

DIEGO KLEE DE VASCONCELLOS

**CONTROLE DA ALTERAÇÃO DIMENSIONAL
TÉRMICA EM ESTRUTURAS METÁLICAS DE
PRÓTESES SOBRE IMPLANTES:
ESTUDO *IN VITRO***

FLORIANÓPOLIS
2002

DIEGO KLEE DE VASCONCELLOS

**CONTROLE DA ALTERAÇÃO DIMENSIONAL
TÉRMICA EM ESTRUTURAS METÁLICAS DE
PRÓTESES SOBRE IMPLANTES:
ESTUDO *IN VITRO***

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia, Mestrado Acadêmico Fora da Sede – UNIVILLE, da Universidade Federal de Santa Catarina, como requisito para obtenção do Título de Mestre em Odontologia, área de Concentração: Implantodontia.

Orientador: Prof. Dr. Antônio Carlos Cardoso

FLORIANÓPOLIS
2002

DIEGO KLEE DE VASCONCELLOS

**CONTROLE DA ALTERAÇÃO TÉRMICA
DIMENSIONAL EM ESTRUTURAS METÁLICAS DE
PRÓTESES SOBRE IMPLANTES:
ESTUDO *IN VITRO***

Esta dissertação foi julgada adequada para obtenção do título de MESTRE EM ODONTOLOGIA – OPÇÃO IMPLANTODONTIA e aprovada na forma final pelo programa de Pós-graduação em Odontologia, Mestrado Acadêmico Fora da Sede – UNIVILLE da Universidade Federal de Santa Catarina.

Joinville, 30 de Agosto de 2002.

Prof. Dr. Mauro Amaral Caldeira de Andrada
Coordenador do Programa de Pós-graduação em Odontologia

Banca Examinadora

Prof. Dr. Antônio Carlos Cardoso
Orientador

Prof. Dr. Izo Milton Zani
Membro

Prof. Dr. Marcos Dias Lanza
Membro

Dedico este trabalho à minha esposa **Adriana**, pelo carinho, compreensão e apoio fundamentais para a conclusão deste trabalho. Alegria da minha vida, fonte inesgotável de inspiração. Fez-me compreender o verdadeiro sentido da palavra "Amor".

Obrigado por existires e me ajudares a perceber que nesta vida o que importa não é o que se tem, mas sim, quem se tem.

A Deus

A **Deus** agradeço por ter-me concedido o dom maior, a vida, para que eu possa, conforme as minhas possibilidades, contribuir para o bem da humanidade e para o fortalecimento da ciência.

Aos Meus Pais

Ao meu pai, **Luiz Carlos** que, inúmeras vezes, abdicou dos seus sonhos em prol dos meus, exemplo de honra e honestidade, primordiais na minha formação.

À minha mãe, **Heloísa Helena**, por ser exemplo de força e coragem, ao lutar bravamente contra as armadilhas da vida e vencê-las sempre decidida e, ao mesmo tempo, terna como o mais caloroso dos corações.

“Se um dia, homem já feito e respeitado, sentires que a terra cede a teus pés, que tuas obras se desmoronam, que não há mais ninguém a tua volta para te estender a mão, esquece tua maioridade, passa pela tua mocidade, volta a tua infância e balbúcia, entre lágrimas e esperanças, as últimas palavras que sempre te restarão na alma: Meu Pai, Minha Mãe...”

Aos Meus Irmãos

Aos meus irmãos, **Rodrigo, Rafael e Heloísa**, pelo simples fato de existirem e irradiarem tanta alegria.

À Minha Sogra

À Sra. Ana Kotzias, por ter me recebido como um filho, pelo incentivo e apoio.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A gratidão é a forma mais singela de reconhecer as obras realizadas, especialmente quando as pessoas se empenham para que os ideais de outrem sejam efetivamente realizados.

Ao meu orientador e amigo, **Prof. Dr. Antônio Carlos Cardoso**, pelo incentivo ao ingresso na vida acadêmica e pelas oportunidades concedidas ao longo deste curso que muito contribuíram para a concretização deste trabalho.

Ao professor e amigo, **Dr. Ricardo de Souza Magini**, pela confiança e estímulo que muito auxiliaram para a conclusão desta jornada.

Ao amigo, **José Luiz Batista**, técnico em prótese dental, pelo árduo trabalho e inesgotável paciência, imprescindíveis para o sucesso deste estudo.

A todos os colaboradores do CEPID, em especial, **Fabiane, Rose e Susan**, pela disposição e manifestações de apreço continuamente demonstradas.

Ao professor e amigo, **Sérgio Fernandes Torres de Freitas**, pela análise estatística dos resultados.

A todos os **companheiros de mestrado** que compartilharam as dificuldades e as alegrias vividas, visando o alcance de um objetivo comum, a incansável busca do conhecimento.

Ao grande amigo, **José Nilo de Oliveira Freire**, companheiro de trabalho, pelas experiências trocadas e pelo tempo dedicado em auxílio à realização deste trabalho.

Ao especial amigo, **Wilson Andriani Júnior**, pelo incentivo e por contribuir para o meu crescimento, disponibilizando experiências, aconselhando, de forma sempre positiva, quando surgiam as dúvidas e os obstáculos.

Ao grande amigo, **José Cícero Dinato**, por conciliar duas nobres qualidades, humildade e grandeza, ao dividir seus conhecimentos e experiências, um exemplo a ser seguido.

Às empresas **WILCOS** e **CONEXÃO**, representadas, respectivamente, pelo Sr. Waldemar Motta e pelos Srs. João Vaiano e Rodolfo Cândida Alba Júnior, pela estrutura e suporte oferecidos para a realização deste trabalho.

Aos laboratórios **CRUDO** e **VAIAZZI**, essenciais ao desenvolvimento do estudo ora concluído.

Ao técnico em prótese dental, **Siegfried Schneider**, pela colaboração na elaboração dos corpos de prova desta pesquisa.

Ao Laboratório de Materiais do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Santa Catarina, representado pela Professora Ana Maria Maliska e pelos bolsistas Priscila, Rafael e Misleine. Pelo empenho e dedicação para a realização das mensurações em microscópio eletrônico de varredura.

À **Cleunisse Rauen de Luca Canto** pelo apoio na área da informática.

À **Vera Ingrid Hobold Sovernigo** pelo apoio na correção das referências bibliográficas e confecção da ficha catalográfica, tão importantes para a conclusão desta dissertação.

Aos professores, **Dra. Isabel Cristina Santos Almeida** e **Dr. Mauro Caldeira de Andrada**, coordenadores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, pela determinação no exercício de suas funções.

À Universidade Federal de Santa Catarina - **UFSC** - pela disponibilidade de aprendizado àqueles que buscam o aperfeiçoamento profissional, cedendo estrutura física e mestres de competência inquestionável.

À Universidade da Região de Joinville - **UNIVILLE** - por ter possibilitado em associação com a Universidade Federal de Santa Catarina, a realização deste mestrado fora da sede.

A todos que, de alguma maneira, contribuíram para o êxito deste trabalho.

“O saber é a razão de ser da existência do homem na terra; a primeira e última de suas tarefas. Faz com que o estímulo de consegui-lo te alente sem cessar, porque nele está a verdadeira finalidade de tua vida”.

(Da Logosofia)

VASCONCELLOS, Diego Klee de. **Controle da alteração dimensional térmica em estruturas metálicas de próteses sobre implantes: estudo *in vitro***. 2002. 64f. Dissertação (Mestrado em Odontologia – Opção Implantodontia) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Mestrado Acadêmico Fora da Sede – UNIVILLE, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

RESUMO

O objetivo deste estudo *in vitro* foi analisar a eficácia do condicionamento térmico de estruturas metálicas de próteses sobre implantes, previamente aos ciclos convencionais para cocção da cerâmica, no controle da alteração dimensional do metal. A investigação baseou-se em resultados fornecidos por 14 corpos de prova, confeccionados com liga metálica de Níquel-Cromo (Wironia-Bego-Bremen, Alemanha). Sete estruturas formaram o grupo controle, e foram tratados de maneira convencional. As outras estruturas constituíram o grupo teste, e foram submetidos a condicionamento térmico, logo após a fundição, ainda no interior do revestimento. As mensurações das desadaptações marginais foram realizadas em dois momentos, antes e depois dos ciclos térmicos para aplicação da cerâmica, utilizando-se microscópio eletrônico de varredura (XL 30 – Philips – Eindhoven, Holanda). As medidas das desadaptações foram submetidas a tratamento estatístico por meio de Análise de Variância (ANOVA). As comparações individuais foram feitas pelo teste "t" de Bonferroni. Para grupos independentes, os valores foram submetidos à análise estatística por meio do teste "t" de Student, confirmado pelo teste de Mann-Whitney. Nos dois grupos, constatou-se a alteração dimensional estatisticamente semelhante após os ciclos térmicos para a cocção da cerâmica, indicando que o condicionamento térmico não apresenta resultado no controle da distorção térmica deste metal. Tal procedimento determinou a antecipação da alteração, que se manifestou integralmente antes da aplicação da cerâmica. Esta constatação confere relevância ao aquecimento da liga previamente à prova em boca das estruturas metálicas, pois permite a avaliação de seu assentamento com a maior parte da alteração térmica dimensional já manifestada, eliminando as distorções pós-cerâmica não passíveis de correção.

Palavras-Chave: Implantes dentários; Próteses e implantes; Prótese dentária fixada por implante; Porcelana dentária.

VASCONCELLOS, Diego Klee de. **Controle da alteração dimensional térmica em estruturas metálicas de próteses sobre implantes: estudo *in vitro***. 2002. 64f. Dissertação (Mestrado em Odontologia – Opção Implantodontia) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Mestrado Acadêmico Fora da Sede – UNIVILLE, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

ABSTRACT

The main purpose of the present *in vitro* study was to evaluate whether the dimensional alterations that occurs during the porcelain firings simulation might be controlled by a prior heat treatment with the implant frameworks embedded in investment. The investigation was conducted based on the results given by 14 nickel-chromium metal structures (Wironia-Bego- Bremen, Germany). Half the structures formed the control group and were treated conventionally. The other half formed the test group, and were submitted to a prior thermal conditioning. The marginal misfit measurements were made in two moments, before and after the porcelain firing simulation, using a scanning electron microscope (XL 30 – Philips – Eindhoven, The Netherlands). The results were compiled and submitted to statistical analysis of variance (ANOVA). The multiple comparisons were made by means of the Bonferroni “t” test. For independent groups, the results were submitted to the “t” Student test and confirmed by the Mann-Whitney test. There was no statistically significant difference between the two groups in changes in fit by the end of the experiment, showing that the prior thermal conditioning does not control the framework distortion. The conditioning anticipates the dimensional alterations that occurred almost integrally before the porcelain firings. Through this observation, it was verified the importance of metal heating before the clinical try out of metal structures to evaluate more precisely their fit, with almost all the distortion occurred, eliminating the dimensional alterations after porcelain application that cannot be adjusted.

