (2005) apresentou um novo dispositivo capaz de mensurar o ângulo de rotação de parafusos protéticos através de um dispositivo próprio juntamente com um software, o trabalho teve como objetivo comparar o grau de rotação de parafusos

de titânio (grau 5), durante testes de torque, re-torque e os valores de destorque (Ncm), sobre infra-estruturas fundidas em monobloco, a partir de *abutments* tipo UCLA totalmente calcináveis e com cinta usinada em Co-Cr. Para o trabalho utilizou. Dois implantes *Revolution* - SIN de 3,75 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento e hexágono externo que foram montados na base do dispositivo e diretamente sobre eles foram obtidos os padrões para fundição dos corpos de prova. Cada corpo de prova foi formado por dois *abutments* tipo UCLA, totalmente calcináveis ou com cinta em Co-Cr, interligados por uma barra acrílica. Foram obtidos 10 corpos de prova para cada grupo e 40 parafusos de titânio (Grau 5) foram usados para os testes. Obteve-se então a medição do ângulo criado durante o aperto e re-aperto dos parafusos, sendo o re-aperto realizado após 10 minutos do aperto inicial, ambos sob torque de 30Ncm. Após o procedimento de re-aperto, o valor de destorque era imediatamente aferido e anotado em Ncm, possibilitando avaliar a quantidade de torque retido pelo parafuso após o procedimento, sendo esta seqüência realizada 3 vezes para cada corpo de prova. Análises em MEV foram realizadas nas bases de assentamento dos *abutments* antes e após a realização dos testes, assim como na superfície dos parafusos, a fim de se encontrar eventuais danos na microestrutura dos mesmos. O teste “*t*” de *student* foi aplicado para uma avaliação entre os grupos e o teste ANOVA a um critério foi utilizado para análise intra-grupo. Os resultados revelaram que durante os procedimentos de torque (aperto), os parafusos empregados em infra-estruturas obtidas a partir de *abutments* totalmente calcináveis apresentaram um maior grau de rotação no ensaio 1:61,664°, ensaio 2: 47,718°, ensaio 3: 47,374°, quando comparados aos parafusos empregados em infra-estruturas obtidas de *abutments* com cinta usinada em Co-Cr (ensaio 1: 49,038°, ensaio 2: 41,636°, ensaio 3: 43,273°), sendo a diferença entre os grupos estatisticamente significativa em todos os ensaios realizados; $p < 0,05$. Além disso, em ambos os grupos, a maior rotação dos parafusos ocorreu no primeiro aperto dos mesmos tanto durante o procedimento de torque quanto no procedimento de re-torque. Durante o re-torque, o ângulo formado na cabeça dos parafusos também foi sempre maior para o grupo Acrílico Calcinável (ensaio 1:14,591°, ensaio 2:12,987°, ensaio 3:13,095°), comparado ao grupo Co-Cr (ensaio 1:11,481°, ensaio 2:10,117°, ensaio 3:12,213°), sendo que diferença estatisticamente significativa foi encontrada entre os ensaio 1 e 2; $p < 0,05$. Os valores médios de destorque (quantidade de torque retido durante o aperto dos parafusos) também foram sempre maiores para o

grupo Acrílico Calcinável (ensaio 1:27,325Ncm; ensaio 2:27,050Ncm; ensaio 3:26,975Ncm), quando comparado ao grupo Co-Cr (ensaio 1:26,250Ncm; ensaio 2:26,975Ncm; ensaio 3: 26,400Ncm), porém sem diferença estatisticamente significativa. As Imagens obtidas das análises em MEV demonstraram que as superfícies das bases de assentamentos do *abutments* obtidos a partir de *abutments* totalmente calcináveis apresentaram grandes irregularidades superficiais, comparadas às obtidas a partir de bases usinadas em Co-Cr, as quais apresentaram um padrão mais liso e uniforme. Quanto à análise dos parafusos, foi encontrado que as maiores deformações dos mesmos ocorrem na base de assentamento de sua cabeça no interior do *abutments* assim como na região da sua primeira rosca (apical). Então o autor concluiu que tanto para o momento de torque quanto para o momento de re-torque, infra-estruturas do grupo Acrílico Calcinável permitiram maior rotação dos parafusos dos *abutments*, quando comparados com o grupo Co-Cr. Na análise dos valores de destorque, estatisticamente os grupos foram considerados semelhantes. Imagens em MEV, antes da realização dos testes de torque, retorque e destorque revelaram que a base de assentamento do grupo Acrílico Calcinável apresentou aspecto mais irregular da fundição quando comparado ao grupo Co-Cr. Em ambos os grupos, partículas de titânio foram encontradas incrustadas nestas bases de assentamento após a realização desses testes, segundo dados do EDS. As imagem em MEV revelaram ainda que os parafusos se deformam principalmente na base de sua cabeça que se assenta no interior dos *abutments*, assim como na região da sua primeira rosca (apical).

Karl et al. (2005) realizaram um trabalho que tinha por objetivo quantificar as tensões geradas por cinco tipos diferentes de prótese parcial fixa de cinco elementos in vitro. Foi investigado também se a técnica de moldagem, método de fabricação, tipo de retenção e influência da cobertura cerâmica tinham influência sobre o desenvolvimento de tensões. O experimento simulou uma situação clínica no qual três implantes foram colocados na maxila. Os implantes foram arranjados em um bloco de resina epóxi com propriedades mecânicas semelhantes ao do osso trabecular. Strain gauges foram colocados adjacentes aos implantes na face mesial e distal. As próteses confeccionadas foram avaliadas duas vezes, antes e depois da cobertura cerâmica. Seguindo a situação clínica, as moldagens foram feitas a partir do modelo de medição usando a técnica de arrasto e reposicionamento. Os modelos

foram vazados e um molde de cera padronizado serviu como base para o enceramento. Os moldes foram fundidos em liga metálica preciosa para aplicação de cerâmica. Os tipos mais comuns de prótese parcial fixa foram usados (cimentadas, parafuso-retido usando cilindro calcinável, parafuso-retido sobre fundida sobre cilindro de ouro e parafuso-retido cimentada sobre o cilindro de ouro). Todas as infra-estruturas foram avaliadas por dois clínicos experientes através de método visual e táctil para garantir que o assentamento era aceitável. Tanto para as próteses cimentadas quanto para as próteses parafusadas seguiu-se um protocolo para a fixação e a tensão final foi medida após 6 minutos. Os resultados mostraram que, quando se compararam às próteses cimentadas com as parafusadas, somente uma diferença significativa foi observada entre o grupo das próteses cimentadas moldadas pela técnica de reposicionamento após a aplicação cerâmica e o grupo das próteses parafusadas sobre fundidas ao cilindro de ouro moldadas pela técnica de arrasto após a aplicação de cerâmica. As próteses fabricadas usando cilindro calcinável e sobre fundidas ao cilindro de ouro tanto antes como depois da aplicação da cerâmica não apresentaram diferenças estatísticas com relação ao desenvolvimento de tensões. As próteses parafusadas cimentadas sobre os cilindros de ouro mostraram os menores níveis de tensão quando comparadas aos outros tipos de próteses. Quando se avaliaram somente as infra-estruturas metálicas todos os tipos revelaram diferenças entre si e após a cobertura cerâmica, somente uma diferença pode ser observada (prótese parafusada cimentadas sobre os cilindros de ouro e as parafusadas sobre fundidas ao cilindro de ouro). A influência da cobertura cerâmica revelou que não existiram diferenças para as próteses cimentadas. Já para as próteses parafusadas fabricadas com cilindro calcinável e sobre fundida, houve um aumento significativo das tensões após a aplicação de cerâmica. Para as próteses cimentadas sobre os cilindros, uma diminuição significativa das tensões foi encontrada após a aplicação da camada cerâmica. Os autores concluíram que, independente do tipo de retenção das próteses, existiu a formação de tensões mensuráveis e que a cobertura cerâmica é um fator contribuinte para o desenvolvimento de tensões sendo, no entanto, considerado um possível fator nocivo para a osseointegração e também para a estabilidade em longo prazo das próteses cerâmicas implantossuportadas.

Vasconcelos (2005) realizou um estudo *in vitro* que teve como objetivo investigar o efeito dos ciclos térmicos para aplicação da cerâmica no assentamento das infra-estruturas metálicas de próteses implanto-suportada. Além disso, analisou a influência do pré-condicionamento térmico no controle das alterações dimensionais do metal em altas temperaturas. Em um bloco experimental de poliuretano foram posicionados quatro implantes cilíndricos simulando a reabilitação de uma mandíbula desdentada. Dez infra-estruturas metálicas foram confeccionadas utilizando-se liga nobre e cilindros usinados. As infra-estruturas foram confeccionadas de duas maneiras: Grupo controle (n=5) fundição em segmentos e soldagem a laser e Grupo teste (n=5) fundição em segmentos, pré-condicionamento térmico e soldagem a laser. Após a soldagem todos os corpos de prova foram submetidos a ciclos térmicos simulando os passos de aplicação da cerâmica. Extensômetros fixados ao redor dos implantes registraram a micro-deformação provocada pela ausência de passividade após a soldagem a laser, após a oxidação do metal e após os ciclos térmicos simulando a aplicação da cerâmica. Os resultados mostraram que todas as infra-estruturas geraram micro-deformação ao serem fixadas com seus parafusos. Os ciclos térmicos em altas temperaturas, empregados para aplicação da cerâmica determinam alterações dimensionais significativas nas infra-estruturas metálicas levando a um aumento na micro-deformação periimplantar. Estas alterações ocorreram principalmente durante os ciclos realizados após a oxidação da liga. O pré-condicionamento térmico das infraestruturas metálicas controlou a alteração do metal em altas temperaturas.

Herckmann et al. (2006) realizaram um experimento para quantificar a deformação gerada por próteses parciais fixas de três elementos cimentadas e parafusadas por meio de extensômetros *in vitro* e *in vivo*. Uma análise de elemento finito (FEA) foi conduzida para avaliar a magnitude das cargas sobre o osso causadas pela fixação das infra-estruturas. Parte do estudo já havia sido realizada e publicada previamente e como este estudo representava uma situação real, as próteses testadas foram levadas na boca do paciente para medir as deformações *in vivo*. Para os testes *in vivo* foram utilizados os mesmos aparatos utilizados nos testes *in vitro*. Seguiu-se o mesmo protocolo de cimentação para as próteses implanto-suportadas cimentadas e a forma de aperto dos parafusos para as próteses implantosuportada parafusadas. Para a definição da Análise de Elemento Finito o

osso foi considerado como um material isotrópico, o implante e as infra-estruturas como corpos elásticos. Os resultados mostraram grande variação dos valores de deformação final entre os seis grupos de próteses parciais fixas. Estes valores variaram de 15 a 170 μ m/m in vivo. Nos resultados do Elemento Finito a força vertical e o momento de força são resultados da simulação dos valores dos extensômetros in vivo no modelo de calibração de força. Estes valores também mostraram grande variação. Os valores calculados para a aplicação da força vertical variaram de 9 a 100N e os valores para o momento de força variaram de 0,1 a 1,2Nm. As imagens da Análise de Elemento Finito equivalentes aos valores de estresse provocado pela fixação (cimentada ou parafusada) dos três tipos de prótese parcial fixa mostraram que os estresse mais altos ocorreram no grupo de próteses parciais fixas parafusadas fabricadas com cilindro de plástico calcinável em torno de 30 MPa para o osso cortical e em torno 5MPa para a porção superior do osso trabecular. Valores menores de estresse foram encontrados no grupo no qual as infra-estruturas das próteses eram coladas aos cilindros de ouro. Próteses parciais fixas cimentadas fabricadas no modelo mestre pela técnica de moldagem por reposicionamento mostraram valores de estresse em torno de 6MPa para o osso cortical e em torno 2 MPa para a parte superior do osso trabecular. Quando se aplicou uma carga vertical de 200N vimos que o estresse foi em torno de 20MPa para o osso cortical e na área apical foi em torno de 5MPa. Estes resultados levaram os autores a concluir que a precisão de assentamento pode ser alcançada com procedimentos corriqueiros clínicos e laboratoriais. A questão do assentamento passivo deveria ser reavaliada já que o bom desempenho em longo prazo das próteses parciais fixas implantossuportadas e a Análise de Elemento Finito realizada indicam que certo nível de desajuste parece ser tolerado pelo osso. Para uma avaliação geral do sucesso em longo prazo dos implantes, não somente as cargas estáticas, mas também as condições de cargas dinâmicas bem como características microbianas e individuais de cada paciente deveriam ser levadas em conta.

Rocha, Pinheiro e Villaverde (2006) avaliaram através do teste de resistência à flexão, a eficácia de dois processos de soldagem laser NdYAG e TIG (tungstênio gás inerte) para a soldagem das ligas TiCp, CoCr e NiCr. Sessenta corpos de prova cilíndricos com de 3mm de diâmetro e 25 mm de largura foram divididos em quatro grupos com (n=15) totalizando 20 corpos de prova para cada material).Grupo I – 5

espécimes de cada material foram seccionados e soldados a laser NdYAG: Grupo II- 5 espécimes de cada material foram seccionados e soldados a laser NdYAG com material de preenchimento (fio 0.4-mm- diâmetro titânio): Grupo III – soldados com TIG: Grupo IV (controle) sem solda (espécimes intactos). Os espécimes eram submetidos ao teste de resistência à flexão e os resultados mostraram que houve diferença estatisticamente significativa entre o metal e as ligas íntegras ($p < 0.001$), sendo que a solda TIG aumentou a resistência flexão dos cilindros Ti, Co-Cr, Ni-Cr em comparação aos cilindros não soldados (monobloco). Os maiores valores foram para as peças em Cobalto Cromo soldados com TIG.

Watanabe e Topham (2006) investigaram o efeito da proteção do gás argônio na resistência de placas de Ti cp e Ti-6Al-7Nb comparando-as com ligas de ouro e de CoCr soldadas a laser. As placas de (Ti, Ti-6Al-7Nb, ouro, e a liga de Co-Cr) foram preparadas, polidas e soldadas usando o Laser Nd: YAG em uma duração do pulso de 10 ms, em um diâmetro do ponto de 1 milímetro, com uma tensão de 200V. Cinco corpos de prova foram preparados para cada metal e soldados bilateralmente usando três ou cinco pontos de solda com e sem proteção de argônio. Verificaram que a proteção de argônio, afetou significativamente na carga para a falha e no alongamento dos corpos de prova soldados a laser. As cargas necessárias para a falha dos espécimes soldados a laser e protegidos com argônio em Ticp e em Ti-6Al-7Nb eram maiores quando comparadas aos espécimes soldados sem proteção de argônio sendo todos espécimes soldados com três e cinco pontos. Os corpos de prova em ouro, com ou sem proteção de argônio não tiveram diferenças significativas, em ambos os grupos os valores de resistência foram aproximadamente a metade daqueles necessários para o grupo controle. No entanto, os autores mostram que a proteção de argônio quando utilizada na soldagem a laser em liga de CoCr mostra-se prejudicial à efetividade da união. Concluindo que o uso de proteção de argônio é eficaz para a soldagem laser em Ticp e o Ti-6Al-7Nb mas não para o ouro e a liga do Co-Cr.

