UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

**AVALIAÇÃO DA PRECISÃO DA ADAPTAÇÃO DE PRÓTESES SOBRE
IMPLANTES, FUNDIDAS EM MONOBLOCO, COM LIGAS DE Ni-Cr e
Co-Cr e em Ti cp, ANTES E APÓS SOLDAGEM A LASER E APÓS A
SIMULAÇÃO DA APLICAÇÃO DE CERÂMICA**

RODRIGO TIOSSI

RIBEIRÃO PRETO

2006

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

RODRIGO TIOSSI

**AVALIAÇÃO DA PRECISÃO DA ADAPTAÇÃO DE PRÓTESES SOBRE
IMPLANTES, FUNDIDAS EM MONOBLOCO, COM LIGAS DE Ni-Cr e
Co-Cr e em Ti cp, ANTES E APÓS SOLDAGEM A LASER E APÓS A
SIMULAÇÃO DA APLICAÇÃO DE CERÂMICA**

Dissertação apresentada ao Curso de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Odontologia, Área de Concentração: Reabilitação Oral.

Orientador: **Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro**

RIBEIRÃO PRETO

2006

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

FICHA CATALOGRÁFICA

Tiossi, Rodrigo

Avaliação da precisão da adaptação de próteses sobre implantes, fundidas em monobloco, com ligas de Ni-Cr e Co-Cr e em Ti cp, antes e após soldagem a laser e após a simulação da aplicação de cerâmica.

131 p.: il.; 30 cm

Dissertação de Mestrado, apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto / USP – Depto. de Materiais Dentários e Prótese – Área de Concentração: Reabilitação Oral.

Orientador: Ribeiro, Ricardo Faria

1. Prótese dentária fixada por implantes; 2. Ligas dentárias; 3. Soldagem a laser.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Rodrigo Tiossi

Avaliação da precisão da adaptação de próteses sobre implantes, fundidas em monobloco, com ligas de Ni-Cr e Co-Cr e em Ti cp, antes e após soldagem a laser e após a simulação da aplicação de cerâmica.

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de
Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção
do título de Mestre.

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Aprovado em: ____ / ____ / 2006

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Os procedimentos para obtenção dos corpos de prova, soldagem a laser e simulação dos ciclos de queima da cerâmica deste trabalho foram executados no Laboratório de Solda Laser e Análise de Corrosão do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo.

Aos meus pais, **Amilton e Ângela**, que me apoiaram e me guiaram por toda vida, e me ajudaram, mesmo que indiretamente, na realização deste trabalho. Pela mão que sempre esteve estendida a mim. Meus pais me fizeram enxergar os caminhos. Meus passos nunca seriam os mesmos sem eles. Mesmo nas horas difíceis, em que muitas vezes relutei, eles me mostraram o valor da vida e me conduziram ao caminho mais certo: o conhecimento é algo que carregamos para o resto da vida e ninguém pode nos tirar.

Aos meus irmãos **Renato e Vanessa** cuja amizade e carinho que a mim destinam. Agradeço ao ombro amigo, o qual posso sempre contar, e pela força que vocês me oferecem em me fazer erguer os olhos em todas as situações e em todos os momentos.

À minha namorada **Fernanda**, por me acompanhar e ajudar em todos os momentos da realização deste trabalho e por me mostrar o que é realmente importante.

À todas estas pessoas,

dedico este trabalho.

Ao Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro

Cuja sabedoria me proporcionou um grande aprendizado, esta que obtive em todas as orientações, me oferecendo tranquilidade e habilidade para desempenhar o trabalho. Sempre prestativo e atencioso, com sua dedicação, me ajudou a abrir um leque de conhecimentos. Além de excelente professor, gostaria também de colocar a pessoa maravilhosa que o Ricardo é, e que através da sua humildade e simpatia sabe ser cativante. Posso dizer que tenho um grande amigo.

Meus agradecimentos à empresa **Conexão Sistemas de Prótese**, que gentilmente cedeu os componentes com os quais foi realizado este trabalho.

Em especial à **Sisleide Pejão de Souza**, **Roberto Terçariol** e **João Carlos Meirelles**, que sempre se mostraram prestativos quanto às necessidades e dificuldades encontradas ao longo deste trabalho e prontamente se dispuseram a ajudar.

Ao meu **tio José Luiz**, que sempre me apoiou e torceu por mim. Ele que acompanhou toda minha trajetória e me deu força em todos os momentos.

À toda minha família, pela amizade, dedicação e companheirismo.

À **Profa. Dra. Maria da Glória Chiarello de Mattos** que sempre tão bem me acolheu e apoiou em todos os momentos e também pela orientação durante o Programa de Aperfeiçoamento ao Ensino (PAE).

A todos os professores que contribuíram para minha formação, serei eternamente grato a todos vocês.

Aos professores: **Rossana Pereira de Almeida Antunes e Simone Cecílio Hallak Regalo**, que fizeram parte de minha banca na aula de qualificação e sempre se mostraram dispostas a ajudar.

A todos os funcionários da FORP que sempre me atenderam muito bem, em especial a **Regiane de Cássia Tirado Damasceno, Ana Paula Xavier, Ana Paula Macedo, Luiz Sérgio Soares, Marcelo Aparecido Vieira, Lício Firmino Júnior, José de Godoi Filho, Fernando Schiavetto, Isabel Cristina Galino Sola, Regiane Cristina Moi Sacilotto e Paulo Sérgio Ferreira**.

Agradeço especialmente aos funcionários do Departamento de Materiais Dentários e Prótese e da Pós-Graduação

Aos amigos de pós-graduação: **Gustavo, Hilmo, Cássio, João Paulo, Rodrigo, Adriana, Virgílio, Menani, Lílian**.

O meu agradecimento!

RESUMO

TIOSSI, R. Avaliação da precisão da adaptação de próteses sobre implantes, fundidas em monobloco, com ligas de Ni-Cr e Co-Cr e em Ti cp, antes e após soldagem a laser e após a simulação da aplicação de cerâmica. 2006. 131p. Dissertação Mestrado, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.

O objetivo deste estudo foi avaliar o assentamento passivo de supra-estruturas de próteses fixas implanto-suportadas de três elementos, fundidas em titânio comercialmente puro e em ligas à base de Ni-Cr e Co-Cr. Para esta análise foi utilizado o método de Sheffield (EISENMAN, 1997), e as leituras foram realizadas num microscópio óptico comparador (Nikon, Japão). Foram utilizados dois implantes de hexágono interno Master Conect AR (Conexão Sistemas de Prótese, Brasil). Os dados foram submetidos à análise de variância (ANOVA) e também ao teste complementar de Tukey-Kramer. A análise dos dados permitiu concluir que: as interfaces, quando os três grupos foram analisados em monobloco e com os dois parafusos apertados, foram mais satisfatórias para o grupo fundido em liga de Ni-Cr ($25,00 \pm 7,92\mu\text{m}$), apesar deste grupo não ser estatisticamente diferente dos outros dois (Co-Cr: $54,23 \pm 37,10\mu\text{m}$ e Ti cp: $48,41 \pm 26,69\mu\text{m}$). No teste do parafuso único os três grupos também foram estatisticamente iguais, com os seguintes resultados, no lado parafusado: Co-Cr: $35,01 \pm 27,76\mu\text{m}$, Ni-Cr: $20,13 \pm 7,97\mu\text{m}$, e Ti cp: $22,28 \pm 17,29\mu\text{m}$, e no lado contrário: Co-Cr: $118,64 \pm 91,48\mu\text{m}$, Ni-Cr: $70,66 \pm 20,88\mu\text{m}$, e Ti cp: $118,56 \pm 51,35\mu\text{m}$. Neste mesmo estudo também se realizou a secção das peças e posterior soldagem a laser. A soldagem foi conduzida na máquina Desktop Laser (Dentaurum, Alemanha). A análise do assentamento passivo foi novamente realizada pelo método de Sheffield e as leituras foram feitas no microscópio óptico comparador (Nikon). O procedimento de separação das peças em monobloco e posterior soldagem a laser resultou em diminuição estatisticamente significativa nos níveis de desajuste quando analisadas as peças com os dois parafusos apertados para o grupo fundido em liga de Co-Cr ($21,49 \pm 9,08\mu\text{m}$). Para os outros dois grupos, liga de Ni-Cr ($13,10 \pm 1,81\mu\text{m}$) e Ti cp ($17,70 \pm 11,70\mu\text{m}$), os resultados não apresentaram diferenças estatisticamente significantes, apesar de apresentarem menores níveis de desajuste marginal. No teste do parafuso único e leitura no lado oposto, apenas o grupo fundido em liga de Ni-Cr ($19,81 \pm 7,36\mu\text{m}$) não apresentou diferença estatisticamente significativa quando comparado à fundição em monobloco. Os grupos em liga de Co-Cr ($41,02 \pm 26,15\mu\text{m}$) e em Ti cp ($40,42 \pm 27,14\mu\text{m}$) apresentaram diferenças estatisticamente significantes após a soldagem a laser. Na leitura no lado apertado os três grupos foram estatisticamente iguais. A simulação dos ciclos de queima da cerâmica não provocou alterações significativas nas interfaces analisadas sob todas as condições de leitura e aperto dos parafusos. Os grupos fundidos em ligas de Co-Cr e em Ti cp, quando analisados com apenas um parafuso apertado e as leituras realizadas no lado oposto, apresentaram diminuição dos níveis de ajuste, sendo $26,42 \pm 8,67\mu\text{m}$, após a simulação, quando era $41,02 \pm 26,15\mu\text{m}$ após soldagem a laser para o primeiro e, $40,42 \pm 27,14\mu\text{m}$ e $28,05 \pm 20,89\mu\text{m}$, antes e após a simulação, para o segundo, porém sem diferenças estatisticamente significantes.

Palavras-chave: Prótese dentária fixada por implantes; Ligas dentárias; Soldagem a laser.

ABSTRACT

TIOSSI, R. Evaluation of the precision of fit of one-piece implant-retained and supported prostheses cast in Ni-Cr and Co-Cr alloys and Cp Ti, before and after laser welding and after simulated porcelain firing cycles. 2006. 131p. Dissertation, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.

The purpose of this study was to evaluate the precision of fit of three-element implant-retained and supported frameworks, cast in Ni-Cr- and Co-Cr alloys and commercially pure titanium (Cp Ti). The Sheffield's test (EISENMAN, 1997) was used to analyze the marginal interfaces, and the readings executed in an optic microscope (Nikon, Japan). Two Master Conect AR (Conexão Sistemas de Prótese, Brazil) internal-hexagon implant systems were used. Data were submitted to analysis of variance (ANOVA) with complementary Tukey-Kramer's test. Data analysis showed that: the interfaces, when analyzed as a one-piece casting and with both screws tightened, were better for the group cast in Ni-Cr alloy ($25.00 \pm 7.92\mu\text{m}$), though not statistically different from the two other groups (Co-Cr: $54.23 \pm 37.10\mu\text{m}$ e Cp Ti: $48.41 \pm 26.69\mu\text{m}$). In the single screw tightened test the three groups showed no statistical difference, with the following results, on the tightened side: Co-Cr: $35.01 \pm 27.76\mu\text{m}$, Ni-Cr: $20.13 \pm 7.97\mu\text{m}$, and Cp Ti: $22.28 \pm 17.29\mu\text{m}$, and on the opposite side: Co-Cr: $118.64 \pm 91.48\mu\text{m}$, Ni-Cr: $70.66 \pm 20.88\mu\text{m}$, and Cp Ti: $118.56 \pm 51.35\mu\text{m}$. On this same study, the one-piece castings were sectioned and laser welded. The laser welding was executed with the Desktop Laser (Dentaurum, Germany) machine. The Sheffield's test was used to analyze the passive fit, and the readings executed in an optic microscope (Nikon). The procedure of sectioning the one-piece castings and its later laser welding presented statistically significant lower levels of misfit when the castings were analyzed with both screws tightened for the group cast in Co-Cr alloy ($21.49 \pm 9.08\mu\text{m}$). For the other two groups, Ni-Cr alloy ($13.10 \pm 1.81\mu\text{m}$) and Cp Ti ($17.70 \pm 11.70\mu\text{m}$), results presented no statistically significant differences, though showed lower levels of marginal fit. In the single screw tightened test and readings made on the opposite side, only the group cast on Ni-Cr alloy ($19.81 \pm 7.36\mu\text{m}$) didn't present statistically significant lower levels of misfit when compared to single-piece castings. The Co-Cr alloy ($41.02 \pm 26.15\mu\text{m}$) and the Cp Ti ($40.42 \pm 27.14\mu\text{m}$) groups showed statistically significant differences after laser welding. The reading on the screwed side detected that the three groups were statistically the same. Simulation of the porcelain firing cycles did not develop any significant differences on the analyzed interfaces under all readings and screw tightening conditions. The groups cast in Co-Cr alloy and Cp Ti, when analyzed with only one screw tightened and the readings executed on the opposite side, presented lower levels of misfit, being $26.42 \pm 8.67\mu\text{m}$, after simulation, when was $41.02 \pm 26.15\mu\text{m}$ after laser welding for the first and, $40.42 \pm 27.14\mu\text{m}$ and $28.05 \pm 20.89\mu\text{m}$, before and after, for the second, though not showing any statistically significant differences.

Key-words: Implant supported dental prosthesis; Dental alloys; Laser welding.

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

1. INTRODUÇÃO.....	16
2. REVISÃO DA LITERATURA.	20
2.1 Estudo das ligas e sua biocompatibilidade.....	21
2.2 Adaptação passiva e desajuste das próteses.....	24
2.3 Métodos para obter passividade.....	32
2.4 Efeitos dos ciclos de queima da cerâmica nos metais e estruturas de prótese.	45
3. PROPOSIÇÃO.....	52
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	54
4.1 Obtenção da base do corpo-de-prova.....	55
4.2 Enceramento dos corpos-de-prova.....	56
4.3 Inclusão e fundição.....	58
4.4 Análise Radiográfica.....	60
4.5 Leituras e obtenção dos dados.....	61
4.6 Soldagem a laser das peças.....	62
4.7 Análise do assentamento passivo após a soldagem a laser.....	63
4.8 Tratamento do metal (degaseificação).....	63
4.9 Simulação da queima da cerâmica nas peças.....	64
4.10 Reavaliação do assentamento passivo das peças.....	65
4.11 Análise estatística.....	65

5. RESULTADOS.....	67
5.1 Resultados obtidos nas interfaces do lado apertado, com apenas o implante 1 parafusado.....	75
5.2 Resultados obtidos nas interfaces do implante 2, com o implante 1 parafusado.....	76
5.3 Resultados obtidos nas interfaces dos dois implantes e ambos parafusados.....	77
5.4 Radiografias das estruturas metálicas antes e após os procedimentos de soldagem.....	79
6. DISCUSSÃO.....	81
7. CONCLUSÕES.....	91
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	94
APÊNDICE A.....	105
APÊNDICE B.....	125

1 – INTRODUÇÃO

Com o crescente uso das próteses implanto-suportadas, surge a intensa preocupação com a precisão da adaptação destas próteses, uma vez que a adaptação passiva destas próteses levará ao sucesso longitudinal dessas reabilitações protéticas. Por adaptação passiva, define-se o contato máximo entre a base da infra-estrutura metálica e os pilares intermediários sem gerar tensões entre estes e/ou nos parafusos de sustentação.

É de grande importância o assentamento da prótese com total passividade aos implantes ou pilares intermediários pois, uma prótese mal adaptada, produz sobrecarga aos elementos mecânicos do sistema, podendo resultar em perda ou fratura dos parafusos de ouro, dos parafusos do intermediário ou até do próprio implante, podendo afetar, também, os elementos biológicos, levando à perda da osseointegração (APARICIO, 1994). Entretanto, de acordo com a literatura atual, um assentamento passivo absoluto não tem sido encontrado nas últimas três décadas (SAHIN & CEHRELI, 2001).

Ainda, de acordo com JEMT *et al.*, em 1996, adaptação passiva seria aquela onde não ocorressem complicações clínicas ao longo dos anos, e valores inferiores a 100µm de desadaptação seriam aceitáveis. Essa passividade pode ser mais facilmente encontrada entre os implantes e seus intermediários, por serem componentes usinados. Entretanto, o problema ocorre entre os intermediários e a infra-estrutura metálica, devido ao fato desta última não ser usinada e necessitar de procedimentos de moldagem, enceramento, fundição, acabamento, polimento e aplicação do componente estético durante sua confecção.

A distorção posicional dos cilindros durante a confecção de uma infra-estrutura metálica está adicionada a uma resultante de distorções denominada de Equação de Distorção (WEE *et al.*, 1999). Sendo a soma desta equação igual a zero, um assentamento passivo é conseguido. Os fatores que contribuem para a ocorrência dessas distorções incluem: a técnica e o material de moldagem utilizados; a obtenção do modelo mestre; a confecção do padrão de cera; os procedimentos de fundição realizados; a aplicação da porcelana ou resina acrílica

sobre a infra-estrutura e a entrega da prótese, momento onde deve ser avaliado, pelo clínico, embora subjetivamente, o assentamento obtido.

Por outro lado, existem procedimentos que podem ser utilizados, visando minimizar tais distorções, como a soldagem a laser, a eletroerosão sobre o modelo mestre e/ou na confecção final da peça e a verificação da compatibilidade do modelo mestre com a situação real.

A soldagem a laser, com o desenvolvimento de equipamentos de menor custo e de maior simplificação técnica, permite sua utilização na soldagem de infra-estruturas de próteses parciais fixas e, com a necessidade de um assentamento passivo das próteses sobre implantes, este tipo de soldagem está sendo mais utilizado. Entre as suas vantagens pode-se enumerar a economia de tempo laboratorial, devido à soldagem ser feita diretamente sobre o modelo mestre; potencialmente, todos os metais podem ser soldados, particularmente o titânio; a resistência das uniões soldadas é comparável à da liga de origem; pode ser realizada em regiões de difícil acesso e também após a aplicação da resina acrílica ou porcelana, sem causar danos às mesmas (SOUZA *et al.*, 2000; BERTRAND *et al.*, 2001).

A soldagem a laser também apresenta algumas desvantagens: necessidade de atmosfera especial de gás argônio; há problemas na soldagem de materiais com alta reflexão ao feixe e alta condutibilidade térmica; e ocorre a fragilização e formação de porosidades no cordão de solda devido à rápida solidificação do metal após a solda (SOUZA *et al.*, 2000).

Alguns trabalhos também mostram que a aplicação de cerâmica em próteses parciais fixas pode provocar distorções na adaptação destas próteses, fazendo com que o ajuste marginal inicial seja perdido após o processo de queima da cerâmica (GEMALMAZ *et al.*, 1998; GOOSSENS *et al.*, 2003). As causas destas distorções incluem o tipo da liga utilizada, formação de óxidos de metal na superfície da liga, contração de queima da cerâmica, diferenças entre o coeficiente de expansão térmica da cerâmica e da liga utilizadas, sub-

estrutura dos componentes utilizados, preparo do dente ou formato da prótese e liberação de tensões geradas na liga metálica durante sua fundição (CAMPBELL *et al.*, 1995).

Devido à necessidade de maior documentação científica sobre a precisão de adaptação e a ocorrência de um assentamento passivo das próteses implanto-suportadas, este estudo tem por objetivo avaliar e comparar a precisão de adaptação das interfaces de infra-estruturas metálicas produzidas em titânio comercialmente puro, liga de Ni-Cr e liga de Co-Cr sobre implantes osseointegrados. E ainda, avaliar sua adaptação após a secção das peças e soldagem a laser, e após a simulação da aplicação da cerâmica.

2 – REVISÃO DA LITERATURA

2.1 - Estudo das ligas e sua biocompatibilidade:

Em 1985, PARR *et al.* enumeraram aspectos importantes acerca do titânio e suas ligas, que apresentam algumas propriedades mecânicas que os tornam ideais como material para implante, como sua rápida oxidação em contato com o ar, que produz uma camada de dióxido de titânio, fazendo com que este material seja bastante estável no ambiente fisiológico do corpo humano. Também, a estabilidade desta camada de dióxido protege o titânio da corrosão, quando este é usado como material de implante. Ainda, segundo os autores, o titânio é o nono elemento mais abundante na crosta terrestre, e o quarto elemento metálico estrutural, sendo que somente 5 a 10 % são usados na forma de metal.

Devido à sua excelente resistência à corrosão e biocompatibilidade, o titânio comercialmente puro tornou-se um material de grande interesse na Odontologia (DONLEY & GILLETTE, 1991), sendo sua utilização relativamente recente, a partir do advento dos implantes osseointegrados, nos anos 60. WANG & BOYLE (1993) ainda consideraram o baixo peso do titânio uma vantagem na escolha das ligas. A densidade do titânio é de $4,2 \text{ g/cm}^3$, sendo considerado leve quando comparado às ligas de cobalto-cromo ($8,9 \text{ g/cm}^3$) e ouro ($19,3 \text{ g/cm}^3$).

CARR & BRANTLEY, em 1993, analisaram as interfaces resultantes de fundições em titânio pela técnica da cera perdida, utilizando dois tipos de cilindros de implante em titânio e dois tipos de cilindros em liga nobre convencional, fundidos com ligas nobres de alta fusão (paládio) e baixa fusão (ouro). A análise foi feita por microscopia eletrônica de varredura e também por espectroscopia por dispersão de energia, sendo que esta análise, para os cilindros em titânio, mostrou que a composição de um deles correspondia ao titânio comercialmente puro e para o outro cilindro sua composição era consistente com a da liga Ti-6Al-4V. A análise espectroscópica e a análise microscópica complementar indicaram que as interfaces entre ambos os tipos de cilindros em titânio com as duas ligas em metal nobre utilizadas não

apresentavam o critério necessário para uma aceitável união metal-metal. A interface apresentada entre os cilindros em ligas nobres e as ligas nobres fundidas sobre estes cilindros era a de uma união aceitável entre metais. A resistência à tração nas peças, em testes também realizados, mostrou-se maior para as interfaces produzidas entre as ligas nobres e os cilindros em ligas nobres do que para a combinação das ligas nobres com os cilindros em titânio.

Com o intuito de encontrar uma liga composta por titânio, alternativa ao titânio comercialmente puro, SYVERUD *et al.* (1995) testaram a liga Ti-6Al-4V, e chegaram à conclusão que as margens da fundição, quando utilizou-se a liga Ti-6Al-4V, apresentaram-se mais irregulares e incompletas que as fundições com o titânio comercialmente puro. Foram fundidas peças de cinco elementos, formadas por duas coroas cilíndricas, com margens definidas, e por três pânticos. A razão mais aparente é a maior formação de dendritos na liga e consequentemente, maior resistência para uma fluência maior da liga. Ainda, os canais de alimentação da liga, apresentaram porosidades internas, que são raras em fundições com o titânio puro. Maiores deficiências na fundição foram observadas para a liga Ti-6Al-4V, em comparação ao titânio puro: 1) as margens das coroas na prótese parcial fixa eram menos completas e 2) houve uma tendência no aumento da porosidade interna, especialmente nos canais de alimentação.

VALLITTU & LUOTIO (1996) testaram os efeitos da sobrefundição, de uma liga de Cobalto-Cromo, na resistência à deflexão e dureza superficial de uma barra circular em titânio grau II. O método de fundição utilizado foi o da cera perdida e sob condições normais de um laboratório odontológico. A barra de titânio foi defletida, e o número de ciclos de carga necessários para causar a fratura por fadiga da barra de titânio foi anotado. A dureza Vickers da barra foi medida e a superfície fraturada foi examinada em microscopia eletrônica de varredura e por espectroscopia por dispersão de energia. O número de ciclos de carga foi consideravelmente menor em barras com a superfície com a liga de cobalto-cromo

sobrefundida, enquanto que a dureza superficial da barra de titânio com a superfície de cobalto-cromo foi maior do que a superfície sem a sobrefundição. Os autores concluíram que a superfície de cobalto-cromo afeta sensivelmente a resistência à fadiga do titânio comercialmente puro, o que deve ser considerado quando próteses implanto-suportadas, feitas de partes em titânio pré-manufaturadas, forem consideradas no planejamento.

Segundo ANUSAVICE, em 1998, as características ideais que os metais usados para fundição em Odontologia devem apresentar são: compatibilidade com os tecidos orais, facilidade de fusão, fundição, soldagem e polimento, pouca contração de solidificação, mínima reatividade com o material de revestimento, boa resistência ao desgaste, alta dureza e resistência à deflexão (ligas metalocerâmicas), e excelente resistência ao manchamento e à corrosão.