Key words: Dental implants; Protheses and implants; Dental protheses, implant supported

SUMÁRIO

RESUMO.....	p.10
ABSTRACT	p.11
SUMÁRIO.....	p.12
LISTA DE FIGURAS.....	p.13
LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS.....	p.15
1 INTRODUÇÃO	p.16
2 REVISÃO DA LITERATURA	p.18
2.1 Alteração dimensional térmica do metal.....	p.18
2.2 Precisão de assentamento em próteses sobre implantes.....	p.24
3 PROPOSIÇÃO	p.33
4 MATERIAL E MÉTODOS	p.34
4.1 Obtenção do modelo em resina acrílica.....	p.34
4.2 Obtenção dos corpos de prova.....	p.35
4.3 Simulação da aplicação da cerâmica	p.41
4.4 Mensuração da desadaptação marginal	p.42
4.5 Análise estatística.....	p.45
5 RESULTADOS	p.46
6 DISCUSSÃO	p.51
7 CONCLUSÃO.....	p.57
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	p.58
ANEXOS	p.62

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1A - Vista frontal do modelo de resina acrílica termicamente-ativada	p.34
FIGURA 1B - Conexões instaladas sobre os implantes	p.34
FIGURA 2 - Transferentes para impressão unidos com resina acrílica	p.35
FIGURA 3 - Modelo de trabalho.....	p.35
FIGURA 4A - Cilindros calcináveis sobre os análogos do modelo de trabalho	p.36
FIGURA 4B - Estrutura em resina acrílica envolta com cera	p.36
FIGURA 5A e 5B - Molde de silicona para padronização das estruturas	p.37
FIGURA 6A – Duas estruturas unidas aos canais de alimentação.....	p.37
FIGURA 6B – Anel de inclusão com revestimento vazado.....	p.37
FIGURA 7A- Forno de pré-aquecimento.....	p.38
FIGURA 7B - Máquina de fusão por indução em alta frequência	p.38
FIGURA 7C – Fusão de liga de Níquel-Cromo por indução em alta frequência.....	p.38
FIGURA 8A – Visão lateral do grupo teste	p.39
FIGURA 8B – Visão superior do grupo teste	p.39
FIGURA 9 – Condicionamento térmico das estruturas metálicas no interior do Revestimento	p.40
FIGURA 10 - Estrutura metálica usinada	p.40
FIGURA 11 - Microscópio eletrônico de varredura.....	p.42
FIGURA 12 – Pontos para leitura microscópica	p.42
FIGURA 13A – Torquímetro manual	p.43
FIGURA 13B– Limitador de torque.....	p.43

FIGURA 14A – Aumento inicial (11X) para identificação dos pontos de Mensuração.....	p.44
FIGURA 14B – Aumento intermediário (80X) para identificação do centro do ponto de mensuração	p.44
FIGURA 14C – Aumento final (200X) com a mensuração da desadaptação marginal (51,6µm).....	p.44
FIGURA 14D - Ponto de leitura descartado por falha da fundição.....	p.44

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

ANOVA	Análise de Variância
Bar	unidade relacionada à pressão, definida como 10^5 pascal
C1	Grupo controle, primeira leitura
C2	Grupo controle, segunda leitura
Co-Cr	Cobalto-Cromo
cm	centímetro
°C	graus Celsius
°	graus
Hg	Mercúrio
VHN	Dureza Vickers
MEV	Microscópio Eletrônico de Varredura
mm	milímetro
µm	micrometro
N	Newton
Ni-Cr	Níquel-Cromo
Nº	Número
Pa	Pascal (1Pa = 1 Newton por metro quadrado)
%:	porcentagem
T1	Grupo teste, primeira leitura
T2	Grupo teste, segunda leitura

1 INTRODUÇÃO

O advento da osseointegração afetou drasticamente a odontologia e suas perspectivas atuais, melhorando sensivelmente a qualidade de vida dos pacientes edêntulos. Implantes osseointegrados à base de liga de titânio utilizados para reabilitações protéticas têm sucesso clínico consistente respaldado pela literatura, e implicam em um impacto consideravelmente positivo na situação psico-social destes pacientes.

Um dos maiores desafios para os profissionais é concluir a reabilitação com próteses que não comprometam a longevidade do tratamento.

O assentamento protético passivo, que pode ser traduzido pelo encaixe absolutamente perfeito na interface prótese - intermediário protético, determinando a inexistência de tensão óssea na ausência de carga oclusal (SAHIN e CEHRELI, 2001), é tido como um dos pré-requisitos mais importantes para a manutenção da interface osso-implante, por meio de resposta biológica tecidual favorável, bem como a integridade estrutural protética.

Pelo fato dos implantes serem completamente envolvidos por osso, e a interface não ser resiliente, mínimo movimento é observado, que pode ser atribuído a deformação óssea sob carga. Portanto, o estresse gerado como resultado da ausência da passividade em próteses implanto-suportadas, não se dissipa com o tempo, em virtude do caráter anquilótico da osseointegração, o que confirma a necessidade da busca pela precisão protética (JEMT e BOOK, 1996).

Entretanto, aspectos clínicos relacionados às conseqüências da ausência de adaptação passiva ainda não foram adequadamente demonstrados, e afirmações sobre o assunto estão longe de serem consensuais.

Atualmente, reconhece-se que o assentamento passivo absoluto é inatingível (JEMT, 1994; SAHIN e CEHRELI, 2001) e que uma mínima alteração dimensional da estrutura metálica provavelmente jamais será evitada.

O material e as técnicas usadas na confecção de estruturas protéticas, apesar da avançada tecnologia, não são dimensionalmente precisos e exigem mais pesquisa e desenvolvimento (GULBRANSEN, 1994; HURSON, 1995; WEE et al., 1999).

Complicações protéticas como: fratura ou afrouxamento de parafusos das próteses e das conexões; fratura de estruturas metálicas protéticas e de facetas estéticas foram documentadas e parecem estar relacionadas à ausência de passividade (ADELL et al., 1981; KALLUS e BESSING, 1994; BURGUETE et al., 1994). Contudo, não existe ensaio clínico longitudinal que relacione fracasso da osseointegração especificamente atribuído à desajustes protéticos. Este fato demonstra uma certa tolerância biológica para a falta de assentamento passivo da prótese (CARR et al., 1996; JEMT e BOOK, 1996; MICHAELS et al., 1997; SAHIN e CEHRELI, 2001).

Portanto, avaliando-se a importância da adaptação passiva na biomecânica do conjunto osso-implante-prótese, verifica-se que esta não parece ser fundamental para a manutenção da osseointegração, mas primordial para a preservação da integridade estrutural protética.

Tem sido amplamente observado na literatura que o perfeito assentamento de estruturas metálicas, independentemente da liga empregada, deteriora-se durante os ciclos térmicos em altas temperaturas empregados para aplicação da porcelana (BRYANT e NICHOLLS, 1979; BRIDGER e NICHOLLS, 1981; CAMPBELL & PELLETIER, 1992; CAMPBELL et al. 1995; ZERVAS et al. 1999). Pesquisas que verifiquem o comportamento dimensional de próteses sobre implantes submetidas a estas condições térmicas são necessárias, pois contribuem para o fortalecimento do conhecimento em área ainda carente de respostas nesta especialidade. Por esta razão, este trabalho pretende investigar, por meio de estudo *in vitro*, a alteração dimensional que ocorre durante a simulação de queimas para aplicação da cerâmica em estruturas metálicas de Níquel-Cromo de próteses implanto-suportadas, bem como avaliar o efeito de mecanismo para o controle desta alteração dimensional.

2 REVISÃO DA LITERATURA¹

2.1 Alteração dimensional térmica do metal

Demonstrando preocupação com a alteração dimensional e seus efeitos, Nicholls (1977) propôs pela primeira vez uma abordagem racional para a sua adequada mensuração. Além disso, definiu distorção absoluta nos seguintes termos: “permanentes deslocamentos de um determinado ponto ou sistema de pontos no que diz respeito a um sistema de coordenadas que permanece absolutamente fixo no espaço e, portanto, não se move com a alteração dimensional ocorrida, tal que a deformação permanente torna-se aparente”.

No ano seguinte, Kulmer et al. (1978) verificaram que o relaxamento do estresse induzido à liga durante sua solidificação que ocorre no primeiro ciclo térmico ao qual esta é submetida (ciclo de oxidação²), antes da aplicação da cerâmica, é o fator etiológico primário da alteração dimensional. Os autores foram pioneiros ao demonstrar que as alterações dimensionais em casquetes metálicos submetidos a condicionamento térmico suportados por revestimento, previamente à oxidação do metal, são significativamente menores que as alterações ocorridas em casquetes diretamente submetidos ao calor para este processo.

Preocupados com os efeitos da oxidação das ligas metálicas, Bryant e Nicholls (1979) afirmaram que as extremas temperaturas empregadas neste processo podem gerar efeitos

¹ Baseada na NBR 10520 da ABNT: julho/2001.

² Oxidação: processo para a eliminação de impurezas de estruturas metálicas protéticas. É alcançado aquecendo-se a estrutura em forno cerâmico por tempo e temperatura especificados pelo fabricante da liga metálica. Durante este procedimento, gases absorvidos são liberados pela liga e impurezas superficiais são eliminadas. Previne a contaminação e a formação de poros na porcelana durante a sua cocção (BRYANT e NICHOLLS, 1979).

indesejáveis na estrutura metálica, determinando a sua alteração dimensional. Verificaram que modificações na composição das ligas metálicas, realizadas com o objetivo de reduzir as alterações dimensionais em altas temperaturas, não atingiram o resultado desejado. Concluíram que as alterações dimensionais resultantes dos ciclos térmicos de oxidação e cocção da cerâmica podem ser clinicamente significativas, e sugeriram a confecção de estruturas que suportem longas próteses fixas durante estes ciclos com o objetivo de reduzir consideravelmente tais alterações.

Em outro artigo, nesta mesma linha de pesquisa, Bridger e Nicholls (1981) verificaram que estruturas metálicas de próteses parciais fixas apresentavam perda de adaptação durante os ciclos térmicos necessários para aplicação da cerâmica, comparados à adaptação inicial. Essa alteração dimensional do metal determinava um aumento do espaço entre a prótese e o dente preparado, fornecendo um nicho para a adesão de placa bacteriana. Concluíram que:

1. A alteração dimensional ocorreu em estruturas metálicas de próteses parciais fixas longas e com curvatura durante os ciclos térmicos;
2. Esta alteração dimensional foi resultado de modificações do metal e, também, da contração da porcelana;
3. A maior alteração dimensional ocorreu no estágio de oxidação da liga metálica e no estágio final de glazamento³;
4. A alteração dimensional provocada pela aplicação da porcelana é reversível, pois quando esta é removida ocorre um retorno elástico do metal;
5. A alteração dimensional é clinicamente importante, pois pode levar a desadaptações marginais detectáveis.

Três anos depois, De Hoff e Anusavice (1984) usaram a análise do elemento finito para avaliar o efeito do estresse gerado devido às diferenças entre os coeficientes de expansão térmica do metal e da cerâmica na alteração dimensional de casquetes metálicos. Contrariando estudos anteriores, concluíram que esta não parece ser a causa primária da alteração dimensional.

³ Vitrificação superficial da cerâmica, deixando-a completamente lisa para ser levada à boca.(PHILLIPS, 1986).

Objetivando respaldar os resultados do estudo anterior, Anusavice e Carroll (1987) avaliaram as adaptações marginais em coroas metalo-cerâmicas submetidas a condições desenvolvidas para maximizar os efeitos da alteração dimensional. Para isso utilizaram finos casquetes metálicos confeccionados com ligas de baixo módulo de elasticidade e, portanto, pouca resistência à deformação, e porcelana com coeficiente de expansão térmica significativamente diferente do metal. As alterações na adaptação marginal, resultantes da cocção da cerâmica, foram notavelmente pequenas, indicando para os autores que a diferença de coeficiente de expansão térmica entre metal e porcelana, não pode ser considerada fator etiológico primário na alteração dimensional de casquetes metálicos.

Dois anos mais tarde, Terada e Hirayasu (1989) conduziram um estudo cuja proposta era empregar mensurações radiográficas do estresse residual superficial após a fundição, usinagem⁴, oxidação e simulação dos ciclos térmicos para cocção da cerâmica em casquetes metálicos confeccionados com ligas de ouro cerâmico. Concluíram que o estresse compressivo aumentou consideravelmente após a usinagem do metal. Tais valores foram reduzidos após os ciclos térmicos subseqüentes, o que confirmou o fato de que a usinagem determinou o armazenamento de energia na superfície da liga, que foi liberada com as queimas subseqüentes.

Avaliando o efeito da oxidação do metal na resistência de adesão da porcelana a metais não nobres (Níquel/Cromo e Cobalto/Cromo), Wu et al. (1991) concluíram que este processo não tem efeito na adesão da cerâmica às ligas metálicas selecionadas. As variações de temperatura, vácuo e duração do aquecimento durante a oxidação, não modificaram os resultados. Já o emprego de agentes de união enriquecidos com ouro e a presença de berílio nas ligas de Níquel-Cromo, melhoraram consideravelmente a resistência de adesão da porcelana aos metais usados nesta investigação. Os pesquisadores chamaram a atenção para o substancial aumento da popularidade destas ligas metálicas, devido às suas propriedades mecânicas vantajosas e ao alto custo de ligas nobres.

No ano seguinte, Campbell e Pelletier (1992) criaram um modelo geométrico experimental simplificado que permitiu a mensuração direta da alteração dimensional de ligas

⁴ Limpeza e acabamento da superfície do metal, com pedras abrasivas aglutinadas por produtos cerâmicos ou diamantes sinterizados, finalizada com jateamento de pó de alumina, que assegurará a união da porcelana a uma superfície mecanicamente receptível (PHILLIPS, 1986).

metálicas nobres. Aplicaram essa metodologia para avaliar a alteração dimensional provocada pelos ciclos térmicos, e determinaram que:

1. Todos os corpos de prova testados sofreram distorções durante os ciclos térmicos;
2. Toda a alteração dimensional ocorreu durante o primeiro ciclo térmico da liga (ciclo de oxidação);
3. Nenhuma alteração dimensional significativa resultou da aplicação do opaco, da porcelana e do glazeamento.

Sugeriram que a prova das estruturas metálicas, anterior à aplicação da cerâmica, seja feita após o ciclo térmico inicial de oxidação da liga. Isto permitirá uma melhor avaliação da adaptação destas peças.