Karl et al. (2006) realizaram um trabalho que teve por objetivo determinar a situação do estresse de uma prótese parcial fixa implantosuportada in vivo usando a técnica do strain gauge. Dados foram obtidos para comparar diferentes tipos de restaurações e a técnica do strain gauge serviria como teste objetivo de precisão para próteses parciais fixas implantosuportadas. Para a realização do trabalho, um

paciente com três implantes na maxila foi voluntário do estudo. O paciente foi moldado e a posição dos implantes foi transferida para um bloco de resina epóxi. Moldeiras individuais foram confeccionadas com resina, as impressões foram realizadas e modelos mestres foram confeccionados para cada ponte. Para este paciente foram fabricados quatro tipos de próteses parciais fixa e avaliadas in vivo. O grupo 1 era composto por próteses cimentadas, moldadas pela técnica de reposicionamento e fundidas com coping calcináveis, o grupo 2 próteses parafusadas moldadas pela técnica de arrasto usando coping calcináveis, grupo 3 próteses parafusadas moldada pela técnica de arrasto sobre fundidas a cilindros de ouro e grupo 4 próteses parafusadas moldada pela técnica de arrasto coladas aos cilindros de ouro. Os dados foram obtidos durante os procedimentos de cimentação e aperto dos parafusos. As médias dos valores de tensão para cada strain gauge (SG) foram: grupo 1 SG mesial $32\mu\text{m/m}$ e SG distal $89\mu\text{m/m}$, grupo 2 SG mesial $302\mu\text{m/m}$ e SG distal $197\mu\text{m/m}$, grupo 3 SG mesial $458\mu\text{m/m}$ e SG distal $268\mu\text{m/m}$, grupo 4 SG mesial $269\mu\text{m/m}$ e SG distal $52\mu\text{m/m}$. Existiram evidências que não somente as próteses cimentadas e parafusadas, mas também, as próteses coladas aos cilindros de ouro pré-fabricados mostraram tensões mensuráveis. Pode-se concluir que existiram falhas na precisão das infra-estruturas e o assentamento passivo verdadeiro não pode ser alcançado. As infra-estruturas coladas aos cilindros protéticos compensam um mínimo de imprecisão resultante da moldagem e procedimentos laboratoriais e isto se aproxima de uma restauração passivamente assentada.

Longone et al. (2006) apresentaram em seu artigo, um novo protocolo para a realização do assentamento passivo e definitivo para overdenture barra-suportada. A metodologia inclui a redução de tensões causadas pelo desajuste usando uma técnica de cimentação intra-oral seguida por soldagem a laser. No trabalho foram utilizados 7 pacientes no qual quatro implantes (Defcon[®], Impladent – Barcelona, Espanha) foram inseridos na região entre os forâmens mentonianos na mandíbula e mesial ao seio maxilar na maxila. Os pacientes foram moldados pela técnica de arrasto e modelos mestres foram vazados. O técnico dental escolheu a altura dos pilares (ProUnic[®], Impladent) que eram específicos para o sistema de implantes utilizados. A metodologia de confecção seguiu três passos: 1 – confecção da infra-estrutura; 2 – cimentação intra-oral da barra; 3 – realização da infra-estrutura

secundária e entrega da overdenture. Na confecção da infra-estrutura um passo importante está no fato de que capas de titânio são posicionadas sobre os pilares e fresadas em uma angulação de 6° , exceto um, que recebe um pilar calcinável que vai ser encerado junto com a infra-estrutura e fundido. Nesta fase também são posicionados os componentes fêmea dos attachment bola. Esta infra-estrutura é então provada para checar a passividade através do aperto do único pilar parafusado e avaliação dos espaços relacionados aos outros pilares. A união da infra-estrutura com as capas de titânio fresadas são feitas com um agente cimentante resinoso. Esta então é removida para a realização da solda a laser entre as capas de titânio e a infra-estrutura. Na terceira etapa inicia-se a confecção da estrutura secundária fundida, a qual recebe o teflon do attachment bola. Em 12 barras realizadas com este protocolo nenhum afrouxamento e quebra ocorreu na conexão parafusada e também a parte cimentada da barra sobre os copings de titânio não se soltou durante um período de acompanhamento de 18 a 24 meses. Até então, nenhum implante falhou e a taxa de sobrevivência é de 100%.

Di Felice et al. (2007) realizaram um trabalho no qual testaram a retenção e o modo de falha de coroas unitárias fabricadas por galvanismo, que recebiam sobre elas uma infra-estrutura secundária cimentada contra a retenção de coroas unitárias com infra-estruturas fundidas convencionalmente sobre intermediários ITI. Inicialmente copings metálicos foram confeccionados sobre intermediários ITI pela deposição metálica de íons e posteriormente era confeccionada uma infra-estrutura metálica que foi cimentada com cimento resinoso a estes copings metálicos. As coroas fundidas pelo método convencional foram cimentadas diretamente sobre os intermediários. Os dois grupos foram levados a uma máquina de ensaios universal que testou a resistência à tração destas coroas. Os resultados mostraram que o grupo teste apresentou valores de retenção maiores que para o grupo controle. As separações não ocorreram entre o coping metálico e a infra-estrutura secundária. Os resultados mostraram que esta solução protética é superior em performance retentiva que as infra-estruturas fundidas convencionalmente. Uma vantagem clínica deste método é fornecer um assentamento totalmente passivo das infra-estruturas metálicas.

Fischer et al. (2009) avaliaram a precisão do ajuste de peças protéticas tratadas com usinagem elétrica de alta (EDM) ou a técnica Cresco (Astra Tech).

Para isso utilizaram 12 peças idênticas, no modelo mestre, com implantes nas posições 9 (21), 11 (23) e 13 (25), as seis peças para a técnica de Cresco (grupo CRE), as outras seis peças foram utilizados compings de ouro e serviram como controle e produzidas a partir da fundição com liga de ouro. As peças foram posicionadas e os parafusos devidamente apertados, as dimensões das aberturas marginais foram medidas nas quatro faces de cada implante, sob o microscópio eletrônico de varredura, e usada a aplicação da técnica de réplica. Posteriormente, o grupo controle foi processado por EDM (SAE EDM 2000) (grupo EDM) e analisados igualmente. A análise estatística dos resultados foi realizada com Kruskal-Wallis e U de Mann-Whitney testes. Os resultados mostraram que as lacunas médias marginais foram medidos como se segue (CRE/EDM/controle): Posição 25:0,0 μ m/1,0 \pm 1,6 μ m/1,5 \pm 2,1 μ m; posição 23:5,2 \pm 5,6 μ m/18,7 \pm 29,3 μ m/23,6 \pm 30,7 μ m, e na posição 21:36,0 \pm 21,6 μ m/40,7 \pm 31,0 μ m/46,0 \pm 41,1 μ m. E a diferença estatisticamente significativa foi encontrada no local entre 23 CRE grupo em um lado e ambos EDM grupo e controle sobre o outro lado. O forte aumento do desajuste de CRE grupo de local de 23 a 21 indica que o local de solda a laser é o parâmetro fundamental nesta técnica e os autores concluem enfatizando que a técnica Cresco tem um potencial para reduzir a gap marginal entre os implantes e supraestrutura.

Tiossi et al. (2010) publicaram um artigo que teve como objetivo avaliar o efeito de um método modificado para a seção de peças soldadas a laser e assim verificar se há relação quanto ao desajuste, para isso foram confeccionadas 6 peças de três elementos cada e fundidas com titânio comercialmente puro (Ti cp) e liga de Ni-Cr (controle). Os dois conjuntos de próteses implanto-suportadas foram construídos e seccionados diagonalmente nas áreas dos ponticos, e posteriormente submetidos a soldagem laser, para avaliação do ajuste das peças foi utilizado um microscópio óptico, os testes eram feitos com os dois parafusos das peças apertados e quando somente um parafuso era apertado. Os dados foram submetidos a tratamento estatístico ANOVA e Tukey-Kramer. Os resultados mostraram que houve uma diferença significativa entre as peças quando realizados os testes do parafuso único e que o seccionamento diagonal, foi capaz de reduzir o desajuste e também melhorar os níveis de passividade das peças de Ti cp.

Eliasson et al. (2010) mostram um novo sistema computadorizado para a mensuração numérica (CNC), do desajuste de infraestruturas, brancas, de próteses

implanto suportadas, alegando que não estão disponíveis dados sobre a precisão do ajuste destes novos quadros. Com o objetivo de avaliar a precisão do ajuste de uma técnica nova estrutura CNC (I-Bridge[®], Biomain AB, Helsingborg, Suécia), utilizando implantes do sistema Brånemark System[®] (Nobel Biocare AB, Göteborg, Suécia) e NobelReplace[™]. Dez estruturas de teste foram confeccionados para um modelo mestre para cada sistema de implantes. Cinco adicionais quadros foram fabricados por cinco diferentes modelos de simulação de casos clínicos como controles (Brånemark System). As distorções das posições centrais dos implantes foram avaliadas em x, y, e z-eixos e em três dimensões usando uma contato do tipo máquina de medição por coordenadas e de um programa de computador desenvolvido especificamente para esta finalidade. Mann-Whitney foi utilizado para comparar as diferenças de distorção dentro e entre os grupos. Os resultados mostravam a distorção máxima na largura do arco (eixo-x) e curvatura (eixo-y) estava dentro de 71 e 55 mm para todos os quadros, respectivamente. As distorções significam em números absolutos, que os eixos x, y, z e três dimensões, era para "controle clínico" os quadros 23, 26, 4 e 34 milímetros, em comparação com menos de 12, 12, 2 e 17 mm para Brånemark e NobelReplace frameworks, respectivamente. eram controle e mostrou significativa ($p < 0,05$) maior média e o intervalo de distorções nos eixos x e y- e em três dimensões em comparação com as estruturas teste. Os autores concluem que todas as infraestruturas medidas apresentaram sinais de desajuste, indicando que nenhum quadro tinha um ajuste "passivo". As infraestruturas em produzidas em um ambiente mais de rotina clínica parecem apresentar maiores níveis de distorção em comparação com as infraestruturas produzidas nessa situação. No entanto nos testes mais rigorosos, todos os quadros medidos apresentaram níveis de precisão de ajuste nos limites considerados clinicamente aceitáveis quando comparados a estudos anteriores.

3 PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

- Avaliar o ângulo formado na cabeça dos parafusos de titânio na condição de torque em peças fundidas em monobloco, peças fundidas separadamente e unidas através de soldagem solda convencional e solda TIG, com liga de Ni-Cr, utilizando *abutments* UCLA calcináveis com cinta usinada em Co-Cr.
- Avaliar o ângulo formado na cabeça dos parafusos de titânio na condição de re-torque em peças fundidas em monobloco e peças fundidas separadamente unidas através de soldagem: solda convencional e solda TIG com liga de Ni-Cr, utilizando *abutments* UCLA calcináveis com cinta usinada em Co-Cr.
- Avaliar os valores de destorque em peças em peças fundidas em monobloco, peças fundidas separadamente unidas através de soldagem: solda convencional e solda TIG com liga de Ni-Cr, utilizando *abutments* UCLA calcináveis com cinta usinada em Co-Cr.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 DISPOSITIVO DE AVALIAÇÃO DOS GRAUS DE ROTAÇÃO DOS PARAFUSOS

Especialmente para este estudo, foi desenvolvido e confeccionado um dispositivo (SENAI - Bauru-SP, Brasil) com o objetivo de avaliar e quantificar os graus necessários para apertar os parafusos das próteses sobre implantes, sejam eles parafusos de *abutments* ou mesmo parafusos protéticos.

Esse dispositivo (Figuras 1, 2, 3, e 4) é constituído de uma base circular de alumínio, medindo aproximadamente 15 cm de diâmetro, e que apresenta 5 cilindros de latão com roscas internas de 3,75mm de diâmetro, confeccionados para abrigar os implantes dentais que foram utilizados no estudo. Os orifícios de latão estão dispostos num raio de circunferência de 4 cm, a partir do centro dessa base, sendo a distância entre o centro de cada orifício equivalente a 7mm, o que representa a distância mínima aceitável entre implantes na cavidade bucal. Também faz parte do dispositivo uma haste vertical, seguida de outra paralela à base, a qual tem como função suportar um torquímetro (*TOHNICHI - modelo BTG60CN-S, Ota-ku, Tóquio, Japan*) e uma caixa acessória que porta um captador da quantidade de graus necessários para se apertar os parafusos que compõem as próteses sobre implantes. Dessa caixa parte um cabo que se liga a uma chave bi-polar, responsável por ativar e desativar a caixa acessória captadora. Da chave bi-polar parte um cabo (saída *PS2*) destinada a fazer a conexão com um computador, recebendo ao mesmo tempo a entrada de um mouse acessório para se trabalhar durante as leituras.

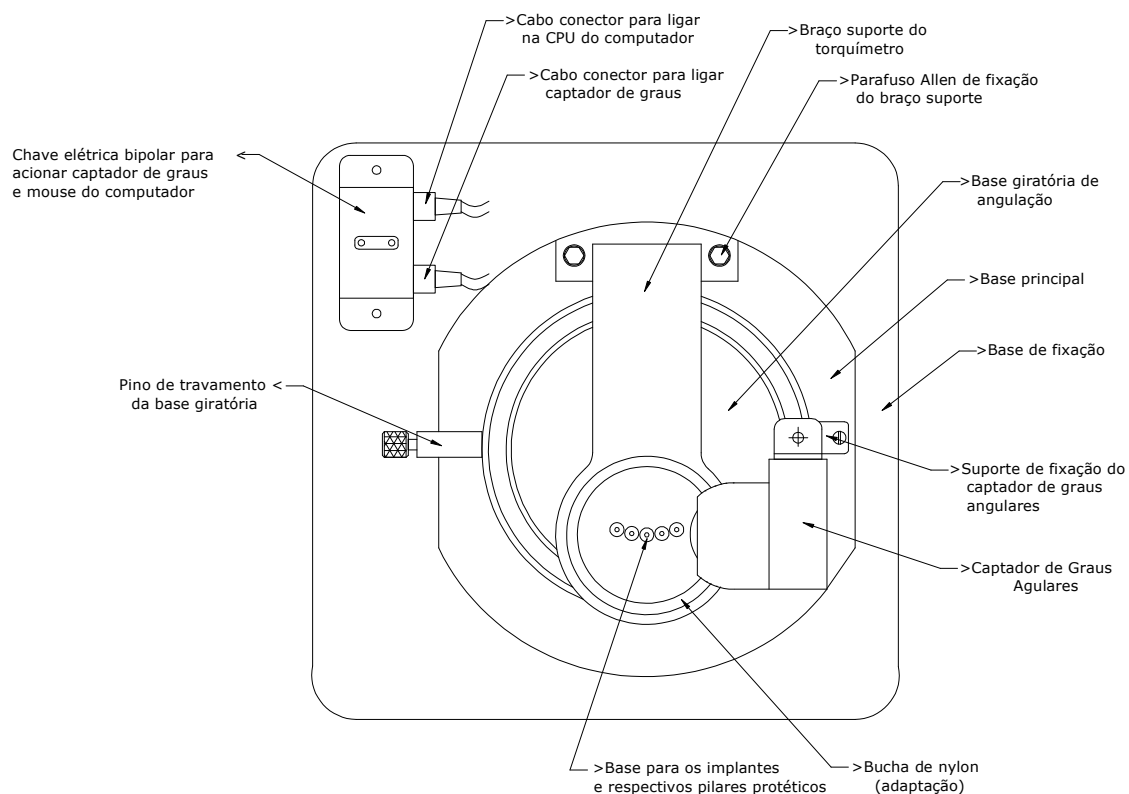


Figura 1 - Desenho esquemático do dispositivo de avaliação dos graus de rotação dos parafusos, antes de sua confecção: Projeto em AutoCAD. Vista superior