Em 1998, VENUGOPALAN & LUCAS, avaliaram a ocorrência de corrosão entre as ligas utilizadas para a confecção das próteses sobre implantes e o titânio presente nos implantes dentários. Estudaram 8 (oito) ligas diferentes, colocadas em saliva artificial, simulando a situação como ocorre na cavidade oral. O potencial de corrosão em circuito aberto foi monitorado para cada material, assim como o potencial de corrosão quando os materiais encontravam-se conectados, e também a corrente de densidade. Os dados foram analisados em relação a um fator de variação ANOVA e o pós-teste de Duncan. Verificaram que as ligas baseadas em metais nobres, Au-, Ag-, e Pd-, apresentaram-se como as menos susceptíveis à corrosão galvânica. Já as ligas baseadas em Cr-Mo, Ni-Cr e Fe-, em combinação ao titânio dos implantes, mostraram-se moderadamente susceptíveis à corrosão galvânica, devido à interação mecânico-eletroquímica. A liga de Ni-Cr-Be, quando utilizada junto ao titânio, foi a que apresentou a maior susceptibilidade à corrosão galvânica.

Devido à biocompatibilidade dos materiais dentários depender da liberação de elementos componentes destes materiais e ainda, a composição, o pré-tratamento e a

manipulação influenciarem a liberação destes elementos, SJÖGREN *et al.* (2000) avaliaram a citotoxicidade destes metais e de cerâmicas odontológicas, sendo que os resultados em seu trabalho mostraram que alterações nas composições das ligas podem influenciar a citotoxicidade das mesmas, e a liberação de Cu e Zn, pelas ligas, influenciou no efeito citotóxico. A cerâmica apresentou boa biocompatibilidade.

2.2 - Adaptação passiva e desajuste das próteses:

A adaptação passiva de próteses sobre implantes foi definida primeiramente por BRÅNEMARK, em 1983, afirmando que 10 micrometros era o intervalo máximo entre a base da estrutura metálica e os pilares intermediários a fim de possibilitar a maturação e remodelação óssea em resposta às cargas oclusais. Já JEMT, em 1991, definiu o nível de adaptação passiva como aquele que não causasse complicações clínicas ao longo dos anos, sugerindo que uma desadaptação de até 100 micrometros seria clinicamente aceitável.

Segundo YANASE *et al.* (1994), deve-se conferir a adaptação da estrutura fundida para se verificar se uma prótese está passivamente adaptada. Primeiro deve-se verificar se os análogos estão corretamente posicionados no modelo padrão, em seguida, gesso comum, resina acrílica autopolimerizável ou fotopolimerizável são usadas para unir os *copings* ou os segmentos. Para se verificar a adaptação passiva faz-se pressão com o dedo primeiro nos pilares direito e esquerdo, em sequência no pilar médio e finalmente ao mesmo tempo nas três localizações para registrar qualquer movimento de báscula. Em seguida, parafusos são apertados até a primeira resistência, para verificar se há desadaptação ou báscula, confirmada visualmente pelo aperto dos parafusos na mesma sequência de pressão pelos dedos para os três pilares (posterior direito, posterior esquerdo e médio). A estrutura deve estar adaptada passivamente para a realização do trabalho de fundição. Após a fundição deve-se verificar a adaptação com a peça em posição na boca do paciente. A mesma ordem de verificação da

adaptação mencionada acima é seguida. O teste com os três parafusos apertados é padronizado com um torque de 10 N.cm ou 20 N.cm. Para os autores, um outro instrumento útil é a reação do paciente a respeito da dor, pressão ou desconforto durante o aperto dos parafusos. Radiografias periapicais, embora nem sempre precisas, devem ser tiradas para verificar a adaptação subgengival das próteses, componentes e elementos de ancoragem. Se há discrepâncias clínicas que sugerem imprecisões, técnicas de secção e soldagem podem ser aplicadas. A estrutura deve ser confirmada novamente antes da finalização das próteses.

GUICHET *et al.* (2000) analisaram a distribuição de tensões de próteses cimentadas e parafusadas aos implantes. A passividade e adaptação marginal de próteses cimentadas e parafusadas foram avaliadas através de um modelo fotoelástico de arco mandibular parcialmente desdentado com três implantes em forma de parafuso. Desajustes por vestibular e lingual das próteses, medidas com microscópio antes da cimentação ou do aparafusamento das próteses, não demonstraram diferenças estatisticamente significantes de adaptação, entre os dois tipos de prótese sobre implantes. O aparafusamento das próteses provocou uma diminuição no intervalo de desajuste enquanto que, para as cimentadas, este intervalo permaneceu o mesmo após a cimentação. A análise dos modelos fotoelásticos mostrou que as próteses cimentadas apresentam melhor distribuição das tensões que as parafusadas.

DINATO *et al.*, em 2001, disseram que o aparafusamento da prótese também pode mascarar a falta de adaptação de uma prótese implanto suportada, pois o aperto da prótese pode fechar o intervalo de desadaptação presente entre a prótese e o *abutment* protético, o que pode gerar tensões nos implantes, podendo levar à fratura dos parafusos ou à perda óssea peri-implantar. Em casos de próteses em elementos anteriores, onde as estruturas são localizadas no espaço subgengival, a verificação do desajuste é limitada ao exame radiográfico. Ainda, a passividade está comprometida na medida em que o número de implantes é aumentado e os elementos suspensos são estendidos, sendo que a distribuição de forças nestas situações pode

ficar comprometida, sobrecarregando algumas áreas em detrimento de outras. DINATO *et al.* também consideraram as diferenças entre próteses aparafusadas e próteses cimentadas, sendo que as primeiras possuem a vantagem de remoção mais fácil, mas a obtenção de adaptação passiva nestas próteses é mais crítica, o que pode provocar afrouxamentos dos parafusos, fraturas dos componentes e outros problemas gerados pela má adaptação. Quando utilizada uma estrutura parafusada, a direção de inserção não é tão crítica quanto para uma estrutura cimentada. A tolerância de desajuste é maior para a estrutura cimentada e pequenos desajustes podem ser corrigidos pela espessura do cimento. Os autores atentaram ainda para o fato que a precisão de adaptação de casquetes metálicos confeccionados pela técnica da cera perdida é muitas vezes menor do que a adaptação de componentes protéticos pré-fabricados.

GUICHET *et al.*, em 2002, compararam próteses implanto-suportadas unitárias, unitárias com diferentes graus de contato interproximal e em monobloco de três elementos quanto à distribuição de carga para os implantes, utilizando-se modelos fotoelásticos de uma mandíbula humana parcialmente desdentada e três implantes parafusados. Para as próteses unitárias foram avaliados 5 níveis de contato interproximal, sendo eles: aberto, ideal (onde uma placa de metal de 8 μ m atravessa o espaço sem ser rompida), fraco (ideal + 10 μ m), médio (ideal + 50 μ m) e forte contato proximal (ideal + 90 μ m). Todas as próteses, unitárias e em monobloco, foram cimentadas nos *abutments* protéticos. As diferenças nos esforços provocados nos implantes e a sua distribuição nas simulações de carga (6,8 kg) e falta de carga foram analisadas em um polariscópio. Nas simulações, as restaurações unitárias com maior contato interproximal apresentaram uma maior tensão entre os implantes quando foi aplicada força nestas peças. As cargas oclusais, nas peças unitárias, apresentaram ainda uma concentração da tensão ao redor do implante onde a carga era aplicada. As próteses parciais fixas de três elementos confeccionadas para o trabalho apresentado, dividiam a carga oclusal, além de distribuir as tensões aplicadas mais uniformemente entre os pilares. A divisão de

carga nos implantes foi mais evidente no implante central, mas também foi observada nos pilares localizados nas extremidades da prótese parcial fixa de três elementos. Concluiu-se neste trabalho que contatos interproximais muito fortes levam a uma situação não-passiva em próteses implanto suportadas unitárias e também que as próteses parciais fixas unidas apresentam maior divisão da carga oclusal que as unitárias.

Já HECKMANN *et al.*, em 2003, através de um estudo onde analisaram a ocorrência de tensões em próteses parciais fixas implanto suportadas de três elementos, com o uso de modelos fotoelásticos, revelou que ambos os métodos de fixação, por parafuso e por cimentação, apresentaram altos índices de tensão nos implantes. No trabalho foram confeccionadas dez estruturas para cada grupo estudado, sendo seis os grupos, com cada um confeccionado de uma maneira específica. O primeiro grupo foi formado por peças cimentadas e que foram enceradas diretamente no modelo medido, o segundo, formado também por peças cimentadas e confeccionadas em modelos-mestres através de técnicas de moldagem de reposicionamento e o terceiro, ainda com estruturas cimentadas, confeccionadas em modelos-mestres através de técnicas de moldagem de transferência. Os outros três grupos foram produzidos com componentes parafusáveis sendo, o quarto, confeccionado sobre cilindros de fundição plásticos, o quinto, com as estruturas sobrefundidas em cilindros de ouro e o sexto grupo, por fim, com a união da estrutura a *copings* pré-usinados em ouro. Quando analisada a técnica de moldagem, as peças cimentadas que foram confeccionadas diretamente no modelo da leitura apresentaram-se melhor e estatisticamente diferentes de todas as outras técnicas de confecção das peças, exceto para as peças cimentadas e produzidas pela técnica de moldagem de reposicionamento. As peças confeccionadas com os *copings* plásticos não apresentaram diferenças significativas estatisticamente das sobrefundidas em cilindros de ouro. Quando comparados os métodos de fixação, cimentação ou peças parafusadas, apenas o grupo das peças cimentadas com a técnica de reposicionamento

apresentou-se significativamente menos originária de tensão do que as peças parafusadas confeccionadas por cilindros plásticos. A última análise mostrou que as peças parafusadas, em união aos cilindros de ouro, apresentaram significativa diminuição na tensão produzida nos pilares a todos os outros grupos, com exceção do grupo das estruturas sobrefundidas aos cilindros de ouro e com componentes parafusáveis.

GEBELEIN *et al.* (2003) estudaram as alterações dimensionais em estruturas de próteses parciais fixas fundidas em monobloco, nas ligas de cobalto-cromo e liga nobre (ouro), além do titânio comercialmente puro. Utilizaram para este estudo dois tipos diferentes de modelos, um para uma peça de quatro elementos, a fim de estudar as alterações no plano horizontal e outra de dois elementos, com o intuito de estudar alterações no plano vertical. Este segundo modelo foi utilizado com dois tipos de formato de palato, um com raio de 16 mm e outro com raio de 20 mm. Foram produzidos dez corpos-de-prova para cada liga e metal utilizados, assim como para cada modelo. As fundições foram realizadas em condições padronizadas. Os resultados apresentaram significantes mudanças dimensionais quando da fundição das estruturas. As diferenças para as peças confeccionadas tanto para o modelo de quatro elementos, quanto para o modelo de dois elementos, e em suas duas variações, não tiveram diferenças entre as ligas e o titânio comercialmente puro, sendo que os três ainda necessitam de desenvolvimento e estudo para que produzam estruturas satisfatórias e que se assentem passivamente. Os encurtamentos de distância, entre os pilares, apresentados nas fundições são mais extensos que a mobilidade fisiológica do dente permite.

TAKAHASHI & GUNNE, em 2003, compararam a precisão de ajuste entre os cilindros das estruturas metálicas de próteses parciais fixas e seus respectivos *abutments* protéticos. As estruturas foram produzidas pelo sistema Procera, grupo 1, e por fundição de liga áurea, grupo 2. Foram produzidas dezenove estruturas, sendo quatorze pelo sistema Procera e cinco por fundição de liga áurea. Foram analisados setenta implantes no total, para o

primeiro grupo, e vinte e cinco para o segundo grupo. Depois da fabricação das estruturas, uma massa leve de material de impressão de silicone (Provil Novo Green; Heraeus Kulzer, Hanau, Germany) foi aplicada no e ao redor do implante com a ajuda de uma seringa, no modelo mestre. Em seguida, as estruturas foram assentadas nos pilares de implante do modelo mestre e pressionadas com os quatro dedos (8 a 10 kg) na superfície oclusal. Depois da polimerização do material de impressão, a estrutura e a película fina de material de impressão leve, representando a discrepância entre as estruturas cilíndricas e os pilares de implante, foram removidas do modelo mestre. Para estabilizar o material leve, material de impressão de massa média (Provil Novo Yellow; Heraeus Kulzer) foi injetado no cilindro e ao redor da superfície do material de impressão leve, formando uma única peça de material leve e médio. Essa réplica foi seccionada com bisturi no sentido vestibulo-lingual e mesio-distal, formando quatro pedaços. Os desajustes foram analisados por microscopia óptica, com precisão de $\pm 0,5\mu\text{m}$ e aumento de trinta vezes. As medidas no sentido vestibulo-lingual para os dois grupos apresentaram, para o lado vestibular, $28,1\mu\text{m}$ (DP 9,8) para o grupo confeccionado com o sistema Procera e $42,0\mu\text{m}$ (DP 1,8) para o segundo grupo, fundido em liga áurea. Para o lado lingual apresentou os seguintes resultados, para o primeiro grupo, $25,6\mu\text{m}$ (DP 11,2) e $51,5\mu\text{m}$ (DP 10,9), para o segundo grupo. Nas medidas nos sentidos mesio-distal as médias foram, no lado mesial $26,6\mu\text{m}$ (DP 8,4) e $49,2\mu\text{m}$ (DP 11,4), respectivamente para o primeiro e segundo grupos. E no lado distal, respectivamente, $27,4\mu\text{m}$ (DP 8,5) e $44,4\mu\text{m}$ (DP 6,5). A média total para as estruturas do grupo 1 foi $26,9\mu\text{m}$ (DP 9,3) e para as estruturas do grupo 2 de $46,8\mu\text{m}$ (DP 8,8). Com estes resultados os autores concluíram que, dentro das limitações do trabalho realizado, o ajuste para as estruturas confeccionadas pelo sistema Procera apresentou melhores resultados do que para as estruturas confeccionadas pela fundição de liga áurea nobre.

HECKER & ECKERT, em 2003, estudaram a mudança na adaptação de uma prótese sobre implantes, a fim de quantificar as mudanças entre a relação cilindro de ouro e o *abutment* protético com o passar do tempo, através de ciclos de carga. Foram produzidas quinze estruturas implanto-suportadas, sob condições convencionais de fundição, posicionadas sobre cinco implantes fixados em forma de arco e submetidas a três diferentes condições de carga cíclica. Cinco peças foram carregadas em sua porção anterior, cinco com a carga posicionada em sua parte posterior esquerda suspensa e cinco em sua parte posterior direita, também suspensa. Uma carga cíclica de 200N foi aplicada a cada peça em sua determinada posição por 200.000 ciclos. Foram feitas medidas lineares em micrometros do intervalo entre o cilindro protético e o *abutment* protético do implante em quatro posições de referência pré-determinadas. As medidas foram feitas antes dos ciclos de carga, após 50.000 ciclos e ao fim dos 200.000 ciclos. Concluíram que os ciclos de carga produzem uma diminuição no intervalo de ajuste entre o cilindro protético e o *abutment* protético, principalmente quando a carga era posicionada na porção anterior da peça protética. Esta diminuição do intervalo de desajuste, segundo os autores, foi causada possivelmente por um desgaste das duas estruturas protéticas. Quando a carga foi posicionada nas partes posteriores da prótese não ocorreram mudanças significativas no desajuste.

KOKE *et al.*, em 2004, avaliaram a influência da liga metálica utilizada na confecção de uma prótese parcial fixa suportada por implantes e também o método de produção destas próteses no desajuste apresentado pelas peças. O efeito da deficiência no assentamento das próteses na interface entre o *abutment* protético e o implante também foi verificado. Foram confeccionadas peças suportadas por dois implantes posicionados em uma base de alumínio e tal que a distância entre os eixos dos implantes fosse de 21 mm. Foram fundidas, em monobloco, dez peças em titânio comercialmente puro e dez em liga de cobalto-cromo. Um terceiro grupo de dez peças foi fundido, em liga de cobalto-cromo, com os pilares separados e

posteriormente soldados a laser. As peças foram posicionadas e lidas em um microscópio óptico com aumento de cento e sessenta vezes. Os resultados demonstraram, para as peças fundidas em titânio comercialmente puro, um desajuste de 40 μ m (DP 11), para as peças fundidas em liga de cobalto-cromo 72 μ m (DP 40) e para o terceiro grupo, soldado a laser, um desajuste de 17 μ m (DP 6). A discrepância no assentamento resultou em tensões na interface entre o implante e o *abutment* para todos os tipos de estruturas estudadas. Foram verificadas mudanças no ajuste vertical das peças. No plano horizontal ocorreu uma leve tensão na interface entre o implante e o *abutment* protético, indicando movimentação de um implante em direção ao outro. Estas diferenças de tensões apresentadas pelas estruturas metálicas avaliadas não mostrou diferenças entre os metais estudados, sendo aparentemente iguais em ambos. A análise dos dados de desajuste mostra tendência a apresentar menor intervalo nas peças fundidas em titânio comercialmente puro, assim como menor variação entre as peças deste grupo, em relação ao grupo fundido em liga de cobalto-cromo. Fundindo a liga de cobalto-cromo em duas peças, para posteriormente soldá-las a laser, levou os dados deste grupo a valores menores de desajuste do que o titânio, assim como a variação de resultados entre as peças. Com a intenção de se obter peças com melhor ajuste de seus elementos protéticos e o implante, o método de fundição da peça separada e sua posterior soldagem a laser, deve ser o de escolha em relação à fundição em monobloco.

ESKITASCIOGLU *et al.* (2004) verificaram em estudos tridimensionais de elementos finitos, a influência da localização da carga oclusal nos esforços transferidos às próteses implanto-suportadas e ao osso de suporte. Foi utilizado um modelo tridimensional feito a partir da secção de osso mandibular com a ausência do segundo pré-molar. Para este estudo, um implante rosqueável foi fixado no modelo. O implante e suas supra-estruturas foram simulados utilizando um software de elemento finito. A todos os materiais presumiu-se elasticidade linear, sendo homogêneos e isotrópicos. A carga aplicada, de 300N, foi determinada após revisão de

literatura, e foram aplicadas em três pontos, sendo, a ponta da cúspide vestibular (300N), a ponta da cúspide vestibular (150N) mais a fossa distal (150N) e a ponta da cúspide vestibular (100N) mais a fossa distal (100N) e ainda a fossa mesial (100N). Chegaram, com este estudo, às seguintes conclusões: a simulação de diferentes cargas oclusais em um segundo pré-molar mandibular afetou a distribuição de tensões e os valores das tensões no tecido ósseo circundante aos implantes; a aplicação de carga em apenas um ponto apresentou maiores valores von Mises de tensão (106,65 MPa) no osso do que aplicando a dois (99,01 MPa) ou três (102,55 MPa) pontos de carga; aplicando a carga em apenas um ponto da prótese apresentou maiores valores von Mises de tensão (89,99 MPa) dentro do implante do que a aplicação em dois (64,16 MPa) ou três (67,99) pontos e, por fim, a carga em dois ou três pontos da prótese diminuiu os valores von Mises de tensão no osso, fazendo com que essas tensões ficassem concentradas na estrutura e na superfície oclusal da prótese.

2.3 – Métodos para obter passividade:

Entre os métodos para se obter maior passividade nas próteses sobre implante a soldagem a laser mostra-se boa opção, como pode ser observado através de trabalhos publicados. Alguns estudos demonstraram que a resistência à flexão de ligas metálicas soldadas a laser é igual ou superior às estruturas fundidas em monobloco (HURSON, 1995). O seu maior problema continua sendo o alto custo do equipamento de solda a laser. A soldagem entre os elementos pilares pode ser realizada durante a confecção da estrutura metálica ou ainda, após a aplicação da cerâmica. A técnica de soldagem apresenta a vantagem de viabilizar o trabalho com segmentos de prótese permitindo, além da melhor adaptação, uma distribuição uniforme de forças, minimizando traumas aos retentores, sejam eles dentes naturais ou implantes (DINATO *et al.*, 2001).

O laser utilizado emite raios infravermelhos, produzindo na região a ser soldada forte concentração de calor, realizando assim, a fusão local do metal. A potência de soldagem do aparelho a laser é regulável e determinada por dois parâmetros: tensão e duração do impulso do raio laser. A tensão regula a energia de soldagem sendo que, quanto maior a tensão, maior a penetração da soldagem. A duração do impulso regula o diâmetro do ponto de solda e, quanto maior, maior será o diâmetro do ponto de soldagem. A soldagem deve ser bilateral, utilizando uma potência de soldagem que permita a penetração de 60% do raio laser em cada lado da peça a ser soldada. Deve-se levar em conta, também, a sobreposição de cada ponto de solda em cerca de três quartos (LEE *et al.*, 1997).

ROGGENSACK *et al.* (1993) estudaram os métodos de soldagem por laser e por plasma no titânio comercialmente puro. Para a soldagem a laser ser conduzida corretamente, uma base especial foi produzida a fim de manter o espaço entre os corpos-de-prova na mínima distância possível. Anteriormente à soldagem por plasma, os corpos-de-prova foram posicionados com um intervalo de 500µm. Utilizou-se um bastão em titânio para completar este espaço. A avaliação da microestrutura da solda foi feita por microscopia eletrônica de varredura (MEV) e microscopia óptica. Devido à não adição de material para a solda a laser, uma leve constrição no ponto de solda foi observada, e os corpos-de-prova soldados por plasma apresentaram saliências, devido à adição de material para a solda. O exame por microscopia óptica de secções transversais das peças soldadas a laser revelou que, na zona de soldagem, o metal não se apresentou completamente fundido, sendo que a profundidade de solda penetrou apenas 0,7mm da superfície. Mudanças na estrutura do metal ficaram limitadas à linha de solda, onde microgranulações não homogêneas foram encontradas. A soldagem por plasma apresentou uma região afetada pelo calor, de espessura de 3,0 mm, no centro da amostra e, na linha de solda, também se encontrou microgranulações em forma de agulha. Não foram encontradas porosidades nem encolhimento da estrutura. Um aumento na dureza

do metal, na área de soldagem, foi verificado em ambos os métodos de soldagem. Para os testes de resistência à fadiga, com 3×10^6 ciclos, os resultados foram de 65 N/mm^2 para o metal sem solda, 37 N/mm^2 para a solda a laser e 40 N/mm^2 para o titânio soldado por plasma. Os autores concluíram que, para se obter resultados ideais para a solda a laser deve-se escolher a energia mais adequada e também a ideal duração do impulso do laser. A grande zona afetada pelo calor na soldagem por plasma deve-se ao longo e contínuo processo de soldagem por este método, assim como sua difícil execução técnica. O aumento na dureza pode ser devido a impurezas como também a mudanças na granulação e estrutura do metal. Ambos os tipos de soldagem podem ser aplicados na Odontologia, como afirmam os autores, sendo que a soldagem por plasma é limitada, devido à necessidade de uma extensa linha de solda e grande alteração do metal ao redor da solda. Em trabalhos onde a profundidade de soldagem necessária for de 1 mm, a soldagem a laser é indicada.

MCCARTNEY & DOUD (1993) propuseram uma técnica para a verificação do modelo de trabalho e correção por meio de soldagens, unindo numa técnica intra-oral os cilindros de ouro e os intermediários, a fim de assegurar uma acurada adaptação passiva da prótese aos implantes de suporte. Confeccionaram uma infra-estrutura em monobloco incorporando apenas um cilindro de ouro (o mais central), enquanto que nas regiões dos demais cilindros eram feitos orifícios. Esta peça era então provada clinicamente com os demais cilindros de ouro em posição, unidos à infra-estrutura com resina Duralay. Esta infra-estrutura era usada para confecção do modelo mestre. Após as devidas correções, os cilindros de ouro eram soldados à infra-estrutura, obtendo adaptação passiva com apenas uma solda. Os autores, no presente trabalho, não relataram como avaliaram clinicamente esta adaptação passiva, nem os critérios para tal análise.

BERG *et al.* (1995) avaliaram as propriedades mecânicas do titânio comercialmente puro fundido e soldado a laser. Para o trabalho foram produzidos treze corpos-de-prova em

titânio fundido, treze em titânio forjado e ainda treze fundidos em uma liga áurea tipo IV. As barras a serem soldadas a laser, as fundidas e as forjadas em titânio comercialmente puro, foram fixadas de modo que ocorresse uma união entre as duas barras e para as barras a serem soldadas por brasagem, as fundidas em liga áurea, foram fixadas a uma distância de 0,5 mm uma da outra. Concluiu-se neste trabalho que, em termos de força da união soldada não há diferença estatisticamente significativa, tanto para o titânio fundido quanto para o forjado; o titânio soldado demonstrou ser mais resistente do que o ouro soldado por brasagem; a soldagem a laser do titânio e a soldagem por brasagem da liga áurea proporcionaram uma significativa redução na ductilidade de ambos os materiais e a presença de poros grandes na união reparada parece ser o fator mais importante para controlar a força de união da solda tanto no titânio fundido quanto no titânio forjado.