Em outro artigo publicado no mesmo ano, Campbell e Pelletier (1992), aplicando a mesma metodologia, realizaram um estudo da etiologia da alteração dimensional térmica de ligas metálicas submetidas a ciclos térmicos para aplicação da cerâmica. Verificaram que toda alteração dimensional significativa, ocorrida durante o primeiro ciclo térmico (ciclo de oxidação), teve como causa primária a liberação de estresse que havia sido induzido durante a solidificação da liga. Sugeriram o uso dos seguintes métodos para minimizar a deformação resultante da oxidação das ligas metálicas:

1. Submeter a estrutura metálica a um ciclo térmico na temperatura de oxidação imediatamente após a sua remoção do revestimento sem que nenhuma manipulação tivesse ocorrido;
2. Submeter a estrutura metálica, ainda envolta no revestimento, à temperatura de oxidação por 20min, antes de separá-los.

Qualquer dessas técnicas resultará em uma alteração dimensional significativamente menor da estrutura metálica nos próximos ciclos térmicos. O metal poderá, então, ser preparado para aplicação de cerâmica (usinagem e oxidação) sem deformação adicional.

Campbell et al. (1995) avaliaram o efeito dos ciclos térmicos e da usinagem do metal na adaptação marginal de casquetes metálicos para coroas metalo- cerâmicas. Métodos para

minimizar a perda da adaptação foram investigados. Três grupos contendo dez casquetes de ouro/paládio cada, sofreram diferentes tratamentos:

- *Grupo 1*: os casquetes foram usinados e submetidos a dois ciclos térmicos de oxidação.
- *Grupo 2*: os casquetes foram oxidados previamente à usinagem e, então, submetidos a novo ciclo térmico similar ao primeiro.
- *Grupo 3*: os casquetes foram revestidos e submetidos a tratamento térmico por 20 minutos à temperatura de 1038°C (temperatura de oxidação). Após isto, as peças foram removidas do revestimento, usinadas e novamente oxidadas. Concluíram que:
 1. os ciclos térmicos determinaram aumento de desadaptações marginais em casquetes metálicos;
 2. a maior parte da desadaptação ocorreu durante o primeiro ciclo térmico da liga metálica (oxidação);
 3. as fundições que foram usinadas e então oxidadas (processo convencional) tiveram desadaptações marginais significativamente maiores que os outros grupos;
 4. submeter o metal a um ciclo térmico inicial antes de sua usinagem resultou numa melhora substancial na adaptação marginal dos casquetes metálicos;
 5. tratamento térmico com os casquetes dentro do revestimento, resultou numa melhora substancial na adaptação marginal dos casquetes metálicos;
 6. nenhuma perda adicional de adaptação marginal ocorreu devido à usinagem e subsequente oxidação quando tais procedimentos foram realizados após o tratamento térmico inicial com os casquetes dentro do revestimento.

Os autores sugeriram que a prova dos casquetes seja realizada após o ciclo térmico inicial para, então, serem usinados e oxidados para aplicação da cerâmica. Outro método

alternativo preconizado foi o de concluir a fundição, mas não removê-la do revestimento. Após o resfriamento à temperatura ambiente, todo o conjunto seria aquecido e mantido por vinte minutos em temperatura de oxidação. A fundição poderia então, após resfriamento, ser removida do revestimento e tratada de forma convencional (usinagem e oxidação).

Em estudo *in vitro* publicado no ano seguinte, Gemalmaz et al. (1996) investigaram as alterações dimensionais provocadas pela oxidação de estruturas metálicas de próteses parciais fixas metalo-cerâmicas de três elementos, bem como o efeito de tratamento térmico realizado previamente a este ciclo, com as estruturas suportadas por revestimento, visando minimizar esta deformação. Duas marcas comerciais de ligas metálicas foram avaliadas neste estudo: Prata-Paládio e Níquel-Cromo. Verificaram que todas as infra-estruturas metálicas sofreram alguma forma de alteração durante o processo de oxidação. Os resultados demonstraram que o tratamento térmico controlou a alteração dimensional de finas margens de estruturas de Prata-Paládio, desde que seja realizado após a usinagem inicial do metal, já que tal procedimento também induz altos índices de tensão superficial na fundição, que é liberada no ciclo térmico subsequente. Desta maneira, tanto o estresse da solidificação da liga quanto o da sua usinagem foram liberados sob o controle de um revestimento de suporte. Apesar do tratamento térmico com as peças novamente revestidas após a usinagem ter sido efetivo, é um procedimento que consome tempo e requer um segundo processo de remoção do revestimento, que poderá determinar discrepâncias devido à perda do metal em decorrência de novo jateamento.

Avaliando a alteração dimensional inerente à fundição, solda e ciclos térmicos para simulação de aplicações de porcelana, desta vez em próteses fixas implanto-suportadas de três elementos retidas por parafusos, Zervas et al. (1999) confirmaram resultados de trabalhos anteriores, demonstrando que durante a aplicação da cerâmica, a alteração dimensional ocorreu primariamente no ciclo de oxidação do metal, e mínima alteração dimensional ocorreu durante a aplicação do opaco, da cerâmica e na fase de glazeamento. Recomendaram a oxidação do metal de próteses implanto-suportadas antes da prova em boca, para avaliação com maior exatidão do assentamento das mesmas. Os pesquisadores chamaram a atenção para a capacidade do aperto dos parafusos em reduzir consideravelmente desadaptações verticais, mesmo quando o menor torque disponível (10N/cm) é empregado. As avaliações deste estudo foram conduzidas com os parafusos apertados manualmente, até a primeira resistência, sempre pelo mesmo operador.

Em outro artigo sobre avaliação da alteração dimensional durante a simulação dos ciclos térmicos necessários para a aplicação da cerâmica, empregando como corpos de prova casquetes metálicos unitários confeccionados com ligas de alto teor de Paládio, Papazoglou; Brantley; Johnston (2001) concluíram que o maior volume de alteração dimensional ocorreu durante o ciclo térmico inicial de oxidação dessas ligas. Entretanto, as distorções observadas não produziram problemas clínicos já que os valores foram baixos e inúmeras técnicas laboratoriais existem como contra-medidas para tais alterações.

Segundo informações obtidas na Home Page da empresa Bego (2002), tradicional na produção de equipamentos e materiais para fundição em odontologia, ligas de Níquel-Cromo apresentam comprovada resistência à deformação térmica, com acentuada estabilidade dimensional, quando submetidas às queimas para cocção da cerâmica. De acordo com este fabricante, apesar de alergia ao Níquel ocorrer freqüentemente, reações na cavidade bucal quando do emprego de ligas com este metal são raras, o que justifica sua classificação por renomados institutos como não citotóxicas e, portanto biocompatíveis. A concentração de Cromo é fundamental para impedir a corrosão desta liga e conseqüente liberação de Níquel em ambiente bucal, e jamais deverá ser inferior a 20% do volume final. A presença de Berílio na composição do metal deverá ser evitada por ser uma substância reconhecidamente tóxica e carcinogênica.

2.2 Precisão de assentamento em próteses sobre implantes

No clássico estudo prospectivo de quinze anos, Adell et al. (1981) avaliaram 2.768 implantes instalados em 191 maxilas e 219 mandíbulas, num total de 371 pacientes. Em 405 maxilares operados, próteses foram instaladas aos implantes. Durante os controles destas próteses, complicações mecânicas como fratura de parafusos, de implantes e das próteses, e complicações biológicas como perda óssea marginal foram observadas. Os autores consideraram concentrações inadvertidas de estresse, devido à ausência de um ajuste absoluto entre a prótese fixa e as conexões, como a causa mais provável para as complicações

ocorridas, recomendando esforços intensos com o objetivo de aumentar a precisão na adaptação entre tais componentes.

Dois anos depois, Branemark (1983) empregou pela primeira vez o termo adaptação passiva, recomendando índices de desajustes entre componentes protéticos inferiores a $10\mu\text{m}$ para permitir a adequada maturação e remodelação óssea em resposta às cargas oclusais.

Demonstrando preocupação com a questão da passividade, Klineberg e Murray (1985) afirmaram que, em estruturas metálicas que aparentavam perfeita adaptação sob acurado exame visual, 90% da superfície de contato entre a conexão e a prótese apresentavam desajustes em torno de $30\mu\text{m}$, que não poderiam ser clinicamente detectáveis. Conseqüentemente, uma peça que parece estar perfeitamente adaptada, pode estar sofrendo tensão no momento do aperto dos parafusos, o que sobrecarregaria os componentes protéticos.

Procurando soluções clínicas e laboratoriais para melhorar a precisão das próteses, Goll (1991) realizou um estudo que recomendou a seguinte relação de procedimentos:

1. Usar componentes usinados que têm adaptação mais previsível;
2. Checar a adaptação do cilindro de ouro e componentes de transferência na primeira consulta, confirmando assim a sua perfeita;
3. Cobrir as conexões com capas protetoras, impedindo que resíduos se acumulem na superfície dos mesmos;
4. Conferir a precisão do modelo de gesso empregando para isto um padrão de resina acrílica (*jig*) para verificação da fidelidade deste modelo em relação ao posicionamento dos implantes na boca do paciente;
5. Usar componentes novos nas fases laboratoriais;
6. Antes de incluir a estrutura encerada no revestimento, limpar cuidadosamente a porção interna dos cilindros de ouro com solvente para cera;
7. Realizar a fundição em peça única;
8. Utilizar protetores para os cilindros de ouro durante o polimento da peça.

Naert et al. (1992) avaliaram um total de 509 implantes *Branemark* instalados em 146 pacientes, durante seis anos, sobre os quais foram colocadas 217 próteses parciais fixas. Os seguintes aspectos foram considerados neste estudo: a conexão entre dentes e implantes e seus possíveis efeitos; o uso de resina ou porcelana nas superfícies oclusais e as complicações mecânicas que poderiam ocorrer aos implantes, seus componentes, e às próteses, quando dentes foram conectados aos implantes. Concluíram que é indispensável obter-se uma estrutura metálica com assentamento absolutamente livre de estresse, direcionar as cargas aos implantes axialmente e apertar repetidamente os parafusos de ouro em intervalos freqüentes após a instalação da prótese, até que os parafusos não possam mais ser apertados e a máxima pré-carga seja atingida. O estudo confirmou a possibilidade do uso da técnica de osseointegração para casos de edentulismo parcial. Segundo os autores, a união dente-implante deverá ser evitada, devido às diferenças nos padrões de mobilidade entre estas duas estruturas. Entretanto, quando não for possível evitar esta união, afirmaram que não ocorrerão problemas periodontais nem mecânicos, desde que um planejamento adequado seja realizado. O uso da porcelana como material oclusal pareceu aceitável, oferecendo longevidade e estética sem efeitos prejudiciais.

Neste mesmo ano, Ness et al. (1992) concluíram que alterações dimensionais relacionadas ao uso de pilares de moldagem quadrados foram relativamente menores do que aquelas encontradas em pilares de moldagem cônicos, recomendando uni-los com resina acrílica dimensionalmente estável.

Avaliando fatores responsáveis por afrouxamento e fratura de parafusos protéticos, Burguete et al. (1994) verificaram que espaços verticais na interface conexão-prótese, em virtude da inexistência de um assentamento passivo, determinaram um contato irregular das roscas do parafuso e conseqüente tensão e perda da força de travamento destes, além de estabelecer estresse desnecessário na interface osso-implante, mesmo antes que a carga oclusal venha a ser aplicada.

Kallus e Bessing (1994) publicaram um estudo prospectivo de cinco anos no qual investigaram a ocorrência de afrouxamento ou fratura de parafusos de ouro ou dos parafusos das conexões de próteses implanto-suportadas, e relacionaram os achados a diferentes parâmetros clínicos, entre eles a adaptação da estrutura metálica, elucidando, portanto, a importância clínica da passividade no assentamento da infra-estrutura metálica. Cinquenta

pacientes que não haviam removido suas próteses por aproximadamente cinco anos, constituíram o material do estudo, totalizando 278 implantes conectados às próteses. Concluíram que parece existir uma correlação clinicamente significativa entre desadaptação protética e o afrouxamento dos parafusos de ouro.

Métodos de obtenção e testes de verificação da adaptação de estruturas metálicas de próteses sobre implantes foram expressas por renomados autores em um Fórum de debates de atualidades publicado no ano de 1994. Buscando a obtenção de uma infra-estrutura metálica precisa, Binon (1994) recomendou a utilização de um padrão de resina acrílica (*Jig*) para verificação da fidelidade do modelo mestre em relação ao posicionamento dos implantes na boca do paciente, bem como a obtenção de um modelo de referência a partir desse *Jig* de verificação. Sugeriu o uso de componentes protéticos pré-fabricados e a divisão de estruturas metálicas longas em dois ou três segmentos para que sejam posteriormente soldadas. Desta forma, todas as discrepâncias possíveis em longas próteses fixas sobre implantes seriam minimizadas.