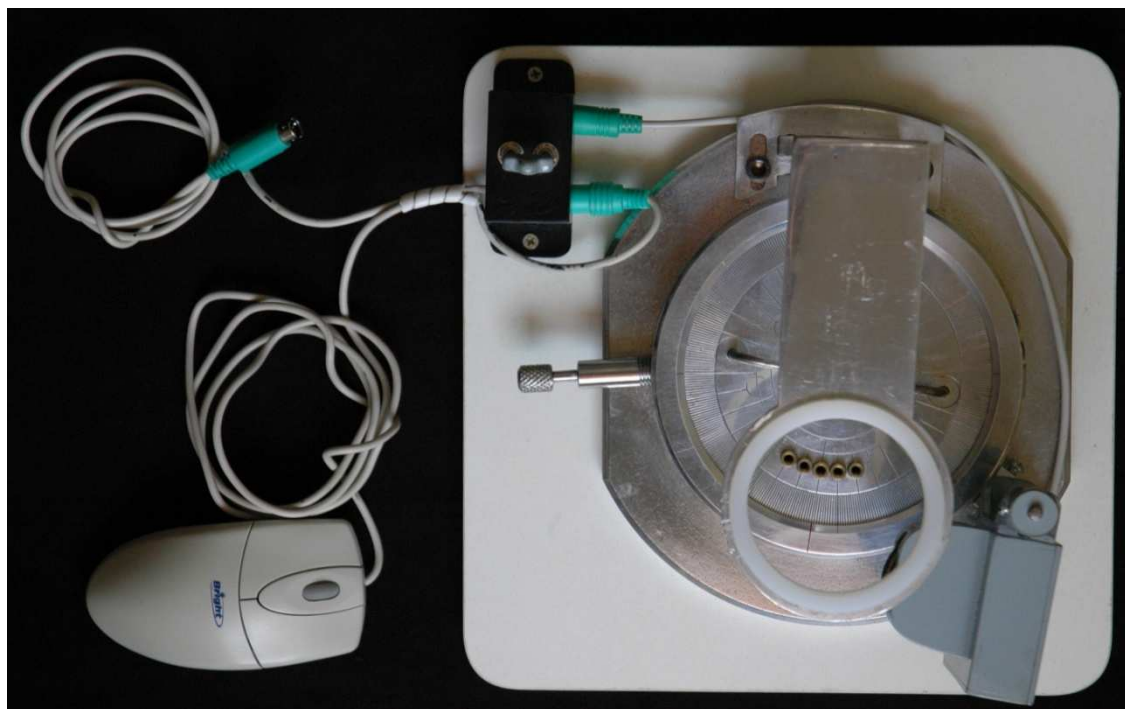


Figura 2 - Dispositivo de avaliação dos graus de rotação dos parafusos, após sua confecção, com mouse e cabo PS2 já conectados para conexão com computador. Vista superior

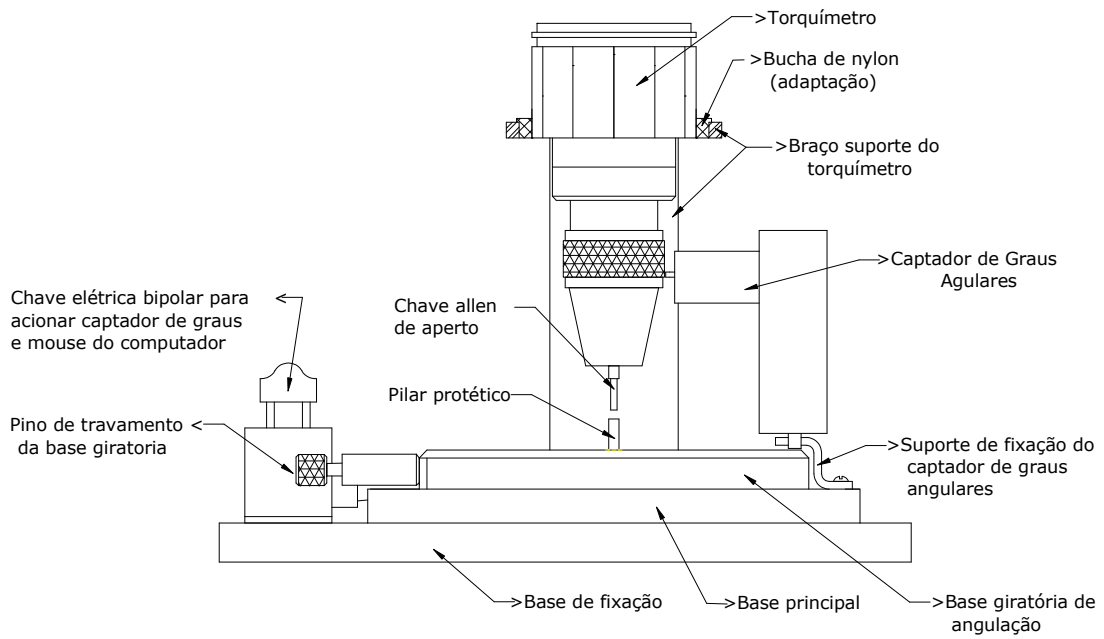


Figura 3 - Desenho esquemático do dispositivo de avaliação dos graus de rotação dos parafusos, antes de sua confecção: Projeto AutoCAD. Vista lateral

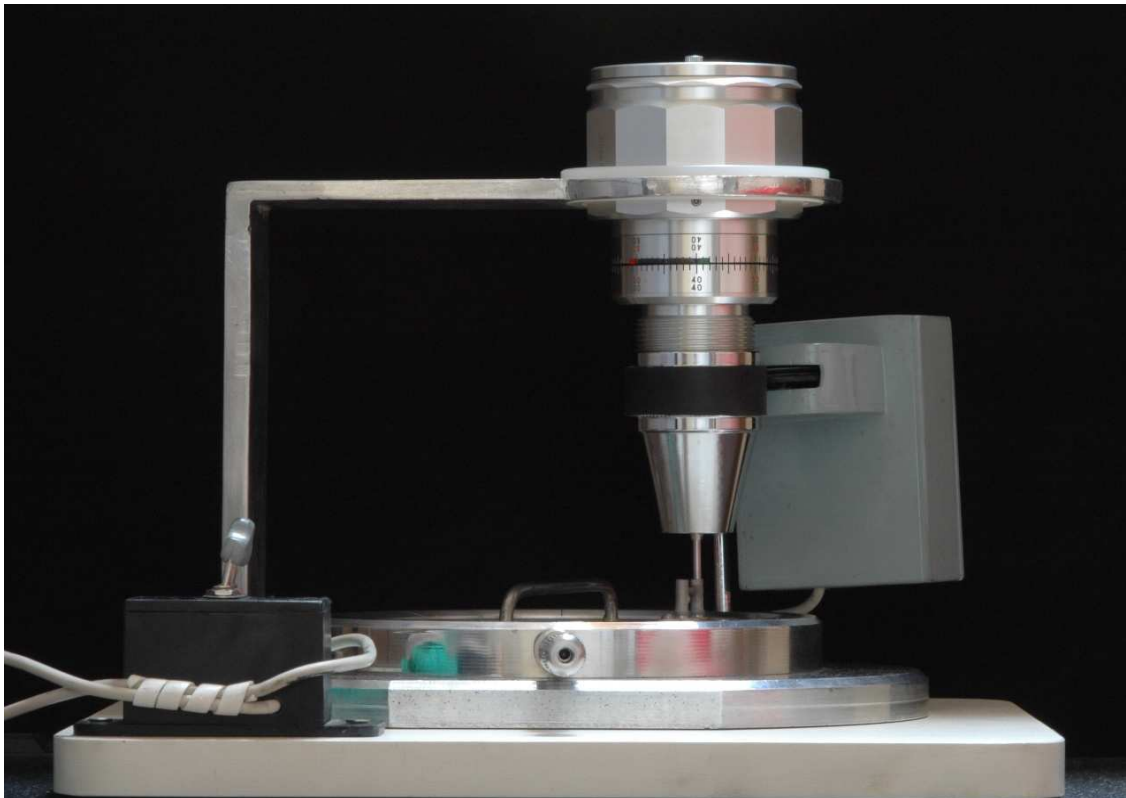


Figura 4 - Dispositivo de avaliação dos graus de rotação dos parafusos, após sua confecção. Vista lateral

Como já citado, esse dispositivo é conectado diretamente a um computador, sendo essa interface realizada por meio de um *software* denominado GRAUS, devidamente desenvolvido para esse fim. O mecanismo de funcionamento do dispositivo, referente à leitura da quantidade de graus necessária para o aperto dos parafusos, será explicado mais adiante no momento em que descreveremos a realização dos testes laboratoriais propriamente ditos por acharmos que naquele momento será mais facilmente compreendido.

4.2 IMPLANTES E COMPONENTES PROTÉTICOS

Seis implantes fornecidos pela Titanium Fix (*Dental Implantes*) A.S. *Technology Comp. Esp. Ltda. São José dos Campos, SP, Brasil*) de 3,75mm de diâmetro e 13mm de comprimento e plataforma protética com conexão tipo hexágono externo de 4,1mm de diâmetro, foram fixados na base do dispositivo, nos cilindros de latão confeccionados para esse fim. Os implantes distanciavam 14mm um do outro, medida esta entre os centros dos implantes. Para confecção das infraestruturas a serem testadas sobre os implantes, também foi fornecido pela empresa Titanium Fix 60 *abutments* UCLA com base de assentamento usinada em Cobalto-Cromo (Co-Cr), sem hexágono e corpo calcinável em plástico (Titanium Fix) (referência: EUCLA 400), com encaixe para chave quadrada (referência: PTQ 2008) para retenção dos *abutments*.

4.3 CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

Dois *abutments* protéticos foram então montados sobre os respectivos implantes na base do dispositivo, e uma barra de acrílico (DELRIN - Copolímero de Poliacetal) (*Conexão Sistema de Prótese, São Paulo, SP, Brasil*) de 2mm de espessura foi utilizada pra fazer a união entre os componentes (Figura 5). O comprimento dessas barras foi sempre o compreendido entre as áreas agora designadas como internas nos *abutments*. Para se ter uma padronização do posicionamento dessa barra, que uniu os cilindros, mais 2 implantes foram

montados adjacentes aos utilizados no experimento e sobre eles foi parafusado um parafuso de trabalho. Esse procedimento objetivou a criação de uma matriz de silicona de condensação laboratorial (*Zetalabor - Zhermack® Badia Polesine, Itália*) a qual, com sua entrada e saída direcionada pelos parafusos de trabalho, passou a orientar o posicionamento padronizado das barras e conseqüente união das mesmas aos componentes protéticos, sendo esta realizada por meio de uma resina acrílica autopolimerizável de precisão (*Pattern Resin LS; GC América Inc., Alsip, USA*). A altura da barra, em relação à base dos componentes protéticos foi estabelecida em 6,8mm. Após a fixação da porção anterior da barra aos componentes protéticos, a matriz foi então removida e a complementação dessa união era realizada. Os *abutments*, posicionados à esquerda do observador, foram marcados com um pingo de cera na face “vestibular” de cada um dos padrões para fundição, para posterior orientação quanto ao lado de posicionamento e diferenciação dos parafusos durante os testes, para os grupos soldados os *abutments* foram numerados para a posterior união para solda. Para os grupos soldados foram utilizados análogos de titânio dos implantes Titanium Fix (*Dental Implantes) A.S. Technology Comp. Esp. Ltda. São José dos Campos, SP, Brasil*), que eram parafusados as peças para serem incluídos em um bloco de gesso tipo IV (Durone). Utilizando-se uma fresadora, eram realizados os cortes (seccionamento) das barras para posterior soldagem, na sua porção central, com disco de *carborundum* de espessura de 0,3. Então os blocos foram armazenados e numerados para serem utilizados durante a soldagem.



Figura 5 - Vista oclusal do padrão para fundição preparado no dispositivo

Os padrões para fundição foram então removidos da base do dispositivo e dos blocos de gesso por desparafusamento e a cada 2 conjuntos confeccionados, aqueles eram então fixados a uma base formadora de cadinho e posicionados centralmente em um anel de silicone para inclusão do revestimento.

4.3.1 Inclusão, fundição, desinclusão e acabamento dos corpos de prova

A inclusão foi realizada após a pesagem do revestimento [*Microfine 1700 (Talladium, Inc. Valencia, CA, USA)*] em balança apropriada, utilizando somente líquido especial do revestimento durante sua manipulação a fim de se obter expansão máxima do mesmo. A espatulação do revestimento seguiu as normas do fabricante e foi realizada manualmente por 10 segundos e a vácuo, a 425 rotações por minuto (rpm) por mais 40 segundos (*Espatuladora Polidental modelo AQ1776/02 ind. e comércio Ltda.; Cotia-SP*). Depois de vazado o revestimento no interior do anel, preenchendo totalmente os padrões para fundição até o topo do mesmo, aguardou-se um período de 20 minutos para presa adequada do revestimento. Removeu-se o anel de silicone e então o bloco de revestimento foi inserido no forno (*Bravac analógico 184*), em temperatura ambiente. Aqueceu-se o forno até 400°C, o qual foi mantido nessa temperatura por 40 minutos, período esse necessário para que os materiais calcináveis que compunham os padrões para fundição evaporassem sem deixar resíduos na condição máxima de expansão do revestimento. Elevou-se a temperatura do forno para 600°C, aguardando-se mais 15 minutos para a definitiva evaporação dos materiais. Por fim, elevou-se a temperatura do forno para 900°C, onde o bloco permaneceu por 20 minutos para então proceder à fundição propriamente dita, a qual foi realizada com uma liga de Níquel-Cromo (Ni-Cr), (*DURABOND Universal, São Paulo, SP, Brasil*), por meio de força centrífuga e força proveniente de 3 voltas de seu eixo (*Centrifuga VH para Ni-Cr; Araraquara-SP*).

Para o cálculo da liga, seguiram-se as normas do fabricante baseada na seguinte fórmula:

$$PP \times DL = X + 10\%$$

Onde:

PP – peso do padrão a ser incluído, em gramas;

DL – densidade da liga, em gramas/cm³, que no caso do Ni-Cr é 8,2;

X – Quantidade de liga em gramas para fundição.

Após o procedimento de fundição, que se deu por meio de uma centrífuga padrão, os padrões para fundição passaram a ser denominados de corpos de prova.

Assim, aguardou-se o completo esfriamento da liga no interior do revestimento para realizar as desinclusões dos corpos de prova. O revestimento ao redor dos mesmos foi primeiramente removido com brocas e, posteriormente, com jatos de óxido de alumínio (50µm), através de um jateador (*Trijato Odonto Larcon; Maringá-PR*), com pressão de até 70Psi e a uma distância de 5cm por um tempo aproximado de 45 segundos (Figuras 6 e 7), quando então as peças foram cortadas dos seus condutos de alimentação por meio de discos de *carborundum* e submetidas à verificação de adaptação sobre os implantes, feita de maneira rotineira em laboratórios comerciais, com eventuais pequenas usinagens internas, não interferindo nas áreas de assentamento das peças.



Figura 6 - Início da desinclusão dos corpos de prova, ainda cobertos em parte pelo revestimento



Figura 7 - Corpos de prova após a desinclusão e limpeza por jateamento, antes dos cortes dos condutos de alimentação

A aferição de que os corpos de prova estavam adaptados foi realizada através de inspeção visual e sensibilidade tátil do operador, sendo considerado como padrão a não-existência de resistência para o assentamento e remoção das peças sobre os implantes, antes e após parafusamento.

Após o procedimento de usinagem dos corpos de prova, estes foram novamente jateados com óxido de alumínio nas mesmas condições já descritas, em relação à distância e ao tempo de operação, e submetidos a uma limpeza em cuba ultrassônica, com álcool isopropílico, por 10 minutos, com o objetivo de promover limpeza adequada para o procedimento de soldagem.

4.4 PREPARO PARA SOLDA

Os corpos de prova foram parafusados nos blocos de gesso tipo IV (Durone) sobre os análogos e divididos aleatoriamente para os grupos soldados convencionalmente e para o grupo soldado com solda TIG.

Os grupos soldados convencionalmente necessitaram de preparos para solda como a união das partes e estas foram feitas por meio de uma resina acrílica autopolimerizável de precisão (*Pattern Resin LS; GC América Inc., Alsip, USA*), sendo removidos e incluídos em revestimento para soldagem convencional.

4.4.1 Preparo para Solda Convencional

As superfícies a serem soldadas foram preparadas com pedra de óxido de alumínio e lixas de óxido de alumínio o espaço para soldagem foi padronizado em 0,3mm.

A solda utilizada para a soldagem convencional foi a Vera solder (Solda de alta fusão para ligas à base de Ni-Cr), com fluxo para solda (Verflux).

Depois de removido a matriz metálica, colocou-se um fio de cera médio (Dentária Campineira Ltda) por baixo da área a ser soldada, para formar uma canaleta nesta região quando incluído em revestimento. Proporcionou-se assim, melhor visualização da solda melhorando o acesso da chama do maçarico, com conseqüente aquecimento uniforme da região a ser soldada.