RUBENSTEIN (1995) avaliou clinicamente, por um ano, a técnica de produção de estruturas de prótese sobre implantes pelo sistema Procera. Esta técnica elimina o procedimento de fundição por cera perdida. O cilindro em ouro da técnica convencional é substituído por um componente em titânio comercialmente puro, referido por “pé”, e que possui sua superfície de ajuste usinada, sendo a mesma que os cilindros convencionais e apresenta-se em variadas formas e tamanhos, podendo ainda ser feita a usinagem adequada para cada caso clínico proposto, como próteses suspensas. No trabalho, o autor avaliou dez próteses confeccionadas pelo sistema descrito acima e chegou à conclusão, depois de decorrido este período de análise de um ano, que a técnica demonstrou resultados clinicamente favoráveis. Não houve diferenças significantes em pacientes desdentados parcialmente tratados com o sistema Procera dos tratados com próteses sobre implantes convencionais, utilizando os cilindros em ouro.

LYZAK (1996) propôs que as estruturas que apresentassem qualquer espaço ou intervalo de desadaptação fossem vedadas com cimento resinoso dual. Esse procedimento é

recomendado para a correção das estruturas fundidas de próteses implanto-suportadas a fim de conseguir um assentamento passivo e eliminar a maioria dos outros procedimentos de ajuste. A necessidade para essa correção pode surgir em 2 situações: análogos de implantes podem ser posicionados inferiormente no modelo mestre em relação à real situação clínica, resultando em uma diferença na estrutura quando colocada em posição na boca; análogos de implantes podem estar posicionados numa posição superior ou com angulação incorreta e, como resultado, a estrutura não será assentada completamente nos análogos de implantes adjacentes. Este procedimento de correção do modelo mestre permite ao clínico produzir um modelo no qual seja preservada a topografia tecidual do modelo mestre original e, ao mesmo tempo, permite que o assentamento intra-oral passivo, da estrutura corrigida com cimento resinoso, seja verificado também no modelo mestre.

MCCARTNEY & PEARSON (1997) relataram uma técnica para estabilizar uma estrutura metálica seccionada de uma prótese sobre implante que foi reposicionada e adaptada em uma relação passiva aos análogos dos implantes em um modelo mestre através da confecção de um guia de transferência e com a fundição direta sobre os componentes, eliminando a necessidade da soldagem. O processo consiste na separação dos elementos da prótese não-passiva, posicionamento das partes nos implantes e confecção de um guia de transferência e posterior inclusão destes elementos protéticos para fundição direta de metal, unindo as partes em condição de passividade. Este método é vantajoso em relação à soldagem convencional quando múltiplos segmentos são criados ou quando os cortes realizados estiverem muito próximos aos *abutments* protéticos. A vantagem de uma matriz de transferência rígida é proporcionar segurança na manipulação dos padrões e dos *sprues*, durante os procedimentos de inclusão da peça a ser corrigida. Devido à necessidade de ser usado o mesmo metal nas conexões diretas nesta técnica descrita, a não possibilidade de determinar a liga usada para a confecção da estrutura da prótese pode ser uma desvantagem.

RIEDY *et al.*, em 1997, avaliaram a precisão de adaptação de estruturas de próteses sobre implante obtidas em titânio, através de fundições em monobloco, e outras obtidas pelo sistema Procera, por usinagem, e posteriormente soldadas a laser. Foram produzidas cinco peças por grupo, totalizando dez peças. O modelo utilizado possuía cinco intermediários localizados na região anterior da mandíbula. O método utilizado para a análise foi a videografia a laser em um programa gráfico de computador que estuda os eixos x, y e z em relação a um ponto central. A fim de padronizar o desenho das estruturas obtidas por usinagem, feitas pelo sistema Procera, foram dadas instruções ao laboratório como: tipo de metal, técnica de soldagem e seqüência de acabamento a ser seguida. Para as fundições em monobloco, um laboratório foi selecionado e instruções por escrito, detalhadas, foram feitas: tipo de liga e revestimento, técnica de cera perdida e material, desenho do *sprue*, técnica de fundição e seqüência de acabamento. Concluiu-se neste trabalho que: as peças apresentaram diferenças estatisticamente significantes em sua precisão de ajuste em ambas as técnicas utilizadas, seja a fundição em monobloco, seja a usinagem obtida pelo sistema Procera e posterior soldagem a laser, quando comparadas nos *abutments* posicionados no modelo de simulação do paciente; as próteses obtidas por usinagem e soldadas a laser exibiram maior precisão de adaptação do que as obtidas pela técnica de fundição em monobloco; e as peças obtidas por usinagem e soldadas a laser apresentaram uma média de desajuste menor que 25µm em todas as cinco estruturas estudadas.

HELLDÉN & DÉRAND, em 1998, descreveram o método para obter adaptação passiva entre a estrutura metálica da prótese parcial fixa e os implantes, denominado Método de Precisão Cresço Ti, que proporciona a correção de distorções na fundição de estruturas em Titânio e também avaliaram este presente método através de técnica de medição de tensão por fotoelasticidade. O Método de Precisão Cresço Ti é realizado através do posicionamento da infra-estrutura da prótese em titânio em um modelo mestre, utilizando-se de dois ou três

parafusos que, no entanto, não são apertados, sendo mantidos em posição por cera. O conjunto é então montado em articulador para preservar a relação vertical e horizontal entre a estrutura e o modelo. Para isso, são apertados apenas 1 ou 2 parafusos nas réplicas que estão mais bem posicionadas. Nos outros pontos, os cilindros são mantidos em posição com uma fina camada de cera, e faz-se o registro. A prótese é então removida, novos cilindros em titânio são colocados sobre as réplicas no modelo de trabalho e aparafusados. Os cilindros que estão na peça fundida são recortados no sentido horizontal e vertical, sendo então soldados a laser nas uniões que foram anteriormente separadas. Três implantes com 13 mm de comprimento e 3,75 mm de diâmetro (Cresço Ti System AB) foram posicionados em um bloco de resina para a realização do experimento de fotoelasticidade. As distâncias entre os implantes foram 10 mm e 20 mm, respectivamente, e a porção mais superior dos implantes não excedeu 2 mm acima da superfície mais alta do modelo. Os resultados dos experimentos fotoelásticos mostraram uma redução na tensão na parte do modelo que corresponderia ao osso quando posicionadas as estruturas corrigidas pelo método descrito. Quando posicionadas as peças, sem a aplicação deste método, foi verificada uma concentração de tensões na região que seria correspondente ao osso, em um implante posicionado na cavidade oral, demonstrando que este método parece ser eficiente e preciso na correção das distorções em estruturas fundidas em titânio.

SOUZA *et al.*, em 2000, avaliaram as uniões soldadas por laser e por brasagem, ao soldar uma liga odontológica de Au-Pd para próteses fixas. Os corpos-de-prova utilizados apresentavam dimensões de 10 mm de comprimento, 4 mm de largura e 1,5 mm de espessura. Para que a soldagem por brasagem fosse realizada adequadamente, os corpos-de-prova foram fixados a uma distância de união de 0,25 mm, sendo este espaço preenchido pelo metal de adição recomendado. A soldagem a laser foi feita sob atmosfera protetora de argônio, sendo feito de 35 a 40 pontos de solda em cada lado da secção longitudinal da união, e a potência de

soldagem empregada foi suficiente para que o feixe penetrasse em cerca de 60% do sentido transversal da união. As conclusões dos pesquisadores acerca dos métodos estudados foram: na soldagem por brasagem da liga Au-Pd, obteve-se uma microestrutura granular de maior dureza do que o metal-base; na soldagem a laser da liga Au-Pd, obteve-se uma microestrutura dendrítica refinada no cordão de solda, de menor dureza que o metal-base; a microestrutura obtida na solda a laser foi consequência da alta velocidade de resfriamento do cordão de solda e na soldagem a laser, o feixe transfere menor energia ao metal-base, minimizando o tamanho da zona afetada pelo calor e as distorções nas peças protéticas, sendo esse processo mais adequado do que a brasagem para aplicações odontológicas.

MEJIA & TOBON (2000), analisaram a adaptação marginal de restaurações metalocerâmicas após a realização de uma técnica padronizada de pós-solda. Foram produzidos dez corpos-de-prova de próteses parciais fixas de três elementos, fundidos em liga Pd-Au, separados por 0,5mm de distância para que fosse preenchida com a solda da técnica avaliada. Após a confecção dos corpos-de-prova, os mesmos foram submetidos a uma simulação dos procedimentos de queima de cerâmica. Os corpos-de-prova foram unidos por resina Duralay e reposicionados em sua base de leitura, sendo feitas três medidas por pilar (distal, mesial e lingual). A adaptação marginal, sem sobreextensão, foi anotada. Após estas medidas preliminares dos corpos-de-prova, eles foram submetidos à técnica de pós-solda. Esta técnica consiste na inclusão em revestimento das peças e, após a evaporação dos gases liberados pela presa do revestimento, e da total evaporação da resina Duralay, após 5 minutos no forno a 1000°F, o espaço de 0,5 milímetros foi preenchido com solda de baixa fusão, retornando ao forno até que este atinja a temperatura de 1550°F (Taxa de 100°/min) para se realizar a soldagem. Os resultados não apresentaram diferenças estatisticamente significantes, na adaptação das coroas metalocerâmicas, fundidas em liga nobre de Pd-Au, sujeitas à técnica de pós-soldagem descrita no trabalho. A abertura marginal média em ambos os *copings* da

prótese parcial fixa de três elementos antes da soldagem era de 45,9µm e após o procedimento de soldagem apresentou uma abertura média de 48,3µm, o que é abaixo do padrão determinado pela ADA, de 50µm.

ROMERO *et al.*, em 2000, analisaram três técnicas corretivas, de pós-soldagem, de barras de implantes não-passivas em relação aos seus implantes pilares. Trinta barras de implantes foram produzidas sobre um modelo mestre de metal, composto por dois implantes pilares em titânio, cimentados em dois orifícios no modelo metálico, e fundidas em uma liga áurea tipo IV. Foram feitas três medidas iniciais de desajuste no pilar esquerdo da matriz. Após estas medidas, os trinta corpos-de-prova foram divididos em três grupos iguais, para a realização das técnicas de pós-solda de correção das barras. A primeira técnica de correção utilizada foi a de sobrefundição das barras, que foram separadas com um espaço de 5,0mm, utilizando-se discos com 0,45mm de espessura, fixadas com resina Pattern RC e incluídas em revestimento para a sobrefundição com a mesma liga utilizada na confecção das barras. A segunda técnica, de soldagem das barras separadas, utilizou os mesmos critérios para a separação das barras e posterior fixação com resina. As barras foram incluídas em revestimento e o espaço para a solda preenchido com solda através da utilização de chama. A última técnica de correção foi por eletroerosão das barras de implante. Concluiu-se com o trabalho realizado, que a técnica de soldagem apresentou os maiores valores de desajuste (72µm), e que não estão dentro dos padrões de desajuste propostos para a produção de barras de implantes. A técnica de sobrefundição apresentou desajuste de 15µm e a técnica de eletroerosão 7,5µm. Apenas as barras corrigidas por eletroerosão atingiram os padrões descritos na literatura para que estas apresentem passividade, que alguns autores afirmam ser um desajuste máximo de 10µm. Apesar do grupo corrigido por eletroerosão apresentar os melhores resultados, não houve diferença estatisticamente significativa entre este grupo e o grupo corrigido pela técnica de sobrefundição. A técnica de sobrefundição foi a que melhor corrigiu os desarranjos horizontais na região dos

copings das amostras estudadas. A técnica de soldagem foi levemente menos acurada. A eletroerosão foi a pior técnica para correção deste tipo de erro. O desajuste horizontal não interferiu com o processo de fixação por parafusos da barra no implante.

BERTRAND *et al.* (2002), avaliaram a capacidade de solda de ligas de Ni-Cr e de Co-Cr com um equipamento de laser de Nd:Yag. Utilizaram fios fundidos em diferentes espessuras e mediram a eficácia da solda em testes de tensão. Para diferenciar os diferentes resultados, análises metalográficas e raios x das zonas soldadas foram comparados aos das zonas fundidas. Todas as amostras foram soldadas usando os mesmos procedimentos, com as configurações de tensão e duração de pulso determinadas para cada espessura de fio. Os diâmetros estudados para os fios variavam entre 0,6 e 3,0 mm. Nos resultados, verificou-se que uma pequena mudança na estrutura química das ligas em Ni-Cr provocou uma forte influência na qualidade de união das peças. A liga de Co-Cr apresentou uma excelente capacidade de soldagem. Uma mudança muito importante em sua microestrutura devido aos efeitos provocados pelos feixes de raios laser foi observada na zona de soldagem, sendo responsável pelo aumento da microdureza desta região. Os altos níveis de carbono e boro, em uma das ligas de Ni-Cr, foram os responsáveis pela sua fraca capacidade de soldagem. Contudo, para as outras ligas estudadas a profundidade máxima de soldagem mostrou ser de 2,0 mm, que é a espessura usual de componentes de próteses que comumente são soldados ou reparados.

LIU *et al.*, em 2002, avaliaram a força de união de junções em titânio por solda a laser, com variados níveis de energia do feixe de laser aplicado. Dois tipos de placas foram fabricados em titânio comercialmente puro, com dimensões de 0,5 x 3,0 x 40mm³ e 1,0 x 3,0 x 40mm³, e cortadas ao meio. Foram então fixadas as duas metades de cada placa em titânio e soldadas em diferentes níveis de energia, com incrementos de 30A, a partir de 180A até 310A. As profundidades de penetração do feixe de laser foram avaliadas sob várias condições

de saída de energia, duração de pulso e diâmetro de foco a fim de determinar os corretos níveis de ajustes para estes parâmetros. Baseado na correlação entre os resultados obtidos para a profundidade de penetração e o tamanho dos corpos-de-prova (espessura de 0,5 e 1,0 mm, largura de 3,0mm), a duração do pulso e o diâmetro de foco utilizados neste estudo foram 10ms e 1,0mm, respectivamente. Três tiros de laser (diâmetro de foco de 1,0mm) foram aplicados a partir de um lado dos corpos-de-prova para soldá-los em sua espessura de 3,0mm. Os corpos-de-prova que não foram cortados serviram de controle para o trabalho. Os resultados apresentaram, para os corpos-de-prova com 0,5mm, que a força necessária para quebrar o ponto de solda, quando nas energias 240, 270 e 300A, não se mostrou estatisticamente diferentes dos controles não soldados. Também não houve diferenças estatisticamente significantes nos corpos-de-prova de espessura de 1,0mm quando a energia do tiro de laser foi configurada a 270 e 300A, e os corpos-de-prova de controle. Concluiu-se que, sob condições apropriadas, as forças de união dos corpos-de-prova soldados a laser não são diferentes das alcançadas pelas superfícies não soldadas dos corpos-de-prova do grupo controle.

SARTORI *et al.*, em 2004, analisaram comparativamente o ajuste marginal de próteses implanto-suportadas fundidas em liga áurea e em titânio comercialmente puro. A partir de uma matriz metálica, na qual foram confeccionados 2 orifícios onde pudessem ser localizados dois implantes em titânio com 10 mm de altura e 3,75 mm de diâmetro, do Sistema Conexão (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo – SP – Brasil). Sobre cada implante fixado à matriz, foi adaptado um intermediário do tipo estético cônico, com cinta de 3 mm, do sistema conexão (22CNB-A) e apertados com torque de 20 N.cm. As fixações foram colocadas simulando o 1º pré-molar e o 1º molar. Sobre a base se procedeu a escultura de uma prótese de 3 elementos. Para o grupo I foram utilizados 2 cilindros de ouro 34 CNB da empresa Conexão sobre os 2 intermediários retidos por aperto do parafuso. A união dos cilindros foi realizada com resina

acrílica (Duralay – Reliance Dental Co, USA) e, sobre a mesma, procedeu-se o enceramento de uma prótese fixa de 3 elementos. Para o grupo II, dois cilindros plásticos para fundição (105 CNB) da empresa Conexão foram localizados para o enceramento de cada uma das peças. O método foi o mesmo usado para o grupo I. Foram obtidas 5 peças para cada grupo. Nos dois grupos as peças foram posicionadas para fundição em monobloco. As peças do grupo 1 foram fundidas em ouro de alta fusão (Degudent U lote nº 16 175 – Degussa Dental Ltda. – Guarulhos – SP) e para o grupo 2 foi utilizado titânio comercialmente puro (Rematitan – Dentaureum J.P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha). As próteses foram provadas na base e testadas quanto à passividade. Para as leituras foi utilizado o método de Sheffield (EISENMAN, 1997). As leituras foram executadas em microscópio óptico comparador (Nikon, Japão). O procedimento de eletroerosão foi realizado em um equipamento de usinagem por descarga elétrica (TmT; Tel Med Technologies – Fort Gratiot, Miss). Após o procedimento, as peças foram novamente analisadas ao microscópio seguindo a mesma metodologia da leitura anterior. Após a análise dos dados, os autores chegaram às seguintes conclusões: quando as peças de ambos os grupos, fundidas em monobloco, foram analisadas antes do procedimento de eletroerosão, o desajuste apresentado para as peças fundidas em liga áurea apresentaram melhores resultados ($12,8 \pm 1,4\mu\text{m}$) no lado apertado, quando apenas um parafuso foi apertado, do que para as peças fundidas em titânio comercialmente puro ($29,6 \pm 4,4\mu\text{m}$). Quando o lado oposto ao apertado foi analisado ($69,2 \pm 24,9\mu\text{m}$, para o grupo da liga áurea e $94,2 \pm 39,6\mu\text{m}$, para o grupo do titânio), não ocorreram diferenças significantes estatisticamente. O procedimento de eletroerosão diminuiu os intervalos de desajuste para os dois grupos, em todas as situações, fosse com os parafusos apertados ou soltos. A comparação entre os dois grupos, após a eletroerosão, não apresentou diferenças significativas quando o lado oposto ao parafusado foi analisado. No entanto, o grupo fundido em liga áurea, quando analisado o lado apertado, apresentou uma melhora significativa ($8,3 \pm 4,2\mu\text{m}$ para o do ouro e $17,1 \pm 5,3\mu\text{m}$

para o grupo do titânio) e também quando ambos os parafusos foram apertados ($5,4 \pm 2,4\mu\text{m}$ para o do ouro e $16,1 \pm 5,6\mu\text{m}$ para o grupo do titânio).

BABA *et al.* (2004) avaliaram a resistência mecânica da liga de Co-Cr soldada a laser e também os efeitos da energia de saída do feixe de raios laser e diferentes métodos de soldagem para esta liga. Foram fundidas, em liga de Co-Cr, placas com dimensões de $0,5 \times 3,0 \times 40\text{mm}^3$ e $1,0 \times 3,0 \times 40\text{mm}^3$ e cortadas ao meio, após sua fundição. As duas partes de cada placa separada foram posicionadas e fixadas em uma base, para proceder-se a soldagem a laser. A duração de pulso do laser e seu diâmetro de foco foram padronizados, respectivamente, em 10ms e 1,0mm, a todos os corpos-de-prova. A energia da saída dos feixes de raios laser variou a partir de 180 até 310A, com aumento de 30A por grupo. Para as placas com 0,5mm de espessura, a soldagem foi feita em apenas um lado (soldagem simples), por toda a largura de 3,0 mm das placas. Para os corpos-de-prova com espessura de 1,0 mm foram aplicados três tiros a um lado da placa ou três tiros a cada lado (soldagem dupla), por toda sua largura (3,0 mm). Como controle, utilizou-se placas sem cortá-las ao meio. Para os corpos-de-prova com 0,5 mm de espessura e soldados com tensão de 270 até 300A não apresentaram estatisticamente diferentes dos grupos de controle. As placas de 1,0mm, soldadas com tensão de 270A apresentaram a maior força de união da solda a laser. Os resultados observados pelos pesquisadores também demonstraram que, para todas as tensões estudadas, houve uma piora na força de resistência das placas soldadas a laser em relação aos grupos controle. Várias rachaduras foram observadas nas superfícies da linha de solda antes da fratura das peças e, para os espécimes com 1,0mm de espessura, estas rachaduras poderiam causar uma diminuição na força de união da liga de Co-Cr soldada a laser. Para a tensão de 300A estas rachaduras eram mais numerosas que para as superfícies soldadas com 270A, o que pode explicar a menor força de união das soldadas com 300A. Devido à maior condutibilidade térmica do Co-Cr que do Ti cp, a solidificação do Co-Cr derretido pode

ocorrer mais rapidamente devido à energia da soldagem dissipar-se mais rapidamente pelo metal circundante, fazendo com que o Co-Cr não apresente a mesma força de união que o titânio comercialmente puro. Ainda assim, com os resultados deste trabalho, os autores afirmam que a soldagem a laser, das ligas de Co-Cr, em condições adequadas, proporciona bons resultados.

BABA & WATANABE (2005) analisaram a profundidade de penetração do Laser Nd:YAG em ligas para uso odontológico, variando condições de soldagem como a voltagem (V) e o diâmetro do foco (mm). Foram fundidos blocos, com dimensões de 3,0 x 8,0 x 50 mm, nos seguintes metais: titânio comercialmente puro, liga Ti-6Al-4V, liga Ti-6Al-7Nb, liga de Co-Cr e liga áurea tipo IV. Os blocos foram unidos por suas interfaces de 8,0 x 50 mm e então soldados nas seguintes condições: voltagem a partir de 160 até 340 V, com incrementos de 20 V; diâmetros de foco de 0,4 até 1,6mm, com incrementos de 0,2mm. A duração do pulso foi de 10ms em todas as situações. Foram realizados três tiros de laser para cada situação experimental. As profundidades de penetração dos raios laser foram as seguintes: titânio cp (0,29-6,45mm), liga Ti-6Al-4V (0,32-5,24mm), liga Ti-6Al-7Nb (0,34-5,65mm), liga de Co-Cr (0,24-6,15mm) e liga áurea tipo IV (0,12-5,22). A voltagem e o diâmetro focal do feixe de raios laser afetaram a profundidade de penetração nos metais testados. Com o aumento da voltagem e a diminuição do foco, a profundidade de penetração dos raios aumentou. A seleção de condições adequadas para a soldagem a laser para se obter suficiente profundidade de penetração para uma ideal espessura de metal é importante no procedimento de soldagem a laser.

2.4 – Efeitos dos ciclos de queima da cerâmica nos metais e estruturas de prótese:

CAMPBELL & PELLETIER (1992) avaliaram as distorções de próteses metalocerâmicas causadas pelos ciclos de queima da cerâmica. Utilizaram um corpo-de-prova

que simplificasse a geometria de um preparo dental, com uma parte representando uma parede de 6 x 6 mm de um preparo total com um ombro em 90° (1 mm). Este desenho foi realizado a fim de maximizar a sensibilidade das medidas, eliminando as variáveis da fundição, permitir a direta medição da distorção de fundição e avaliar a distorção causada pelo ciclo térmico de variadas espessuras do colar metálico. As espessuras do colar metálico avaliadas foram de 0,1, 0,4 e 0,8 mm de espessura. As peças foram fundidas em liga de Au-Pd. Antes dos ciclos de queima dos corpos-de-prova, todos foram testados em suas bases e não apresentaram desajustes quando vistos ao microscópio óptico. Os resultados mostraram que todos os corpos-de-prova, em parede, distorceram durante os ciclos de queima da cerâmica e toda esta distorção ocorreu durante o primeiro ciclo de queima da liga, o ciclo de oxidação. Foi ainda observado que na aplicação do opaco, do corpo da porcelana e no glazeamento não eram produzidas distorções significantes. O colar metálico de 0,8 mm apresentou uma distorção levemente menor que os de 0,1 e 0,4 mm de espessura. Os autores atentam para o fato que restaurações clínicas, devido a sua configuração com várias paredes, podem apresentar diferentes resultados.

Os mesmos autores, CAMPBELL & PELLETIER, em 1992, fizeram outro trabalho no qual avaliaram a etiologia das distorções causadas pelo ciclo de queima de cerâmica. Os corpos-de-prova para este trabalho foram os mesmos que no trabalho anteriormente descrito. Técnicas para minimizar estas distorções também foram analisadas. Desta vez, vários tipos de metodologia para o acabamento do metal, antes da aplicação da cerâmica, foram testados. Os resultados observados foram: todas as distorções significantes ocorreram durante o primeiro ciclo de queima da liga, o ciclo de oxidação; os corpos-de-prova que foram tratados a frio e posteriormente submetidos ao ciclo de oxidação, tiveram uma distorção significativamente maior que qualquer outro grupo; uma significativa redução na distorção foi observada quando o ciclo térmico inicial foi completado antes que os corpos-de-prova fossem tratados a frio; a

causa primária da distorção pelo ciclo térmico foi a liberação de tensões da fundição da liga, associada ao efeito sinérgico do tratamento a frio da peça; o tratamento térmico das inclusões resultou em uma significativa redução na distorção da liga causada pelo ciclo térmico, estes corpos-de-prova não apresentaram diferenças de um grupo hipotético que não tivesse sofrido alterações; o tratamento frio e o ciclo de queima após a oxidação inicial não resultou em distorção adicional e por fim, a aplicação do corpo da porcelana não resultou em distorções nas peças estudadas.