Neste mesmo Fórum, Jemt (1994) destacou o fato de que nenhuma estrutura metálica irá apresentar um completo assentamento passivo sob a análise microscópica. Portanto, procedimentos clínicos que verificam se a adaptação das estruturas metálicas aos implantes encontra-se aceitável devem ser criteriosamente empregados. Sugeriu a avaliação da alteração dimensional geral da fundição por meio do aperto de um parafuso localizado em um dos extremos da prótese, verificando a adaptação dos demais componentes do lado oposto. Esta técnica é especialmente efetiva em trabalhos extensos, nos quais discrepâncias verticais podem ser observadas. Após este teste inicial, a avaliação continua, apertando-se desta vez um dos parafusos intermediários até que se perceba a primeira resistência. Nesse momento, observa-se a posição da chave de aperto. No máximo uma torção de 180° deverá ser dada para alcançar um torque de 10N/cm a 15 N/cm e completar o assentamento do parafuso, o que corresponde a uma desadaptação vertical de aproximadamente 150µm, considerada clinicamente aceitável, e que será totalmente eliminada ao final do aperto do parafuso. Espaços maiores resultarão em uma maior resistência contra o aperto do parafuso, o que indicará uma desadaptação inaceitável. Com o primeiro parafuso deixado em posição, procede-se o aperto dos outros parafusos, alternando-se os lados (direito/esquerdo), seguindo sempre o mesmo protocolo, deixando-se por último os dois parafusos terminais. A resposta do paciente durante a prova da infra-estrutura também deve ser cuidadosamente observada. Uma

pequena sensação de tensão, que desaparece após alguns minutos, pode ser aceitável enquanto severo desconforto pode ser indicativo de assentamento inadequado.

Ainda nesta publicação, Gulbransen (1994) observou as possíveis fontes de imperfeições que existem nos procedimentos para confecção da peça protética, tais como: procedimentos e materiais para impressão e confecção do modelo; técnicas e materiais para enceramento, inclusão e fundição da estrutura metálica; propriedades das ligas, entre outros. Segundo o autor, a cuidadosa avaliação da adaptação de peças protéticas sobre implantes é uma etapa crítica na implantodontia. Estruturas mal adaptadas estabelecem estresse desnecessário na interface osso-implante, mesmo antes que a carga oclusal venha a ser aplicada.

Finalizando este Fórum de debates, Parel (1994) descreveu uma técnica de análise do assentamento passivo por meio de inspeção visual e avaliação tátil. A inspeção visual é realizada apertando-se o parafuso mais distal e observando-se a formação de fendas entre a estrutura metálica e os demais implantes. Esta técnica é fácil de ser executada no laboratório, e pode ser repetida clinicamente, tornando-se de pouco valor quando temos conexões sub-gengivais. Após esta visualização, parte-se para a avaliação tátil. Todos os parafusos restantes são apertados até se perceber a primeira resistência. Após essa etapa, aplica-se o torque manual final, com força e firmeza. O número de voltas necessárias para o aperto final de todos os parafusos deve ser semelhante, caso contrário, teremos um indicativo de ausência de passividade.

Hurson (1995) observou que a obtenção de adaptação passiva satisfatória parece envolver uma série de fatores, que são as diversas etapas clínicas e laboratoriais inerentes ao tratamento protético. Entretanto, outro fator importante é o grau de adaptação que os componentes protéticos apresentam, ou seja, a precisão da usinagem durante a sua fabricação, que influencia diretamente o assentamento das próteses. Nas etapas do tratamento protético como transferências, fundições, soldas e aplicação de porcelana, já encontramos alterações. Portanto, é fundamental que os componentes usinados apresentem uma excelente adaptação, reduzindo os riscos de finalizar o tratamento com próteses mal adaptadas. Concluiu que as próteses cimentadas, adequadamente adaptadas sobre implantes, permitem um ambiente mais estável e de maior passividade que o obtido com as próteses retidas por parafusos, que apresentam características desfavoráveis no momento de aplicar-lhes as cargas.

Em estudo sobre a precisão de assentamento de próteses implanto-suportadas em humanos, Jemt (1996) analisou quatro sistemas que quantificavam de maneira tridimensional a desadaptação das estruturas metálicas. Concluiu que todos os métodos podem detectar desadaptações clinicamente relevantes, entretanto, a técnica para o uso destes aparelhos é extremamente sensível, cara e requer equipamentos especiais que inviabiliza o seu uso na clínica diária. Determinou que próteses extensas, tanto superiores como inferiores, rotineiramente julgadas clinicamente aceitáveis, poderiam demonstrar médias de desadaptação, geradas por alteração dimensional, de $90\mu\text{m}$ (desvio padrão de $51\mu\text{m}$) para mandíbula e $111\mu\text{m}$ (desvio padrão de $59\mu\text{m}$) para maxila.

Em outro artigo publicado no mesmo ano, Carr e Toth (1996) estimaram que desadaptações verticais abaixo de $41\mu\text{m}$ na interface prótese-conexão provavelmente passariam despercebidas e, portanto, seriam aceitas por clínicos experientes empregando sondas exploradoras para avaliação de adaptação.

Jemt e Book (1996) avaliaram a perda óssea marginal supostamente provocada pela ausência de adaptação passiva, por meio da técnica fotogramétrica tridimensional para mensuração da desadaptação da prótese, e de radiografias intra-orais para mensuração das perdas ósseas. Os dados encontrados mostraram uma média de alteração dimensional protética de $100\mu\text{m}$, sendo que nenhuma das próteses foi considerada passiva. Os autores não encontraram relação estatisticamente significante entre a desadaptação protética e a perda óssea marginal, o que indicou uma determinada tolerância biológica às forças estáticas ao osso. Além disso, seus estudos revelaram que a alteração dimensional protética permanece com o passar do tempo devido à natureza anquilótica da osseointegração e sugerem que tais desadaptações podem estar associadas a “lesões protéticas”, devido à fadiga do metal, como afrouxamento ou fratura de parafusos.

Por meio da técnica fotogramétrica de avaliação do assentamento protético, Jemt (1996) mediu e comparou a precisão da adaptação de próteses implanto-suportadas sobre os modelos e posicionadas em boca. O estudo revelou que as medidas podem ser significativamente diferentes dependendo do local onde a avaliação é realizada, no modelo ou diretamente na boca. A implicação deste estudo é a de que é impossível transferir um assentamento extra-bucal para a situação clínica. O autor verificou a necessidade de intensa discussão e investigação objetivando o esclarecimento das dúvidas em relação ao grau de

desadaptação que poderia ser considerado clinicamente aceitável, ou seja, que não causaria problemas clínicos a longo prazo.

Usando avaliação clínica e radiográfica e análise histomorfométrica, Carr et al. (1996) investigaram a resposta óssea à desadaptação protética sem a influência de cargas oclusais em implantes colocados na mandíbula de babuínos. Os resultados desse estudo, surpreendentemente, sugeriram que desajustes da estrutura protética melhoraram a qualidade óssea ao redor do implante. Este fato demonstrou uma certa tolerância biológica para a falta de assentamento passivo da prótese. Alertaram para a necessidade de melhor compreensão do papel da biomecânica sobre a osseointegração, e a revisão de paradigmas protéticos.

Por meio de estudo empregando a análise de elemento finito tridimensional, Sertgöz (1997) investigou o efeito de três materiais de superfície oclusal (resina acrílica, resina composta e porcelana) e quatro materiais para estrutura metálica (Ouro, Prata-Paládio, Cobalto-Cromo e Titânio) sobre a distribuição do estresse em uma prótese fixa mandibular implanto-suportada, bem como em seu osso circunjacente. Concluiu que o uso de materiais rígidos ou resilientes nas superfícies oclusais de próteses fixas implanto-suportadas não determinou efeito algum na distribuição e valores de estresse no tecido ósseo ao redor dos implantes. Segundo o autor, o emprego de superfícies oclusais de resina com o objetivo de absorção de choques, portanto, não parece ser válido. O uso de ligas metálicas com maior módulo de elasticidade, ou seja, mais rígidas, para a estrutura metálica, ao invés de ligas áureas, permitiu uma distribuição de estresse mais uniforme no interior da peça, fornecendo uma transferência de carga mais eficiente e duradoura. O emprego destes metais reduziu o risco de sobrecarga mecânica sobre os parafusos de sustentação da prótese, devido à maior resistência a deformações desta estrutura sob carga. Esta informação sugere que materiais mais rígidos devem ser empregados para prevenir fracassos protéticos. Finalmente, sob o ponto de vista biomecânico, o autor recomendou como a combinação de materiais mais apropriada para a estrutura protética, a liga metálica de cobalto/cromo associada à porcelana para recobrimento estético.

Neste mesmo ano, May et al. (1997) investigaram o uso do instrumento Periotest para avaliação da interface implante-conexão e conexão-prótese no sistema de *implantes Branemark*. Os implantes e conexões foram estudados sob condições de adaptação e desadaptação para verificar a sensibilidade e validade deste instrumento como uma ferramenta

clínica para avaliação da adaptação de componentes. Concluíram que este aparelho pode ser utilizado para quantificar a adaptação nas interfaces protéticas. Os resultados sugeriram que desadaptações na junção implante-conexão não determinam efeito algum na estabilidade do conjunto. Entretanto, a desadaptação na interface conexão-prótese pode produzir instabilidade significativa no sistema.

Jansen; Conrads; Richter (1997) alertaram as empresas produtoras de implantes e componentes protéticos, bem como a comunidade odontológica, em relação ao problema da colonização bacteriana em interfaces prótese-implante que podem causar reações inflamatórias nos tecidos peri-implantares, mesmo em implantes com meticoloso controle de placa bacteriana e tecidos clinicamente saudáveis.

Em estudo publicado no mesmo ano, Michaels; Carr; Larsen (1997) avaliaram infraestruturas desadaptadas sobre implantes instalados em tíbias de coelhos, e não encontraram significado clínico, radiográfico ou evidências histomorfométricas do fracasso da osseointegração, apesar de terem percebido o remodelamento ósseo. Os resultados demonstraram existir uma tolerância biológica dos tecidos quanto às desadaptações protéticas.

Jemt e Lekholm (1998) empregaram a técnica fotogramétrica tridimensional, objetivando mensurar deformações no osso e em infraestruturas metálicas induzidas pela ausência de adaptação passiva. Quatro coelhos receberam três implantes cada um, na porção proximal de sua tíbia. Após o período de cicatrização de oito semanas, uma estrutura de titânio foi conectada com desadaptação no implante central. Os autores verificaram um movimento vertical do implante central no sentido da infraestrutura, com uma magnitude média de 123 μ m (variando de 60 μ m a 200 μ m). Conseqüentemente, considerando-se tanto a flexão do metal como a do osso, concluíram que desadaptações maiores que 100 μ m poderiam ser fechadas na situação clínica por meio do aperto dos parafusos protéticos. Sugeriram que pelo menos parte da remodelação da crista óssea observada durante o primeiro ano de função pode ser induzida pela tensão gerada no momento da instalação da prótese. As mensurações indicaram um complexo e inconsistente padrão de deformação onde a estrutura, bem como o osso, podem sofrer flexões acima de 100 μ m como resultado de desadaptações.

Revisando estratégias avançadas que buscam melhorar o assentamento protético sobre implantes, Wee; Aquilino; Schneider (1999) verificaram que, apesar de tais métodos melhorarem o assentamento das estruturas, a desadaptação sempre permanece. Ressaltaram a

necessidade do uso de procedimentos protéticos meticulosos e precisos para a obtenção do melhor assentamento possível, mesmo sabendo que o conceito de passividade forneça ideais teóricos importantes, mas sua obtenção seja impossível.

No ano seguinte, Watanabe et al. (2000) analisaram a distribuição de estresse em próteses sobre implantes, retidas por parafusos. Foram comparadas estruturas fundidas em peça única, estruturas seccionadas e soldadas e estruturas fundidas separadamente para serem posteriormente soldadas. Concluíram que, independentemente da estrutura empregada, tensões foram produzidas ao redor dos implantes quando estas eram aparafusadas, e desapareciam quando eram removidas. Os melhores resultados em relação à magnitude de tensão, foram obtidos pelas estruturas fundidas em partes separadas para então serem soldadas, seguidas pelas estruturas seccionadas e soldadas, e finalmente, com os piores resultados, as peças fundidas em monobloco.