O revestimento utilizado foi Termocast (Polidental São Paulo-Brasil) aglutinado por fosfato para fundição numa proporção água/pó: 16ml/100g de acordo com as recomendações do fabricante.

Decorridos 10 minutos da presa do revestimento, tempo recomendado pelo fabricante, com uma pinça e a peça sobre a chama de uma lamparina a álcool, removeu-se a resina acrílica, utilizada anteriormente para unir os corpos de prova em posição. Com água em ebulição, foram eliminados todos os resquícios da cera usada para proteção da área a ser soldada.

Para a soldagem foi utilizado um maçarico oxigênio-propano, com bico nº 1, de um único orifício, fazendo-se movimentos circulares e direcionamento obliquamente a chama para o bloco de revestimento, para que fosse feito o seu aquecimento. Ao atingirem os corpos de prova uma cor rubra, a parte mais quente da chama (zona redutora) era direcionada para a área de solda, até que aparecessem pontos prateados, ocasionados pelo excesso de fluxo na superfície, quando então era retirada a chama.

Os blocos de revestimento eram deixados sobre a bancada até seu total resfriamento, para depois serem desincluídos, para que fossem reposicionados nos blocos de gesso (Figura 8).



Figura 8 - Vista frontal da peça após soldagem com solda convencional

4.4.2 Preparo para Solda TIG

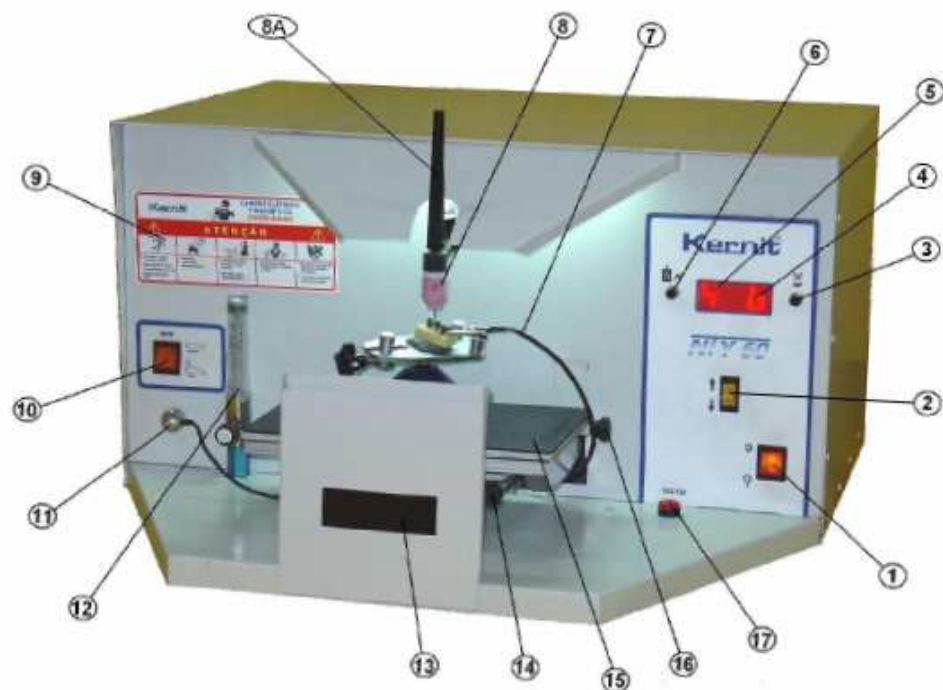
Para as soldagens dos corpos de prova que receberam solda TIG o preparo foi diferente, já que este processo dispensa a inclusão no revestimento e as peças eram soldadas nos próprios modelos de gesso (Figura 9).

A soldagem TIG foi realizada em uma máquina de soldagem Kernit[®] NTY 60 (Figura 10), que possui uma corrente de solda (AMPERAGEM) que pode ser regulada através do pulsador (6) e é apresentada no display na forma de números de 1 a 5, onde 1 é a menor corrente e 5 a maior e esta é regulada de acordo com a espessura a ser soldada sendo que a corrente influi na abrangência do ponto. O tempo de solda é por sua vez regulado pelo pulsador (3) e é apresentado pelo display (4), sendo em forma de números de 0 a 9, onde 0 representa 0,03s e 9, 0,26s respectivamente. O tempo influi na profundidade do ponto e evidentemente no aquecimento das partes.

Para a soldagem dos corpos de prova do grupos TIG utilizou-se 5 como corrente e 3 de tempo, que corresponde a aproximadamente 0,0805s. Com um eletrodo de tungstênio torneado (\varnothing 1,6 mm) a 0,5mm de distância da peça a ser soldada.



Figura 9 - Vista frontal da peça após soldagem com solda TIG



- 1 – Chave geral
- 2 – Comando “Y” (para cima/baixo) da mesa
- 3 – Pulsador “set tempo de solda”
- 4 – Indicação do tempo de solda
- 5 – Indicação da intensidade da solda
- 6 – Pulsador “set intensidade da solda”
- 7 – Cabo massa
- 8 – Tocha de solda
- 8A – Capa longa (fixa ,e ou, solta o eletrodo).
- 9 – Precauções importantes
- 10 – Seleção do tipo de solda “com ou sem pulso”
- 11 – Conexão massa
- 12 – Fluxômetro de argônio
- 13 – Proteção basculante com visor escuro
- 14 – Regulagem micrométrica da mesa no sentido “Y” (para frente/atraz)
- 15 – Mesa de coordenadas “X Y Z”
- 16 – Regulagem micrométrica da mesa no sentido “X” (para esquerda/direita)
- 17 – Pulsador de disparo da solda

Figura 10 - Aparelho de soldagem TIG (Kerrnit) e descrição detalhada dos seus componentes

4.5 TESTE LABORATORIAL

O início desta etapa do trabalho principiou com a conexão do dispositivo de avaliação dos graus de rotação dos parafusos a um computador. O primeiro grupo a ser testado foi o grupo monobloco, seguido pelo grupo solda TIG e solda convencional. A seqüência do teste se deu da seguinte maneira para todos os corpos de prova:

Primeiramente, o corpo de prova era posicionado sobre os implantes na base do dispositivo, para então receber os 2 parafusos responsáveis pela fixação dos mesmos. A fim de se saber qual parafuso foi utilizado em cada *abutment*, e para não haver a troca dos mesmos, estes foram marcados com caneta de tinta permanente, sendo a cor preta adotada para marcar os parafusos utilizados no *abutment* localizado à esquerda do operador do dispositivo, *abutment* este que, durante o enceramento das infra-estruturas, recebeu uma marcação característica em alto relevo, sendo então a cor vermelha adotada para o outro *abutment*, localizado sempre à direita do operador. Após a introdução dos parafusos aos seus respectivos *abutments*, os mesmos foram apertados bidigitalmente com uma chave de encaixe quadrado (Titanium Fix), até haver a 1ª resistência a esse aperto (Figura 11). Então, com o uso de um torquímetro analógico de precisão (*TOHNICHI - modelo BTG60CN-S, Ota-ku, Tóquio, Japan*) (Figura 12 e 13) e a chave digital com encaixe quadrada (Titanium Fix) presa a sua extremidade, os parafusos foram apertados a 6Ncm, visto esta ser a primeira marcação do torquímetro. Ambos os parafusos foram submetidos a esse torque de apertamento inicial, sendo primeiramente realizado no parafuso da esquerda do operador e, posteriormente, no parafuso da direita. O objetivo desse apertamento foi a obtenção de um ponto de partida comum de ambos, para avaliação do grau de rotação nos torques subseqüentes.

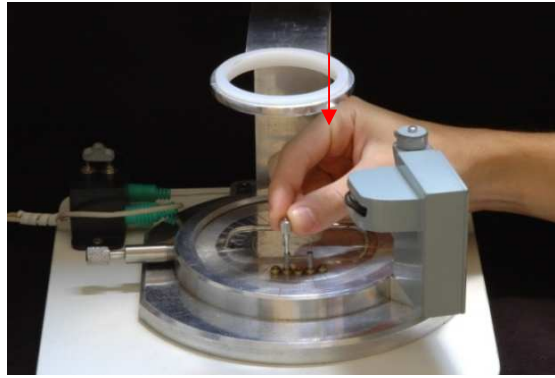


Figura 11 - Aperto bidigital dos parafusos no interior dos *abutments*, até encontrar a primeira resistência



Figura 12 - Torquímetro com chave bidigital adaptada em sua extremidade inferior (seta)



Figura 13 - Vista superior do torquímetro. Agulha cega mostrando a quantidade de Newtons obtida

Com o torquímetro e a chave de apertamento devidamente adaptados à cabeça do parafuso do *abutment* da esquerda do operador, e com o *software* GRAUS realizando a interface do dispositivo com o computador, foi dado então um torque, realizado com velocidade constante por um operador devidamente calibrado, de 30Ncm (de acordo com a recomendação do fabricante) ao parafuso e, conseqüentemente, a leitura da quantidade de graus que o parafuso rotacionou para realizar o aperto foi registrado pelo *software*. Nesse momento, foi ativado um cronômetro com contagem regressiva de 10 minutos. Então, imediatamente, o conjunto torquímetro e chave foram retirados desse *abutment*, a base do dispositivo foi rotacionada e o conjunto torquímetro e chave montado sobre o outro *abutment*, a fim de se dar o mesmo valor de torque (30Ncm) e se registrar também a quantidade de graus necessária para aperto desse parafuso (Figura 14). Passados os 10 minutos marcados no cronômetro, o conjunto torquímetro e chave foi novamente posicionado sobre o primeiro *abutment* apertado, para dar um novo aperto (re-torque) de 30Ncm e se registrar uma nova quantidade de graus de rotação do parafuso, necessária para o re-aperto do mesmo. O mesmo procedimento foi realizado no outro *abutment*, em seguida e da mesma maneira.

Após os sucessivos torques aplicados, os mesmos parafusos foram imediatamente submetidos ao destorque, porém agora avaliando apenas a quantidade de força necessária (Ncm) para desapertar o parafuso do *abutment*.

A seqüência de procedimento descrita anteriormente foi realizada 3 vezes para cada componente do corpo de prova, procurando simular algumas etapas de aperto e desaperto desses parafusos, semelhantes a situações clínicas rotineiras. Os dados numéricos obtidos foram então anotados em fichas previamente idealizadas para essas condições. Os dados foram então tabulados e submetidos à análise estatística.

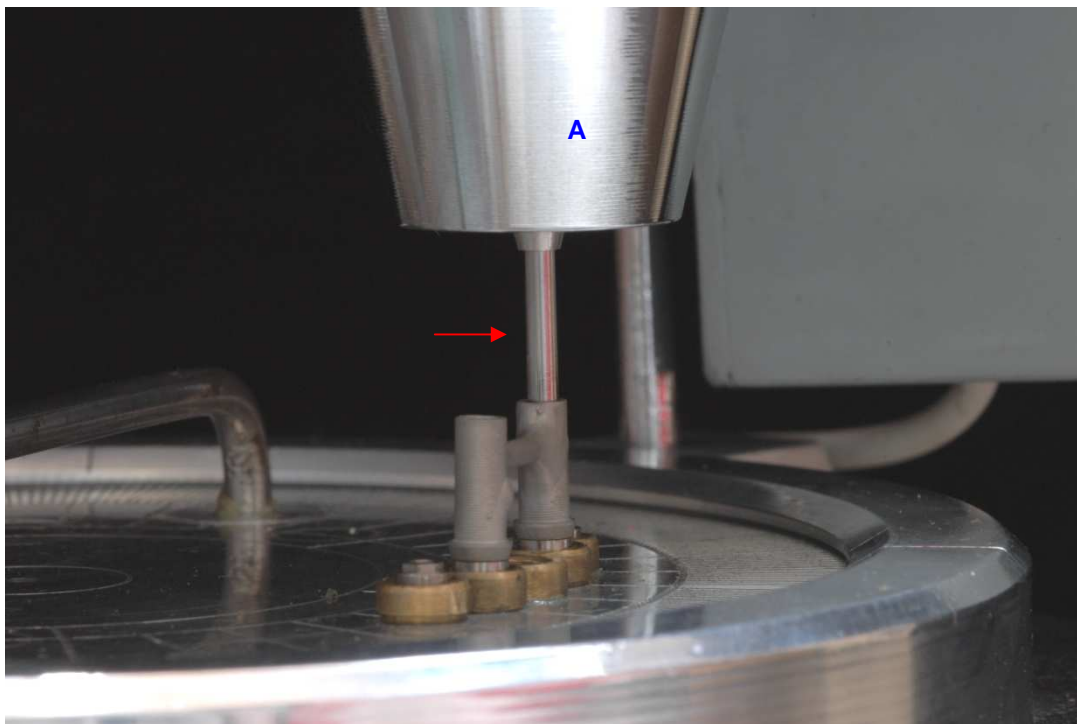
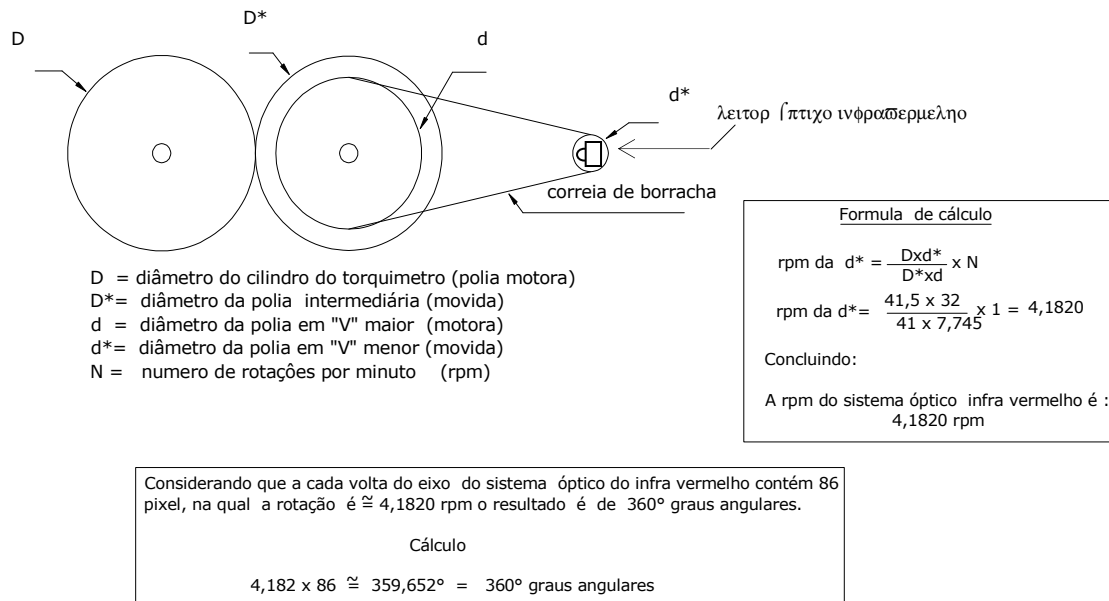


Figura 14 - Chave bidigital (seta) adaptada ao torquímetro (A), realizando aperto do parafuso do *abutment* durante realização dos testes

4.5.1 Funcionamento do dispositivo

Conforme dito anteriormente, o mecanismo de funcionamento do dispositivo, referente à leitura da quantidade de graus necessária para o aperto dos parafusos dos *abutments*, sob determinado torque recomendado pelo fabricante, será explicado neste momento a fim de facilitar seu entendimento. Esse mecanismo está centrado basicamente na caixa acessória captadora de graus angulares. Assim, esse dispositivo de leitura é composto por um conjunto mecânico constituído de uma polia cilíndrica (torquímetro), conjugada a duas polias de canal em “V” com o objetivo de girar um leitor óptico infravermelho contido no interior da caixa (Figura 15). Esse leitor, em conjunto com a CPU (Unidade Central de Processamento) do computador, tem como finalidade transformar pulsos elétricos em *pixel*, que, por definição, refere-se ao menor ponto que forma uma imagem digital. Assim, por meio do *software* GRAUS realizou-se a transformação do movimento de rotação no leitor óptico infravermelho em graus angulares.