CAMPBELL *et al.*, em 1995, analisaram os efeitos dos ciclos de queima da cerâmica e dos acabamentos de superfície do metal na distorção de restaurações metalocerâmicas. A adaptação apresentada pelos *copings* metálicos após a fundição é perdida, segundo relatos, após os efeitos das altas temperaturas de queima da cerâmica. Métodos para minimizar a perda desta adaptação marginal também foram analisados. Foi realizado um preparo padrão de um dente em aço inoxidável, com 8 mm de diâmetro e 6 mm de altura, com conicidade de 8°. Uma pequena cavidade excêntrica foi realizada na superfície oclusal, para que os corpos-de-prova fossem sempre posicionados corretamente. Os *copings* analisados possuíam 0,5 mm de espessura em suas paredes, 0,4 mm de espessura no colar vestibular e 2,0 mm de espessura no colar lingual. Os *copings* foram realizados de maneira que a cobertura cerâmica fosse total, com 0,5 mm de espessura. Antes da realização dos ciclos térmicos, todos os *copings* foram analisados microscopicamente e não apresentaram desajustes marginais. Com os resultados, os autores chegaram às seguintes conclusões: a termociclagem das restaurações metalocerâmicas resultou num aumento das aberturas marginais; os maiores aumentos marginais ocorreram durante o primeiro ciclo térmico da liga; as peças que sofreram tratamento térmico a frio e posteriormente foram oxidadas, apresentaram os maiores níveis de desajuste marginal apresentados; a realização de um ciclo térmico inicial, antes do tratamento a frio na superfície da liga, resultou em uma melhora substancial na adaptação marginal das

restaurações metalocerâmicas; e nenhuma perda adicional de adaptação marginal ocorreu após tratamento a frio e subsequente termociclagem quando estes passos foram realizados posteriormente ao tratamento térmico inicial.

GEMALMAZ *et al.*, 1998, analisaram as distorções causadas pelos ciclos de queima da cerâmica em próteses parciais fixas metalocerâmicas de três elementos, em diferentes estágios de queima. Foi utilizado um modelo inferior com a perda do primeiro molar. Foram produzidas dez peças, cinco em liga de Ni-Cr e cinco em liga de Pd-Cu. As distorções na estrutura foram avaliadas através de mudanças internas de ajuste, medidas horizontais lineares do comprimento da estrutura e mudanças no ajuste vertical em cada pilar da prótese. As medidas foram realizadas inicialmente, após o ciclo de degaseificação e após o ciclo de glazeamento. Foram observadas distorções nas estruturas estudadas, tanto as em Ni-Cr quanto nas em Pd-Cu, após o ciclo de condicionamento do metal e também após a aplicação da cerâmica, e isso causou uma perda no ajuste vertical das estruturas estudadas em relação a seus pilares. A distorção horizontal da estrutura metálica encontrada foi principalmente após o ciclo de degaseificação do metal, que foi atribuída à liberação de tensões residuais durante este primeiro ciclo térmico. Contrastante com esta observação, a magnitude de perda do ajuste vertical foi maior após os ciclos de queima realizados para a aplicação da cerâmica. Concluiu-se que, a maior perda de ajuste, observada após este estágio de aplicação da cerâmica, é devido à contaminação interna dos *copings* com porcelana e à redução da resiliência do metal, considerando a rigidez da cerâmica. Os efeitos múltiplos destes dois fatores mudam a magnitude de distorção em estruturas de próteses parciais fixas quando comparadas a coroas simples ou em folhas metálicas.

LAKHANI *et al.* (2002) analisaram a influência do tratamento térmico e do frio, na adaptação de próteses parciais fixas metalocerâmicas implanto suportadas. Foram produzidas quinze estruturas, suportadas por três implantes, e divididas em três grupos, que receberam os

seguintes tratamentos: grupo 1, tratamento a frio e oxidação térmica; grupo 2, tratamento térmico irrestrito, frio e oxidação do metal e grupo 3, tratamento térmico aplicado com um material revestindo as peças, para que as distorções fossem limitadas, tratamento a frio e oxidação do metal. Após os tratamentos aplicados às peças, foi feita a aplicação da cerâmica. As medidas foram realizadas a cada passo e comparadas às medidas realizadas imediatamente após as fundições. Concluiu-se que a aplicação de calor antes do tratamento frio não reduziu a distorção verificada, após a aplicação da cerâmica, nas estruturas estudadas, mas os diferentes tratamentos de calor alteraram a direção e quando ocorreram estas alterações. Foi então sugerido que, se o propósito do tratamento térmico é permitir a liberação de tensões produzidas durante a fundição e cristalização da liga com o mínimo de distorção, que se selecione um material restritivo diferente do descrito neste trabalho.

FONSECA *et al.*, em 2003, estudaram a influência da liberação de tensões e o ciclo de queima da cerâmica na adaptação marginal de *copings* fabricados em titânio comercialmente puro e em liga de titânio-alumínio-vanádio. Prepararam-se cinquenta molares bovinos para confecção de uma coroa metalocerâmica e, a partir de um modelo em gesso, os *copings* foram encerados. As fundições e tratamentos para os grupos foram as seguintes, com dez peças em cada grupo: liga Ti-6Al-4V não tratada, liga Ti-6Al-4V tratada, Ti cp não tratado, Ti cp tratado e liga de Pd-Ag. O tratamento realizado nos grupos designados foi um tratamento de calor para liberar as tensões do processo de fundição. As medidas foram realizadas assim que as peças saíram da fundição e a cada procedimento de queima da cerâmica recomendado pelo fabricante, e comparados à liga de Pd-Ag submetida ao protocolo de queima da cerâmica recomendado pelo fabricante. As medidas realizadas imediatamente após a fundição apresentaram os seguintes resultados de desajuste: para a liga Ti-6Al-4V não tratada 84,43 μm , para a liga Ti-6Al-4V tratada 76,35 μm , para o Ti cp não tratado 86,09 μm , e quando tratado 97,66 μm e para a liga de Pd-Ag 58,11 μm . Todos os grupos analisados apresentaram

diferenças estatisticamente significantes nos valores da adaptação marginal quando a condição imediata foi comparada à após os ciclos de queima da cerâmica recomendados, apresentando uma perda significativa da adaptação marginal. Não houve diferenças entre os grupos tratados termicamente dos não-tratados.

KARL *et al.*, em 2005, analisaram a carga estática provocada ao implante, por estruturas de prótese, imediatamente após sua desinclusão e após a cobertura cerâmica. Os autores utilizaram 3 implantes maxilares, A, B e C, com 4,1 mm de diâmetro e 12 mm de profundidade óssea, arranjados no modelo de medidas, consistindo de um bloco em resina epóxi, com propriedades mecânicas similares àquelas do osso trabeculado. Medidores de tensão (*Strain gauges* -SG) foram posicionados no modelo, mesial e distalmente, adjacentes aos implantes, com seus elementos sensíveis na direção méso-distal. Quatro grupos de próteses parciais fixas de 5 elementos fundidas em liga nobre, usando diferentes tipos de pilares, parafusados ou cimentados, e com diferentes técnicas de moldagem e produção das peças foram utilizados. A mesma cerâmica foi aplicada em todos os grupos. As próteses retidas por parafusos usando cilindros de fundição plásticos e próteses fabricadas com cilindros de ouro para fundição não apresentaram diferenças estatísticas no desenvolvimento de tensão. As próteses retidas por parafuso cimentadas em cilindros de ouro nos modelos de medição mostraram menor produção de tensão que todos os outros grupos testados. Depois de coberta com cerâmica, apenas uma diferença significativa estatisticamente foi observada. Para 2 tipos de estruturas retidas por parafuso, fabricadas convencionalmente, aumento significativo de desenvolvimento de tensão foi mostrado depois da cobertura com cerâmica. Para as cimentadas em cilindros de ouro, diminuição significativa de tensão foi encontrada depois da cobertura com cerâmica. Concluíram que há evidências, neste trabalho, que não apenas próteses parciais fixas cimentadas e retidas por parafuso, mas também que as próteses fabricadas por estruturas fundidas e cimentadas separadamente em componentes pré-

fabricados mostraram níveis de tensão mensuráveis. Observou-se que a cobertura em cerâmica é um fator adicional, que contribui para o desenvolvimento de tensão nas estruturas de próteses implanto-suportadas e pode ser um fator que prejudique, não apenas a osseointegração, mas também a estabilidade em longo prazo de restaurações cobertas por cerâmica.

3 – PROPOSIÇÃO

Considerando a importância do desenvolvimento técnico para o uso da solda a laser nas reabilitações orais e a necessidade de avaliação do titânio comercialmente puro na confecção de próteses parciais fixas suportadas por implantes e sua comparação com as ligas de Ni-Cr e Co-Cr, mais comumente usadas, e também suas capacidades de soldagem utilizando o laser. Ainda, com a necessidade de avaliação da influência dos ciclos de queima utilizados para a aplicação de cerâmica nestas próteses, propõe-se um trabalho que estude:

3.1 – a adaptação entre estruturas de próteses fixas de três elementos e os componentes intermediários, suportadas por dois implantes, quando fundidas em monobloco e obtidas pela técnica de cera perdida, utilizando cilindros plásticos para sua fundição, com estruturas fundidas em titânio comercialmente puro, ligas de Co-Cr e Ni-Cr, sob condições de parafusos apertados e não apertados.

3.2 – os resultados de adaptação encontrados para os três grupos estudados.

3.3 – a melhora na precisão da adaptação que pode ser obtida com o procedimento de separação das peças fundidas em monobloco e sua posterior soldagem a laser.

3.4 – os resultados, após a soldagem a laser, dos grupos e a sua comparação entre si.

3.5 – os efeitos da simulação dos ciclos de queima para aplicação da cerâmica nas estruturas e a comparação entre os grupos estudados.

4 – MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 - Obtenção da base do corpo-de-prova:

Partindo de um modelo de gesso de um paciente que recebeu dois implantes nas regiões correspondentes ao segundo pré-molar e segundo molar superior esquerdos, recortado nas formas apropriadas para a execução das leituras de desajuste das peças no microscópio comparador, foi usinada uma cópia em metal do mesmo. Foram preparados dois orifícios, nas mesmas posições das réplicas produzidas em gesso, onde foram posicionados e fixados dois implantes de hexágono interno Master Conect AR, com 11,5 mm de altura e 3,75 mm de diâmetro do sistema Conexão (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo – SP - Brasil). A união dos implantes à base foi realizada com cola à base de cianoacrilato (Super Bonder, Henkel Loctite Adesivos Ltda; Brasil). Sobre cada fixação, foi adaptado um intermediário do tipo mini-pilar cônico com cinta de 3 mm, do sistema Conexão (22CNB-A-Conect-AR - Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo – SP - Brasil), e apertados com torque de 20N.cm, executado com as chaves e torquímetros Conexão (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo – SP - Brasil). O conjunto completou a base do corpo-de-prova (Figura 1).

Figura 1 – Base do corpo-de-prova com os intermediários posicionados.

4.2 Enceramento dos corpos-de-prova:

Sobre a base foi confeccionada a escultura de uma prótese de três elementos.

Foram localizados dois copings mini-pilar cônico da empresa Conexão (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo – SP - Brasil) sobre os dois intermediários, retidos através de aperto dos parafusos de trabalho em titânio 011004 CNB (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo – SP – Brasil). Para o enceramento, foram utilizados os copings mini-pilar cônico em plástico (105001 CNB) da empresa Conexão (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo – SP – Brasil).

A união dos cilindros foi realizada com resina acrílica vermelha (Pattern Resin LS – GC America Inc. - USA) e, sobre a mesma, foi feito o enceramento com cera para enceramento de incrustações (Kota Indústria e Comércio – São Paulo – SP), de uma infraestrutura de prótese fixa parafusada, de três elementos, apoiada e retida em dois implantes. Sobre esse primeiro enceramento, foi confeccionada uma matriz em silicone, a qual possibilitou a confecção das demais peças protéticas com as mesmas dimensões. A matriz em silicone foi seccionada ao meio, onde esta se relacionava com a base do corpo-de-prova e, por um orifício em sua parte superior, era gotejada a cera plastificada (Figura 2). Para a plastificação da cera foi utilizado um plastificador de cera com regulação digital da temperatura de fusão da mesma (Hotty LED, Renfert GmbH, Hilzigen, Alemanha).

Figura 2 – Cilindros acrílicos posicionados e unidos com resina acrílica e matriz em silicone em posição para permitir o enceramento.

Uma vez concluído o enceramento (Figura 3), foi realizado o teste de passividade, que consistiu em apertar apenas um dos parafusos, examinando a adaptação da prótese do outro lado e, depois, apertando o parafuso contrário e procedendo da mesma forma, com a finalidade de visualizar distorções que possam ter ocorrido durante o enceramento. Não houve necessidade de correções nas peças.

Figura 3 – Enceramento: vistas vestibular (A) e lingual (B).

Em todos os grupos, as peças foram posicionadas para fundição em monobloco (Figura 4). Para as fundições foram utilizadas ligas de Ni-Cr (VeraBond II – Aalba Dent. Inc. – Cordelia – CA - USA), de Co-Cr (Remanium® 2000 - Dentaurum J.P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha), e o metal Ti cp (Tritan, grau I, Dentaurum, Alemanha).

Figura 4 – Peça em posição para inclusão e fundição em monobloco.

Para cada material de fundição foram produzidas 6 (seis) peças, totalizando 18 (dezoito) corpos-de-prova.

4.3 - Inclusão e fundição:

4.3.1 - Inclusão:

Para as peças fundidas em ligas de Ni-Cr e Co-Cr foi utilizado revestimento fosfatado, de ciclo rápido, Castorit Super C (Dentaurum, Alemanha). Para as peças fundidas em Ti cp foi utilizado revestimento especial Rematitan Plus (Dentaurum, Alemanha).

Ambos os revestimentos foram proporcionados segundo as especificações dos fabricantes e espatulados mecanicamente a vácuo por 60 segundos em espatulador elétrico (Turbomix - EDG Equipamentos e Controles Ltda., Brasil). Ao final da manipulação, a massa foi vazada sob vibração até o preenchimento do anel e deixada à temperatura ambiente por 10 minutos.

4.3.2 – Fundição:

a) Fundição em titânio: o ciclo térmico utilizado foi o representado a seguir:

Figura 5 - Ciclo térmico de expansão do revestimento e eliminação da cera para fundição em titânio.

b) Fundições em ligas de Ni-Cr e Co-Cr: para estes corpos-de-prova foi utilizado o ciclo térmico representado no gráfico:

Figura 6 - Ciclo térmico de expansão do revestimento e eliminação da cera.

As fundições foram realizadas na máquina Discovery Plasma (EDG Equipamentos e Controles Ltda., Brasil) que promove a fusão com arco voltaico de corrente contínua através de eletrodo de tungstênio, a vácuo, e sob atmosfera inerte de argônio, sobre crisol (cadinho) especial de cobre. Essa máquina tem a unidade de fundição formada por duas câmaras ligadas entre si. A pastilha da liga fica posicionada sobre o crisol de cobre e é fundida pela corrente elétrica gerada pelo arco voltaico. Depois de fundido, a liga é injetada no molde, posicionado na câmara inferior, por ação do vácuo aplicado a ambas as câmaras da máquina de fundição, e da pressão de argônio aplicada à câmara superior. O processo de fundição é totalmente automático.

Depois de fundidos, os corpos-de-prova obtidos foram desincluídos e jateados com óxido de alumínio (Polidental Ind. e Com. Ltda, Brasil), granulação de 100µm, sob pressão de 80lib/pol² (5,62kgf/cm²), e os lastros de fundição cortados.

4.4 - Análise Radiográfica:

Todos os corpos-de-prova foram submetidos a exame radiográfico para detecção de possíveis defeitos de fundição. Para a tomada radiográfica foi utilizada a unidade laboratorial X-Control (Dentaurum, Pforzheim, Alemanha), com tensão de 70 kv, corrente de 8mA e distância de trabalho de 200 mm. Foi utilizado filme branco e preto Polapan 57 (Polaroid Corp. - EUA), de tamanho 9 X 12 cm, e tempo de exposição de 2,0 segundos. Após a exposição o filme foi auto-processado por 15 segundos à temperatura de 21° C. Junto aos corpos-de-prova foi posicionado um verificador escalonado de raios X para radiografias de titânio (Dentaurum, Alemanha) (Figura 7).

Figura 7 – Máquina X-Control para tomada radiográfica e corpos-de-prova e verificador escalonado em posição.

4.5 - Leituras e obtenção dos dados:

As próteses foram provadas na base e testadas quanto à passividade. Para as leituras, foi utilizado o método de Sheffield (EISENMAN, 1997) que consiste em executar as leituras com apenas um dos lados parafusados. Para isso foi localizado apenas um dos parafusos em ouro do tipo hexágono (011002-Ouro) da empresa Conexão (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo – SP – Brasil), apertado manualmente até o ponto de se sentir apenas a primeira fixação do parafuso na rosca. Nessa condição a peça foi levada para a primeira leitura onde se mediu e anotou-se o espaço existente entre o intermediário e a prótese nos dois lados, no implante 1 (Pré-Molar) e no implante 2 (Molar), sendo os mesmos denominados: lado apertado e lado contrário. Para a segunda leitura, os dois parafusos foram posicionados e apertados com torque calibrado em 10 N.cm utilizando chaves e torquímetros (Conexão Sistemas de Prótese, Brasil) (Figura 8). As leituras foram executadas em um microscópio óptico comparador (Nikon, Japão), no Laboratório de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP (Figura 9). Foram lidas as faces vestibulares, linguais e proximais para cada condição. Para cada face foram executadas 3 (três) leituras, perfazendo um total de 12 (doze) pontos lidos em cada cilindro para cada condição de leitura. A base do corpo-de-prova foi projetada de forma a permitir as leituras das faces proximais nas duas fixações (Figura 10).

Figura 8 – Peças posicionadas para leitura pelo método de Sheffield.

Figura 9 – Microscópio

Figura 10 – Leitura dos corpos-de-prova

4.6 - Soldagem a laser das peças:

Posteriormente à análise da interface de adaptação, as peças obtidas foram seccionadas utilizando-se discos de carborundum com 23,8mm de diâmetro e 0,6mm de espessura (Dentorium – NY – USA), e realizou-se a soldagem a laser.

Para o procedimento de soldagem a laser, a estrutura metálica foi posicionada sobre a base do corpo de prova. Os componentes foram, então, parafusados com um torque de 10N.cm e fixados com resina acrílica vermelha (Pattern Resin LS – GC America Inc. - USA). Esta foi levada ao

interior da máquina de soldagem a laser (Desktop Laser – Dentaurum – Alemanha) e procedeu-se à soldagem, com a máquina programada entre 270V e 310V, pulso de 9,0ms e frequência de foco variável entre -4 e +8.

4.7 - Análise do assentamento passivo após a soldagem a laser:

Utilizando novamente o método de Sheffield (EISENMAN, 1997), onde primeiro um lado é parafusado, depois o outro lado é parafusado e, por fim, ambos os lados são parafusados, foi feita a análise do assentamento passivo das estruturas depois de realizada a soldagem a laser, sendo que as leituras das peças foram executadas no microscópio óptico comparador (Nikon, Japão), no Laboratório de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP seguindo a mesma metodologia descrita anteriormente à soldagem.

4.8 - Tratamento do metal (degaseificação):

Antes da simulação da aplicação das cerâmicas foi feito o tratamento das peças fundidas. Para este procedimento as peças foram usinadas com pedra de óxido de alumínio para remover nódulos e irregularidades e novamente jateadas com pó de óxido de alumínio (100 μ m) à pressão de 40psi. As peças foram, então, levadas ao ultra-som para limpeza e remoção de impurezas onde permaneceram por 10 minutos em álcool isopropílico. Após este tratamento, as peças em Ti cp foram levadas ao forno à temperatura de 500° a 800°C, permanecendo por 3 minutos a 800°C e com vácuo, para a pré-oxidação do metal, de acordo com instruções do fabricante da cerâmica Ti 22.

4.9 – Simulação da queima da cerâmica nas peças:

Foi então realizada a simulação dos ciclos de queima da cerâmica sobre as estruturas metálicas. Para as peças fundidas em liga de Ni-Cr e em liga de Co-Cr, foi utilizado o ciclo de queima preconizado para a cerâmica Noritake EX3 (Noritake – Japão), realizado no forno para cerâmica Solaris 50P Platinum (Futura Brasil, São Carlos, SP, Brasil). Para as peças fundidas em Titânio comercialmente puro, o ciclo utilizado foi o recomendado para a cerâmica Noritake Ti22 (Noritake – Japão), realizado no forno Jelenko Jelfire VPF (Jelenko Dental Health Products, NY, USA).

4.9.1 - Ciclo de queima da cerâmica Noritake EX3:

Na tabela a seguir é descrito o ciclo térmico de queima da cerâmica Noritake EX3:

Tabela de queima da cerâmica Noritake EX3:

	Adesivo	1ª camada opaco	2ª camada opaco	1ª camada dentina	2ª camada dentina
<i>Tempo de secagem</i>	-	3 min	3 min	6 min	6 min
<i>Temperatura inicial</i>	-	550° C	550° C	580° C	580° C
<i>Início do vácuo</i>	-	550° C	550° C	580° C	580° C
<i>Taxa de aquecimento</i>	-	55° C/min	55° C/min	55° C/min	55° C/min
<i>Nível de vácuo</i>	-	72 cm/Hg	72 cm/Hg	72 cm/Hg	72 cm/Hg
<i>Liberação do vácuo</i>	-	980° C	970° C	920° C	9200° C
<i>Tempo de permanência</i>	-	1 min s/vácuo	1 min s/vácuo	1 min s/vácuo	1 min s/vácuo
<i>Temperatura final</i>	-	980° C	970° C	910° C	910° C
<i>Tempo de resfriamento</i>	-	10 seg.	10 seg.	10 seg.	10 seg.

4.9.2 - Ciclo de queima da cerâmica Noritake Ti22:

Na tabela seguinte está descrito o ciclo de queima que foi utilizado para a cerâmica Noritake Ti22.

Tabela de queima da cerâmica Noritake Ti22:

	Adesivo	1ª camada opaco	2ª camada opaco	1ª camada dentina	2ª camada dentina
<i>Tempo de secagem</i>	5 min	5 min	5 min	7 min	7 min
<i>Temperatura inicial</i>	500° C	500° C	500° C	500° C	500° C
<i>Início do vácuo</i>	500° C	500° C	500° C	500° C	500° C
<i>Taxa de aquecimento</i>	50° C/min	50° C/min	50° C/min	40° C/min	40° C/min
<i>Nível de vácuo</i>	72 cm/Hg	72 cm/Hg	72 cm/Hg	72 cm/Hg	72 cm/Hg
<i>Liberação do vácuo</i>	790° C	770° C	770° C	750° C	750° C
<i>Tempo de permanência</i>	–	–	–	–	–
<i>Temperatura final</i>	800° C	780° C	780° C	760° C	760° C
<i>Tempo de resfriamento</i>	0	0	0	0	0

4.10 - Reavaliação do assentamento passivo das peças:

Foi feita, por fim, a análise do assentamento passivo das próteses sobre os implantes, após todos os procedimentos de queima da cerâmica, utilizando o método de Sheffield (EISENMAN, 1997), anteriormente descrito.

4.11 – Análise estatística:

Os dados obtidos da avaliação do assentamento passivo das estruturas, em todas as suas etapas, foram tabulados, com o intuito de analisá-los e compará-los estatisticamente, com auxílio do programa JMP 5.1.2 (SAS Institute Inc. – USA).

Para cada uma das condições de medição foi aplicada a análise de variância (ANOVA) a dois critérios (material e tratamento) para verificação de homogeneidade dos grupos. Após a

análise de variância dos grupos, foi utilizado o teste complementar de Tukey-Kramer para as comparações individuais.

A Tabela 5.1 a seguir contém as médias de todas as mensurações executadas em cada cilindro, com cada condição de aperto dos parafusos e com as condições experimentais propostas no trabalho executado, sendo que foram feitas leituras imediatamente após a fundição de cada peça, após a separação e posterior soldagem a laser e após a simulação dos ciclos de queima da cerâmica.