Em estudo realizado neste mesmo ano, Guichet et al. (2000) compararam a integridade marginal e a produção de estresse durante a instalação de próteses implanto-suportadas retidas por cimento e por parafusos. Os autores observaram que as aberturas marginais de infra-estruturas retidas por parafusos foram significativamente menores que as cimentadas, entretanto, as próteses cimentadas produziram níveis inferiores de estresse transmitido aos implantes. Analisando estes resultados, os autores concluíram que o aperto dos parafusos de ouro pode mascarar desadaptações e, portanto, a melhor adaptação presente em próteses aparafusadas parece ter ocorrido às custas de excessiva tensão aos parafusos de ouro, o que determinou os altos índices de estresse observados neste sistema.

Por meio da revisão de literatura sobre o significado da adaptação passiva em próteses sobre implantes, Sahin e Cehreli (2001) concluíram que assentamento passivo absoluto não pode ser alcançado. Segundo estes pesquisadores, não há consenso, mas, sim, várias sugestões relativas ao nível aceitável de desajuste. À luz do conhecimento atual, apesar de existirem várias teorias que defendam o assentamento passivo como um fator fundamental para a manutenção da osseointegração, e conseqüentemente para o sucesso dos implantes, há uma tendência oposta crescente na literatura.

3 PROPOSIÇÃO

O presente estudo se propôs a:

1. Investigar a alteração dimensional em estruturas metálicas implanto-suportadas de Níquel-Cromo, durante os ciclos térmicos para aplicação da cerâmica;
2. Determinar se estas alterações dimensionais, podem ser minimizadas por condicionamento térmico previamente às queimas convencionais;
3. Estabelecer a relevância do condicionamento térmico de estruturas metálicas previamente aos ciclos térmicos convencionais para cocção da cerâmica.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Obtenção do modelo em resina acrílica

A condição simulada para avaliação nesse estudo foi o quadrante mandibular anterior edêntulo, reabilitado com dois implantes do tipo rosqueável com hexágono externo (Master Screw - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil). Os implantes possuíam medidas de 4,0mm de diâmetro por 15mm de comprimento e foram colocados na região dos elementos 33 e 43, em um modelo de resina acrílica termicamente ativada, reproduzindo uma situação clínica onde dois implantes suportariam uma prótese fixa aparafusada de seis elementos. Conexões com 3mm de altura de cinta metálica foram instaladas sobre os implantes (Micruscone - 138CNB-A - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil), com torque de 20N/cm conforme recomendação do fabricante (FIG. 1A, 1B).



Figura 1A – Vista frontal do modelo de resina acrílica termicamente ativada.



Figura 1B - Conexões instaladas sobre os implantes.

4.2 Obtenção dos corpos de prova

Procedimentos clínicos e laboratoriais padronizados foram empregados para fabricação das estruturas metálicas. Transferentes para impressão aberta (140CNB - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil) foram posicionados e unidos entre si (FIG. 2) com resina acrílica (G.C. Pathern Resin - G. C. Dental Industrial - Tóquio, Japão).

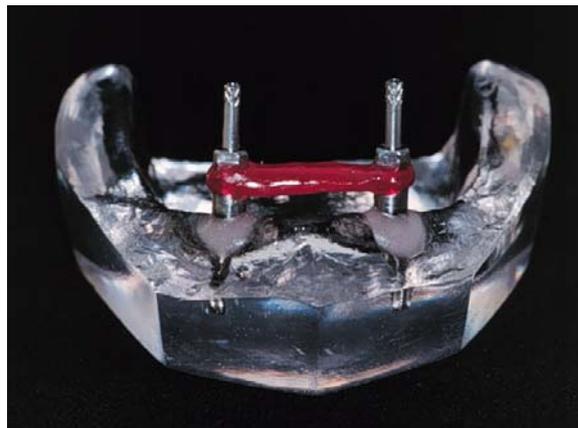


Figura 2 - Transferentes para impressão unidos com resina acrílica.

Seguindo os princípios da técnica da moldagem aberta, uma moldeira foi devidamente recortada para se adaptar com folga aos postes de impressão. Para moldagem foi empregada silicona de adição (Express - 3M do Brasil Ltda. - São Paulo, Brasil). Os análogos dos pilares micruscone (143 CNB - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil) foram posicionados no molde. Foi utilizado gesso extra duro tipo IV (Durone – Dentsply - Petrópolis, Brasil) para a confecção do modelo de trabalho (FIG. 3).



Figura 3 – Modelo de trabalho.

Os cilindros pré-fabricados plásticos (149 CNB - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil) foram colocados sobre os análogos do modelo de trabalho (FIG. 4A). A estrutura de 06 elementos foi então iniciada com resina acrílica (G.C. Patherm Resin - G. C. Dental Industrial - Tóquio, Japão) e envolta totalmente com cera até atingir-se a forma anatomicamente correta (FIG. 4B).



Figura 4A - Cilindros calcináveis sobre os análogos do modelo de trabalho.



Figura 4B - Estrutura em resina acrílica envolta com cera.

Um molde feito com silicona de adição pesada (Express - 3M do Brasil Ltda. - São Paulo, Brasil) foi criado sobre esse padrão de resina e cera e orientou as múltiplas réplicas padronizadas (FIG. 5A e 5B). O molde de silicona era posicionado após a estrutura de resina ter sido iniciada, permitindo a injeção de cera fundida, garantindo peças semelhantes. Dezesesseis corpos de prova foram confeccionados.

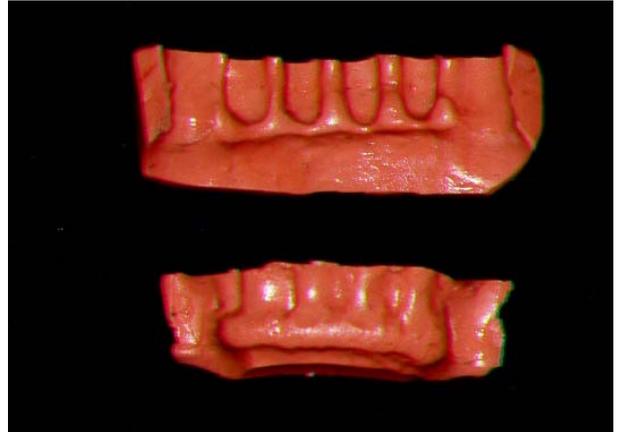


Figura 5A e 5B – Molde de silicone para padronização das estruturas.

As peças foram, aos pares, unidas aos canais de alimentação (*sprues*) para serem revestidas no interior do anel de inclusão, conforme recomendações do fabricante. O revestimento (Belavest SH - Bego - Bremen, Alemanha) foi preparado em máquina espatuladora a vácuo (EasyMix - Bego - Bremen, Alemanha) e vazado sob intensa vibração em torno dos padrões de cera. Neste momento os cilindros com revestimento foram individualmente submetidos à pressurizadora (5bar - Wiopress – Bego – Bremen, Alemanha) onde permaneceram por 5min (FIG. 6A e 6B).



Figura 6A – Duas estruturas unidas aos canais de alimentação.



Figura 6B – Anel de inclusão com revestimento vazado.

Ao completar 20min da espatulação do revestimento, os conjuntos foram levados ao forno de pré-aquecimento controlado por microprocessador (Miditherm 200 MP - Bego - Bremen, Alemanha) (FIG. 7A) sob temperatura de 500°C, que foi aumentada 50°C/min, até atingir a temperatura de 950°C. Permaneceram nesta temperatura por 45min. As peças foram fundidas em monobloco, em máquina de fusão por indução em alta frequência (Fornax G - Bego - Bremen, Alemanha) (FIG. 7B e 7C) empregando-se liga de Níquel-Cromo (Wironia - Bego - Bremen, Alemanha) com técnica de fundição padronizada.



Figura 7A- Forno de pré-aquecimento.



Figura 7B - Máquina de fusão por indução em alta frequência.



Figura 7C – Fusão da liga de Níquel-Cromo por indução em alta frequência.

Quatro cilindros, cada qual contendo duas estruturas metálicas, foram aleatoriamente selecionados como grupo controle. Após o resfriamento à temperatura ambiente, as fundições foram removidas do revestimento de maneira usual, com o emprego de jatos de óxido de alumínio de 50 μ m (Easyblast - Bego - Bremen, Alemanha), com exceção das interfaces críticas. Uma das estruturas necessitou ser descartada por falha na fusão. Brocas foram usadas com microscópios laboratoriais para eliminar imprecisões internas dos cilindros metálicos. Realizou-se a usinagem do metal com brocas de tungstênio e Oxido de Alumínio e jatos de óxido de Alumínio de 50 μ m (Easyblast - Bego - Bremen, Alemanha). Durante este processo análogos de micruscone (143CNB - Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo, Brasil) foram fixados para reduzir o risco de danos na região da interface cilindro/conexão. Jatos de vapor (Triton-Bego - Bremen, Alemanha) seguidos de submersão em unidade ultra-sônica com álcool isopropílico por 10 minutos concluíram esta etapa.

Os quatro conjuntos restantes, também com oito estruturas metálicas, formaram o grupo teste (FIG. 8A e 8B).



Figura 8A – Visão lateral do grupo teste.



Figura 8B – Visão superior do grupo teste.

Após o resfriamento em temperatura ambiente, foram submetidos ao condicionamento térmico ainda no interior do revestimento. Os cilindros foram individualmente levados ao forno de porcelana (Vacumat 40 - Vita – Bad Säckingen, Alemanha) onde permaneceram por

20min na temperatura recomendada pelo fabricante para o primeiro ciclo térmico da liga (950°C) (FIG. 9).



Figura 9 – Condicionamento térmico das estruturas metálicas no interior do revestimento.

Após este tratamento, as estruturas foram resfriadas em temperatura ambiente e submetidas à remoção do revestimento, limpeza e usinagem, da mesma maneira anteriormente descrita para o grupo controle (FIG. 10). Também descartou-se neste momento uma das fundições.



Figura 10 – Estrutura metálica usinada.

4.3 Simulação da aplicação da cerâmica

As sete estruturas do grupo controle e as sete estruturas do grupo teste foram submetidas à simulação dos ciclos térmicos necessários para aplicação da cerâmica (VMK 95 - Vita - Bad Säckingen, Alemanha), seguindo recomendações do fabricante, de acordo com “DIN EM ISO 9693”. Entretanto a porcelana não foi aplicada. O ciclo térmico para a simulação da queima da primeira camada de opaco (pré-opaco) foi realizado levando-se as peças ao forno cerâmico pré-aquecido a 600°C. Esta temperatura foi elevada 55°C/min até atingir 950°C com vácuo parcial (720mmHg). Permaneceram nesta temperatura por 2min.

Após o resfriamento natural das peças, realizou-se o ciclo para a simulação da queima da segunda camada de opaco, idêntico ao anterior, reduzindo-se o tempo de permanência na temperatura de 950°C para 1min.

A simulação da queima da primeira camada de cerâmica foi realizada, levando-se as peças ao forno cerâmico com temperatura de 600°C. Esta temperatura foi elevada 55°C/min até atingir 930°C com vácuo parcial (720mmHg.) onde as peças foram mantidas por 1min.

As simulações de queima da segunda e terceira camadas de cerâmica foram idênticas à anterior, reduzindo-se a temperatura final para 920°C.

Para simular a obtenção de um glaze natural, as estruturas foram introduzidas no forno pré-aquecido à temperatura de 600°C, que foi aumentada 55 °C/min, até atingir 910°C, permanecendo nesta temperatura por 1min sem vácuo. Todos os corpos de prova resfriaram naturalmente, antes que se iniciasse o próximo aquecimento.

4.4 Mensuração da desadaptação marginal

As mensurações das desadaptações marginais foram realizadas, utilizando-se microscópio eletrônico de varredura (XL 30 – Philips – Eindhoven, Holanda) (FIG.11).



Figura 11 - Microscópio eletrônico de varredura.

O modelo de resina acrílica necessitou ser recortado neste momento, devido às reduzidas dimensões da câmara de leitura. Seis marcas foram feitas em cada conexão para padronizar os pontos de mensuração microscópica, sendo três na face vestibular e três na face lingual, totalizando doze pontos de leitura para cada corpo de prova (FIG.12).

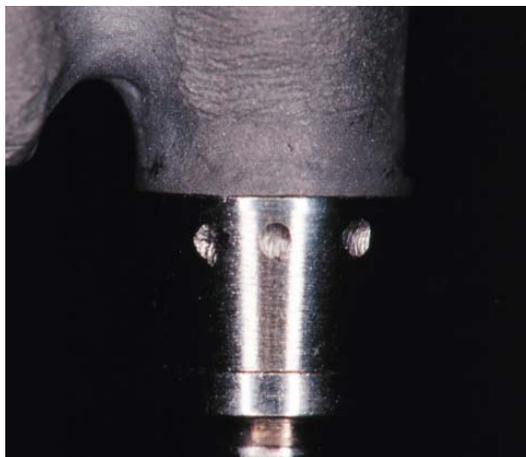


Figura 12 – Pontos para leitura microscópica.