Nota: as dimensões das polias estão em milésimos de milímetros

Figura 15 - Conjunto de polias de acionamento do sistema leitor óptico infravermelho, os cálculos matemáticos e os resultados

Ao encostar a polia intermediária na porção cilíndrica do torquímetro (Figura 16) e rotacionar o mesmo, durante o aperto de um parafuso, conseqüentemente se transmite o movimento de rotação para as polias em "V" do conjunto do sistema, localizadas no interior da caixa acessória, fazendo girar o leitor óptico infravermelho, permitindo assim enviar um pulso elétrico o qual por meio do *software*, será transformado em *pixel*. Na tela do computador o *software* se abre em uma janela com divisões de graus em graus angulares, que variam de 0° a 180° , onde é feita a leitura, demonstrando simultaneamente ao operador a quantidade de graus angulares necessária para o aperto dos parafusos (Figuras 17 A e B).

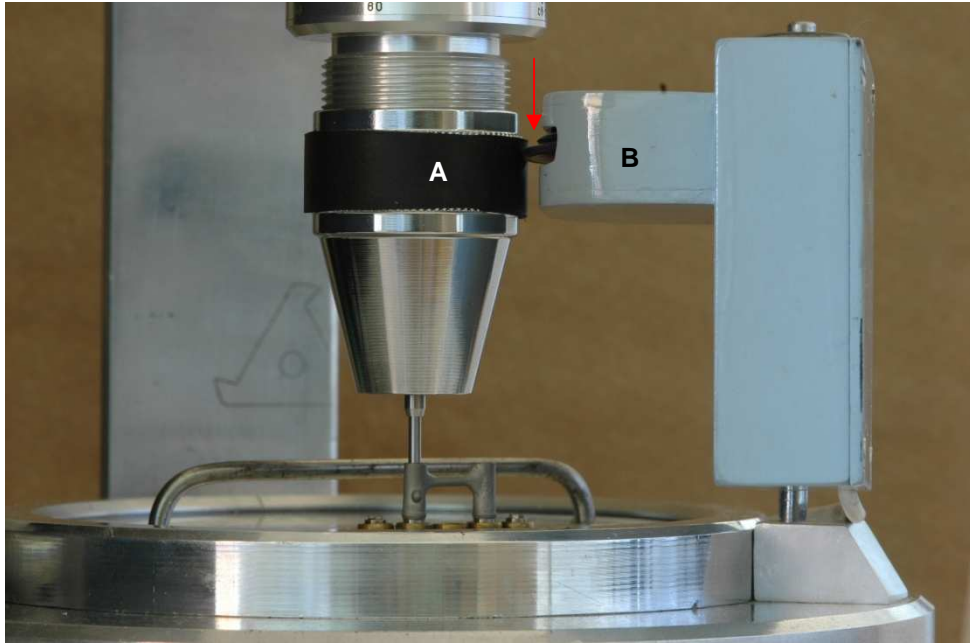


Figura 16 - Contato (seta) entre porção cilíndrica do torquímetro (A) e polia intermediária da caixa acessória (B). Quando o torquímetro é ativado, durante o torque, a polia intermediária se movimentará, registrando a quantidade de graus necessária para o aperto do parafuso

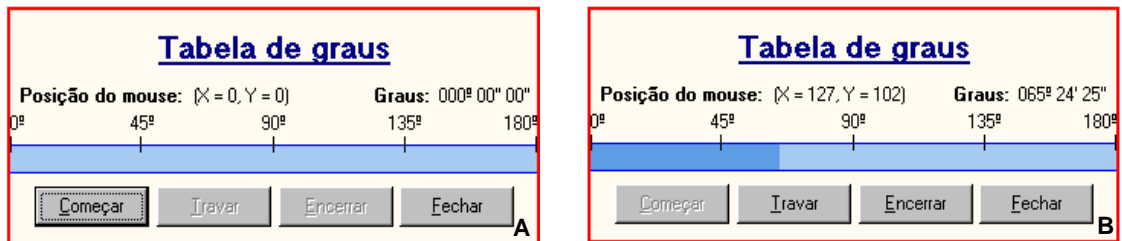


Figura 17 - Interface com o software GRAUS antes (A) e durante (B) a leitura da quantidade de graus que identifique o aperto dos parafusos de fixação, na condição de Newtons recomendados pelo fabricante

4.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os grupos Monobloco, Solda TIG e Solda Convencional foram submetidos a uma comparação nos 3 ensaios realizados para os diferentes momentos, Torque, Re-torque e Destorque, sendo a análise estatística realizada para essa comparação Análise de Variância (Anova) a um critério de classificação, o teste *Tukey*, para verificar se havia diferença estatística entre os grupos.

5 RESULTADOS

5 RESULTADOS

Os valores em graus (°), minutos (') e segundos ("), necessários para que haja o apertamento dos parafusos obtidos durante os momentos de torque e re-torque, assim como a quantidade de força necessária para o seu afrouxamento (destorque) em Ncm foram todos registrados e agrupados nas seguintes tabelas (1,2,3):

Tabela 1 - Resultados para o grupo (1) Monobloco. Os corpos de prova seguidos de linha (A) referem-se aos parafusos do *abutment* esquerdo, linha B para os *abutment* do lado direito

Espécime	Parafuso	Torque	Retorque	Destorque	Torque	Retorque	Destorque	Torque	Retorque	Destorque
1	Parafuso A	58°30'32"	16°38'50"	25,5Ncm	56°22'30"	10°33'15"	24,5Ncm	47°17'12"	15°22'59"	26Ncm
	Parafuso B	44°37'51"	14°20'30"	24Ncm	40°26'09"	09° 22'12"	25Ncm	43°18'10"	11°21'18"	25,5Ncm
2	Parafuso A	60°33'47"	11°02'19"	23Ncm	58°21'43"	12 °32'09"	28Ncm	58°10'52"	12°19'77"	28Ncm
	Parafuso B	61°39'34"	13°10'44"	24Ncm	59°51'39"	11° 41'12"	27Ncm	59°15'27"	14°19'33"	28Ncm
3	Parafuso A	58°43'55"	15°33'12"	27Ncm	57°53'09"	13 °19'21"	26,5Ncm	57°51'32"	13°29'43"	25,5Ncm
	Parafuso B	57°33'28"	12°52'44"	26,5Ncm	57°38'45"	14°17'29"	26Ncm	58°33'44"	12°43'09"	27Ncm
4	Parafuso A	62°19'24"	14°50'12"	28,5Ncm	61°46'38"	15°18'33"	28,5Ncm	59°19'12"	14°55'03"	28Ncm
	Parafuso B	60°33'74"	14°31'47"	28Ncm	60°33'09"	14° 23'37"	28Ncm	58°15'24"	13°58'19"	29Ncm
5	Parafuso A	62°28'22"	16°22'24"	27Ncm	59°31'17"	14 °44'49"	26Ncm	61°53'24"	13°13'49"	27Ncm
	Parafuso B	60°27'47"	15°36'53"	26Ncm	61°41'09"	11° 39'01"	26Ncm	60°09'33"	12°59'31"	26,5Ncm
6	Parafuso A	48°59'32"	11°22'39"	26,5Ncm	47°28'31"	10°43'22"	26,5Ncm	47°58'09"	12°39'18"	26Ncm
	Parafuso B	44°33'39"	14°41'09"	27Ncm	43°52'09"	11° 47'31"	27Ncm	45°38'18"	11°57'33"	26,5Ncm
7	Parafuso A	52°09'32"	12°52'31"	29Ncm	50°13'29"	10 °09'52"	25Ncm	51°15'09"	13°14'41"	28Ncm
	Parafuso B	44°48'09"	07°59'27"	27Ncm	47°14'31"	09° 39'20"	23,5Ncm	43°55'15"	11°34'45"	25Ncm
8	Parafuso A	58°13'48"	13°11'54"	28Ncm	58°19'55"	15 °05'39"	29Ncm	59°50'30"	16°22'24"	28Ncm
	Parafuso B	57°39'25"	10°44'08"	26,5Ncm	56°48'19"	1 4°15'21"	28,5Ncm	57°33'17"	12°18'29"	27Ncm
9	Parafuso A	60°02'38"	12°59'09"	29Ncm	59°44'09"	13 °44'51"	26,5Ncm	58°49'03"	12°19'07"	27Ncm
	Parafuso B	61°17'13"	11°36'54"	27Ncm	60°13'24"	12° 44'51"	28Ncm	59°15'21"	10°46'24"	28,5Ncm
10	Parafuso A	59°18'29"	10°09'18"	26Ncm	59°13'55"	1 1°31'09"	30Ncm	58°13'29"	13°11'09"	29,5Ncm
	Parafuso B	59°44'38"	15°49'17"	25,5Ncm	58°21'12"	1 4°55'09"	28Ncm	57°59'43"	12°44'33"	26,5Ncm

Tabela 2 - Resultados para o grupo (2) Solda TIG. Os corpos de prova seguidos de linha (A) referem-se aos parafusos do *abutment* esquerdo, linha B para os *abutment* do lado direito

Espécime	Parafuso	Torque	Retorque	Destorque	Torque	Retorque	Destorque	Torque	Retorque	Destorque
1	Parafuso A	48°13'22"	07°16'13"	28Ncm	49°13'49"	09 °17'23"	27,5Ncm	46°53'03"	11°15'02"	26Ncm
	Parafuso B	44°22'09"	08°59'34"	27Ncm	47°29'44"	10° 53'06"	26Ncm	45°49'17"	09°19'29"	27Ncm
2	Parafuso A	44°55'17"	09°13'25"	28Ncm	42°44'15"	10 °09'39"	27Ncm	43°09'39"	12°23'07"	27,5Ncm
	Parafuso B	42°51'12"	08°47'29"	26,5Ncm	40°55'09"	0 7°31'07"	23Ncm	44°21'53"	10°41'04"	28Ncm
3	Parafuso A	43°31'17"	12°08'53"	27,5Ncm	42°59'41"	11°29'29"	25,5Ncm	39°06'41"	13°39'51"	26Ncm
	Parafuso B	39°39'13"	11°55'31"	28Ncm	40°33'58"	09° 44'34"	29Ncm	47°51'39"	09°37'32"	29Ncm
4	Parafuso A	41°32'07"	06°43'52"	26Ncm	44°31'51"	07 °09'54"	26Ncm	40°29'03"	09°52'07"	27,5Ncm
	Parafuso B	40°39'53"	07°09'31"	28Ncm	42°47'39"	06° 07'43"	28Ncm	41°22'07"	06°09'55"	28Ncm
5	Parafuso A	41°07'31"	10°16'31"	27,5Ncm	39°13'17"	12°51'38"	27,5Ncm	44°33'19"	10°36'03"	25,5Ncm
	Parafuso B	46°18'58"	12°43'22"	25,5Ncm	39°06'16"	1 4°53'27"	26Ncm	43°39'29"	13°03'55"	27,5Ncm
6	Parafuso A	47°32'16"	10°55'09"	29Ncm	46°51'15"	11 °31'28"	27,5Ncm	46°53'32"	11°11'23"	28Ncm
	Parafuso B	43°29'12"	11°02'39"	27,5Ncm	44°39'10"	1 0°42'20"	26Ncm	44°45'03"	10°19'51"	27Ncm
7	Parafuso A	43°10'21"	10°20'17"	25Ncm	44°02'13"	08 °53'29"	26Ncm	44°32'21"	07°11'43"	26Ncm
	Parafuso B	49°27'03"	12°21'54"	26,5Ncm	43°27'13"	1 3°10'22"	26Ncm	45°30'02"	10°13'29"	26,5Ncm
8	Parafuso A	41°21'52"	13°45'10"	24Ncm	40°12'10"	11 °30'02"	27,5Ncm	39°15'49"	09°42'37"	27Ncm
	Parafuso B	38°32'55"	14°60'06"	23Ncm	39°21'03"	12° 33'24"	23Ncm	40°31'01"	13°41'22"	23,5Ncm
9	Parafuso A	42°09'13"	19°13'24"	26,5Ncm	39°37'15"	10°59'03"	22Ncm	40°09'15"	06°13'53"	22,5Ncm
	Parafuso B	44°19'23"	11°43'13"	28Ncm	41°21'53"	13° 44'22"	28Ncm	40°53'15"	09°44'19"	28Ncm
10	Parafuso A	42°24'21"	11°07'12"	27Ncm	42°50'20"	1 2°11'29"	26Ncm	41°50'20"	11°19'13"	26,5Ncm
	Parafuso B	47°33'41"	08°41'24"	27Ncm	45°09'31"	09° 18'38"	27,5Ncm	43°09'12"	14°52'20"	27,5Ncm

Tabela 3 - Resultados para o grupo (3) Solda Convencional. Os corpos de prova seguidos de linha (A) referem-se aos parafusos do *abutment* esquerdo, linha B para os *abutment* do lado direito

Espécime	Parafuso	Torque	Retorque	Destorque	Torque	Retorque	Destorque	Torque	Retorque	Destorque
1	Parafuso A	28°47'27"	09°21'38"	23Ncm	23°44'39"	09° 59'13"	24Ncm	23°32'12"	10°53'18"	23,5Ncm
	Parafuso B	17°42'21"	12°52'36"	20Ncm	15°01'34"	10° 15'52"	19,5Ncm	18°34'08"	08°58'20"	21Ncm
2	Parafuso A	32°09'08"	05°24'17"	26Ncm	34°53'18"	05° 33'15"	25Ncm	33°23'17"	06°32'54"	25Ncm
	Parafuso B	30°32'03"	07°04'39"	26Ncm	26°25'14"	07° 52'10"	27Ncm	31°37'34"	08°41'09"	26Ncm
3	Parafuso A	41°19'33"	10°56'25"	28Ncm	40°12'53"	09° 47'23"	27,5Ncm	40°41'12"	10°47'51"	28Ncm
	Parafuso B	29°43'19"	12°16'18"	28Ncm	28°37'09"	11° 51'50"	28Ncm	31°10'46"	11°02'15"	28,5Ncm
4	Parafuso A	33°35'44"	09°27'07"	25Ncm	30°56'31"	08° 09'45"	26Ncm	34°43'00"	09°15'33"	24Ncm
	Parafuso B	36°55'32"	08°19'31"	24,5Ncm	37°09'46"	0 6°53'19"	25Ncm	35°31'12"	07°29'43"	26Ncm
5	Parafuso A	45°24'53"	13°09'36"	28Ncm	39°13'15"	11° 09'29"	2Ncm	43°26'17"	14°36'40"	25,5Ncm
	Parafuso B	44°36'29"	12°13'16"	28Ncm	40°41'52"	12° 02'07"	26Ncm	42°19'23"	13°55'53"	27Ncm
6	Parafuso A	28°37'14"	09°41'52"	24Ncm	27°30'00"	10° 47'02"	22Ncm	30°48'51"	09°18'09"	23,5Ncm
	Parafuso B	25°42'09"	10°30'00"	23Ncm	25°56'54"	08° 41'07"	26Ncm	27°14'30"	11°21'00"	25,5Ncm
7	Parafuso A	40°38'47"	11°23'15"	25,5Ncm	43°30'42"	09°22'58"	24,5Ncm	40°13'20"	10°13'32"	24,5Ncm
	Parafuso B	41°32'52"	09°55'03"	24Ncm	42°32'37"	09° 34'04"	25Ncm	39°37'27"	10°45'24"	25Ncm
8	Parafuso A	45°32'15"	10°12'09"	26Ncm	46°29'10"	11° 43'34"	28,5Ncm	44°13'55"	11°04'15"	28Ncm
	Parafuso B	42°15'04"	11°47'29"	26,5Ncm	44°01'52"	1 0°49'31"	27,5Ncm	42°53'19"	11°18'43"	27Ncm
9	Parafuso A	39°32'52"	12°16'31"	23Ncm	38°43'07"	11° 51'32"	24Ncm	40°24'06"	10°33'07"	23,5Ncm
	Parafuso B	37°17'11"	10°11'25"	23Ncm	39°49'31"	10° 13'24"	23,5Ncm	38°15'50"	09°19'13"	23Ncm
10	Parafuso A	40°41'07"	08°13'10"	25Ncm	40°32'55"	1 0°25'00"	26Ncm	40°17'52"	09°42'30"	26Ncm
	Parafuso B	42°16'01"	11°37'03"	25,5Ncm	43°04'15"	0 8°57'43"	26Ncm	43°33'47"	11°52'04"	26Ncm

A fim de favorecer a análise estatística, os valores obtidos em graus (°), minutos (') e segundos (") foram convertidos em valores numéricos apenas de graus, com objetivo de obter valores para se tomar as médias dos grupos, sendo os mesmos agrupados.