Com base nesta tabela foram calculadas as seguintes médias de interfaces:

- com o implante 1 (Pré-Molar) apertado, com leitura no mesmo implante, sendo denominado de lado apertado;
- com o implante 1 (Pré-Molar) apertado e leitura no implante 2 (Molar), oposto ao apertado, sendo denominado de lado contrário;
- com os dois implantes apertados e leituras nas duas interfaces.

Com os resultados destas médias obteve-se a Tabela 5.2, com a qual se realizou a análise estatística, utilizando o programa JMP 5.1.2 (SAS Institute Inc., USA).

Para cada uma das condições de medição foi aplicada a análise de variância (ANOVA) a dois critérios (material e tratamento) para verificação de homogeneidade dos grupos. Após a análise de variância dos grupos, foi utilizado o teste complementar de Tukey-Kramer para as comparações individuais.

Tabela 5.1 – Médias das interfaces analisadas (em μm) entre cada cilindro e respectivo intermediário sob as diversas condições de aperto dos parafusos, imediatamente após a fundição das peças.

Material	Estruturas	Implantes	Condição Experimental		
			Imediato		
			Implante 1 apertado	Implante 2 apertado	Implantes 1 e 2 apertados
Co-Cr	1	1	27,00	44,66	32,16
		2	59,25	22,50	37,58
	2	1	90,41	158,41	81,33
		2	274,41	85,00	83,41
	3	1	20,25	25,08	21,66
		2	35,16	29,00	30,25
	4	1	16,16	49,16	13,58
		2	101,83	16,75	18,16
	5	1	23,00	180,66	122,00
		2	178,91	82,91	103,83
	6	1	33,25	62,58	56,16
		2	62,33	37,75	50,75
Ni-Cr	1	1	18,66	71,66	29,75
		2	73,66	12,58	18,25
	2	1	13,83	112,16	16,66
		2	66,58	36,41	26,83
	3	1	12,58	122,08	16,41
		2	96,50	20,00	19,50
	4	1	34,25	189,41	25,66
		2	79,00	24,50	52,16
	5	1	23,83	85,58	26,08
		2	75,00	22,25	31,91
	6	1	17,66	28,83	17,50
		2	33,25	18,58	19,33
Ti cp	1	1	13,66	231,08	14,91
		2	51,25	78,41	22,91
	2	1	10,66	37,08	44,41
		2	76,25	19,41	25,25
	3	1	19,08	107,41	27,91
		2	194,58	92,66	162,25
	4	1	20,00	19,08	19,00
		2	132,58	28,91	59,25
	5	1	56,83	84,83	28,41
		2	109,66	34,33	52,83
	6	1	13,50	40,08	21,08
		2	147,08	69,00	102,75

Tabela 5.2 – Médias das interfaces analisadas (em μm) entre cada cilindro e respectivo intermediário sob as diversas condições de aperto dos parafusos, após a soldagem a laser das peças.

Material	Estruturas	Implantes	Condição Experimental		
			Após solda a laser		
			Implante 1 apertado	Implante 2 apertado	Implantes 1 e 2 apertados
Co-Cr	1	1	15,75	42,25	14,08
		2	17,58	13,50	9,00
	2	1	11,16	62,41	10,83
		2	90,91	21,00	20,58
	3	1	13,25	31,91	10,50
		2	32,75	20,25	21,91
	4	1	11,58	21,08	19,75
		2	17,08	11,41	23,50
	5	1	22,91	51,41	29,25
		2	38,33	34,41	26,33
	6	1	34,83	32,08	34,33
		2	42,75	28,50	37,83
Ni-Cr	1	1	16,66	21,41	11,83
		2	24,33	16,91	14,33
	2	1	9,16	15,91	7,25
		2	16,58	14,25	15,00
	3	1	15,91	17,00	12,41
		2	15,50	13,41	11,25
	4	1	14,50	24,00	13,16
		2	22,25	19,16	17,75
	5	1	13,00	42,66	13,25
		2	33,83	15,75	17,00
	6	1	10,91	22,00	12,41
		2	15,16	14,00	11,58
Ti cp	1	1	8,83	19,83	7,66
		2	15,58	11,08	11,66
	2	1	8,91	24,66	9,41
		2	13,25	7,83	18,66
	3	1	12,16	28,91	9,41
		2	33,33	19,58	15,91
	4	1	11,33	10,66	9,66
		2	24,08	10,66	10,41
	5	1	33,91	67,75	43,08
		2	46,83	33,58	37,91
	6	1	18,83	20,25	16,50
		2	34,16	30,75	22,22

Tabela 5.3 – Médias das interfaces analisadas (em μm) entre cada cilindro e respectivo intermediário sob as diversas condições de aperto dos parafusos, após a simulação dos ciclos de queima da cerâmica.

Material	Estruturas	Implantes	Condição Experimental		
			Após simulação de aplicação da cerâmica		
			Implante 1 Apertado	Implante 2 apertado	Implantes 1 e 2 apertados
Co-Cr	1	1	9,33	13,16	9,91
		2	16,91	8,75	12,16
	2	1	12,33	29,16	12,41
		2	33,75	9,25	25,41
	3	1	9,50	14,83	10,75
		2	25,91	13,58	21,50
	4	1	7,66	25,58	10,33
		2	16,08	23,25	14,16
	5	1	23,16	32,66	23,66
		2	37,41	37,25	37,16
	6	1	48,33	28,33	27,41
		2	28,50	39,66	36,41
Ni-Cr	1	1	20,41	26,08	17,50
		2	21,66	13,50	13,16
	2	1	15,41	12,25	8,75
		2	19,83	9,83	12,00
	3	1	13,25	12,58	10,25
		2	21,75	10,5	11,00
	4	1	17,41	25,66	12,08
		2	41,08	12,58	20,83
	5	1	20,41	56,00	10,41
		2	47,58	10,66	13,58
	6	1	11,91	17,33	13,00
		2	19,08	12,75	13,08
Ti cp	1	1	8,00	12,58	9,41
		2	9,83	9,66	6,83
	2	1	8,08	21,33	10,41
		2	8,66	9,41	10,91
	3	1	11,58	61,33	12,83
		2	38,75	22,25	24,25
	4	1	10,75	15,83	10,00
		2	10,08	15,08	11,33
	5	1	35,91	69,00	30,83
		2	54,41	38,41	43,33
	6	1	14,75	19,33	14,25
		2	46,58	38,75	39,00

Tabela 5.4 – Média das interfaces intermediários/prótese (em μm) obtidas nas diversas condições de medição em relação aos apertos dos parafusos, imediatamente após a fundição das peças.

Material	Imediato		
	Implante 1 apertado		Dois implantes apertados
	Implante 1	Implante 2	
Co-Cr	27,00	59,25	34,87
	90,41	274,41	82,37
	20,25	35,16	25,95
	16,16	101,83	15,87
	23,00	178,91	112,91
	33,25	62,33	53,45
Ni-Cr	18,66	73,66	24,00
	13,83	66,58	21,75
	12,58	96,50	17,95
	34,25	79,00	38,91
	23,83	75,00	28,99
	17,66	33,25	18,41
Ti cp	13,66	51,25	18,91
	10,66	76,25	34,83
	19,08	194,58	95,08
	20,00	132,58	39,12
	56,83	109,66	40,62
	13,50	147,08	61,91

Tabela 5.5 – Média das interfaces intermediários/prótese (em μm) obtidas nas diversas condições de medição em relação aos apertos dos parafusos, após a soldagem a laser das peças.

Material	Após solda a laser		
	Implante 1 apertado		Dois implantes apertados
	Implante 1	Implante 2	
Co-Cr	15,75	17,58	11,54
	11,16	90,91	15,70
	13,25	32,75	16,20
	11,58	17,08	21,62
	22,91	38,33	27,79
	34,83	42,75	36,08
Ni-Cr	16,66	24,33	13,08
	9,16	16,58	11,12
	15,91	15,50	11,83
	14,50	22,25	15,45
	13,00	33,83	15,12
	10,91	15,16	11,99
Ti cp	8,83	15,58	9,66
	8,91	13,25	14,03
	12,16	33,33	12,66
	11,33	24,08	10,03
	33,91	46,83	40,49
	18,83	34,16	19,36

Tabela 5.6 – Média das interfaces intermediários/prótese (em μm) obtidas nas diversas condições de medição em relação aos apertos dos parafusos, após a simulação dos ciclos de queima da cerâmica.

Material	Após simulação de queima da cerâmica		
	Um lado apertado		Dois lados apertados
	Lado apertado	Lado oposto	
Co-Cr	9,33	16,91	11,03
	12,33	33,75	18,91
	9,50	25,91	16,12
	7,66	16,08	12,24
	23,16	37,41	30,41
	48,33	28,50	31,91
Ni-Cr	20,41	21,66	15,33
	15,41	19,83	10,37
	13,25	21,75	10,62
	17,41	41,08	16,45
	20,41	47,58	11,99
	11,91	19,08	13,04
Ti cp	8,00	9,83	8,12
	8,08	8,66	10,66
	11,58	38,75	18,54
	10,75	10,08	10,66
	35,91	54,41	37,08
	14,75	46,58	26,62

5.1 Resultados obtidos nas interfaces do lado apertado, com apenas o implante 1 parafusado.

Tabela 5.7 – Análise de variância, no lado apertado.

Origem	DF	Soma dos Quadrados	Quadrado Médio	F	p
X1	8	2008,873	251,109	1,3359	0,2509
Erro	45	8458,956	187,977		
C. Total	53	10467,828			

Tabela 5.8 – Média e desvio padrão (em μm) e resultados do teste de Tukey-Kramer das interfaces prótese e intermediário no implante 1, com apenas o parafuso neste implante apertado, imediatamente, após solda a laser e após simulação de queima da cerâmica.

	Imediato	Após solda laser	Após simulação
Material	Média $\pm$ DP Teste de Tukey-Kramer	Média $\pm$ DP Teste de Tukey-Kramer	Média $\pm$ DP Teste de Tukey-Kramer
Co-Cr	35,01 $\pm$ 27,76 A	18,24 $\pm$ 9,19 A	18,38 $\pm$ 15,69 A
Ni-Cr	20,13 $\pm$ 7,97 A	13,35 $\pm$ 2,91 A	16,46 $\pm$ 3,58 A
Ti cp	22,28 $\pm$ 17,29 A	15,66 $\pm$ 9,65 A	14,84 $\pm$ 10,61 A

Valor crítico = 3,25714; $p < 0,05$.

Materiais com mesma letra são estatisticamente iguais.

Figura 11 – Representação gráfica da ANOVA e DP das interfaces intermediário/estrutura (em μm) no implante 1, com apenas este implante parafusado, nas três condições experimentais.

Figura 12 – Representação gráfica das médias das interfaces intermediário/estrutura (em μm) no implante 1, com apenas este implante parafusado, nas três condições experimentais.

5.2 Resultados obtidos nas interfaces do implante 2, com o implante 1 parafusado.

Tabela 5.9 - Análise de variância, no lado oposto.

Origem	DF	Soma dos Quadrados	Quadrado Médio	F	p
X1	8	73361,57	9170,20	6,0747	<,0001
Erro	45	67930,37	1509,56		
C. Total	53	141291,94			

Tabela 5.10 – Média e desvio padrão (em μm) e resultados do teste de Tukey-Kramer das interfaces prótese e intermediário no implante 2, com apenas o parafuso do implante 1 apertado, imediatamente, após solda a laser e após simulação de queima da cerâmica.

	Imediato	Após solda laser	Após simulação
Material	Média $\pm$ DP Teste de Tukey-Kramer	Média $\pm$ DP Teste de Tukey-Kramer	Média $\pm$ DP Teste de Tukey-Kramer
Co-Cr	118,64 $\pm$ 91,48 A	41,02 $\pm$ 26,15 B	26,42 $\pm$ 8,67 B
Ni-Cr	70,66 $\pm$ 20,88 AB	19,81 $\pm$ 7,36 B	28,49 $\pm$ 12,47 B
Ti cp	118,56 $\pm$ 51,35 A	40,42 $\pm$ 27,14 B	28,05 $\pm$ 20,89 B

Valor crítico = 3,25714; $p < 0,05$.

Materiais com mesma letra são estatisticamente iguais.

Figura 13 – Representação gráfica da ANOVA e DP das interfaces intermediário/estrutura (em μm) no implante 2, com apenas o implante 1 parafusado, nas três condições experimentais.

Figura 14 – Representação gráfica das interfaces intermediário/estrutura (em μm) no implante 2, com o implante 1 parafusado, nas três condições experimentais.

5.3 Resultados obtidos nas interfaces dos dois implantes e ambos parafusados.

Tabela 5.11 - Análise de variância, nos dois implantes.

Origem	DF	Soma dos Quadrados	Quadrado Médio	F	p
X1	8	10888,269	1361,03	4,7288	0,0003
Erro	45	12951,708	287,82		
C. Total	53	23839,977			

Tabela 5.12 – Média e desvio padrão (em μm) e resultados do teste de Tukey-Kramer das interfaces prótese e intermediário nos dois implantes, com os dois parafusos apertados, imediatamente, após solda a laser e após simulação de queima da cerâmica.

	Imediato	Após solda laser	Após simulação
Material	Média $\pm$ dp Teste de Tukey-Kramer	Média $\pm$ dp Teste de Tukey-Kramer	Média $\pm$ dp Teste de Tukey-Kramer
Co-Cr	54,23 $\pm$ 37,10 A	21,49 $\pm$ 9,08 BC	20,10 $\pm$ 9,02 BC
Ni-Cr	25,00 $\pm$ 7,92 ABC	13,10 $\pm$ 1,81 C	12,97 $\pm$ 2,48 C
Ti cp	48,41 $\pm$ 26,69 AB	17,70 $\pm$ 11,70 BC	18,61 $\pm$ 11,32 BC

Valor crítico = 3,25714; $p < 0,05$.

Materiais com mesma letra são estatisticamente iguais.

Figura 15 – Representação gráfica da ANOVA e DP das interfaces intermediário/estrutura (em μm) nos dois implantes e com ambos parafusados, nas três condições experimentais.

Figura 16 – Representação gráfica das interfaces (em μm) intermediário/estrutura nos dois implantes, com os dois parafusos apertados, nas três condições experimentais.

5.4 – Radiografias das estruturas metálicas antes e após os procedimentos de soldagem:

Figura 17 – Radiografia obtida das estruturas fundidas em Co-Cr: A) antes e B) após a solda laser.

Figura 18 - Radiografia obtida das estruturas fundidas em Ni-Cr: A) antes e B) após a solda laser.

Figura 19 - Radiografias obtidas das estruturas fundidas em Ti cp: A) antes e B) após a solda laser.

A análise das radiografias das peças utilizadas no trabalho mostrou-se adequada para todos os corpos-de-prova, com exceção dos corpos 5 e 3, fundidos em Ti cp, que indicam possíveis falhas nos pontos de solda (setas).

Quando comparada às estruturas periodontais dos dentes naturais, a interface formada entre o implante e o tecido ósseo circundante apresenta mobilidade significativamente menor (HUSSAINI & WONG, 1997). Devido a esses fatores, o assentamento deficiente de uma prótese suportada por implantes e parafusada aos intermediários pode produzir tensões consideráveis no osso circundante ao implante (CLELLAND *et al.*, 1995). Em estudos anteriores foram encontradas correlações entre a adaptação deficiente da estrutura metálica da prótese e a fratura ou soltura dos parafusos de fixação (LEKHOLM *et al.*, 1985). A boa adaptação da estrutura metálica é um critério decisivo para o sucesso em longo prazo de implantes e das próteses suportadas por implantes (RICHTER, 1989; EVANS, 1997; MAY *et al.*, 1997).

A adaptação deficiente entre a estrutura e os implantes pode produzir tensões quando os parafusos de ouro são apertados, situação que pode causar problemas clínicos futuros. O risco de distorção está relacionado a fatores como o número de implantes, largura e curvatura do arco, alinhamento dos implantes e mudança do sistema de pilares. Um fato real é que em nenhuma fundição estará presente a completa adaptação passiva. Assim, técnicas clínicas para testes de adaptação passiva de estruturas de próteses sobre implantes avaliam níveis ditos “aceitáveis clinicamente” e intervalos de desajuste em até 100µm são toleráveis (JEMT, 1991).

A precisão da fundição de estruturas metálicas é limitada por mudanças dimensionais durante o tratamento do metal e o processo de fabricação. As causas de erros podem ocorrer durante os procedimentos de moldagem, na produção do modelo mestre, durante a manipulação do material de revestimento e também durante o processo de fundição da liga (SAAS & EAMES, 1980). O coeficiente de expansão do material de revestimento deve ser equivalente às propriedades dimensionais da liga metálica. Contudo, devido às complexidades individuais de uma restauração, as mudanças dimensionais inerentes aos procedimentos de confecção de uma prótese não podem ser planejadas (KOKE *et al.*, 2004). Neste trabalho as

falhas inerentes ao processo de moldagem, como a técnica ou deficiências do material, foram eliminadas, devido à não realização destes passos.

Os cilindros pré-fabricados para a produção de estruturas de próteses sobre implantes com utilização da técnica de sobre-fundição, permitem alta precisão de adaptação das estruturas fundidas em liga nobre e o processo de fundição das peças sofre mínima interferência nesta adaptação (KOKE *et al.*, 2004). Contudo, estes cilindros de fundição pré-fabricados só podem ser utilizados com ligas nobres, não se podendo utilizá-los com ligas não-nobres, como as de Co-Cr e as de Ni-Cr, e também não podem ser utilizados para a fundição do titânio comercialmente puro devido ao alto ponto de fusão destes materiais. Portanto, para este trabalho foram utilizados cilindros de fundição plásticos que são perdidos durante o procedimento de fundição.

Com o alto custo das próteses produzidas em ligas nobres, houve um aumento na utilização de ligas alternativas para a realização destas próteses. A utilização do titânio comercialmente puro para a confecção de próteses suportadas por implantes osseointegrados é hoje considerada a grande esperança para viabilizar a possibilidade de trabalhos biocompatíveis, resistentes, duráveis e de baixo custo. Sua excelente resistência à corrosão devido à estabilidade (SMITH *et al.*, 1991; ANUSAVICE, 1998); suas boas propriedades mecânicas, como resistência, associada ao baixo peso específico (WANG & BOYLE, 1993; LEMONS & NATIELLA, 1986); baixa condutibilidade térmica (KNABE & HOFFMEISTER, 1998); módulo de elasticidade parecido com o módulo de elasticidade do titânio com o qual se fabricou os implantes (RASMUSSEN, 1987) e o fato de poder relacionar o mesmo tipo de metal e assim evitar possível galvanismo na cavidade bucal (VENUGOPALAN & LUCAS, 1998; FOTI *et al.*, 1999; WATAHA, 2000) são fatores que avalizam sua utilização.

Os resultados de desajuste obtidos para as próteses fundidas em monobloco, quando lidas imediatamente após os procedimentos de fundição e com os dois parafusos apertados mostraram valores estatisticamente iguais para os três materiais estudados: Co-Cr ($54,23 \pm 37,10\mu\text{m}$), Ni-Cr ($25,00 \pm 7,92\mu\text{m}$) e para o Ti cp ($48,41 \pm 26,69\mu\text{m}$), sendo que o Ni-Cr apresentou os melhores valores de adaptação das peças, mesmo que sem diferenças estatisticamente significantes. Em vários trabalhos foram encontrados níveis de desajuste variando entre 25 e $160\mu\text{m}$ (NORTHEAST *et al.*, 1992; HAMMERLE *et al.*, 1994; LEONG *et al.*, 1994; IGLESIAS *et al.*, 1996; SUTHERLAND, 1996). Comparados a essas discrepâncias encontradas em diferentes tipos de coroas e próteses parciais fixas, os resultados encontrados neste trabalho são aceitáveis.

O teste aplicado para verificar a passividade de adaptação seguiu o método preconizado por alguns trabalhos, onde apenas um parafuso é apertado e a leitura feita no parafuso contrário assim como no parafuso apertado (PAREL, 1994), também denominado método de SHEFFIELD (EISENMAN, 1997). Este método tem por objetivo verificar possíveis distorções que possam ter ocorrido durante o procedimento de fundição. A análise dos dados encontrada neste trabalho valida a aplicação deste método pois, quando as médias do lado apertado são comparadas às do lado contrário, é verificado o fechamento da interface quando feito o aperto do parafuso. Isto mostra que a passividade total de uma prótese é um fator difícil de ser conseguido e ainda corrobora os resultados encontrados por JEMT (1991) e SILVA (2001) acerca das dificuldades de se obter um assentamento passivo completo nas próteses fundidas em monobloco. Os resultados encontrados neste trabalho, imediatamente após os procedimentos de fundição, com apenas um parafuso apertado, foram: Co-Cr: $35,01 \pm 27,76\mu\text{m}$, Ni-Cr: $20,13 \pm 7,97\mu\text{m}$, e Ti cp: $22,28 \pm 17,29\mu\text{m}$, quando analisado apenas o lado apertado, onde os três grupos apresentaram-se estatisticamente iguais. Quando analisado o implante contrário ao apertado, os resultados foram Co-Cr: $118,64 \pm 91,48\mu\text{m}$, Ni-Cr: $70,66 \pm 20,88\mu\text{m}$, e Ti cp:

118,56 $\pm$ 51,35 μ m, não apresentando diferenças estatísticas entre as peças estudadas. Com a análise destes dados, em todas as variações de apertos, é verificado aumento expressivo no desajuste das interfaces quando analisado o lado oposto ao parafusado, indicando a falta de passividade da peça quando fundida em monobloco.

Os métodos descritos na literatura para a obtenção de estruturas passivas de próteses sobre implantes são vastos. Trabalhos descrevem a utilização de cilindros cimentados às estruturas metálicas após a fundição das mesmas (SELLERS, 1989); união dos cilindros protéticos às estruturas fundidas por meio de soldagens a laser (ÖRTORP *et al.*, 1999); soldagens a laser de segmentos após o recorte dos mesmos (RIEDY *et al.*, 1997); obtenção de infra-estruturas através de tecnologia de usinagem de blocos em titânio (KARLSSON, 1993 e JEMT *et al.*, 1999); associação de usinagem externa, eletroerosão interna e solda a laser (WALTER *et al.*, 1999); recorte dos cilindros na região de desajuste e soldagem de novos cilindros através de soldas a laser (HELLDÉN & DÉRAND, 1998); aplicação de eletroerosão através de máquinas de descarga elétrica (EISENMAN, 1997; EVANS, 1997); associação de eletroerosão e soldagens a laser (SILVA, 2001) e a substituição de próteses parafusadas por próteses do tipo cimentadas (GUICHET *et al.*, 2000).

Na tentativa de obter melhor precisão na adaptação e maior passividade das peças estudadas, todas as peças de todos os grupos foram cortadas e posteriormente soldadas a laser. A maneira mais comumente usada para a união de estruturas metálicas de próteses em Odontologia é a soldagem. Os métodos convencionais de união utilizados, como a brasagem, não podem ser utilizados para a soldagem do titânio, sendo necessária a soldagem a laser ou por plasma. O uso da solda a laser tem aumentado na Odontologia nos últimos anos (ROGGENSACK *et al.*, 1993; BERG *et al.*, 1995; WANG & WELSCH, 1995; CHAI & CHOU, 1998; WANG & CHANG, 1998). Como a energia do laser pode ser concentrada em uma pequena área, os efeitos de aquecimento e oxidação provocados pela soldagem são

minimizados e localizados na região próxima à área soldada (ROGGENSACK *et al.*, 1993). Uma vantagem da solda a laser é a possibilidade de se unir uma peça sem a necessidade de material extra para a soldagem. Quando houver necessidade de mais material para completar o espaço a ser unido, a mesma liga da peça a ser soldada pode ser utilizada, não provocando a perda das características originais da liga, como diminuição da resistência à corrosão e diminuição da força de união do ponto de solda (LIU *et al.*, 2002).

Os fatores que afetam a resistência mecânica e a qualidade de junções soldadas a laser são os tipos de metais soldados, o comprimento de onda do raio, energia e pico de força do pulso, energia de saída, frequência e duração do pulso e diâmetro focal do raio. Na maioria das máquinas de solda a laser utilizadas na Odontologia pode-se controlar a energia de saída (corrente ou voltagem), o diâmetro focal do raio e a duração do pulso, e a combinação destas três variáveis também altera a profundidade de penetração do pulso de laser na área de metal a ser soldada. A profundidade de penetração é diferente entre os metais básicos usados na Odontologia devido às diferentes taxas de absorção dos raios laser, condutibilidade térmica e ponto de fusão para cada metal. Pode-se dizer que quanto maior a taxa de absorção dos raios laser e menor a condutibilidade térmica do metal, maior é a penetração do laser. Nas ligas odontológicas, os metais base (Co, Cr, Ni, Mo e Ti) apresentam maior taxa de absorção dos raios laser e menor condutibilidade térmica que os metais nobres (Au, Ag, Pt e Pd) sendo, portanto, mais vantajosos para a soldagem a laser. O titânio em particular tem taxa de condutibilidade térmica pequena, sendo aproximadamente vinte vezes menor que as do ouro e da prata (TOGAYA & SHINOSAKI, 1999).