As estruturas foram posicionadas sobre as conexões do modelo de resina acrílica com parafusos de titânio, apertados com torquímetro manual (Catraca torquímetro - Neodent - Curitiba, Brasil) adaptado para padronizar os apertos com torque de 2N/cm (FIG. 13A e 13B).

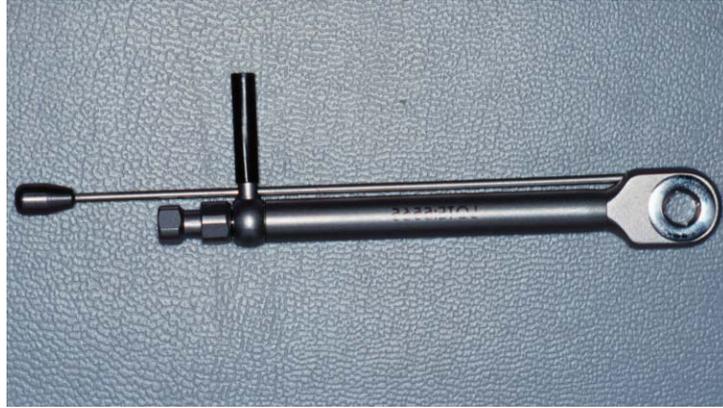


Figura 13A – Torquímetro manual.



Figura 13B– Limitador de torque.

Tanto o grupo controle como o grupo teste foram mensurados em dois momentos:

- *Momento 01* - Leituras realizadas antes dos ciclos térmicos para simulação da cocção da cerâmica.
- *Momento 02* - Leituras realizadas após conclusão dos ciclos térmicos de simulação da cocção da cerâmica.

As desadaptações foram registradas em micrometros, com as imagens aumentadas 200 (duzentas) vezes, sendo descartadas regiões que apresentavam falhas de fusão. O bisel das

conexões (30 μ m) não foi considerado durante as mensurações por apresentar padrão uniforme. Já o bisel das fundições foi mensurado em função de sua irregularidade. Devido ao posicionamento das estruturas no interior do microscópio, o intermediário ficou na porção superior e a fusão na porção inferior da imagem gerada pelo computador. (FIG. 14A, 14B, 14C e 14D).

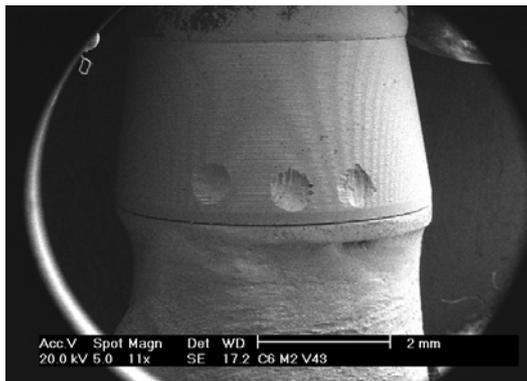


Figura 14A – Aumento inicial (11 X) para identificação dos pontos de mensuração.

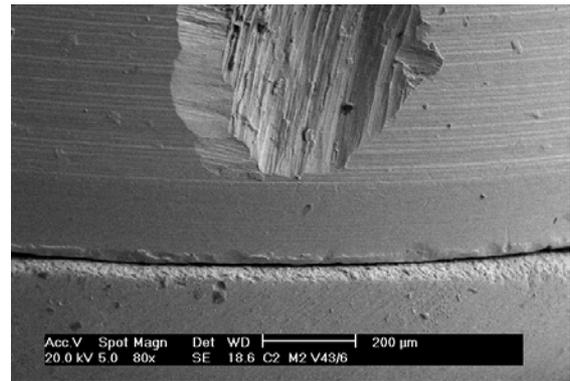


Figura 14B – Aumento intermediário (80 X) para identificação do centro do ponto de mensuração.

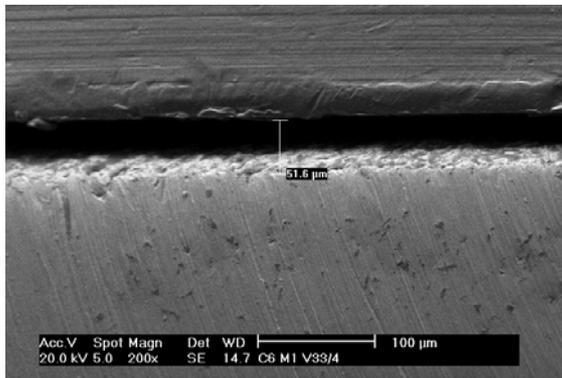


Figura 14C – Aumento final (200 X) com a mensuração da desadaptação marginal (51,6 μ m).

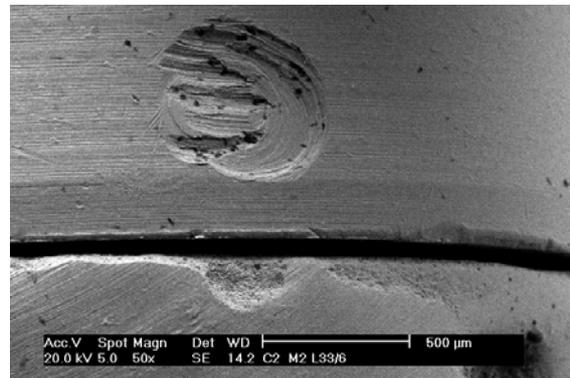


Figura 14D - Ponto de leitura descartado por falha da fundição.

4.5 Análise estatística

As medidas de desadaptações, obtidas com microscópio eletrônico de varredura (MEV) foram submetidas a tratamento estatístico por meio de Análise de Variância (ANOVA). As comparações individuais foram feitas pelo teste "t" de Bonferroni.

Para grupos independentes, as mensurações foram submetidas à análise estatística por meio do teste "t" de Student. O teste de Mann-Whitney foi aplicado para confirmar os resultados.

5 RESULTADOS

Os valores originais dos 336 pontos de leitura das desadaptações (em micrometros), obtidos com microscópio eletrônico de varredura (MEV), estão disponíveis no Anexo 1. As médias das doze medidas feitas por corpo de prova, que foram submetidas a tratamento estatístico, estão disponíveis na Tabela 01 e no Gráfico 01, a seguir.

Tabela 01 – Valores, em micrometros, das médias de desadaptações obtidas em MEV, para os grupos controle e teste, nos dois momentos de análise.

ESPÉCIMES	GRUPO CONTROLE M1	GRUPO CONTROLE M2	GRUPO TESTE M1	GRUPO TESTE M2
1.	38.885	48.91	65.63	63.74
2	43.89	46.245	67.755	68.15
3	32.32	45.875	56.455	62.255
4	43.36	65.895	49.645	55.415
5	46.01	53.87	57.945	64.895
6	29.75	40.885	36.025	39.70
7	57.885	77.11	53.10	56.81
Média	41.73	54.11	55.22	58.71
Desvio-padrão	9.37	12.91	10.63	9.5

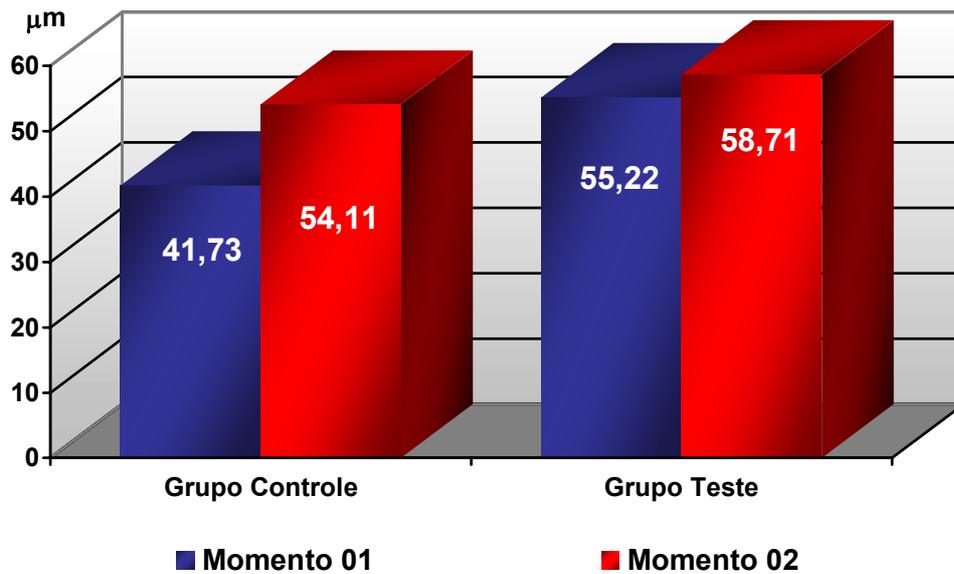


Gráfico 01 – Médias de desadaptações expressas em micrometros, para os grupos controle e teste, nos dois momentos de análise.

Estes resultados foram submetidos a tratamento estatístico por meio de Análise de Variância (ANOVA). As comparações individuais foram feitas pelo teste "t" de Bonferroni.

Para este delineamento, foram identificadas apenas três comparações consideradas importantes:

- Grupo teste/momento 01 X Grupo controle/momento 01;
- Grupo controle/momento 02 X Grupo teste/momento 01;
- Grupo controle/momento 02 X Grupo teste/momento 02.

Estes tratamentos estatísticos estão disponíveis nos quadros abaixo.

Tabela 02 – Resultados do teste de análise de variância, para os grupos testados em diferentes momentos.

F.V.	S.Q.	GL	Q.M.	F
Entre grupos	1152,042	3	384,014	3,36 (p=0,0355)
Dentro de grupos	2745,896	24	114,412	
Variação Total	3897,938	27		

Tabela 03 - Comparações individuais pelo teste “t” de Bonferroni

COMPARAÇÕES	VALOR DO TESTE	VALOR CRÍTICO
T1 X C1	0,0134	0,0167
C2 X T1	0,4239	0,0167
C2 X T2	0,2147	0,0167

Obs.: A cor vermelho indica equivalência estatística

O teste “t” de Bonferroni foi escolhido por ser o único que permite escolher apenas os contrastes considerados importantes para o delineamento do estudo, como aconteceu neste experimento. Portanto, sua precisão torna-se superior a de outros testes de comparações individuais.

Estes resultados mostram que só existe diferença estatística na primeira comparação, ou seja, os dois grupos antes dos ciclos térmicos para cocção da cerâmica (primeiro momento). Quando se avaliam os resultados das outras comparações, não se percebe diferença estatisticamente significativa. Isto indica que não houve um controle de alteração dimensional do metal com o condicionamento térmico, e sim uma alteração dimensional antecipada, visto que as médias de desadaptação dos grupos teste no momento 01 (antes das

queimas) e controle no momento 02 (após as queimas) são equivalentes, assim como as duas médias ao final do experimento.

Também foi realizado tratamento estatístico sobre as diferenças dos momentos inicial e final, para os dois grupos, conforme se pode observar na Tabela 04 e Gráfico 02.

Tabela 04 - Valores das diferenças entre os momentos inicial e final, para os dois grupos experimentais, medidos em micrometros.

ESPÉCIMES	GRUPO CONTROLE	GRUPO TESTE
1	10.025	-1.89
2	2.355	0.395
3	13.555	5.8
4	22.535	5.77
5	7.86	6.95
6	11.135	3.67
7	19.225	3.71
MÉDIA	12.38	3.49
DESVIO-PADRÃO	6.82	3.19

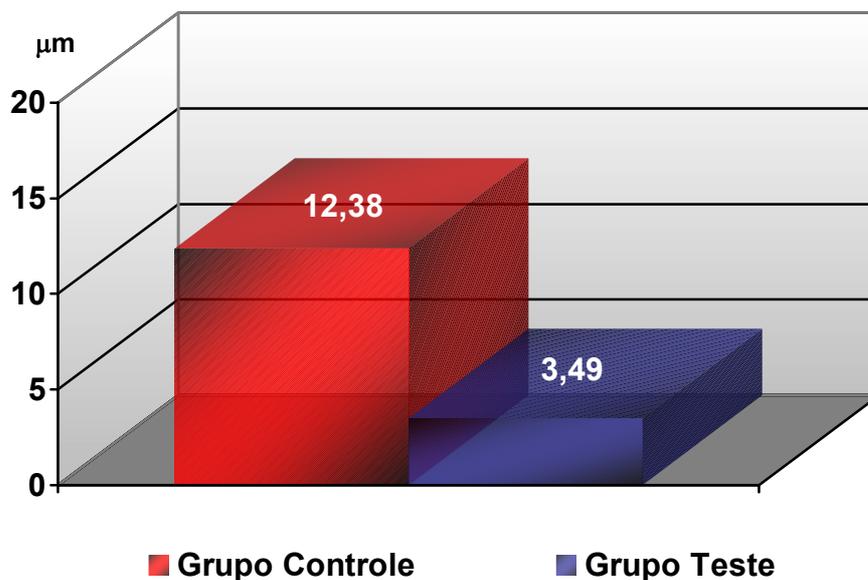


Gráfico 02 - Diferenças entre os momentos inicial e final, para os dois grupos experimentais, expressos em micrometros.