Os grupos foram submetidos a uma comparação nos 3 ensaios realizados para os diferentes momentos de torque, re-torque e destorque, sendo a análise estatística realizada para essa comparação. Em seguida, foi aplicado o teste estatístico, Análise de Variância (ANOVA) a um critério de classificação. Posteriormente, foi utilizado o teste de Tukey para verificar se existia diferença estatisticamente significativa entre os grupos.

Tabela 4 - Média e Desvio padrão dos três grupos durante os três momentos (Torque, Retorque e Destorque)

GRUPO	Torque	Desvp	Retorque	Dvp	Destorque	Dvp
1 Monobloco	56,2°	(5,702)	12,55°	(0,896)	26,55°	(1,52)
2 Solda TIG	43,2°	(2,275)	10,15°	(1,796)	26,77°	(1,34)
3 Solda Convencional	35,7°	(7,285)	9,85°	(1,749)	25,10°	(2,09)

5.1 MOMENTO DE TORQUE

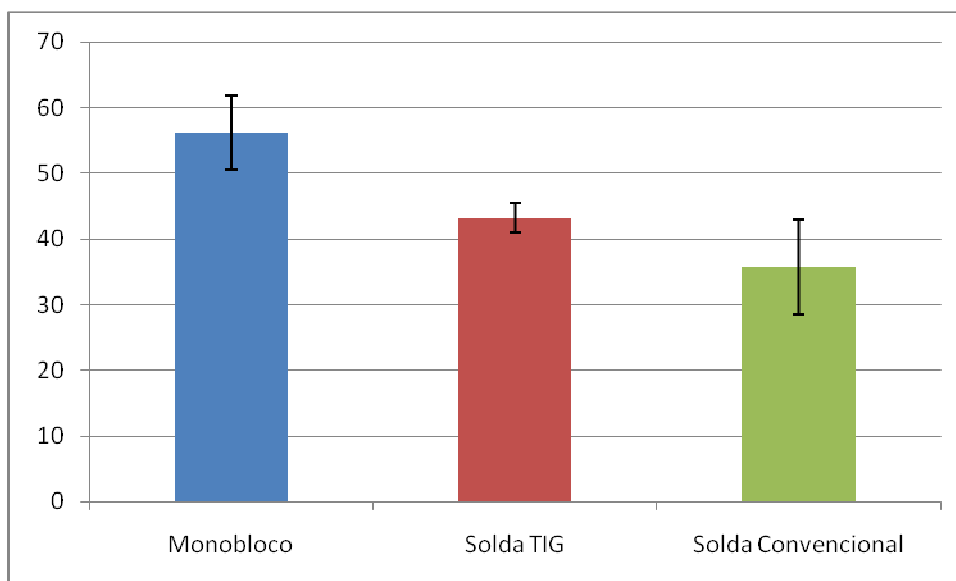


Gráfico 1 - Comparação dos valores médios de rotação dos parafusos, em graus, no Momento de Torque entre os grupos

Tabela 5 - Comparação dos momentos de Torque entre grupos

Grupo	N	Média	dp	*
Monobloco	10	56,2°	5,702	a
Solda TIG	10	43,2°	2,275	b
Solda Convencional	10	35,7°	7,285	c

G 1 vs. G 3 - Probabilidade <0,001; **p<0,050**

G 1 vs. G 2 - Probabilidade <0,001; **p<0,050**

G 2 vs. G 3 - Probabilidade 0,014; **p<0,050**

Diferença significativa na comparação entre os grupos (1 e 2; 1 e 3; 2 e 3)

5.2 MOMENTO DE RETORQUE

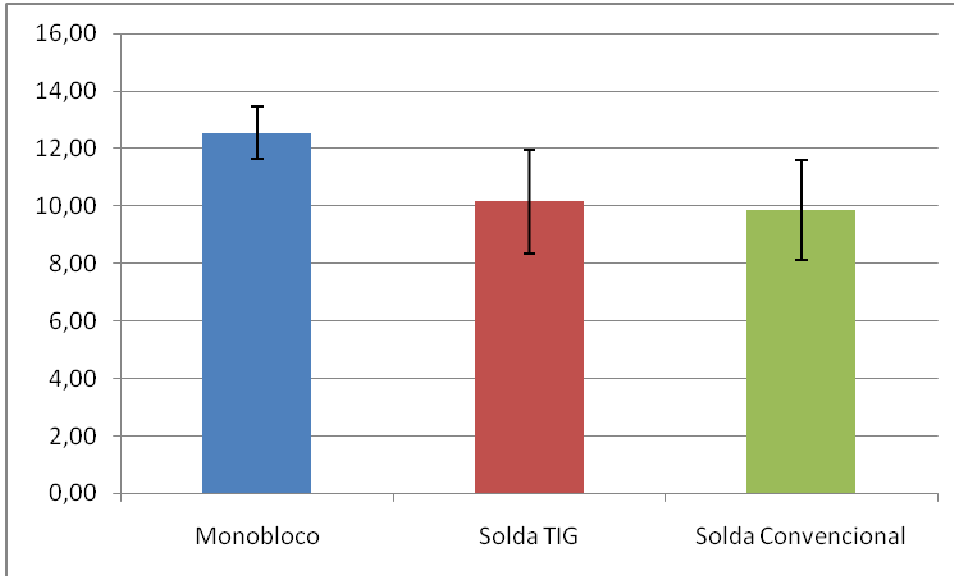


Gráfico 2 - Comparação dos valores médios de rotação dos parafusos, em graus, no Momento de Retorque entre os grupos

Tabela 6 - Comparação dos momentos de Retorque entre grupos

Grupo	N	Média	dp	*
Monobloco	10	12,55°	0,896	a
Solda TIG	10	10,15°	1,796	b
Solda Convencional	10	9,85°	1,749	b

G 1 vs. G 3 - Probabilidade <0,002; **p<0,050**

G 1 vs. G 2 - Probabilidade <0,005; **p<0,050**

G 2 vs. G 3 - Probabilidade 0,901; **p<0,050**

Diferença significativa na comparação entre os grupos (1 e 2; 1 e 3).

Não houve diferença significativa na comparação entre os grupos (2 e 3)

5.3 MOMENTO DE DESTORQUE

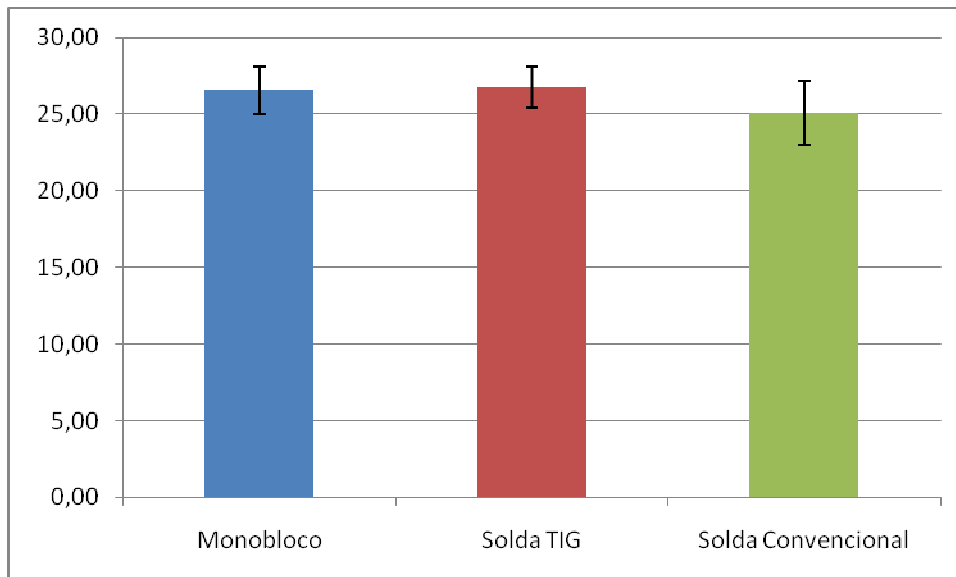


Gráfico 3 - Comparação dos valores médios de rotação dos parafusos, em graus, no Momento de Destorque entre os grupos

Tabela 7 - Comparação dos momentos de Destorque entre grupos

Grupo	N	Média	dp	*
Monobloco	10	26,55Ncm	1,52	a
Solda TIG	10	26,77Ncm	1,34	a
Solda Convencional	10	25,10Ncm	2,09	a

Não houve diferença significativa na comparação entre os grupos (1, 2 e 3). $p=0,070$

6 DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

O objetivo maior de uma reabilitação oral com próteses implanto suportadas é o sucesso biomecânico desse conjunto (biologia na osseointegração e uma prótese mecanicamente estável, ou seja sem falhas). O assentamento passivo dessas próteses tem sido descrito como fator primordial, quando reabilitamos pacientes com próteses implanto-suportadas (CHESHIRE; HOBKIRK, 1996, CLELLAND; CARR; GILAT, 1996; DUYCK et al., 2001; HECKERMANN et al., 2004; ISA; HOBKIRK, 1995; JORNÉUS; JEMT; CARLSON, 1992; KARL et al., 2004; RANGERT; JEMT; JORNÉUS, 1989; TAKAHASHI; GUNNE, 2003; WASKEWICKS; OSTROWSKI; PARKS, 1994; WATANABE et al., 2000; YANASE et al., 1994). Alcançar a passividade das infra-estruturas de próteses implanto-suportadas significa prevenir falhas técnicas e biológicas (JEMT, 1991; RANGERT; JEMT; JORNÉUS, 1989; CARR; BRUNSKI; HURLEY, 1996). Se infra-estruturas não assentam corretamente, o carregamento pode resultar em complicações mecânicas como afrouxamento dos parafusos ou fratura individual dos componentes e complicações biológicas relacionadas com irritação do tecido mole, dor, perda óssea marginal e perda da osseointegração (EISENMANN et al., 2004).

Algumas das maiores preocupações na obtenção de passividade das próteses implanto-suportadas são associadas com as dificuldades técnicas em se obter uma adaptação precisa da infra-estrutura metálica quando os parafusos de fixação da prótese são apertados e do alto custo, quando ligas áureas são utilizadas para confecção da infra-estrutura. A soldagem das infra-estruturas tem sido sugerida para solucionar ambos os problemas. Desajustes e alta concentração de estresse têm sido responsáveis por causar complicações biológicas e mecânicas, mas poucos estudos clínicos têm sido realizados para comprovar esta relação cientificamente. Kallus e Bessing (1994) têm indicado a correlação entre desadaptação e instabilidade do parafuso de fixação da prótese, como fracasso das mesmas. Para alcançar o assentamento passivo ou uma infra-estrutura livre de tensão, uma infra-estrutura deveria, teoricamente, induzir tensões zero nos componentes dos implantes e ao osso circundante na ausência de uma carga externa aplicada. No entanto, de acordo com evidências científicas atuais e com a

eficácia da tecnologia odontológica contemporânea usada na fabricação da infra-estrutura, sabe-se que um assentamento passivo absoluto não pode ser obtido e o simples apertamento do parafuso causa tensões nos implantes e ao redor deles, e sua magnitude é dependente da quantidade de desajuste (SAHIN; ÇEHRELI, 2001). Atualmente, vários pesquisadores têm se utilizado de alta tecnologia em suas pesquisas com o propósito de fabricar infra-estruturas de prótese implanto-suportada passivas e com assentamento preciso minimizando assim as suas distorções. O sistema de Eletro-erosão (EISENMANN et al., 2004), sistema IMZ de assentamento passivo (KARL et al., 2004), sistema Cresco (HELLDÉN; ERICSON, 1998; FISCHER et al., 2009) próteses cimentadas sobre os cilindros parafusados (DUYCK; NAERT, 2002; GOOSSENS, 2003; LONGONI et al., 2006) e cimentados (DI FELICE et al., 2007), fresagem computadorizada do titânio são descritos na literatura com a finalidade de melhorar o assentamento das próteses implanto-suportadas (TAKARASHI; GUNNE, 2003). Outros procedimentos relacionados com a passividade têm sido alvo de estudo dos pesquisadores e entre elas estão: o uso de próteses cimentadas (HECKERMANN et al., 2004), seccionamento das infra-estruturas e posterior soldagem (CLELLAND; CARR; GILAT, 1996; MENDES, 2003), fundições em seções e união a laser (VASCONCELOS, 2005) além da técnica de moldagem utilizada (KARL et al., 2005; NISSAN et al., 2001) e confecção do modelo mestre sobre o qual a infra-estrutura será confeccionada (HECKERMANN et al., 2004).

Até o momento, nenhum método preciso para avaliar o assentamento de uma infra-estrutura de prótese implanto-suportada é capaz de ser aplicado de maneira objetiva. Alguns métodos como Fotoelasticidade (MILLINGTON; LEUNG, 1995; WASKEWICS; OSTROWSKI; PARKS, 1994), análise de elemento finito (HECKERMANN et al., 2006; KUNAVISARUT et al., 2002; SERTGÖZ, 1997) e mensurações com extensômetros (Strain gauges) têm sido propostos com a finalidade de mensurar o estresse gerado por estas próteses (HECKERMANN et al., 2006; JANSON, 2002; KARL et al., 2006). Dentre estas inúmeras maneiras, a avaliação através da rotação dos parafusos em graus parece também contribuir para um melhor entendimento do comportamento mecânico desse elemento tão importante na prótese sobre implante (MARTIN et al., 2001).

Atualmente, dois métodos convencionais de fabricação de infraestruturas fundidas de prótese implanto-suportada parafusada são utilizados na rotina clínica diária. A prótese implanto-suportada parafusada mais comumente utilizada usa cilindros pré-fabricados para assentar-se apropriadamente ao componente, seja diretamente na cabeça do implante ou ao intermediário, ou o uso de cilindros plásticos calcináveis que são fundidos em ligas odontológicas fornecendo a forma necessária para o apertamento do parafuso. Tanto cilindros pré-fabricados, como cilindros calcináveis são associados com a técnica convencional de fundição por cera perdida que é a técnica utilizada para a fabricação de próteses odontológicas (CARR; BRUNSKI; HURLEY, 1996).

Acredita-se que o cilindro ideal seria aquele que apresentasse menor interface quando em contato com o intermediário. Quando os estudos se propuseram a comparar as diferenças das próteses em monobloco e as próteses seccionadas e soldadas foi encontrado diferenças nas estruturas fundidas antes e após a soldagem, confirmando o resultado de inúmeros trabalhos que recomendam o seccionamento das peças para melhor adaptação (KAN et al., 1999; RIEDY; LANG; LANG, 1997; SCHIEFFLEGER et al., 1985). As fundições em monobloco têm sido usadas rotineiramente por alguns autores (RIEDY; LANG; LANG, 1997; SCHIEFFLEGER et al., 1985; WASKEWICZ; OSTROWSKI; PARKS, 1994), que também sugerem o seccionamento das peças em situações no qual uma análise intra-oral revela uma adaptação imprecisa. Schieffleger et al. (1985) e Waskewicz, Ostrowski e Parks (1994), concluíram que o assentamento melhora, em aproximadamente 50%, após o seccionamento das infraestruturas, sendo que, as peças de 3 elementos apresentaram uma menor distorção que as de 5 elementos (SCHIEFFLEGER et al., 1985). A construção das infra-estruturas em monobloco tem algumas vantagens como o tempo ganho na eliminação da soldagem e a avaliação da adaptação pode ser verificada imediatamente após a fundição. Um grande número de estudos têm relatado a precisão de próteses extensas fundidas em peça única. (HULLING; CLARK, 1977), verificaram que fundições em peça única e a soldagem a laser são superiores à técnica de soldagem convencional.