LIU *et al.* (2002) ao analisar a força de uniões soldadas a laser em titânio chegaram à conclusão de que elas eram estatisticamente iguais ao metal sem o ponto de solda. Já BABA *et al.* (2004) analisando uniões soldadas a laser em liga de Co-Cr, viram que as forças de união foram menores que para as peças não soldadas. Os autores encontraram várias

rachaduras na região soldada antes ainda de realizarem a fratura da união nos ensaios. Estas mesmas rachaduras não foram encontradas nas peças em titânio e, segundo os autores, devem-se à maior condutibilidade térmica do cobalto e do cromo em relação ao titânio. Após a soldagem, a solidificação da liga de Co-Cr pode ocorrer mais rapidamente que no Ti cp, devido à difusão mais rápida do calor gerado na soldagem, causando concentração de tensões na região soldada, criando as rachaduras. Estas rachaduras foram mais frequentes quando a tensão utilizada foi de 300A, sendo menos frequentes quando a tensão foi de 270A. Ainda, os autores relataram que, quando utilizadas corretas configurações nas máquinas de solda a laser, a liga de Co-Cr também apresenta boas respostas à soldagem.

Devido a esses fatores, conclui-se que a soldagem a laser é um método bastante vantajoso quando for necessária a união de peças produzidas em titânio ou em ligas de Co-Cr e Ni-Cr.

Como proposto no trabalho, após a separação das peças e sua posterior soldagem a laser, os corpos-de-prova foram novamente levados ao microscópio óptico e realizou-se a leitura dos desajustes. Os resultados obtidos, quando os dois parafusos foram posicionados e apertados com torque de 10 N.cm, foram: Co-Cr ($21,49 \pm 9,08\mu\text{m}$); Ni-Cr ($13,10 \pm 1,81\mu\text{m}$) e Ti cp ($17,70 \pm 11,70\mu\text{m}$). O grupo da liga de Co-Cr foi o único a se apresentar estatisticamente diferente quando comparado às medidas efetuadas antes da soldagem a laser, no mesmo grupo. Os outros dois grupos, Ni-Cr e Ti cp, não apresentaram diferenças estatisticamente significantes quando comparados aos resultados obtidos imediatamente após o processo de fundição, apesar de mostrarem melhora acentuada na precisão do ajuste após a soldagem a laser. Estes resultados estão de acordo com os obtidos por RIEDY *et al.*, em 1997, onde as peças soldadas a laser se mostraram com melhor adaptação que as fundidas em monobloco.

Quando analisados estes grupos, com apenas um parafuso apertado e analisando o implante oposto ao apertado, os resultados encontrados foram: Co-Cr ($41,02 \pm 26,15\mu\text{m}$); Ni-

Cr ($19,81 \pm 7,36\mu\text{m}$) e Ti cp ($40,42 \pm 27,14\mu\text{m}$). Ainda, quando apenas um parafuso estava apertado e o implante analisado foi o apertado, os resultados foram: Co-Cr ($18,24 \pm 9,19\mu\text{m}$); Ni-Cr ($13,35 \pm 2,91\mu\text{m}$) e Ti cp ($15,66 \pm 9,65\mu\text{m}$). Todos os grupos, com exceção do fundido em liga de Ni-Cr, quando analisado o lado oposto, apresentaram diferenças estatisticamente significantes quando comparados às peças fundidas em monobloco. A melhora significativa no ajuste apresentado pelas estruturas, quando apenas um parafuso foi apertado e o implante contrário analisado, mostra que a passividade das peças após a soldagem a laser, melhorou, embora não se possa dizer que haja passividade completa, uma vez que os valores de desajuste ainda são um pouco maiores quando comparados aos apresentados no lado apertado. Na análise estatística realizada no lado apertado, todos os grupos encontraram-se estatisticamente iguais.

Artigos publicados ao longo dos tempos observaram ainda que o ajuste das estruturas metálicas de próteses parciais fixas é prejudicado ou comprometido após as peças passarem pelos ciclos térmicos utilizados na queima da cerâmica (SHILLINGBURG *et al.*, 1973; BRYANT & NICHOLLS, 1979; CAMPBELL & PELLETIER, 1992; GEMALMAZ & ALKUMRU, 1995; GEMALMAZ *et al.*, 1996). Apesar dos estudos, ainda não há consenso quanto às causas destas distorções provocadas nas estruturas. Baseando-se nos estudos previamente citados, há concordância em duas áreas: (1) a maior parte das distorções ocorre durante a fase de oxidação e pouca ou nenhuma alteração ocorre nas fases subseqüentes (SHILLINGBURG *et al.*, 1973; CAMPBELL & PELLETIER, 1992; GEMALMAZ & ALKUMRU, 1995) e (2) a estrutura metálica apresenta um complexo de distorções devido à sua configuração com várias paredes, dificultando a definição de um padrão a todas as situações (CAMPBELL & PELLETIER, 1992; GEMALMAZ *et al.*, 1996).

Contudo, a maioria dos casos de distorção apresentados ocorreu antes de realizados os ciclos de queima da porcelana (CAMPBELL & PELLETIER, 1992; PAPAOGLOU *et al.*,

2001). Apesar dos pesquisadores concordarem que ocorre deformação durante os ciclos de queima da cerâmica, considerável controvérsia ainda existe quanto às causas reais destas distorções. Vários trabalhos se propuseram a explicar as causas destas situações: o desenho da estrutura metálica (BERTOLOTTI & MOFFA, 1980), contaminação da fundição, que reduz a temperatura de fusão e causa aumento da granulação da liga, a liberação de tensões formadas durante o processo de fundição (BRIDGER & NICHOLLS, 1981), contração da porcelana com deformação subsequente do metal (GEMALMAZ *et al.*, 1996) e fluidez da liga em altas temperaturas (TUCCILO & NIELSEN, 1967).

FONSECA *et al.*, em 2003, viram que ocorreram distorções nas ligas estudadas após os ciclos de queima da cerâmica, mas os desajustes encontrados ainda eram clinicamente aceitáveis, considerando o critério de 100µm para desajuste máximo, e de acordo com trabalhos anteriores (JEMT, 1991; GEMALMAZ *et al.*, 1996; PAPAZOGLOU *et al.*, 2001).

Os resultados encontrados nesse trabalho após a simulação dos ciclos de queima da cerâmica foram os seguintes: quando ambos os parafusos, nos dois implantes foram apertados: Co-Cr ($20,10 \pm 9,02\mu\text{m}$), Ni-Cr ($12,97 \pm 2,48\mu\text{m}$) e Ti cp ($18,61 \pm 11,32\mu\text{m}$); quando apenas um parafuso foi apertado e analisado o lado oposto ao parafusado: Co-Cr ($26,42 \pm 8,67\mu\text{m}$), Ni-Cr ($28,49 \pm 12,47\mu\text{m}$) e Ti cp ($28,05 \pm 20,89\mu\text{m}$) e quando analisado o lado parafusado, com apenas um implante apertado: Co-Cr ($18,38 \pm 15,69\mu\text{m}$), Ni-Cr ($16,46 \pm 3,58\mu\text{m}$) e Ti cp ($14,84 \pm 10,61\mu\text{m}$).

Quando analisadas as peças, após os ciclos térmicos e com os dois parafusos apertados, todos os grupos apresentaram-se estatisticamente iguais. A análise das peças no lado oposto, com apenas um parafuso apertado, mostrou que, estatisticamente, os grupos não aumentaram o intervalo de desajuste. A liga de Co-Cr quando analisada nesta situação apresentou média de desajuste de 26,42µm após a simulação dos ciclos térmicos, sendo que antes destes procedimentos apresentava média de 41,02µm, assim como o Ti cp que antes da

simulação tinha média de 40,42µm e após 28,05µm. Ao analisar o lado apertado, os grupos apresentaram-se iguais entre si e sem mostrar alterações estatisticamente significantes após simulação dos ciclos de queima.

Com os resultados apresentados, as ligas estudadas e o titânio comercialmente puro mostraram-se adequados para a confecção de estruturas de próteses suportadas por implantes. A separação e posterior soldagem a laser das peças é um método adequado para se obter melhor adaptação destas estruturas e também maior passividade. Atualmente, este método de soldagem encontra-se mais acessível aos profissionais da Odontologia tornando este um método de escolha, com bons resultados e fácil realização. A simulação da queima da cerâmica não alterou significativamente a adaptação passiva e nem o intervalo de desajuste entre a estrutura e o pilar do implante.

7 – CONCLUSÕES

Com base nos dados obtidos, parece lícito concluir que:

7.1 - As interfaces, imediatamente após a fundição em monobloco, com os dois parafusos apertados, foram mais satisfatórias para o grupo fundido em Ni-Cr ($25,00 \pm 7,92\mu\text{m}$), apesar deste grupo não ser estatisticamente diferente dos outros dois (Co-Cr: $54,23 \pm 37,10\mu\text{m}$ e Ti cp: $48,41 \pm 26,69\mu\text{m}$). No teste do parafuso único os três grupos também foram estatisticamente iguais, com os seguintes resultados no lado parafusado Co-Cr: $35,01 \pm 27,76\mu\text{m}$, Ni-Cr: $20,13 \pm 7,97\mu\text{m}$, e Ti cp: $22,28 \pm 17,29\mu\text{m}$ e, no lado contrário: Co-Cr: $118,64 \pm 91,48\mu\text{m}$, Ni-Cr: $70,66 \pm 20,88\mu\text{m}$, e Ti cp: $118,56 \pm 51,35\mu\text{m}$;

7.2 – O procedimento de separação das peças, e sua posterior soldagem a laser, produziu melhora estatisticamente significativa, quando analisadas as peças com os dois parafusos apertados para o grupo fundido em liga de Co-Cr ($21,49 \pm 9,08\mu\text{m}$). Para os outros dois grupos, liga de Ni-Cr ($13,10 \pm 1,81\mu\text{m}$) e Ti cp ($17,70 \pm 11,70\mu\text{m}$), os resultados não apresentaram diferenças estatisticamente significantes, apesar de apresentarem melhora nos níveis de ajuste. No teste do parafuso único e leitura no lado oposto, apenas o grupo fundido em liga de Ni-Cr ($19,81 \pm 7,36\mu\text{m}$) não apresentou diferença estatisticamente significativa quando comparado à fundição em monobloco. Os grupos em liga de Co-Cr ($41,02 \pm 26,15\mu\text{m}$) e em Ti cp ($40,42 \pm 27,14\mu\text{m}$) apresentaram diferenças estatisticamente significantes após a soldagem a laser. Na leitura no lado apertado os três grupos foram estatisticamente iguais.

7.3 – A simulação dos ciclos de queima da cerâmica não provocou alterações significativas nas interfaces analisadas, sob todas as condições de leitura e aperto dos parafusos. Os grupos fundidos em ligas de Co-Cr e em Ti cp, quando analisados com apenas um parafuso apertado e as leituras realizadas no lado oposto, apresentaram diminuição dos níveis de ajuste, sendo

$26,42 \pm 8,67\mu\text{m}$, após a simulação, quando era $41,02 \pm 26,15\mu\text{m}$ após soldagem a laser para o primeiro e, $40,42 \pm 27,14\mu\text{m}$ e $28,05 \pm 20,89\mu\text{m}$, antes e após a simulação, para o Ti cp, porém sem diferenças estatisticamente significantes.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

¹ANUSAVICE, K.J. Ligas odontológicas para fundição. In: **PHILLIPS Materiais dentários**. 10ª ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, Cap. 20, p. 248-270, 1998.

APARICIO, C. A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over Bränemark osseointegrated implants: a two-year report. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, Carol Stream, v.14, n.5, p.405-419, 1994.

BABA, N.; WATANABE, I. Penetration depth into dental casting alloys by Nd:YAG laser. **J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater.**, v.72, n.1, p.64-68, 2005.

BABA, N.; WATANABE, I.; LIU, J.; ATSUTA, M. Mechanical strength of laser-welded cobalt-chromium alloy. **J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater.**, v.69, n.2, p.121-124, 2004.

BERG, E.; WAGNERE, W.C.; DAVIK, G.; DOOTZ, E.R. Mechanical properties of laser-welded cast and wrought titanium. **J. Prosthet. Dent.**, v.74, n.3, p.250-257, 1995.

BERTOLOTI, R.L.; MOFFA, J.P. Creep rate of porcelain-bonding alloys as a function of temperature. **J. Dent. Res.**, v.59, n.12, p.2062-2065, 1980.

BERTRAND, C.; LE PETITCORPS, Y.; ALBINGRE, L.; DUPUIS, V. The laser welding technique applied to the non precious dental alloys procedure and results. **Br. Dent. J.**, v.190, n.5, p.255-257, 2001.

BRÄNEMARK, P.I. Osseointegration and its experimental background. **J. Prosthet. Dent.**, v.50, n.3, p.399-409, 1983.

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

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

¹ De acordo com a Norma Técnica da ABNT NBR 6023 – Informação e Documentação – Referências - Elaboração (ago./2000).
Abreviatura de periódicos segundo Norma Técnica da ABNT NBR 6032 – Abreviação de Título de Periódicos e Publicações Seriadas (ago./1989)

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

CAMPBELL, S.D.; PELLETIER, L.B. Thermal cycling distortion of metal ceramics: Part II- Etiology. **J. Prosthet. Dent.**, v.68, n.2, p.284-289, 1992.

CAMPBELL, S.D.; SIRAKIAN, A.; PELLETIER, L.B.; GIORDANO, R.A. Effects of firing cycle and surface finishing on distortion of metal ceramic castings. **J. Prosthet. Dent.**, v.74, n.5, p.476-481, 1995.

CARR, A.B.; BRANTLEY, W.A. Titanium alloy cylinders in implant framework fabrication: A study of the cylinder-alloy interface. **J. Prosthet. Dent.**, v.69, n.4, p.391-397, Apr. 1993.

CHAI, T.; CHOU, C.K. Mechanical properties of laser-welded cast titanium joints under different conditions. **J. Prosthet. Dent.**, n.79, n.4, p.477-483, 1998.

CLELLAND, N.L.; PAPAZOGLU, E.; CARR, A.B.; GILAT, A. Comparison of strains transferred to a bone simulant among implant overdenture bars with various levels of misfit. **J. Prosthodont.**, v.4, n.4, p.243-250, 1995.

DINATO, J.M.; WULFF, L.C.Z.; BIANCHINI, M.A. Adaptação passiva: ficção ou realidade? In: **Implantes Osseointegrados - Cirurgia e Prótese**, 1º edição, Artes Médicas, p.283-313, 2001.

DONLEY, T.G.; GILLETTE, W.B. Titanium endosseous implant – soft tissue interface: a literature review. **J. Periodontol.**, v. 62, n. 2, p.153-160, Feb. 1991.

EISENMAN, E. Implant retained suprastructures passivated to a stress free fit through spark erosion. **Quintessenz Zahntechnik Implantologie**, v.2, p.1440, 1997.

ESKITASCIOGLU, G.; USUMEZ, A.; SEVIMAY, M.; SOYKAN, E.; UNSAL, E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. **J. Prosthet. Dent.**, v.91, n.2, p.144-150, 2004.

EVANS, D.B. Correcting the fit of implant retained restorations by electric discharge machining. **J. Prosthet. Dent.**, v.77, n.2, p.212-215, 1997.

EVANS, D.B. Correcting the fit of implant-retained restorations by electric discharge machining. **J. Prosthet. Dent.**, v.77, n.2, p.212-215, 1997.

FONSECA, J.C.; HENRIQUES, G.E.; SOBRINHO, L.C.; DE GÓES, M.F. Stress-relieving and porcelain firing cycle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium copings. **Dent. Mater.**, v.19, n. 7, p.686-691, 2003.

FOTI, B.; TAVITIAN, P.; TOSELLO, A.; BONFIL, J.J.; FRANQUIN, J.C. Polymetallism and osseointegration in oral implantology: pilot study on primate. **J. Oral Rehabil.**, v.26, n.6, p.495-502, 1999.

GEBELEIN, M.; RICHTER, G.; RANGE, U.; REITEMEIER, B. Dimensional changes of one-piece frameworks cast from titanium, base metal, or noble metal alloys and supported on telescopic crowns. **J. Prosthet. Dent.**, v.89, n.2, p.193-200, 2003.

GEMALMAZ, D.; ALKUMRU, H.N. Marginal fit changes during porcelain firing cycles. **J. Prosthet. Dent.**, v. 73, n.1, p.49-54, 1995.

GEMALMAZ, D.; BERKSUN, S.; ALKUMRU, H.N.; KASAPOGLU, C. Thermal cycling distortion of porcelain fused to metal fixed partial dentures. **J. Prosthet. Dent.**, v.80, n.6, p.654-660, 1998.

GEMALMAZ, D.; BERKSUN, S.; KASAPOGLU, C.; ALKUMRU, H.N. Distortion of metal-ceramic fixed partial dentures resulting from metal-conditioning firing. **Quintessence Int.**, v.27, n.3, p.193-201, 1996.

GOOSSENS, I.C.; HERBST, D. Evaluation of a new method to achieve optimal passivity of implant-supported superstructures. **S.A.D.J.**, v.58, n.7, p.279-287, 2003.

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

GUICHET, D.L.; YOSHINOBU, D.; CAPUTO, A.A. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. **J. Prosthet. Dent.**, v.87, n.5, p.528-35, 2002.

HAMMERLE, C.H.; MESARIC, W.; LANG, N.P. Marginal fit of porcelain crowns with galvanized frames. **Schweiz. Monatsschr. Zahnmed.**, v.104, n.6, p.740-745, 1994.

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

HECKMANN, S.M.; KARL, M.; WICHMANN, M.G.; WINTER, W.; GRAEF, F.; TAYLOR, T.D. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. **Clin. Oral Implants Res.**, v.15, n.4, 466-473, 2003.

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

HURSON, S. Practical clinical guidelines to prevent screw loosening. **Int. J. Dental Symposia**, v.3, p.22-25, 1995.

HUSSAINI, S.; WONG, T. One clinical visit for a implant restoration master cast fabrication. **J. Prosthet. Dent.**, v.78, n.6, p.550-553, 1997.

IGLESIAS, A.; POWERS, J.M.; PIERPONT, H.P. Accuracy of wax, autopolymerized, and light-polymerized resin pattern materials. **J. Prosthodont.**, v.5, n.3, p.201-205, 1996.

JEMT, T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Bränemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis

placement to the first annual checkup. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.6, n.3, p.270-276, 1991.

JEMT, T. 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, 1996.

JEMT, T.; BÄCK, T.; PETERSSON, A. Precision of CNC- milled titanium frameworks for implant treatment in the edentulous jaw. **Int. J. Prosthodont.**, v.12, n.3, p.209-215, 1999.

KARL, M.; ROSCH, S.; GRAEF, F.; TAYLOR, T.D.; HECKMANN, S.M. Static implant loading caused by as-cast metal and ceramic-veneered superstructures. **J. Prosthet. Dent.**, v.93, n.4, p.324-30, 2005.

KARLSSON, S. The fit of Procera titanium crowns. An *in vitro* and clinical study. **Acta Odontol. Scand.**, v.51, n.3, p.129-134, 1993.

KNABE, C.; HOFFMEISTER, B. The use of implant-supported ceramometal titanium prostheses following sinus lift and augmentation procedures: a clinical report. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.**, v.13, n.1, p.102-108, 1998.

KOKE, U.; WOLF, A.; LENZ, P.; GILDE, H. In vitro investigation of marginal accuracy of implant-supported screw-retained partial dentures. **J. Oral Rehabil.**, v.31, n.5, p.477-482, 2004.

LAKHANI, S.A.; ERCOLI, C.; MOSS, M.E.; GRASER, G.N.; TALLENTS, R.H. Influence of cold working and thermal treatment on the fit of implant-supported metal-ceramic fixed partial dentures. **J. Prosthet. Dent.**, v.88, n.2, p.159-169, 2002.

LEE, W.V.; NICHOLLS, J.I.; BUTSON, T.J.; DALY, C.H. Fatigue life of a Nd:YAG laser-welded metal ceramic alloy. **Int. J. Prosthodont.**, v.10, n.5, p.434-39, 1997.

LEKHOLM, U.; ADELL, R.; BRÄNEMARK, P.I. Complications. In: BRÄNEMARK, P.I.; ZARB, G.A.; ALBREKTSON, T., eds. *Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago, IL, USA: Quintessenz, p.233–239, 1985.

LEMONS, J.; NATIELLA, J. Biomaterials, biocompatibility, and peri-implant considerations.

Dent. Clin. North. Am., v.30, n.1, p.03-23, 1986.

LEONG, D.; CHAI, J.; LAUTENSCHLAGER, E.; GILBERT, J. Marginal fit of machine-milled titanium and cast titanium single crowns. **Int. J. Prosthodont.**, v.7, n.5, p.440-447, 1994.

LIU, J.; WATANABE, I.; YOSHIDA, K.; ATSUTA, M. Joint strength of laser-welded titanium. **Dent. Mater.**, v.18, n.2, p.143-148, 2002.

LYZAK, W.A. Corrected master cast procedure for intraoral luted implant frameworks. **J. Prosthet. Dent.**, v.75, n.4, p.440-442, 1996.

MAY, K.B.; EDGE, M.J.; RUSSELL, M.M.; RAZZOOG, M.E.; LANG, B.R. The precision of fit at the implant prosthodontic interface. **J. Prosthet. Dent.**, v.77, n.5, p.497-502, 1997.

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

MCCARTNEY, J.W.; PEARSON, R. Stabilization investment template for direct casting connection of implant framework segments. **J. Prosthet. Dent.**, v.78, n.1, p.106-8, 1997.

MEJIA, R; TOBON, S.M. Marginal fit of metal ceramic restorations subjected to a standardized postsoldering technique. **J. Prosthet. Dent.**, v.83, n.5, p.535-539, 2000.

NORTHEAST, S.E.; VAN NOORT, R.; JOHNSON, A.; WINSTANLEY, R.B.; WHITE, G.E. Metal-ceramic bridges from commercial dental laboratories: alloy composition, cost and quality of fit. **Br. Dent. J.**, v.172, n.5, p.198-204, 1992.

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

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

PAREL, S. How do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant-supported prosthesis. **J. Prosthet. Dent.**, v.9, n.4, p.470-474, 1994.

PARR, G.R.; GARDNER, L. K.; TOTH, R.W. Titanium: The mystery metal of implant dentistry. Dental Material Aspects. **J. Prosthet. Dent.**, v.54, n.3, p.410-414, Sept. 1985.

RASMUSSEN, E.J. Alternative prosthodontic technique for tissue-integrated prostheses. **J. Prosthet. Dent.**, v.57, n.2, p.198-204, 1987.

RICHTER, E.J. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. **J. Prosthet. Dent.**, v.61, n.5, p.602-609, 1989.

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

ROGGENSACK, M.; WALTER, M.H.; BONING, K.W. Studies on laser- and plasma-welded titanium. **Dent. Mater.**, v.9, n.2, p.104-107, 1993.

ROMERO, G.G.; ENGELMEIER, R.; POWERS, J.M.; CANTERBURY, A.A. Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. **J. Prosthet. Dent.**, v.84, n.6, p.602-607, 2000.

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

SAAS, F.A.; EAMES, W.B. Fit of unit-cast fixed partial dentures related to casting ring size and shape. **J. Prosthet. Dent.**, v.43, n.2, p.163-167, 1980.

SAHIN, S.; CEHRELI, M.C. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. **Implant Dent.**, v.10, n.2, p.85-90, 2001.

SARTORI, I.A.M.; RIBEIRO, R.F.; FRANCISCHONE, C.E.; DE MATTOS, M.da G.C. *In vitro* comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. **J. Prosthet. Dent.**, v.92, n.2, p.132-138, 2004.

SELLERS, G.C. Direct assembly framework for osseointegrated implant prosthesis. **J. Prosthet. Dent.**, v.62, n.6, p.662-668, 1989.

SHILLINGBURG, H.T. JR.; HOBO, S.; FISHER, D.W. Preparation design and margin distortion in porcelain-fused-to-metal restorations. **J. Prosthet. Dent.**, v.29, n.3, p.276-284, 1973.

SILVA, T.B.P. **Avaliação da desadaptação marginal de próteses fixas implanto-suportadas em liga de titânio, fundidas em monobloco e/ou submetidas à soldagem a laser e eletroerosão através da análise do assentamento passivo.** Piracicaba, 2001. 100p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

SJÖGREN, G.; SLETTEN, G.; DAHL, J.E. Cytotoxicity of dental alloys, metals, and ceramics assessed by millipore filter, agar overlay, and MTT tests. **J. Prosthet. Dent.**, v.84, n.2, p.229-236, 2000.