Os valores das diferenças entre os momentos de leitura microscópica dos dois grupos foram submetidos à análise estatística por meio do teste “t” de Student, para grupos independentes. O teste de Mann-Whitney foi aplicado para confirmar os resultados. Estes tratamentos estatísticos estão disponíveis no quadro abaixo.

Quadro 01 – Resultados da análise estatística para as diferenças entre os momentos, dos dois grupos testados.

Teste aplicado	Valor do teste	Valor de p	Significância
“t” de Student	3.12	0.0088	Fortemente significativo
Mann-Whitney	U = 44 U' = 5	0.0111	Fortemente significativo

Esta última análise evidencia que o tratamento térmico, executado sobre o grupo teste, apesar de não ter controlado, mas sim antecipado a alteração dimensional da liga metálica, é importante, pois minimiza significativamente novas distorções que ocorreriam durante os ciclos de cocção da cerâmica.

6 DISCUSSÃO

Após a técnica de osseointegração ter sido empregada por mais de 35 anos na odontologia, uma definição formal do que é uma adaptação aceitável entre prótese e as conexões ainda não foi estabelecida. Implantes osseointegrados suportando próteses fixas estão expostos a cargas dinâmicas e estáticas. As primeiras se devem à mastigação e podem atingir várias magnitudes. As segundas, por outro lado, podem ser induzidas pela tensão nos parafusos protéticos, quando estes suportam uma estrutura desadaptada (BURGUETE et al., 1994; GULBRANSEN, 1994). Encaixes absolutamente perfeitos entre os componentes protéticos, eliminariam virtualmente as tensões estáticas (GOLL, 1991; BINON, 1994; JEMT, 1994; GULBRANSEN, 1994; PAREL, 1994; HURSON, 1995; WEE et al., 1999), as quais podem determinar desconforto aos pacientes, instabilidade significativa no sistema e conseqüente afrouxamento de parafusos, fratura por fadiga dos componentes protéticos e perda óssea marginal ao redor do implante (ADELL et al., 1981; BRANEMARK, 1983; KLINEBERG e MURRAY, 1985; BURGUETE et al., 1994; KALLUS e BESSING, 1994; JEMT, 1994; JEMT e BOOK, 1996; MAY et al., 1997; MICHAELS et al., 1997; JEMT, 1998; WATANABE et al., 2000; GUICHET et al., 2000).

Inúmeras constatações na literatura alertam para o fato de que o perfeito assentamento de estruturas metálicas deteriora-se durante os ciclos térmicos em altas temperaturas, empregados para a aplicação da cerâmica (BRYANT e NICHOLLS, 1979; BRIDGER e NICHOLLS, 1981; CAMPBELL e PELLETIER, 1992; CAMPBELL et al. 1995; ZERVAS et al. 1999).

Empregou-se neste trabalho, técnica de moldagem de arrasto, também conhecida por moldagem com moldeira aberta, levando em consideração que as alterações dimensionais

relacionadas ao uso desta técnica são relativamente menores do que aquelas encontradas em moldagens fechadas com pilares cônicos. Os transferentes quadrados foram unidos com resina dimensionalmente estável (NESS et al., 1992).

Os corpos de prova foram confeccionados com liga metálica de Níquel-Cromo, que juntamente com as ligas de Cobalto-Cromo vêm sendo comumente empregadas na implantodontia. A popularidade destes metais não nobres tem aumentado substancialmente devido às suas propriedades mecânicas vantajosas e ao alto custo das ligas nobres (WU et al., 1991). O uso de ligas metálicas com maior módulo de elasticidade, ou seja, mais rígidas, para a estrutura metálica, ao invés de ligas áureas, permite uma distribuição de estresse mais uniforme no interior da peça, fornecendo uma transferência de carga mais eficiente e duradoura. O emprego destas ligas metálicas reduz o risco de sobrecarga mecânica sobre os parafusos de sustentação da prótese, devido à maior resistência a deformações plásticas desta estrutura sob carga. Esta informação sugere que materiais mais rígidos devem ser empregados para prevenir fracassos protéticos (SERTGÖZ, 1997).

Baseado em artigos anteriores (CARR et al., 1996; JEMT e BOOK, 1996; MICHAELS et al., 1997; SAHIN e CEHRELI, 2001) que verificaram uma tolerância biológica para desadaptações protéticas, é improvável que as médias de desadaptação atingidas com os procedimentos de fabricação descritos nesta pesquisa (54,11µm para o grupo controle e 58,71µm para o grupo teste) possam determinar problemas clínicos significativos, mesmo com as fundições tendo sido realizadas em monobloco, sem posterior separação para soldagem, o que reconhecidamente melhoraria o seu assentamento e reduziria as médias de abertura marginal (BINON, 1994; WATANABE et al., 2000). Entretanto, a análise microscópica evidenciou claramente que estruturas protéticas confeccionadas por meio de fundições não oferecem um padrão regular de superfície metálica, o que compromete diretamente a adaptação marginal entre os componentes. Isto se deve a inúmeros fatores inerentes ao processo de fundição, determinando um resultado final bastante aquém do encontrado em peças que empregam componentes usinados (HURSON, 1995). Contudo, o valor das estruturas que utilizam componentes pré-fabricados torna-se cada dia mais impopular (WU et al., 1991), em virtude da necessidade de serem empregados exclusivamente com ligas nobres, cotadas em moedas internacionais, à mercê da flutuação cambial. O emprego de ligas alternativas nas próteses implanto-suportadas parece ser bastante promissor. Para isso providências devem ser tomadas por parte da comunidade científica, juntamente a

empresas do ramo, no sentido de incentivar o desenvolvimento de componentes protéticos produzidos com tais metais. Isto eliminaria a necessidade de fundição para sua obtenção, permitindo a associação das excelentes características físico-mecânicas destas ligas, a um padrão adequado de superfície e conseqüentemente de adaptação, com preços que possibilitariam a socialização de tratamentos hoje elitizados. Para as empresas fabricantes de componentes protéticos, as ligas alternativas de Níquel-Cromo parecem ser mais atrativas que as de Cobalto-Cromo. Esta afirmação justifica-se pelo fato de apesar de ambas serem bio-compatíveis, semelhantes financeiramente e terem alto módulo de elasticidade, possuem durezas absolutamente diferentes, sendo a liga de Cobalto-Cromo aproximadamente 55% mais dura que a liga de Níquel-Cromo (Dureza Vickers aproximada: Co-Cr – 310VHN / Ni-Cr – 200VHN), o que provavelmente inviabilizaria o emprego da primeira, em virtude da dispendiosa manutenção das fresadoras (BEGO, 2002).

A presença de Berílio nas ligas de Níquel-Cromo melhora consideravelmente a resistência de união da porcelana (WU et al., 1991). Optou-se nesta investigação, pela utilização de liga livre de Berílio, já que a presença deste componente é bastante discutível, pela sua toxicidade e potencial carcinogênico. Empregou-se liga contendo 59,6% de Níquel e 24% de Cromo em sua composição, o que garante resistência à corrosão e evita a liberação de Níquel na cavidade bucal, tornando-a inquestionavelmente bio-compatível (BEGO, 2002).

A força para o aperto dos parafusos que sustentam a estrutura às conexões, tem um efeito importante na mensuração vertical de desadaptações. Torquímetros manuais, mesmo com os menores valores de torque disponíveis (10N/cm), são capazes de mascarar consideravelmente desadaptações verticais na interface prótese-conexão (ZERVAS et al., 1999; JEMT, 1998; GUICHET et al., 2000). Conduzir o aperto dos parafusos manualmente, até que a primeira resistência fosse encontrada, sempre pelo mesmo investigador (ZERVAS et al. 1999) pareceu um tanto quanto arriscado em função da dificuldade em padronizar os apertos. Nesta análise, realizou-se adaptação em torquímetro manual (Catraca torquímetro - Neodent - Curitiba, Brasil) limitando o torque em 02N/cm. Desta maneira padronizou-se o aperto dos parafusos, sem contudo mascarar desajustes verticais.

Somente a simulação das queimas para aplicação da cerâmica foi realizada, considerando-se as metodologias e conclusões de diversos pesquisadores (DE HOFF e ANUSAVICE, 1984; ANUSAVICE e CARROLL, 1987; CAMPBELL e PELLETIER, 1992)

as quais não indicam alteração dimensional significativa resultante da aplicação do opaco, aplicação da porcelana e glazeamento. A diferença de coeficiente de expansão térmica entre metal e porcelana, não pode ser considerada fator etiológico primário na alteração dimensional do metal. Esta ocorre devido a fatores relacionados ao tratamento térmico do metal. Portanto, a presença da porcelana não modificaria os resultados desta pesquisa.

É muito provável que a liberação do estresse retido durante a solidificação da liga, ocorra no seu aquecimento inicial, e este seja um dos principais fatores responsáveis pela alteração dimensional (KULMER et al., 1978; CAMPBELL e PELLETIER, 1992; GEMALMAZ et al., 1996). Além disso, o estresse superficial induzido durante a usinagem da estrutura metálica, é liberado quando esta é submetida ao primeiro ciclo térmico. Portanto alguns autores (GEMALMAZ et al., 1996; TERADA e HIRAYASU, 1989; CAMPBELL et al., 1995) recomendam que a usinagem seja realizada antes do condicionamento térmico proposto, permitindo que o estresse, tanto da solidificação da liga como o de sua usinagem, sejam liberados com as peças suportadas pelo revestimento. Neste experimento, investigou-se o efeito de tratamento térmico realizado, submetendo-se as estruturas metálicas, ainda no interior do revestimento, à temperatura sugerida pelo fabricante, para o primeiro ciclo de queima da porcelana (aplicação da primeira camada de opaco) durante vinte minutos, visto que o metal empregado (Wironia – Bego - Bremen, Alemanha) não requer oxidação. No caso de utilização de ligas que necessitem ser oxidadas, o condicionamento deverá ser realizado durante o mesmo período de tempo (20min), na temperatura recomendada para este ciclo (KULMER et al., 1978; CAMPBELL e PELLETIER, 1992; CAMPBELL et al., 1995; GEMALMAZ et al., 1996). Desta maneira, simplifica-se o procedimento, tornando-o acessível, levando em consideração que para usinar as peças previamente, haveria necessidade de remoção e reposição destas no revestimento, o que consumiria tempo e causaria perda adicional de metal, em decorrência dos jateamentos para nova remoção do revestimento (GEMALMAZ et al., 1996). A importância do desenvolvimento de mecanismos de controle da alteração dimensional em estruturas metálicas implanto-suportadas se deve em função da busca por um assentamento perfeito destas, eliminando o estresse estático gerado sobre o sistema. Entretanto, os resultados deste estudo reafirmam a maioria das pesquisas anteriores (KLINEBERG e MURRAY, 1985; JEMT, 1994; JEMT, 1996; CARR e TOTH, 1996; JEMT e BOOK, 1996; WEE et al., 1999; SAHIN e CEHRELI, 2001), mostrando que nenhuma estrutura metálica apresentou completo assentamento sob a análise microscópica.

A análise de variância e as comparações individuais feitas pelo teste "t" de Bonferroni sugerem que a técnica empregada não reduziu significativamente as alterações dimensionais geradas pelo calor no grupo teste. A interpretação dos resultados evidencia uma antecipação de alteração dimensional neste grupo, visto que seus valores médios de desadaptação antes das queimas (55,22 μ m), são estatisticamente semelhantes aos valores médios de desajuste do grupo controle após as queimas (54,11 μ m). Além disso, a comparação dos valores finais de desadaptação dos dois grupos demonstra equivalência estatística. Portanto, o grupo teste iniciou e terminou as leituras microscópicas com praticamente toda a alteração dimensional já manifestada, gerada no momento do condicionamento térmico, enquanto o grupo controle teve a alteração dimensional registrada somente na segunda mensuração, ou seja, após as queimas convencionais. O condicionamento térmico com as peças revestidas parece apresentar efetividade somente para finas margens de casquetes confeccionados com metais nobres (KULMER ET AL., 1978; CAMPBELL e PELLETIER, 1992; CAMPBELL et al., 1995; GEMALMAZ et al., 1996), não minimizando as alterações dimensionais das estruturas desenvolvidas para esta pesquisa. Novos estudos, com o objetivo de averiguar o comportamento de estruturas semelhantes confeccionadas com ligas nobres, submetidas ao tratamento térmico proposto neste estudo, fazem-se necessários.