A soldagem a laser das próteses fixas foi estudada, inicialmente, por Gordon e Smith (1970). Nenhuma união falhou sob condições normais de uso pelos pacientes e a economia de tempo é considerável. Foi verificado uma menor

distorção da soldagem a laser quando comparada à técnica de soldagem convencional (GORDON; SMITH, 1970), sendo estes resultados confirmados por outros trabalhos (BERG et al., 1995; HULLING; CLARK, 1977).

Apesar desse método ser efetivo e consolidado na literatura por inúmeras pesquisas, sua utilização é restrita por apresentar um custo elevado que foge da realidade da maioria dos laboratórios de prótese dentária.

Outro método utilizado em soldagens odontológicas é o processo TIG, - Tungstênio Inerte Gás (NEO et al., 1996; ROCHA; PINHEIRO; VILLAVARDE, 2006; TAYLOR; HONDRUM; PRASAD, 1998; WANG; WELSCH, 1995). Embora a literatura mostre alguns trabalhos referendando essa metodologia, pouco se discute sobre dispositivos específicos para esse tipo de solda. Neste trabalho foi utilizado uma máquina de solda TIG específica para esse tipo de soldagem (Kernit[®]).

O processo TIG caracteriza-se por utilizar como fonte de calor um arco elétrico com corrente contínua ou alternada, com um eletrodo não consumível (carbono ou tungstênio), protegido por uma atmosfera inerte (Argônio, Hélio ou mistura destes). O uso desta solda é indicado para a maioria das ligas utilizadas na odontologia, com exceção às ligas que contenham Zinco e Berílio.

O sistema de soldagem TIG tem sido indicado para uso odontológico como uma alternativa a soldagem a laser, devido ao baixo custo (10 % do valor do aparelho a laser), fácil manuseio e operação, tempo de soldagem reduzido e excelente resistência. Segundo alguns autores, é indicado para soldas a base de Níquel Cromo e mais recentemente para ligas de Titânio (UENO, 2001; WALTER et al., 1999; WANG; WELSCH, 1995).

Segundo Kano et al. (1995), Isa e Hobkirk (1996) fatores como o tipo do cilindro protético, e procedimento de fundição além do tipo de liga metálica pode afetar sua adaptação sobre o intermediário influenciando assim a pré-carga resultante quando comparados com cilindros pré-fabricados. Além disso, para Carr, Brunski e Hurley (1996) a fricção entre as roscas e a superfície do parafuso afeta os valores de pré-carga para um determinado torque específico. Para eles, durante a montagem usando componentes com irregularidades superficiais, o estresse de contato, criado como resultado do ponto de contato entre as asperezas, pode sofrer um relaxamento por causa do estresse excedendo o limite elasticidade dos materiais

contactantes. Estas regiões deformarão, ou seja, sofrerão uma acomodação, resultando na redução da pré carga.

Sendo este assunto alvo de grandes discussões na literatura nos propomos no presente estudo comparar o grau de rotação de apenas um tipo de parafuso (titânio grau 5), durante o momento de torque entre 3 tipos diferentes de confecção de infra estrutura protéticas, obtidas através de fundição em monobloco e estruturas fundidas separadamente e unidas posteriormente através de soldagem com solda TIG (tungstênio gás inerte) e soldagem convencional (à maçarico) sobre *abutments* do tipo ucla com cinta pré fabricada em Co-Cr. De acordo com o Gráfico 1, no capítulo resultados, observamos que os parafusos no momento torque sofreram uma maior rotação no grupo (1) Monobloco média de 56,2° sendo este estatisticamente significativo quando comparado ao grupo (2) solda TIG que teve média de 43,2° e também estatisticamente significativo quando comparado ao grupo (3) solda convencional com média de 35,7°. Quando comparado os valores no momento torque entre os grupos (2) Solda TIG e grupo (3) Solda Convencional também foi encontrado diferença estatisticamente significativa.

Uma provável hipótese para essa ocorrência seria que uma maior ou uma permanente deformação dos parafusos ocorressem nesse grupo, quando o parafuso giraria mais para se adaptar às condições da união parafusada, mostrando uma maior deformação plástica dos parafusos para o completo assentamento,

Para compreendermos melhor nossos achados traçamos um paralelo com os trabalhos de Dixon et al. (1995), Martin et al. (2001) e Butignon (2005) que analisaram o comportamento mecânico dos parafusos de *abutments* em relação ao grau de rotação dos parafusos em diferentes ensaios como no presente trabalho.

Butignon (2005) que realizou seus testes com o mesmo dispositivo e com desenho da peça protética (corpos de prova) idêntico ao presente trabalho obteve valores semelhantes com média de 44.33° para o grupo monobloco.

Considerando a opinião de Dixon et al. (1995) ao afirmarem que o maior atrito das roscas dos parafusos ocorre quando à presença de maiores rugosidades superficiais a serem planificadas (*embedment relaxation*), teoricamente teríamos uma menor rotação dos parafusos, referente à diminuição do atrito conseguida pelas superfícies dessas roscas nos parafusos e interior do implante.

Contudo, nossos resultados nos parecem mais concordes com os de Martin et al. (2001) e Buitgnon (2005) que, ao realizarem ensaios avaliando diferentes tipos e superfícies de parafusos de *abutments* comercialmente disponíveis, quanto ao ângulo de rotação necessário para o apertamento sob determinados valores de torque e a quantidade de pré-carga gerada nesse procedimento, determinaram uma maior rotação também nos parafusos das peças com maiores rugosidades superficiais, ou seja, que o parafuso precisava de maior número de rotações para se acomodar para sua completa acomodação, tendo uma maior deformação plástica.

Na obtenção de próteses parciais fixas quer sejam metalocerâmicas ou metaloplásticas, estas invariavelmente necessitam de enceramento, inclusão e fundição, ainda fazendo-se uso da técnica da cera perdida preconizada desde os primórdios por (TAGGART, 1907), sendo estas obtidas em monobloco ou previamente já separadas para serem unidas posteriormente com algum método de soldagem. Imperfeições advindas das fundições e soldagens podem alcançar grande magnitude e, com isso, complicações tornam-se mais propensas a ocorrer. Dessa forma, foi possível observar, os grupos soldados demonstraram que menores deformações estavam presentes, o que levou os parafusos dos *abutments* do grupo (1) necessitarem de maior número de voltas para seu assentamento 56,2°, sendo estes resultados justificados em concordância. (KAN et al., 1999; RIEDY; LANG; LANG, 1997; SCHIEFFLEGER et al., 1985; CASTILHO, 2000; CLELLAND; CARR; GILAT, 1996; VASCONCELOS, 2005; MENDES, 2003) que se propuseram a comparar as diferenças das próteses em monobloco e as próteses seccionadas soldadas e encontraram diferenças nas estruturas fundidas antes e após a soldagem, confirmando o resultado de inúmeros trabalhos que recomendam o seccionamento das peças para melhor adaptação.

Outros fatores inter-relacionados podem interferir de forma mais crítica na estabilidade de uma união parafusada e, de maneira geral, como já referidos anteriormente, podemos citar os efeitos de acomodação das superfícies contactantes (*embedment relaxation*), a pré-carga e a geometria tanto dos parafusos como dos componentes que se fazem presentes na área de união (JÖRNEUS; JEMT; CARLSSON, 1992; BURGUETE et al., 1994). Assim, pode-se inferir ainda que a acomodação das superfícies contactantes dependa basicamente da rugosidade superficial dos componentes envolvidos (CARR; BRUNSKI; HURLEY,

1996) e as propriedades dos materiais que os constituem determinem claramente essa condição (JÖRNEUS; JEMT; CARLSSON, 1992; BURGUETE et al., 1994; MARTIN et al., 2001), assim como o desenho da peça protética e etapas de confecção e soldagem das peças (CLELLAND; CARR; GILAT, 1996; MENDES, 2003).

A falta de passividades das estruturas implanto suportadas pode gerar uma falha mecânica comumente evidenciada clinicamente que seria o afrouxamento e/ou a fratura dos parafusos de retenção desses pilares. Entretanto, pode-se ter um grau de comprometimento ainda maior, que seriam alterações nas condições biológicas da osseointegração, determinando defeitos ósseos identificados radiograficamente, instalação de uma periimplantite e até a possível perda das fixações (implantes) (COX; ZARB, 1987; RANGERT; JEMT; JÖRNEUS, 1989; NAERT et al., 1992; TAYLOR, 1998; JEMT et al., 1991; JEMT; LINDEN; LEKHOLM, 1992).

O afrouxamento dos parafusos parecem seguir uma lógica de parâmetros específicos que incluem sentido de rotação anti-horário, alongamento e deformações da união parafusada (YOUSEF et al., 2005). Para esses autores, apenas em uniões parafusadas consideradas instáveis e com recorrência de afrouxamento, esses parafusos devem ser substituídos, visto que uma vez que um parafuso novo é introduzido em uma união parafusada, uma nova adaptação à custa de deformações terá que ocorrer entre os componentes para que a estabilidade da nova união seja alcançada. A condição clínica de re-aperto ou re-torque dos parafusos pode gerar no profissional uma falsa impressão de que nos re-aperdos se consiga uma maior adaptação, podendo muitas vezes exceder a capacidade de deformação plástica desse parafuso, gerando sua fratura e problemas de toda sorte na condição de sua remoção (BUTIGNON, 2005).

Pesquisando também essa condição neste trabalho, foi analisado o momento de re-torque. Os resultados referentes à rotação dos parafusos no momento re-torque (Gráfico 2) no capítulo material e métodos permitiu verificar que esta foi maior para o grupo (1) Monobloco com média de rotação de 12,55° comparado ao grupo (3) solda convencional 9,85° e a o grupo (2) solda TIG 10,15°, sendo que houve diferença estatisticamente significativa entre o grupo (1) monobloco em os grupos soldados, grupos (2 e 3) solda TIG e solda Convencional respectivamente, não havendo diferença estatisticamente significativa entre os

grupos (2 e 3), neste caso é importante salientar que durante este estudo mantiveram-se critérios rigorosos nos posicionamentos das infra-estruturas (peças fundidas) e na colocação exata dos parafusos nos seus determinados locais de origem. Decorrente disso poderíamos salientar que se as condições de parafusamento não forem rigorosamente obedecidas na clínica, na presença de cargas mastigatórias multidirecionais, poder-se-ia imaginar grandes danos principalmente para cabeça dos implantes e nas suas roscas internas (PATTERSON; JOHNS, 1992; JAARDA; RAZZOOG; GRATTON, 1995; CANTWELL; HOBKIRK, 2004).

Traçando um paralelo com os dados obtidos nos estudos de Butignon 2005, notamos que os valores para o momento retorque para o grupo monobloco (1) apresentam-se semelhantes ao encontrados nesse estudo com valores médios de 9,25°, quando no presente trabalho apresentou valores médios de 12,55°.

Em outra análise, Binon (2000) definiu como “frouxo” aquele parafuso que necessite de $\frac{1}{4}$ de volta para atingir seu aperto ideal, o que numericamente representa um giro de 90° durante o torque. Neste estudo, embora as infra-estruturas não tenham sido submetidas a qualquer procedimento de fadiga, como proposto como exemplo, carga cíclica, nenhum parafuso, após o aperto padrão de 6Ncm, ponto de partida para análise de quantidade de graus necessária para o aperto dos mesmos, não necessitou de tanto giro, para atingir seu aperto considerado “ideal”, nem na condição de torque inicial e nem na condição de retorque.

No entanto esses resultados possibilitaram uma análise conformativa dos achados do momento torque, que estes parafusos necessitaram de um novo aperto necessitando de algum grau de rotação para que tivessem seu assentamento completo, vindo a corroborar com as definições de Dixon et al. (1995) e Martin et al. (2001) onde descrevem o relaxamento natural dos metais (*embedment relaxation*),

A literatura nos apresenta diversas maneiras para o cálculo da pré-carga em uniões parafusadas, como fórmulas matemáticas (MARTIN et al., 2001) e uso de *strain-gauges* (CARR; BRUNSKI; HURLEY, 1996; BYRNE et al., 2006). Calculamos, por meio dos valores de destorque dos parafusos dos *abutments* UCLA, a quantidade de torque retido pela união parafusada após dois apertos de 30Ncm nesses parafusos, sendo eles realizados em intervalos de 10 minutos para, então,

se proceder o destorque dos mesmos, como pode-se visualizar no Gráfico 3. Embora os valores numéricos e percentuais de destorque entre os grupos não apresentaram diferenças estatisticamente significantes, uma tendência de maior retenção de torque (maiores valores de destorque) foi obtida pelo grupo (2) solda TIG 26,77Ncm, seguidos pelos grupos (1) Monobloco 26,55Ncm, e pelo grupo solda convencional (2) 25,10Ncm. Condizentes com os resultados dos trabalhos laboratoriais que não foram sujeitos a nenhum tipo de carregamento.

De uma maneira geral, observou-se resultados inferiores para o grupo Monobloco em relação aos grupos soldados, de acordo com os resultados obtidos nos estudos (BERG et al.,1995; GORDON; SMITH, 1970; SCHIEFFLEGER et al., 1985; WASKEWICZ; OSTROWSKI; PARKS, 1994; KAN et al., 1999; RIEDY; LANG; LANG, 1997; SCHIEFFLEGER et al., 1985; Vasconcelos, 2005; Mendes, 2003) que advogam da opinião que as infra-estruturas obtidas a partir de fundição segmentadas e soldadas posteriormente são mais previsíveis quanto à qualidade de seu assentamento e adaptação final quando comparadas as fundições em monobloco. No entanto para compensar alterações que podem ocorrer nos procedimentos laboratoriais (fundição e soldagem) quando são identificadas clinicamente podem ser corrigidas através do seccionamento e soldagem das peças. Quanto à confecção peças mais extensas, pensamos como Goll (1991) que recomenda que infraestruturas de 5 ou mais elementos principalmente se estas forem em forma de arco, devem ser confeccionadas separadamente e soldadas após a fundição, podendo ser soldadas pelas diferentes técnicas, desde que se respeita a peculiaridade da técnica de cada sistema, assim como a compatibilidade do material a ser soldado com a técnica de eleição.

Podemos verificar que os parâmetros utilizados neste trabalho estão de acordo com estudos atuais que também determinam que existe um complexidade mecânica experimental neste tipo de avaliação devendo-se ter cuidado no que concerne a experimentos laboratoriais serem transferidos para realidade clínica, sendo necessário a realização de outros experimentos para corroborar e contribuir de maneira efetiva na melhoria desta tecnologia.

7 CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

- Os valores médios equivalentes ao ângulo formado na cabeça dos parafusos, durante o momento de torque, foram sempre maiores para o grupo Monobloco (56,2°), comparado aos grupos solda dos, solda TIG (43,2°) e solda Convencional (37,7°) respectivamente e com diferença estatisticamente significante entre os grupos; $p < 0,05$.
- Os valores médios equivalentes ao ângulo formado na cabeça dos parafusos, durante o momento de re-torque, foram sempre maiores para o grupo Monobloco (12,55°), comparado aos grupos solda TIG (10,15°) e solda Convencional (9,85°), porém com diferença estatisticamente significante entre os grupos Monobloco, solda Convencional e solda TIG; $p < 0,05$. Entre os grupos soldados não houve diferença significativamente estatisticamente.
- Os valores médios de destorque foram maiores para o grupo Solda TIG, seguido dos grupos Monobloco (26,53°) e solda Convencional (25,10°) respectivamente, porém, sem diferença estatisticamente significante entre os grupos.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

ALVES, B. P. **Análise da adaptação de estruturas de próteses sobre implantes pré-fabricadas ou fundidas em titânio, antes e após a soldagem a laser.** 2003. 109 f. Tese (Doutorado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2003.