SMITH, D.C., PILLIAR, R.M.; CHERNECKY, R. Dental implant materials. I. Some effects of preparative procedures on surface topography. **J. Biomed. Mater. Res.**, v.25, n.9, p.1045-1068, 1991.

SOUZA, P.C.R.D.; DINATO, J.C.; BEATRICE, C.R.S.; GUASTALDI, A.C.; BOTTINO, M.A. Soldagem na Odontologia: Estudo de Uniões Soldadas Empregando Laser e Brasagem. **Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.**, São Paulo, v.54, n.6, p. 470-475, 2000.

SUTHERLAND, J.K.; LONEY, R.W.; JAROTSKIC, T.J. Marginal discrepancy of ceramic crowns with redesigned implant components. **J. Prosthet. Dent.**, v.75, n.5, p.540-544, 1996.

- SYVERUD, M.; OKABE, T.; HERO, H. Casting of Ti-6Al-4V alloy compared with pure Ti in an Ar-arc casting machine. **Eur. J. Oral Sci.**, v.103, n.5, p.327-330, 1995.
- TAKAHASHI, T.; GUNNE J. Fit of implants frameworks: an in vitro comparison between two fabrication techniques. **J. Prosthet. Dent.**, v.89, n.3, p.256-60, 2003.
- TOGAYA, T.; SHINOSAKI, T. Introduction to laser welding in dentistry. **Quint. Dent. Tech.**, v.24, n.6, p.42-51, 1999.
- TUCCILLO, J.J.; NIELSEN, J.P. Creep and sag properties of a porcelain-gold alloy. **J. Dent. Res.**, v.46, n.3, p.579-583, 1967.
- VALLITTU, P.K.; LUOTIO, K. Effects of cobalt-chromium alloy surface casting on resistance to deflection fatigue and surface hardness of titanium. **Int. J. Prosthodont.**, v.9, n.6, p.527-532, 1996.
- VENUGOPALAN, R.; LUCAS, L.C. Evaluation of restorative and implant alloys galvanically coupled to titanium. **Dent. Mater.**, v.14, n.3, p.165-172, 1998.
- WALTER, M.; REPPEL, P.D.; BONING, K.; FREESMEYER, W.B. Six-year follow-up of titanium and high-gold porcelain-fused-to-metal fixed partial dentures. **J. Oral Rehabil.**, v.26, n.2, p.91-96, 1999.
- WANG, R.R.; BOYLE, A.M. A simple method for inspection of porosity in titanium castings. **J. Prosthet. Dent.**, v.70, n.3, p.275-279, 1993.
- WANG, R.R.; CHANG, C.T. Thermal modeling of laser welding for titanium dental restorations. **J. Prosthet. Dent.**, v.79, n.3, p.335-341, 1998.
- WANG, R.R.; WELSCH, G.E. Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, laser welding, and infrared brazing. **J. Prosthet. Dent.**, v.74, n.5, p.521-530, 1995.
- WATAHA, J.C. Biocompatibility of dental casting alloys: a review. **J. Prosthet. Dent.**, v.83, n.2, p.223-234, 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, 1999.

YANASE, R.T.; BINON, P.P.; JEMT, T.; GUEBRANSEN, H.J.; PAREL, S. How do you test a cast framework fit for a full arch fixed implant-supported prosthesis? Current Issues Forum. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.9, n.4, p.469-474, 1994.

APÊNDICE A – Dados originais obtidos nas leituras

Tabelas com os dados originais obtidos nas leituras.

Medidas (em μm) da interface intermediário/prótese imediatamente após os procedimentos de fundição.

Liga de Co-Cr – Peça 1 (Imediato)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	37	22	21	38	29	60	70	22	16	34	51	19
	37	34	15	27	25	54	58	45	17	52	49	16
	22	21	21	29	30	61	58	24	18	55	44	15
Média	27,00				44,66				32,16			
Implante 2	64	35	57	80	8	29	38	3	24	36	53	41
	70	42	34	83	9	25	33	14	25	32	65	35
	67	29	65	85	15	33	49	14	34	43	44	19
Média	59,25				22,50				37,58			

Liga de Co-Cr – Peça 2 (Imediato)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	40	34	146	155	111	231	207	91	24	138	160	19
	40	36	127	147	100	224	222	71	29	118	139	27
	41	37	134	148	95	247	218	84	26	131	138	27
Média	90,41				158,41				81,33			
Implante 2	268	255	313	301	37	157	123	16	34	147	154	19
	216	245	275	327	33	156	141	11	27	140	135	18
	226	255	303	309	51	161	120	14	34	141	138	14
Média	274,41				85,00				83,41			

Liga de Co-Cr – Peça 3 (Imediato)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	10	15	35	19	35	26	10	28	22	36	22	31
	13	11	40	21	50	9	15	29	9	23	14	22
	17	17	36	9	37	24	17	21	16	29	10	26
Média	20,25				25,08				21,66			
Implante 2	38	56	12	36	34	35	21	20	36	47	24	23
	33	55	14	39	43	42	15	23	34	55	18	21
	39	48	10	42	36	29	21	29	25	35	27	18
Média	35,16				29,00				30,25			

Liga de Co-Cr – Peça 4 (Imediato)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	12	25	10	12	63	45	69	51	23	18	10	10
	12	27	11	29	59	42	34	52	17	15	8	14
	12	19	10	15	52	56	21	46	15	11	10	12
Média	16,16				49,16				13,58			
Implante 2	85	101	104	131	21	17	18	12	34	8	11	31
	78	73	97	138	32	12	15	12	24	11	8	23
	95	80	102	138	21	21	7	13	31	5	11	21
Média	101,83				16,75				18,16			

Liga de Co-Cr – Peça 5 (Imediato)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	14	21	29	3	161	169	175	169	114	157	138	86
	12	17	31	31	151	260	162	189	93	146	150	101
	13	40	28	37	150	243	179	160	90	140	153	96
Média	23,00				180,66				122,00			
Implante 2	202	178	171	184	83	80	75	92	100	116	99	103
	189	185	157	174	76	73	86	94	113	113	88	114
	177	180	166	184	100	67	71	98	91	106	94	109
Média	178,91				82,91				103,83			

Liga de Co-Cr – Peça 6 (Imediato)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	15	29	62	39	11	104	122	27	33	50	116	40
	24	20	37	41	9	118	93	23	26	79	107	33
	15	25	50	42	17	88	113	26	24	63	69	34
Média	33,25				62,58				56,16			
Implante 2	45	111	91	84	9	56	74	18	26	75	80	32
	36	44	81	53	7	55	74	37	18	113	69	42
	32	34	37	100	8	66	25	24	26	47	46	35
Média	62,33				37,75				50,75			

Liga de Ni-Cr – Peça 1 (Imediato)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	10	17	20	21	71	98	58	81	23	31	27	27
	27	19	16	20	77	84	65	58	44	40	28	18
	9	23	16	26	64	71	49	84	25	49	26	19
Média	18,66				71,66				29,75			
Implante 2	61	73	72	81	8	8	13	25	15	20	6	34
	54	82	74	101	5	10	8	29	15	22	14	22
	52	84	78	72	20	7	10	8	19	12	12	28
Média	73,66				12,58				18,25			

Liga de Ni-Cr – Peça 2 (Imediato)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	18	11	14	8	128	163	128	25	22	15	15	14
	8	12	15	8	132	151	140	30	11	16	23	14
	20	18	10	12	129	156	121	43	23	16	15	16
Média	12,83				112,16				16,66			
Implante 2	61	63	82	66	36	47	33	24	25	7	33	41
	60	59	80	67	52	38	48	17	27	19	34	31
	55	64	75	67	32	53	43	14	18	13	39	35
Média	66,58				36,41				26,83			

Liga de Ni-Cr – Peça 3 (Imediato)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	8	13	11	13	110	154	129	82	12	19	17	12
	12	22	15	5	114	161	138	97	13	16	18	13
	4	23	17	8	116	152	125	87	13	24	27	13
Média	12,58				122,08				16,41			
Implante 2	104	53	100	118	31	21	11	22	23	7	24	23
	120	59	116	120	31	18	19	33	21	8	28	22
	88	71	104	105	6	17	11	20	18	7	25	28
Média	96,50				20,00				19,50			

Liga de Ni-Cr – Peça 4 (Imediato)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	10	82	23	25	195	221	187	173	17	36	26	23
	20	60	17	21	189	230	202	133	22	29	20	37
	27	73	19	34	188	218	204	133	20	30	29	19
Média	34,25				189,41				25,66			
Implante 2	110	16	90	97	34	15	27	14	55	37	51	72
	104	18	85	98	29	38	22	14	42	37	58	71
	109	27	105	89	35	21	24	21	49	30	47	77
Média	79,00				24,50				52,16			

Liga de Ni-Cr – Peça 5 (Imediato)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	12	36	25	17	70	107	105	76	10	17	27	83
	16	30	29	33	68	112	97	73	16	11	35	32
	12	24	25	27	52	105	102	60	9	16	22	35
Média	23,83				85,58				26,08			
Implante 2	75	73	55	80	33	36	10	13	39	35	10	68
	70	77	34	96	17	51	8	7	9	31	10	12
	94	74	81	91	11	47	15	19	27	35	26	81
Média	75,00				22,25				31,91			

Liga de Ni-Cr – Peça 6 (Imediato)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	12	17	11	14	27	36	37	12	20	22	19	16
	22	22	14	23	19	46	34	10	32	12	16	10
	19	26	15	17	28	40	32	25	10	21	16	16
Média	17,66				28,83				17,50			
Implante 2	41	45	11	25	10	22	8	18	10	17	11	43
	49	44	6	46	30	27	10	20	20	12	13	20
	38	47	13	34	14	35	10	19	17	26	22	21
Média	33,25				18,58				19,33			

Ti cp – Peça 1 (Imediato)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	2	10	17	12	291	260	190	185	19	15	10	15
	20	10	7	28	292	253	205	170	18	10	15	15
	18	12	13	15	300	243	207	177	22	17	9	14
Média	13,66				231,08				14,91			
Implante 2	38	19	85	79	42	45	202	9	9	16	40	10
	30	14	77	88	35	57	203	6	13	15	40	12
	18	15	70	82	56	64	206	16	8	45	44	23
Média	51,25				78,41				22,91			

Ti cp – Peça 2 (Imediato)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	12	11	9	8	27	53	45	31	15	28	174	10
	12	8	13	10	27	51	45	23	23	17	167	12
	11	9	14	11	32	57	38	16	22	22	29	14
Média	10,66				37,08				44,41			
Implante 2	83	71	80	77	18	31	14	17	26	17	19	47
	82	66	63	77	18	34	19	15	22	24	12	19
	101	70	65	80	12	25	16	14	34	21	25	37
Média	76,25				19,41				25,25			

Ti cp – Peça 3 (Imediato)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	14	12	70	15	197	186	23	60	35	43	15	9
	17	12	16	10	142	163	25	64	39	43	9	17
	14	20	19	10	158	193	27	51	44	55	9	17
Média	19,08				107,41				27,91			
Implante 2	180	176	213	195	170	115	26	68	168	164	208	166
	170	183	220	205	155	108	30	78	157	146	160	156
	174	186	229	204	161	127	14	60	169	139	158	156
Média	194,58				92,66				162,25			

Ti cp – Peça 4 (Imediato)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	9	39	12	16	25	22	13	17	20	28	14	11
	12	49	14	23	19	15	13	21	12	41	12	8
	14	28	13	11	21	20	13	30	33	20	17	12
Média	20,00				19,08				19,00			
Implante 2	134	138	122	123	35	20	32	28	48	75	57	32
	138	141	138	108	21	21	52	17	52	84	67	48
	163	152	119	115	44	21	31	25	63	75	58	52
Média	132,58				29,91				59,25			

Ti cp – Peça 5 (Imediato)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	103	19	18	90	81	74	91	91	29	18	23	28
	104	17	15	81	76	64	97	90	22	30	38	19
	101	18	16	100	82	76	92	104	25	57	36	16
Média	56,83				84,83				28,41			
Implante 2	143	57	77	164	13	41	51	34	45	40	64	55
	151	65	74	149	13	50	47	29	46	50	60	65
	135	66	73	162	8	34	58	34	32	37	80	60
Média	109,66				34,33				52,83			

Ti cp – Peça 6 (Imediato)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	13	13	5	14	23	45	53	27	23	23	20	31
	11	13	13	19	16	44	58	39	25	26	14	14
	20	12	14	15	19	65	56	36	21	22	12	22
Média	13,50				40,08				21,08			
Implante 2	127	169	135	154	24	94	84	87	66	127	112	91
	118	213	175	144	16	100	69	13	70	122	111	151
	135	118	127	150	37	95	96	113	72	133	120	58
Média	147,08				69,00				102,75			

Medidas (em μm) da interface intermediário/prótese imediatamente após os procedimentos de soldagem a laser das peças.

Liga de Co-Cr – Peça 1 (Após Solda)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	10	13	13	16	33	44	55	48	15	14	15	12
	17	25	23	26	42	38	52	40	16	15	16	10
	13	14	8	11	29	37	52	37	20	17	9	10
Média	15,75				42,25				14,08			
Implante 2	17	8	8	48	6	6	14	36	6	10	10	8
	22	10	13	22	9	7	16	17	13	9	5	11
	8	6	7	42	7	8	17	19	6	8	6	16
Média	17,58				13,50				9,00			

Liga de Co-Cr – Peça 2 (Após Solda)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	20	8	14	12	70	77	75	25	8	13	10	9
	13	10	16	10	79	77	70	32	11	15	16	5
	10	7	7	7	73	73	69	29	11	19	8	5
Média	11,16				62,41				10,83			
Implante 2	57	60	111	152	8	31	36	6	10	25	48	15
	66	72	107	110	9	28	27	13	10	10	38	16
	43	55	106	152	10	38	41	5	8	23	35	9
Média	90,91				21,00				20,58			

Liga de Co-Cr – Peça 3 (Após Solda)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	22	16	5	20	36	44	15	17	19	7	11	10
	17	17	7	20	50	50	16	16	10	11	5	8
	10	9	9	7	50	45	21	23	19	11	7	8
Média	13,25				31,91				10,50			
Implante 2	50	47	15	22	34	46	17	9	26	21	11	41
	43	49	20	27	41	5	23	12	39	19	6	31
	34	37	34	15	31	9	9	7	26	12	11	20
Média	32,75				20,25				21,91			

Liga de Co-Cr – Peça 4 (Após Solda)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	15	9	11	15	25	19	7	40	12	8	13	73
	15	6	12	15	16	14	6	40	20	8	21	19
	19	6	9	7	28	16	8	34	16	14	22	11
Média	11,58				21,08				19,75			
Implante 2	9	18	19	27	13	8	16	16	26	31	21	21
	19	16	7	25	8	6	7	17	28	29	25	23
	17	11	10	27	16	10	7	13	13	18	20	27
Média	17,08				11,41				23,50			

Liga de Co-Cr – Peça 5 (Após Solda)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	15	8	12	80	99	13	19	108	21	11	38	53
	17	8	31	42	55	18	13	126	15	10	41	53
	16	14	15	17	45	10	14	97	12	18	38	41
Média	22,91				51,41				29,25			
Implante 2	21	58	32	33	43	35	19	37	17	52	25	22
	33	52	39	46	43	25	18	47	12	45	28	17
	26	56	24	40	42	32	28	44	11	45	24	18
Média	38,33				34,41				26,33			

Liga de Co-Cr – Peça 6 (Após Solda)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	8	18	43	69	16	16	36	48	13	18	51	56
	5	41	49	51	15	50	29	65	18	46	58	34
	7	7	69	51	10	25	46	29	9	12	71	26
Média	34,83				32,08				34,33			
Implante 2	6	110	48	11	14	77	19	8	13	83	56	12
	16	97	80	12	7	89	10	9	6	86	65	20
	11	105	9	8	7	81	6	15	8	80	14	11
Média	42,75				28,50				37,83			

Liga de Ni-Cr – Peça 1 (Após Solda)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	20	22	8	39	7	13	27	33	7	8	8	16
	16	15	9	27	11	21	23	30	6	2	29	12
	6	10	8	20	31	7	24	30	6	7	26	15
Média	16,66				21,41				11,83			
Implante 2	3	54	29	26	10	45	14	6	4	19	15	8
	6	47	32	20	10	40	12	12	16	35	20	11
	8	45	16	6	12	27	8	7	8	19	9	8
Média	24,33				16,91				14,33			

Liga de Ni-Cr – Peça 2 (Após Solda)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	6	6	6	11	22	10	20	8	4	11	5	6
	14	11	6	14	13	15	25	9	9	5	16	8
	7	6	11	12	19	13	29	8	7	5	7	4
Média	9,16				15,91				7,25			
Implante 2	33	16	5	23	27	14	5	6	40	6	4	10
	17	9	10	20	20	9	16	17	25	6	8	24
	17	20	5	24	27	9	7	14	25	15	7	10
Média	16,58				14,25				15,00			

Liga de Ni-Cr – Peça 3 (Após Solda)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	5	3	45	13	32	9	20	14	6	9	11	8
	10	16	26	9	18	10	15	14	5	17	25	11
	8	11	35	10	26	20	16	10	8	9	28	12
Média	15,91				17,00				12,41			
Implante 2	19	10	9	15	25	4	9	16	16	9	6	13
	19	11	16	34	13	22	10	19	8	9	16	13
	11	17	11	14	16	4	9	14	13	9	11	12
Média	15,50				13,41				11,25			

Liga de Ni-Cr – Peça 4 (Após Solda)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	8	6	26	8	18	36	33	9	11	38	9	10
	14	16	21	13	10	37	31	12	7	21	8	6
	9	17	25	11	18	33	37	14	8	13	14	13
Média	14,50				24,00				13,16			
Implante 2	37	6	20	34	32	17	20	15	49	5	5	8
	43	8	15	28	30	19	9	15	37	17	15	11
	44	7	7	18	26	15	11	21	28	18	10	10
Média	22,25				19,16				17,75			

Liga de Ni-Cr – Peça 5 (Após Solda)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	6	9	26	6	32	56	32	46	7	18	7	16
	7	16	17	9	37	65	45	50	15	23	6	13
	4	12	25	19	28	54	38	29	13	10	23	8
Média	13,00				42,66				13,25			
Implante 2	45	45	29	16	38	13	5	6	14	16	6	12
	22	47	33	21	15	26	8	11	20	36	17	34
	34	41	42	31	12	18	22	15	11	19	8	11
Média	33,83				15,75				17,00			

Liga de Ni-Cr – Peça 6 (Após Solda)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	8	13	8	8	32	17	12	36	21	15	4	8
	11	17	4	10	22	19	14	28	11	18	7	7
	13	13	9	17	26	16	18	24	16	23	9	10
Média	10,91				22,00				12,41			
Implante 2	29	17	3	9	27	23	6	14	31	13	6	13
	22	23	11	13	9	17	12	15	10	14	7	10
	20	22	7	6	9	8	10	18	6	20	3	6
Média	15,16				14,00				11,58			

Ti cp – Peça 1 (Após Solda)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	8	8	5	9	47	18	10	10	11	7	5	5
	4	8	10	7	36	21	11	7	8	7	6	6
	9	11	12	15	41	18	8	11	13	7	6	11
Média	8,83				19,83				7,66			
Implante 2	26	4	23	8	8	10	9	15	13	12	12	12
	11	8	27	11	14	9	12	11	8	6	11	16
	17	7	27	18	8	21	12	4	19	6	17	8
Média	15,58				11,08				11,66			

Ti cp – Peça 2 (Após Solda)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	9	5	7	8	51	31	10	12	12	6	7	12
	8	13	10	9	46	28	8	12	5	7	18	12
	10	10	11	7	45	24	9	20	9	7	8	10
Média	8,91				24,66				9,41			
Implante 2	16	5	21	11	15	5	6	9	18	10	23	20
	14	6	20	15	10	3	11	6	14	7	29	29
	15	4	16	16	11	6	6	6	9	10	30	25
Média	13,25				7,83				18,66			

Ti cp – Peça 3 (Após Solda)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	5	11	13	12	45	44	13	10	25	3	4	6
	9	15	10	20	43	34	22	7	12	7	6	11
	12	14	11	14	48	54	16	11	11	12	9	7
Média	12,16				28,91				9,41			
Implante 2	31	29	29	32	36	28	7	5	27	11	8	17
	37	24	32	21	31	30	10	7	28	20	6	14
	27	28	19	91	36	19	14	12	19	15	13	13
Média	33,33				19,58				15,91			

Ti cp – Peça 4 (Após Solda)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	9	19	18	8	8	19	13	5	8	10	7	14
	11	16	11	7	8	12	8	4	8	16	9	4
	3	12	14	8	12	15	19	5	8	8	15	9
Média	11,33				10,66				9,66			
Implante 2	22	22	29	31	21	10	8	7	18	8	7	14
	27	12	17	19	9	7	12	5	13	10	8	5
	20	27	24	39	17	11	9	12	14	11	3	14
Média	24,08				10,66				10,41			

Ti cp – Peça 5 (Após Solda)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	28	40	33	37	125	77	12	50	82	31	20	34
	24	39	17	40	124	79	11	43	76	40	20	30
	26	47	32	44	133	90	19	50	76	44	24	40
Média	33,91				67,75				43,08			
Implante 2	28	25	89	42	52	54	32	11	31	17	62	35
	16	35	84	55	30	43	40	19	22	29	80	37
	24	41	71	52	20	58	33	11	28	26	64	24
Média	46,83				33,58				37,91			

Ti cp – Peça 6 (Após Solda)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	15	16	24	30	12	9	18	35	6	13	9	18
	16	6	25	16	8	17	16	32	6	13	58	20
	12	18	32	16	9	13	32	42	9	8	14	24
Média	18,83				20,25				16,50			
Implante 2	46	38	35	10	33	15	65	8	28	24	19	13
	46	25	55	13	15	19	75	23	18	22	37	19
	41	35	52	14	19	19	55	23	16	31	17	18
Média	34,16				30,75				22,22			

Medidas (em μm) da interface intermediário/prótese imediatamente após a simulação dos ciclos de queima da cerâmica.