Por outro lado, os resultados dos testes "t" de Student e Mann-Whitney, que compararam os valores das diferenças entre os dois momentos de leitura microscópica dos grupos isoladamente, desconsiderando as diferenças encontradas no momento inicial de cada um, apontam para expressivo controle de alteração dimensional (71,8%) no grupo que sofreu o condicionamento térmico. Tal constatação confirma outras investigações (CAMPBELL et al., 1995; ZERVAS et al., 1999), que recomendam o tratamento térmico da estrutura metálica, ou simplesmente a sua oxidação, antes da prova em boca, para que se possa avaliar com maior exatidão o assentamento das mesmas, em um estágio que ainda permite correção (secção e soldagem). Seria no mínimo imprudente deixar que toda esta alteração dimensional se manifeste após a aplicação da cerâmica, quando se tornaria impraticável qualquer procedimento corretivo.

De acordo com as evidências científicas atuais, mesmo com a eficácia da tecnologia dental contemporânea, usada na confecção das estruturas protéticas, conclui-se que o assentamento passivo absoluto não pode ser alcançado (SAHIN e CEHRELI, 2001). Isto significa que o conceito de passividade fornece ideais teóricos necessários, mas a sua

realização é impossível. O uso de procedimentos meticulosos e precisos ainda é recomendado para a obtenção do melhor assentamento possível das próteses implanto-suportadas. O papel da desadaptação no sucesso ou fracasso da osseointegração está longe de ser respondido. Neste momento, mais conhecimento é necessário a respeito das complicações biológicas e mecânicas determinadas por próteses desadaptadas, submetidas a cargas estáticas e dinâmicas de diferentes níveis e duração.

7 CONCLUSÃO

De acordo com os resultados obtidos e a subsequente análise estatística a que foram submetidos, as seguintes conclusões parecem oportunas:

1. Este estudo confirmou a alteração dimensional de estruturas metálicas implanto-suportadas de Níquel-Cromo, durante os ciclos térmicos para aplicação da cerâmica;
2. A alternativa técnica que preconiza o condicionamento térmico destas estruturas metálicas previamente às queimas convencionais da cerâmica, não apresenta resultado na redução da alteração dimensional do metal;
3. O condicionamento térmico de estruturas metálicas de próteses sobre implantes, realizado previamente à prova em boca, permite avaliar o assentamento das mesmas com a maior parte da alteração dimensional já manifestada e assim minimizar as distorções pós-cerâmica, não passíveis de correção.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS⁵

ADELL, R. et al. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **Int. J. Oral Surg.**, Copenhagen, v.10, n.6, p.387-416, Dec. 1981.

ANUSAVICE, K. J.; CARROLL, J. E. Effect of incompatibility stress on the fit of metal ceramic crowns. **J. Dent. Res.**, Washington, v.66, n.8, p.1341-1345, Aug. 1987.

BEGO nickel-chrome alloys: clinically proven and safe. Disponível em: <<http://www.bego.com/english/html/kunde/keramik/04.html>>. Acesso em: 14 ago. 2002.

BINON, P. P. Current issues forum: 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.470-471, 1994

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.

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

BRIDGER, D. V.; NICHOLLS, J. I. Distortion of ceramometal fixed partial dentures during the firing cycle. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.45, n.5, p.507-514, May 1981.

BRYANT, R. A.; NICHOLLS, J. I. Measurement of distortions in fixed dentures resulting from degassing. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.42, n.5, p.515-520, Nov. 1979.

CAMPBELL, S. D. ; PELLETIER, L. B. Thermal cycling distortion of metal ceramics: Part I - metal collar width. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.67, n.5, p.603-608, May 1992.

_____. Thermal cycling distortion of metal ceramics: Part II – etiology. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.68, n.2, p.284-289, Aug. 1992.

CAMPBELL, S. D. et al. Effects of firing cycle and surface finishing on distortion of metal ceramic castings. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.74, n.5, p.476-481, Nov. 1995.

⁵ Baseada na NBR 6023 da ABNT: julho/2001.

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

CARR, A. B. ; TOTH, B. Fit discrimination of implant frameworks by experienced clinicians. **J. Dent. Res.**, Washington, v.75, n.1, p.183, 1996. Abstract 1321.

DeHOFF, P.H.; ANUSAVICE, K. J. Effect of metal design on marginal distortion of metal-ceramic crowns. **J. Dent. Res.**, Washington, v.63, n.11, p.1327-1331, Nov. 1984.

GEMALMAZ, D. et al. Distortion of metal-ceramic fixed partial dentures resulting from metal-conditioning firing. **Quintessence Int.**, Berlin, v.27, n.3, p.193-201, Mar. 1996.

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

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

GULBRANSEN, H. J. Current issues forum: 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. 472-473, 1994.

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

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

JEMT, T. Current issues forum: 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. 471-472, 1994.

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

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

JEMT, T.; LEKHOLM, U. Measurements of bone and frame-work deformations induced by misfit of implant superstructures: a pilot study in rabbits. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v.9, n.4 , p.272-280, Aug. 1998.

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

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

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

KULMER, S. et al. Dimensionänderungen der kronendurchmesser von metallkeramikronen während des oxydglühens. **Osterr. Z. Stomatol.**, v.75, p.408-410, 1978.

MAY, K. B. 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.

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

NAERT, I. et al. A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.67, n.2, p.236-245, Feb. 1992.

NESS, E. M. et al. Accuracy of the acrylic resin pattern for the implant-retained prosthesis. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.5, n.6, p.542-549, Nov./Dec. 1992.

NICHOLLS, J. I. The Measurement of distortion: theoretical considerations. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.37, n.5, p.578-586, May 1977.

PAPAZOGLU, E.; BRANTLEY, W. A.; JOHNSTON, W. M. Evaluation of high-temperature distortion of high-palladium metal-ceramic crowns. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.85, n.2, p.133-140, Feb. 2001.

PAREL, S. Current issues forum: 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. 473-474, 1994.

PHILLIPS, R. W. Porcelana dentária. In: _____. **Materiais dentários de Skinner**. 8. ed. Rio de Janeiro: Ed. Guanabara, 1986. Cap. 31. p.367-388.

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

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

TERADA, Y.; HIRAYASU, R. Radiographic stress measurement of two metal ceramic gold alloys. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.2, n.2, p.123-127, Mar./Apr. 1989.

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.

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.

WU, Y. et al. The effect of oxidation heat treatment on porcelain bond strength in selected base metal alloys. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.66, n.4, p.439-444, Oct. 1991.

ZERVAS, P. J. et al. Distortion of three-unit implant frameworks during casting, soldering, and simulated porcelain firings. **J. Prosthodont.**, Philadelphia, v.8, n.3, p.171-179, Sept. 1999.

ANEXOS

ANEXO 1

	Grupo Controle / Pilar 33 / Momento 01						Grupo Controle / Pilar 43 / Momento 01					
	Vestibular			Lingual			Vestibular			Lingual		
	Mesial	Central	Distal	Mesial	Central	Distal	Mesial	Central	Distal	Mesial	Central	Distal
Corpo 01	51	48.3	20.9	17	25.3	70.1	46.2	-	-	-	-	32.3
Corpo 02	53.7	41.8	19.4	23.8	22.2	26	38.8	61.7	65.6	74.4	73.6	25.7
Corpo 03	55.2	25.4	08.2	00,0	35.5	68.6	-	-	40.3	-	-	25.4
Corpo 04	68.6	44.8	43.3	23.9	30.1	47.7	-	80.6	29.8	-	26,0	38.8
Corpo 05	47.7	38.4	40.5	-	81.8	69.4	-	32.8	18.6	65.9	50.4	14.6
Corpo 06	50.6	26.2	6.34	51.6	29.4	21.3	42.0	32,6	40.5	29.5	13.8	13.2
Corpo 07	-	-	-	37.0	36.1	67.8	70.1	-	-	41.8	-	-

Obs. Medições obtidas em micrometros. Espaços sem números identificam pontos que não puderam ser mensurados em função de falhas de fundição.

	Grupo Teste / Pilar 33 / Momento 01						Grupo Teste / Pilar 43 / Momento 01					
	Vestibular			Lingual			Vestibular			Lingual		
	Mesial	Central	Distal	Mesial	Central	Distal	Mesial	Central	Distal	Mesial	Central	Distal
Corpo 01	50.9	71.6	29.8	77.5	86.5	88	53.7	-	-	84.6	71.6	71.6
Corpo 02	80.2	-	57.8	82.8	-	76.4	-	-	68.6	-	67.1	40.3
Corpo 03	59.7	52.2	47.7	-	68.6	-	56,0	58,2	-	-	-	47,7
Corpo 04	-	62.7	37.6	69.4	-	-	67.9	-	-	-	40.7	19.6
Corpo 05	27.7	31.1	37.6	66.3	85.9	-	60.1	-	-	-	87.0	67.9
Corpo 06	-	-	14.9	43.3	52.6	-	-	-	-	-	85.7	47.0
Corpo 07	-	-	85.7	51.8	51.8	-	21.3	-	-	-	58.0	49.2

Obs. Medições obtidas em micrometros. Espaços sem números identificam pontos que não puderam ser mensurados em função de falhas de fundição.

ANEXO 2

	Grupo Controle/Pilar 33/Momento 02						Grupo Controle/Pilar 43/Momento02					
	Vestibular			Lingual			Vestibular			Lingual		
	Mesial	Central	Distal	Mesial	Central	Distal	Mesial	Central	Distal	Mesial	Central	Distal
Corpo 01	51.3	51.5	29.1	32.4	24.6	77.0	61.9	-	-	-	-	63.5
Corpo 02	52.2	48.5	21.0	43.1	90.4	90.4	40.2	41.0	42.7	26.5	31.0	28.0
Corpo 03	60.0	39.2	27.9	20.9	54.8	87.7	-	-	48.9	-	-	23.9
Corpo 04	68.3	51.1	51.1	32.5	42.4	70.0	82.5	106.0	72.6	-	72.8	81.6
Corpo 05	46.0	50.3	48.9	-	95.2	74.2	-	41.1	32.4	71.0	54.0	25.6
Corpo 06	55.2	25.9	11.5	74.6	55.0	40.2	48.0	50.8	40.9	33.7	26.6	27.9
Corpo 07	-	-	-	56.4	45.1	81.7	92.8	-	-	62.5	-	-

Obs. Medições obtidas em micrometros. Espaços sem números identificam pontos que não puderam ser mensurados em função de falhas de fundição.

	Grupo Controle/Pilar 33/Momento 02						Grupo Controle/Pilar 43/Momento02					
	Vestibular			Lingual			Vestibular			Lingual		
	Mesial	Central	Distal	Mesial	Central	Distal	Mesial	Central	Distal	Mesial	Central	Distal
Corpo 01	48.7	65.4	24.9	81.9	84.7	60.1	57.8	-	-	70.0	93.0	80
Corpo 02	82.7	-	48.9	81.7	-	98.1	-	-	66.5	-	60.5	40.8
Corpo 03	80.6	62.7	65.6	-	74.6	-	52.2	47.2	-	-	-	51.1
Corpo 04	-	59.7	40.3	77.7	-	-	77.1	-	-	-	55.1	22.6
Corpo 05	28.2	40.4	36.1	86.4	93.6	-	69.2	-	-	-	93.3	72.0
Corpo 06	-	-	20.6	43.3	66.6	-	-	-	-	-	74.6	50.7
Corpo 07	-	-	92.5	48.7	36.8	-	27.4	-	-	-	75.7	53.5

Obs. Medições obtidas em micrometros. Espaços sem números identificam pontos que não puderam ser mensurados em função de falhas de fundição.

FICHA CATALOGRÁFICA

V331a Vasconcellos, Diego Klee de
em Avaliação de técnica para controle da alteração dimensional té
estruturas metálicas de próteses sobre implantes: estudo *in vitro*
/ Diego Klee de Vasconcellos ; orientador Antônio Carlos
Cardoso. – Florianópolis, 2002.
64f. : il.

Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Santa
Catarina, Programa de Pós-Graduação em Odontologia.
Mestrado Fora da Sede – UNIVILLE, 2002.

Inclui bibliografia.

1. Implantes dentários. 2. Próteses e implantes. 3. Prótese
dentária fixada por implante. 4. Porcelana dentária. I. Cardoso,
Antonio Carlos. II. Universidade Federal de Santa Catarina.
Programa de Pós-Graduação em Odontologia. II. Título.

CDU 616.314-089.843