BERG, E. et al. Mechanical properties of laser-welded cast and wrought titanium. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 74, n. 3, p. 250-257, Sept. 1995.

BINON, P. P, et al. The role of screws in implant systems. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 9, p. 48-63, 1994. Special issue.

BINON, P. P. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. **Int J Prosthodont**, Lombard, v. 9, n. 2, p. 149-160, Mar./Apr. 1996.

BINON, P. P. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v. 79, n. 4, p. 430-432, Apr. 1998.

BINON, P. P. Implants and components: entering the new millennium. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 15, n. 1, p. 76-94, Jan./Feb. 2000.

BRANEMARK, P. I. Osseointegration and its experimental background. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v. 50, n. 3, p. 399-410, Sept. 1983.

BURGUETE, R. L. et al. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 71, n. 6, p.592-599, June 1994.

BUTIGNON, L. E. **Análise comparativa do grau de rotação de parafusos para sistema UCLA em estruturas fundidas em monobloco provenientes de abutments calcináveis e com cinta de cobalto-cromo.** 2007.124 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2007.

CANTWELL, A.; HOBKIRK, J. A. Preload loss in gold prosthesis-retaining screws as a function of time. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v.19, n.1, p.124-132, Feb. 2004.

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

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**, Lombard, v. 11, n. 5, p. 589-598, Sept./Oct.

CASTILIO, D. **Avaliação da adaptação da interface intermediários/cilindros de plástico fundidos em titânio e cobalto-cromo, antes e após soldagem a laser.** 2000. 103 f. Tese (Doutorado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2000.

CHAO, Y. et al. A study into the use of chromiumcobalt alloy for constructing the framework for osseointegrated. **Clin Mater**, London v. 3, p. 309-315, 1988.

CHESHIRE, P. D.; HOBKIRK, J. A. An in vivo quantitative analysis of the fit of Nobel Biocare implants superstructures. **J Oral Rehabil**, Oxford, v. 23, n. 11, p. 782-789, Nov. 1996.

CIBIRKA, R. M. et al. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 85, n. 3, p. 268-275, Mar. 2001.

CLELLAND, N. L.; CARR, A. B.; GILAT, A. Comparison of strains transferred to a bone stimulant between as-cast and postsoldered implant frameworks for a five implant supported fixed prosthesis. **J Prosthodont**, Philadelphia, v. 5, n. 3, p. 193-200, Sept. 1996.

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

DI FELICE, R. et al. Cementable implant crowns composed of cast superstructure frameworks luted to electroformed primary copings: an in vitro retention study. **Clin Oral Implants Res**, Copenhagen, v. 18, p. 108-113, Feb. 2007.

DIXON, D. L. et al. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 74, n. 3, p. 270-278, Sept. 1995.

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**, Lombard, v. 15, n. 4, p. 389-396, July/Aug. 2002.

DUYCK, J. et al. Pre-load on oral implants after screw tightening fixed full prostheses: an in vivo study. **J Oral Rehabil**, Oxford, v. 28, n. 3, p. 226-233, Mar. 2001.

EISENMANN, E. et al. Improving the fit of implant-supported superstructures using the spark erosion technique. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 19, n. 6, p. 810-818, Nov./Dec. 2004.

FISCHER, J.; et al. Misfit of suprastructures on implants processed by electrical discharge machining or the Cresco method. **Quintessence Int**, Berlin, v. 40, n. 6, p. 515-522, June. 2009.

GABRIELLI, A. C. R. **Emprego da soldagem TIG (tugsten inert gás) em ligas contendo níquel, cromo, cobalto e titânio para uso odontológico**. 1999. (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 1999.

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

GOOSSENS, I. C. Evaluation of a new method to achieve optimal passivity of implant-supported superstructures. **SADJ**, Houghton, v. 58, n. 7, p. 279-285, Aug. 2003.

GORDON, T. E.; SMITH, D. L. Laser welding of prosthesis – an initial report. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 24, n. 4, p. 472-476, Oct. 1970.

GRATTON, D. G.; AQUILINO, S. A.; STANFORD, C. M. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 85, n. 1, p. 47-52, Jan. 2001.

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

HAACK, J. E. et al. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 10, n. 5, p. 529-536, Sept./Oct. 1995.

HECKER, D. M.; ECKERT, S. E. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v. 89, n. 4, p. 346-351, Apr. 2003.

HECKMANN, S. M. et al. Cement fixation and screw retention: parameters of fit. An in vitro of three-unit implant-supported fixed partial dentures. **Clin Oral Implants Res**, Copenhagen, v. 15, n. 4, p. 466-473, Aug. 2004.

HECKMANN, S. M. et al. Loading of bone surrounding implants through three unit fixed partial denture fixation: a finite element analysis based on in vitro and in vivo strain measurements. **Clin Oral Implants Res**, Copenhagen, v. 17, n. 3, p. 345-350, June 2006.

HELLDÉN, L. B.; DÉRAND, T. Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 13, n. 2, p. 190-196, Mar./Apr. 1998.

HOLLWEG, H. **Análise da passividade de adaptação de infra-estruturas para prótese fixa implanto-suportada, através do uso de extensômetros**. 2000. 71 f. Tese (Doutorado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2000.

HRUSKA, A. R. Intraoral welding of pure titanium. **Quintessence Int**, Berlin, v. 18, n. 10, p. 683-688, Oct. 1987.

HULLING, J. S.; CLARK, R. E. Comparative distortion in three-unit fixed prostheses joined by laser welding, conventional soldering or casting in one piece. **J Dent Res**, New Malden v. 56, n. 2, p. 128-134, Feb. 1977.

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

JAARDA, M. J.; RAZZOOG, M. E.; GRATTON, D. G. Geometric comparison of five interchangeable implant prosthetic retaining screws. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v. 74, n. 4, p. 373-379, Oct. 1995.

JANSON, V. R. P. **Análise da deformação gerada em infra-estruturas de prótese fixa implanto-suportada, através do uso de extensômetros**. 2002. 76 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2002.

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

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

JEMT, T. Three-dimensional distortion of gold alloy castings and welded titanium frameworks. Measurements of the precision of fit between completed implant prostheses and master casts in routine edentulous situations. **J Oral Rehabil**, Oxford, v. 22, n. 8, p. 557-564, Aug. 1995.

JEMT, T. In vivo measurements of precision of fit involving implantsupported prostheses in the edentulous jaw. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 11, n. 2, p. 151-157, Mar. 1996.

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

JEMT, T. et al. Measuring fit and the implant prosthodontic interface. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v. 75, n. 3, p. 314-325, Mar. 1996.

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

KALLUS, T.; BESSING, C. Loose gold screws frequently occur in fullarchfixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 9, n. 2, p. 169-78, Mar.1994.

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

KANO, S C. **Avaliação do desajuste e do destorque em pilares protéticos com conexão tipo hexágono externo e interno**. 2004 162 f.Tese. (Doutorado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2004.

KANO, S. C. et al. A. Disadjustment of prosthetic components using different alloys. **J Dent Res**, Chicago v. 74, n. 3, p. 806, 1995. Abstract 206.

KARL, M. et al. Static implant loading caused by as-cast and ceramic veneered implant superstructures. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v. 93, n. 4, p. 324-330, Apr. 2005.

KARL, M. et al. In vivo stress behavior in cemented an screw-retained fiveunit implant FPDs. **J Prosthodont**, Philadelphia, v. 15, n. 1, p. 20-24, Jan./Feb. 2006.

KHRAISAT, A. et al. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an extern hexagon implant system. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 91, n. 4, p. 326-334, Apr. 2004.

KUNAVISARUT, C. et al. Finite element analysis on dental implantsupported prostheses without passive fit. **J Prosthodont**, Philadelphia, v. 11, n. 1, p. 30-40, Mar. 2002.

LONGONI S. et al. Passive definitive fit of bar-supported implant overdentures. **Implant Dent**, Baltimore, v. 15, n. 2, p. 129-134, June 2006.

MARKLEY, M. R. The wax pattern. **Dent Clin North Am**, Philadelphia, p. 615-623, Nov. 1958.

MARTIN, W.C., et al. Implant abutment screw rotation and preload for four different screw materials and surfaces. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 86, n. 1, p. 24-32, July 2001.

MAY KB. et al. The precision of fit at the implant prosthodontic interface. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 77, n. 5, p. 497-502, May 1997.

McGLUMPHY, E. A.; MENDEL, D. A.; HOLLOWAY, J. A. Implant screw mechanics. **Dent Clin North Am**, Philadelphia, v. 42, n. 1, p. 71-89, Jan. 1998.

MENDES, S. N. C. **Avaliação da adaptação passiva de infra-estruturas sobre implantes, antes e após soldagem, em função da deformação dos intermediários medidas com extensômetros lineares elétricos**. 2003, 120 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2003.

MILLINGTON, N. D.; LEUNG, T. Stress on an implant superstructure in relation to its accuracy of fit. **J Dent Res**, Chicago, v. 71, p. 529, 1992. Abstract 108.

MILLINGTON, N. D.; LEUNG, T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: stresses generated on the superstructures relative to the size of fit discrepancy. **Int J Prosthodont**, Lombard, v. 8, n. 6, p. 511-516, Nov./Dec. 1995.

MIRAGLIA, S. S. **Avaliação comparativa de resistência à tração envolvendo quatro ligas metálicas e três técnicas de união: fundição em monobloco, soldagem convencional e soldagem a laser**. 2001. Tese (Doutorado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2001.

NAERT, I. et al. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 68, n. 6, p. 949-956, Dec. 1992.

NEO, T. K. et al. Mechanical properties of titanium connectors. **Int J Prosthodont**, Lombard, v. 9, n. 4, p. 379-393, July/Aug.1996.

NISSAN, J. et al. Stress levels for well-fitting implant superstructures as a function of tightening force levels, tightening sequence, and different operators. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v. 86, n. 1, p. 20-23, July 2001.

ÖRTORP A.; LINDEN, B.; JEMT, T. Clinical experiences with laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous mandible: a 5-year follow-up study. **Int J Prosthodont**, Lombard, v. 12, n. 1, p. 65-72, Jan./Feb. 1999

PATTERSON, E.A.; JOHNS, R. B. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 7, n. 1, p. 26-33, 1992.

RANGERT, B.; JEMT, T.; JÖRNEUS, L. Forces and moments on Branemark implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 4, n. 3, p. 241-247, 1989;4(3):241-7.

RIEDY, S. J.; LANG, B. R.; LANG, B. E. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v. 78, n. 6, p. 596-604, Dec. 1997.

ROCHA, R.; PINHEIRO, A. L.; VILLAVERDE, A. B. Flexural strength of pure Ti, Ni-Cr and Co-Cr alloys submitted to Nd:YAG laser or TIG welding. **Braz Dent J**, Ribeirão Preto, v. 17, n. 1, p. 20-23, 2006.

RUBENSTEIN, J. E. Stereo laser-welded titanium implant frameworks: Clinical and laboratory procedures with a summary of 1-year clinical trials. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v. 74, n. 3, p. 284-293, Sept. 1995.

SAHIN, S.; CEHRELI, M. C. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. **Implant Dent**, Baltimore, v. 10, n. 2, p. 85-92, 2001.

SAKAGUCHI, R. L.; BORGERSEN, S. E. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 10, n. 3, p. 295-302, May/June 1995.

SCHIEFFLEGER, B. E. et al. Comparison of accuracy of multiunit one-piece castings. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v. 54, n. 6, p. 770-776, Dec. 1985.

SCHULTE, J. K.; COFFEY, J.P. Comparison of screw retention of nine abutment systems: a pilot study. **Implant Dent**, Baltimore, v. 6, n. 1, p. 28-31, 1997.

SILVA, T. B. P. **Análise da adaptação marginal de próteses fixas implanto-suportadas em liga de titânio, fundidas em monobloco ou submetidas a soldagem laser e eletroerosão através do assentamento passivo.** 2001. 98 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2001.

SJÖGREN, G.; ANDERSSON, M.; BERGMAN, M. Laser welding of titanium in dentistry. **Acta Odontol Scand**, London, v. 46, n. 4, p. 247-253, Aug. 1988.

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

SOUZA, P. C. R. D. et al. Soldagem na odontologia: Estudo de uniões soldadas empregando-se laser e brasagem. **Rev Assoc Paul Cir Dent**, São Paulo, v. 54, n. 6, p. 470-475, nov./dez. 2000.

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**, Lombard, v. 17, n. 1, p. 24-27, Jan./Feb. 2002.

TAGGART, W. H. A new and accurate method of making gold inlays. **Dent Cosmos**, v. 49, p. 1117-1121, 1907.

TAKARASHI, T.; GUNNE, J. Fit of implants frameworks: an in vitro comparison between two fabrication techniques. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v. 89, n. 3, p. 256-260, Mar. 2003.

TAN, K. B.; NICHOLLS, J. I. Implant-abutment screw joint preload of 7 hex-top abutment systems. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 16, n. 3, p. 367-377, May/June 2001.

TAYLOR, J. C. et al. Effects of joints configuration for the arc welding of cast Ti-6Al-4V alloy rods in argon. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v. 79, n. 3, p. 291-297, Mar. 1998.

TAYLOR, T. D.; AGAR, J.R.; VOGIATZI, T. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 15, n. 1, p. 66-75, Jan./Feb. 2000.

TIOSSI, R. et al. Modified section method for laser-welding of ill-fitting cp Ti and Ni-Cr alloy one-piece cast implant-supported frameworks. **J Oral Rehabil**, Oxford, v. 37, n. 5, p-359-363, May 2010.

Tylman SD, Tylman SG. Theory and practice of crown and bridge **prosthodontics**. . 768 ed. Saint Louis; 1970.

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**, Saint Louis, v. 88, n. 2, p. 183-191, Aug. 2002.

UENO, A. H. **Análise comparativa da alteração dimensional entre dois métodos de soldagem: arco elétrico com proteção de argônio (TIG) e maçarico, para uma liga para prótese metalocerâmica à base de Ni-Cr**. 2001. 66 p. Tese (Doutorado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2001.

VASCONCELOS, D. K. **Efeito dos ciclos térmicos para a aplicação da cerâmica na passividade de próteses implanto-suportada, observados pela extensometria**. 2005. 123 f. Tese (Doutorado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 2005.

WANG, R. R.; WELSCH, G. E. Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, laser welding, and infrared brazing. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v. 74, n. 5, p. 521-530, Nov. 1995.

WASKEWICZ, G. A.; OSTROWKIL, J. S.; PARKS, V. J. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached of osseointegrated implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 9, n. 4, p. 405-411, July/Aug. 1994.

WATANABE, F. et al. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 15, n. 2, p. 209-218, Mar./Apr. 2000.

WATANABE, I.; TOPHAM, D. S. Laser welding of cast titanium and dental alloys using argon shielding. **J Prosthodont**, Philadelphia, v.15, n. 2, p. 102-107, Mar./Apr. 2006.

WEE, A. G.; AQUILINO, S. A.; SCHNEIDER, R. L. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. **Int J Prosthodont**, Lombard, v. 12, n. 2, p. 167-178, Mar./Apr. 1999.

WEISS, E. I.; KOZAK, D.; GROSS, M. D. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v. 84, n. 2, p. 194-199, Aug. 2000.

WHITE, G. E. **Osseointegrated dental technology**. Carol Stream: **Quintessence** Pub. Co, 1993.

YAMAGISHI, T.; ITO, M.; FUGIMURA, Y. Mechanical properties of laser welds of titanium in dentistry by pulsed Nd:YAG laser apparatus. **J Prosth Dent**, Saint Louis, v. 70, n. 3, p. 264-73, Sept. 1993.

YANASE, R. T. et al. How do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant-supported prosthesis? **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 9, n. 4, p. 469-474, 1994.

YOUSEF, H. et al. Analysis of changes in implant screws subject to occlusal loading: a preliminary analysis. **Implant Dent**, Baltimore, v. 14, n. 4, p. 378-82, Dec. 2005.