Liga de Co-Cr – Peça 1 (Após Cerâmica)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	10	8	3	10	8	8	16	14	9	8	5	11
	8	17	6	7	17	10	17	11	10	13	8	12
	17	9	8	9	13	11	19	14	13	9	11	10
Média	9,33				13,16				9,91			
Implante 2	16	15	6	31	15	5	8	6	11	10	7	31
	11	11	9	29	12	6	7	7	8	10	7	18
	15	15	12	33	6	9	15	9	11	9	7	17
Média	16,91				8,75				12,16			

Liga de Co-Cr – Peça 2 (Após Cerâmica)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	10	11	13	18	43	37	13	29	12	4	16	8
	15	11	14	16	21	47	16	20	12	6	25	10
	13	5	14	8	33	40	18	33	17	9	15	15
Média	12,33				29,16				12,41			
Implante 2	24	20	47	55	13	8	7	7	9	15	38	35
	12	16	44	45	9	6	11	11	17	13	41	21
	12	19	48	63	8	6	17	8	8	13	49	46
Média	33,75				9,25				25,41			

Liga de Co-Cr – Peça 3 (Após Cerâmica)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	13	7	11	8	20	9	15	19	10	11	16	16
	14	6	7	15	18	13	9	24	10	10	13	9
	13	7	7	6	20	6	8	17	7	8	8	11
Média	9,50				14,83				10,75			
Implante 2	32	42	26	12	10	25	8	9	23	45	10	11
	29	42	34	12	6	26	12	6	31	16	28	10
	25	36	14	7	18	16	11	16	18	47	12	7
Média	25,91				13,58				21,50			

Liga de Co-Cr – Peça 4 (Após Cerâmica)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	11	6	8	7	45	11	10	43	8	9	3	6
	7	7	9	7	49	13	13	46	8	16	13	17
	11	6	6	7	26	12	6	33	15	8	7	14
Média	7,66				25,58				10,33			
Implante 2	41	12	7	15	28	9	8	36	33	14	5	17
	16	12	9	11	31	8	17	36	19	13	10	12
	36	17	6	11	32	13	9	52	12	13	13	9
Média	16,08				23,25				14,16			

Liga de Co-Cr – Peça 5 (Após Cerâmica)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	12	6	22	46	22	18	33	45	24	6	22	47
	13	9	20	52	25	27	28	48	22	6	20	47
	16	11	26	45	21	28	34	63	18	7	25	40
Média	23,16				32,66				23,66			
Implante 2	33	57	47	19	29	43	36	35	36	64	40	13
	30	52	55	18	28	53	39	38	38	49	50	10
	33	44	45	16	32	44	32	38	37	56	31	22
Média	37,41				37,25				37,16			

Liga de Co-Cr – Peça 6 (Após Cerâmica)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	38	8	64	89	26	44	32	23	8	7	34	51
	20	8	92	61	19	44	10	36	11	12	42	35
	40	7	51	102	31	16	35	24	10	2	60	57
Média	48,33				28,33				27,41			
Implante 2	60	9	17	33	18	34	60	13	16	25	79	37
	28	10	24	19	22	58	72	9	14	21	73	27
	57	5	21	59	15	97	67	11	11	23	73	38
Média	28,50				39,66				36,41			

Liga de Ni-Cr – Peça 1 (Após Cerâmica)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	28	16	20	33	9	23	30	39	16	9	15	30
	9	13	22	24	11	31	27	42	7	13	25	26
	10	8	30	32	7	22	36	36	6	9	15	39
Média	20,41				26,08				17,50			
Implante 2	20	30	22	11	4	21	19	7	10	31	4	15
	21	33	30	12	11	24	9	8	12	10	16	12
	16	32	22	11	8	27	15	9	6	19	14	9
Média	21,66				13,50				13,16			

Liga de Ni-Cr – Peça 2 (Após Cerâmica)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	19	9	13	6	12	11	15	16	4	9	6	9
	13	14	30	18	11	14	12	13	15	8	8	9
	10	17	24	12	12	8	13	10	9	7	6	15
Média	15,41				12,25				8,75			
Implante 2	44	7	14	28	27	9	7	5	22	10	9	9
	25	6	21	15	19	4	5	5	26	4	6	14
	29	10	6	33	10	4	10	13	24	5	7	8
Média	19,83				9,83				12,00			

Liga de Ni-Cr – Peça 3 (Após Cerâmica)

	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	16	17	9	11	9	12	11	15	13	19	13	4
	15	14	10	6	5	13	18	4	12	9	9	6
	14	26	11	10	14	13	19	18	9	11	7	11
Média	13,25				12,58				10,25			
Implante 2	31	16	18	22	4	1	6	13	9	4	7	14
	32	24	12	18	17	8	19	9	13	3	15	17
	24	22	19	23	15	8	10	16	12	12	9	17
Média	21,75				10,50				11,00			

Liga de Ni-Cr – Peça 4 (Após Cerâmica)

	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	10	20	24	29	21	45	28	17	10	19	12	9
	17	16	20	13	19	37	23	8	9	12	15	13
	9	13	18	20	7	48	35	20	4	12	16	14
Média	17,41				25,66				12,08			
Implante 2	91	5	38	35	22	8	8	12	38	4	22	29
	74	25	38	31	13	10	16	6	33	7	15	20
	71	14	31	40	26	12	8	10	37	14	18	13
Média	41,08				12,58				20,83			

Liga de Ni-Cr – Peça 5 (Após Cerâmica)

	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	6	46	31	15	49	66	43	41	4	14	21	5
	23	20	33	9	43	63	59	35	4	18	14	6
	8	21	23	10	51	109	61	52	6	15	7	11
Média	20,41				56,00				10,41			
Implante 2	44	43	56	66	5	9	12	7	11	12	10	6
	37	49	48	74	12	16	25	7	5	13	10	25
	32	51	21	50	3	9	6	17	7	25	28	11
Média	47,58				10,66				13,58			

Liga de Ni-Cr – Peça 6 (Após Cerâmica)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	12	12	8	8	24	14	7	14	15	12	4	10
	12	30	9	11	31	15	13	20	10	20	11	17
	13	13	7	8	18	18	8	26	18	21	8	10
Média	11,91				17,33				13,00			
Implante 2	25	22	15	16	10	14	7	6	7	17	21	12
	24	26	13	27	14	16	10	13	12	22	14	13
	10	20	8	23	9	22	18	14	6	20	5	8
Média	19,08				12,75				13,08			

Ti cp – Peça 1 (Após Cerâmica)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	5	4	11	5	33	13	6	7	15	9	9	5
	8	4	6	7	23	7	6	13	5	4	8	8
	20	10	8	8	23	5	7	8	18	13	7	12
Média	8,00				12,58				9,41			
Implante 2	10	12	7	5	11	14	12	7	5	12	6	2
	6	14	8	1	5	6	18	6	7	6	6	9
	16	26	7	6	9	13	7	8	11	6	7	5
Média	9,83				9,66				6,83			

Ti cp – Peça 2 (Após Cerâmica)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	13	7	10	4	36	12	12	30	22	9	9	13
	11	9	4	6	23	13	12	22	15	7	6	8
	10	7	9	7	38	12	10	36	8	4	10	14
Média	8,08				21,33				10,41			
Implante 2	8	7	11	4	8	7	7	6	7	8	15	6
	9	8	12	5	14	7	13	7	12	22	8	9
	10	11	10	9	9	11	12	12	8	13	14	9
Média	8,66				9,41				10,91			

Ti cp – Peça 3 (Após Cerâmica)

	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	9	8	8	9	90	47	19	95	6	13	7	16
	13	10	15	25	86	63	28	76	18	7	11	18
	8	10	8	16	74	47	37	74	10	14	7	27
Média	11,58				61,33				12,83			
Implante 2	39	39	40	35	33	17	21	12	32	15	36	22
	26	41	51	46	54	15	19	19	28	25	35	8
	35	40	34	39	40	7	12	18	27	26	17	20
Média	38,75				22,25				24,25			

Ti cp – Peça 4 (Após Cerâmica)

	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	8	12	8	12	7	46	7	5	6	10	9	2
	17	11	7	16	8	34	10	13	11	10	17	8
	9	12	9	8	14	25	13	8	8	16	14	9
Média	10,75				15,83				10,00			
Implante 2	3	8	4	23	17	16	17	16	8	12	11	9
	13	12	4	10	16	18	22	11	14	16	8	14
	14	11	12	7	11	8	14	15	7	8	7	22
Média	10,08				15,08				11,33			

Ti cp – Peça 5 (Após Cerâmica)

	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	52	7	32	51	146	2	12	114	57	12	6	59
	61	6	25	59	147	16	5	117	61	6	7	53
	57	5	24	52	130	12	17	110	45	4	6	54
Média	35,91				69,00				30,83			
Implante 2	34	92	91	6	36	61	42	6	28	87	59	8
	13	111	95	9	37	66	53	10	18	84	68	9
	31	90	76	5	45	60	34	11	23	69	60	7
Média	54,41				38,41				43,33			

Ti cp – Peça 6 (Após Cerâmica)												
	Parafuso 1 apertado				Parafuso 2 apertado				Dois parafusos apertados			
	V	M	P	D	V	M	P	D	V	M	P	D
Implante 1	17	8	15	11	18	20	31	10	5	9	24	15
	12	14	26	19	9	22	30	15	17	8	20	19
	9	10	16	20	10	33	24	10	10	9	15	20
Média	14,75				19,33				14,25			
Implante 2	29	73	58	23	19	56	62	9	20	59	50	10
	31	60	63	56	24	50	56	17	24	55	53	45
	29	69	55	13	28	70	58	16	30	56	52	14
Média	46,58				38,75				39,00			

APÊNDICE B – Análise estatística

Oneway Analysis of Lado Apertado By X1

Oneway Anova Summary of Fit

Rsquare	0,191909
Adj Rsquare	0,048249
Root Mean Square Error	13,71046
Mean of Response	19,37741
Observations (or Sum Wgts)	54

Analysis of Variance

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Ratio	Prob > F
X1	8	2008,873	251,109	1,3359	0,2509
Error	45	8458,956	187,977		
C. Total	53	10467,828			

Means for Oneway Anova

Level	Number	Mean	Std Error	Lower 95%	Upper 95%
Co-Cr1	6	35,0117	5,5973	23,738	46,285
Co-Cr2	6	18,2467	5,5973	6,973	29,520
Co-Cr3	6	18,3850	5,5973	7,112	29,658
Ni-Cr1	6	20,1350	5,5973	8,862	31,408
Ni-Cr2	6	13,3567	5,5973	2,083	24,630
Ni-Cr3	6	16,4667	5,5973	5,193	27,740
Ti cp 1	6	22,2883	5,5973	11,015	33,562
Ti cp 2	6	15,6617	5,5973	4,388	26,935
Ti cp 3	6	14,8450	5,5973	3,572	26,118

Std Error uses a pooled estimate of error variance

Means and Std Deviations

Level	Number	Mean	Std Dev	Std Err Mean	Lower 95%	Upper 95%
Co-Cr1	6	35,0117	27,7627	11,334	5,876	64,147
Co-Cr2	6	18,2467	9,1937	3,753	8,598	27,895
Co-Cr3	6	18,3850	15,6980	6,409	1,911	34,859
Ni-Cr1	6	20,1350	7,9752	3,256	11,766	28,504
Ni-Cr2	6	13,3567	2,9142	1,190	10,298	16,415
Ni-Cr3	6	16,4667	3,5838	1,463	12,706	20,228
Ti cp 1	6	22,2883	17,2948	7,061	4,139	40,438
Ti cp 2	6	15,6617	9,6573	3,943	5,527	25,796
Ti cp 3	6	14,8450	10,6188	4,335	3,701	25,989

Means Comparisons

Comparisons for all pairs using Tukey-Kramer HSD

q*	Alpha								
3,25714	0,05								
Abs(Dif)-LSD	Co-Cr1	Ti cp 1	Ni-Cr1	Co-Cr3	Co-Cr2	Ni-Cr3	Ti cp 2	Ti cp 3	Ni-Cr2
Co-Cr1	-25,783	-13,059	-10,906	-9,156	-9,018	-7,238	-6,433	-5,616	-4,128
Ti cp 1	-13,059	-25,783	-23,629	-21,879	-21,741	-19,961	-19,156	-18,339	-16,851
Ni-Cr1	-10,906	-23,629	-25,783	-24,033	-23,894	-22,114	-21,309	-20,493	-19,004
Co-Cr3	-9,156	-21,879	-24,033	-25,783	-25,644	-23,864	-23,059	-22,243	-20,754
Co-Cr2	-9,018	-21,741	-23,894	-25,644	-25,783	-24,003	-23,198	-22,381	-20,893
Ni-Cr3	-7,238	-19,961	-22,114	-23,864	-24,003	-25,783	-24,978	-24,161	-22,673
Ti cp 2	-6,433	-19,156	-21,309	-23,059	-23,198	-24,978	-25,783	-24,966	-23,478
Ti cp 3	-5,616	-18,339	-20,493	-22,243	-22,381	-24,161	-24,966	-25,783	-24,294
Ni-Cr2	-4,128	-16,851	-19,004	-20,754	-20,893	-22,673	-23,478	-24,294	-25,783

Positive values show pairs of means that are significantly different.

Level		Mean
Co-Cr1	A	35,011667
Ti cp 1	A	22,288333
Ni-Cr1	A	20,135000
Co-Cr3	A	18,385000
Co-Cr2	A	18,246667
Ni-Cr3	A	16,466667
Ti cp 2	A	15,661667
Ti cp 3	A	14,845000
Ni-Cr2	A	13,356667

Levels not connected by same letter are significantly different

Level	- Level	Difference	Lower CL	Upper CL	Difference
Co-Cr1	Ni-Cr2	21,65500	-4,1277	47,43770	
Co-Cr1	Ti cp 3	20,16667	-5,6160	45,94937	
Co-Cr1	Ti cp 2	19,35000	-6,4327	45,13270	
Co-Cr1	Ni-Cr3	18,54500	-7,2377	44,32770	
Co-Cr1	Co-Cr2	16,76500	-9,0177	42,54770	
Co-Cr1	Co-Cr3	16,62667	-9,1560	42,40937	
Co-Cr1	Ni-Cr1	14,87667	-10,9060	40,65937	
Co-Cr1	Ti cp 1	12,72333	-13,0594	38,50603	
Ti cp 1	Ni-Cr2	8,93167	-16,8510	34,71437	
Ti cp 1	Ti cp 3	7,44333	-18,3394	33,22603	
Ni-Cr1	Ni-Cr2	6,77833	-19,0044	32,56103	
Ti cp 1	Ti cp 2	6,62667	-19,1560	32,40937	
Ti cp 1	Ni-Cr3	5,82167	-19,9610	31,60437	
Ni-Cr1	Ti cp 3	5,29000	-20,4927	31,07270	
Co-Cr3	Ni-Cr2	5,02833	-20,7544	30,81103	
Co-Cr2	Ni-Cr2	4,89000	-20,8927	30,67270	
Ni-Cr1	Ti cp 2	4,47333	-21,3094	30,25603	
Ti cp 1	Co-Cr2	4,04167	-21,7410	29,82437	
Ti cp 1	Co-Cr3	3,90333	-21,8794	29,68603	
Ni-Cr1	Ni-Cr3	3,66833	-22,1144	29,45103	
Co-Cr3	Ti cp 3	3,54000	-22,2427	29,32270	
Co-Cr2	Ti cp 3	3,40167	-22,3810	29,18437	
Ni-Cr3	Ni-Cr2	3,11000	-22,6727	28,89270	
Co-Cr3	Ti cp 2	2,72333	-23,0594	28,50603	
Co-Cr2	Ti cp 2	2,58500	-23,1977	28,36770	
Ti cp 2	Ni-Cr2	2,30500	-23,4777	28,08770	
Ti cp 1	Ni-Cr1	2,15333	-23,6294	27,93603	
Co-Cr3	Ni-Cr3	1,91833	-23,8644	27,70103	
Ni-Cr1	Co-Cr2	1,88833	-23,8944	27,67103	
Co-Cr2	Ni-Cr3	1,78000	-24,0027	27,56270	
Ni-Cr1	Co-Cr3	1,75000	-24,0327	27,53270	
Ni-Cr3	Ti cp 3	1,62167	-24,1610	27,40437	
Ti cp 3	Ni-Cr2	1,48833	-24,2944	27,27103	
Ti cp 2	Ti cp 3	0,81667	-24,9660	26,59937	
Ni-Cr3	Ti cp 2	0,80500	-24,9777	26,58770	
Co-Cr3	Co-Cr2	0,13833	-25,6444	25,92103	

Oneway Analysis of Lado Oposto By X1

Oneway Anova Summary of Fit

Rsquare	0,51922
Adj Rsquare	0,433748
Root Mean Square Error	38,85311
Mean of Response	54,68037
Observations (or Sum Wgts)	54

Analysis of Variance

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Ratio	Prob > F
X1	8	73361,57	9170,20	6,0747	<,0001
Error	45	67930,37	1509,56		
C. Total	53	141291,94			

Means for Oneway Anova

Level	Number	Mean	Std Error	Lower 95%	Upper 95%
Co-Cr1	6	118,648	15,862	86,70	150,60
Co-Cr2	6	41,025	15,862	9,08	72,97
Co-Cr3	6	26,427	15,862	-5,52	58,37
Ni-Cr1	6	70,665	15,862	38,72	102,61
Ni-Cr2	6	19,817	15,862	-12,13	51,76
Ni-Cr3	6	28,497	15,862	-3,45	60,44
Ti cp 1	6	118,567	15,862	86,62	150,51
Ti cp 2	6	40,427	15,862	8,48	72,37
Ti cp 3	6	28,052	15,862	-3,90	60,00

Std Error uses a pooled estimate of error variance

Means and Std Deviations

Level	Number	Mean	Std Dev	Std Err Mean	Lower 95%	Upper 95%
Co-Cr1	6	118,648	91,4836	37,348	22,642	214,65
Co-Cr2	6	41,025	26,1508	10,676	13,581	68,47
Co-Cr3	6	26,427	8,6770	3,542	17,321	35,53
Ni-Cr1	6	70,665	20,8866	8,527	48,746	92,58
Ni-Cr2	6	19,817	7,3626	3,006	12,090	27,54
Ni-Cr3	6	28,497	12,4784	5,094	15,401	41,59
Ti cp 1	6	118,567	51,3595	20,967	64,668	172,47
Ti cp 2	6	40,427	27,1477	11,083	11,937	68,92
Ti cp 3	6	28,052	20,8977	8,531	6,121	49,98

Means Comparisons

Comparisons for all pairs using Tukey-Kramer HSD

q*	Alpha								
3,25714	0,05								
Abs(Dif)-LSD	Co-Cr1	Ti cp 1	Ni-Cr1	Co-Cr2	Ti cp 2	Ni-Cr3	Ti cp 3	Co-Cr3	Ni-Cr2
Co-Cr1	-73,064	-72,982	-25,080	4,560	5,158	17,088	17,533	19,158	25,768
Ti cp 1	-72,982	-73,064	-25,162	4,478	5,076	17,006	17,451	19,076	25,686
Ni-Cr1	-25,080	-25,162	-73,064	-43,424	-42,825	-30,895	-30,450	-28,825	-22,215
Co-Cr2	4,560	4,478	-43,424	-73,064	-72,465	-60,535	-60,090	-58,465	-51,855
Ti cp 2	5,158	5,076	-42,825	-72,465	-73,064	-61,134	-60,689	-59,064	-52,454
Ni-Cr3	17,088	17,006	-30,895	-60,535	-61,134	-73,064	-72,619	-70,994	-64,384
Ti cp 3	17,533	17,451	-30,450	-60,090	-60,689	-72,619	-73,064	-71,439	-64,829
Co-Cr3	19,158	19,076	-28,825	-58,465	-59,064	-70,994	-71,439	-73,064	-66,454
Ni-Cr2	25,768	25,686	-22,215	-51,855	-52,454	-64,384	-64,829	-66,454	-73,064

Positive values show pairs of means that are significantly different.

Level		Mean
Co-Cr1	A	118,64833
Ti cp 1	A	118,56667
Ni-Cr1	A B	70,66500
Co-Cr2	B	41,02500
Ti cp 2	B	40,42667
Ni-Cr3	B	28,49667
Ti cp 3	B	28,05167
Co-Cr3	B	26,42667
Ni-Cr2	B	19,81667

Levels not connected by same letter are significantly different

Level	- Level	Difference	Lower CL	Upper CL	Difference
Co-Cr1	Ni-Cr2	98,83167	25,7679	171,8954	
Ti cp 1	Ni-Cr2	98,75000	25,6862	171,8138	
Co-Cr1	Co-Cr3	92,22167	19,1579	165,2854	
Ti cp 1	Co-Cr3	92,14000	19,0762	165,2038	
Co-Cr1	Ti cp 3	90,59667	17,5329	163,6604	
Ti cp 1	Ti cp 3	90,51500	17,4512	163,5788	
Co-Cr1	Ni-Cr3	90,15167	17,0879	163,2154	
Ti cp 1	Ni-Cr3	90,07000	17,0062	163,1338	
Co-Cr1	Ti cp 2	78,22167	5,1579	151,2854	
Ti cp 1	Ti cp 2	78,14000	5,0762	151,2038	
Co-Cr1	Co-Cr2	77,62333	4,5596	150,6871	
Ti cp 1	Co-Cr2	77,54167	4,4779	150,6054	
Ni-Cr1	Ni-Cr2	50,84833	-22,2154	123,9121	
Co-Cr1	Ni-Cr1	47,98333	-25,0804	121,0471	
Ti cp 1	Ni-Cr1	47,90167	-25,1621	120,9654	
Ni-Cr1	Co-Cr3	44,23833	-28,8254	117,3021	
Ni-Cr1	Ti cp 3	42,61333	-30,4504	115,6771	
Ni-Cr1	Ni-Cr3	42,16833	-30,8954	115,2321	
Ni-Cr1	Ti cp 2	30,23833	-42,8254	103,3021	
Ni-Cr1	Co-Cr2	29,64000	-43,4238	102,7038	
Co-Cr2	Ni-Cr2	21,20833	-51,8554	94,2721	
Ti cp 2	Ni-Cr2	20,61000	-52,4538	93,6738	
Co-Cr2	Co-Cr3	14,59833	-58,4654	87,6621	
Ti cp 2	Co-Cr3	14,00000	-59,0638	87,0638	
Co-Cr2	Ti cp 3	12,97333	-60,0904	86,0371	
Co-Cr2	Ni-Cr3	12,52833	-60,5354	85,5921	
Ti cp 2	Ti cp 3	12,37500	-60,6888	85,4388	
Ti cp 2	Ni-Cr3	11,93000	-61,1338	84,9938	
Ni-Cr3	Ni-Cr2	8,68000	-64,3838	81,7438	
Ti cp 3	Ni-Cr2	8,23500	-64,8288	81,2988	
Co-Cr3	Ni-Cr2	6,61000	-66,4538	79,6738	
Ni-Cr3	Co-Cr3	2,07000	-70,9938	75,1338	
Ti cp 3	Co-Cr3	1,62500	-71,4388	74,6888	
Co-Cr2	Ti cp 2	0,59833	-72,4654	73,6621	
Ni-Cr3	Ti cp 3	0,44500	-72,6188	73,5088	
Co-Cr1	Ti cp 1	0,08167	-72,9821	73,1454	

Oneway Analysis of Todos Apertados By X1

Oneway Anova Summary of Fit

Rsquare	0,456723
Adj Rsquare	0,360141
Root Mean Square Error	16,96513
Mean of Response	25,73852
Observations (or Sum Wgts)	54

Analysis of Variance

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Ratio	Prob > F
X1	8	10888,269	1361,03	4,7288	0,0003
Error	45	12951,708	287,82		
C. Total	53	23839,977			

Means for Oneway Anova

Level	Number	Mean	Std Error	Lower 95%	Upper 95%
Co-Cr1	6	54,2392	6,9260	40,29	68,189
Co-Cr2	6	21,4908	6,9260	7,54	35,440
Co-Cr3	6	20,1058	6,9260	6,16	34,055
Ni-Cr1	6	25,0033	6,9260	11,05	38,953
Ni-Cr2	6	13,1017	6,9260	-0,85	27,051
Ni-Cr3	6	12,9700	6,9260	-0,98	26,920
Ti cp 1	6	48,4133	6,9260	34,46	62,363
Ti cp 2	6	17,7075	6,9260	3,76	31,657
Ti cp 3	6	18,6150	6,9260	4,67	32,565

Std Error uses a pooled estimate of error variance

Means and Std Deviations

Level	Number	Mean	Std Dev	Std Err Mean	Lower 95%	Upper 95%
Co-Cr1	6	54,2392	37,1003	15,146	15,305	93,174
Co-Cr2	6	21,4908	9,0882	3,710	11,953	31,028
Co-Cr3	6	20,1058	9,0207	3,683	10,639	29,572
Ni-Cr1	6	25,0033	7,9251	3,235	16,686	33,320
Ni-Cr2	6	13,1017	1,8101	0,739	11,202	15,001
Ni-Cr3	6	12,9700	2,4861	1,015	10,361	15,579
Ti cp 1	6	48,4133	26,6910	10,897	20,403	76,424
Ti cp 2	6	17,7075	11,7012	4,777	5,428	29,987
Ti cp 3	6	18,6150	11,3292	4,625	6,726	30,504

Means Comparisons

Comparisons for all pairs using Tukey-Kramer HSD

q*	Alpha								
3,25714	0,05								
Abs(Dif)-LSD	Co-Cr1	Ti cp 1	Ni-Cr1	Co-Cr2	Co-Cr3	Ti cp 3	Ti cp 2	Ni-Cr2	Ni-Cr3
Co-Cr1	-31,903	-26,077	-2,667	0,845	2,230	3,721	4,629	9,234	9,366
Ti cp 1	-26,077	-31,903	-8,493	-4,981	-3,596	-2,105	-1,197	3,409	3,540
Ni-Cr1	-2,667	-8,493	-31,903	-28,391	-27,006	-25,515	-24,607	-20,001	-19,870
Co-Cr2	0,845	-4,981	-28,391	-31,903	-30,518	-29,027	-28,120	-23,514	-23,382
Co-Cr3	2,230	-3,596	-27,006	-30,518	-31,903	-30,412	-29,505	-24,899	-24,767
Ti cp 3	3,721	-2,105	-25,515	-29,027	-30,412	-31,903	-30,996	-26,390	-26,258
Ti cp 2	4,629	-1,197	-24,607	-28,120	-29,505	-30,996	-31,903	-27,297	-27,166
Ni-Cr2	9,234	3,409	-20,001	-23,514	-24,899	-26,390	-27,297	-31,903	-31,771
Ni-Cr3	9,366	3,540	-19,870	-23,382	-24,767	-26,258	-27,166	-31,771	-31,903

Positive values show pairs of means that are significantly different.

Level			Mean
Co-Cr1	A		54,239167
Ti cp 1	A	B	48,413333
Ni-Cr1	A	B	25,003333
Co-Cr2		B	21,490833
Co-Cr3		B	20,105833
Ti cp 3		B	18,615000
Ti cp 2		B	17,707500
Ni-Cr2		C	13,101667
Ni-Cr3		C	12,970000

Levels not connected by same letter are significantly different

Level	- Level	Difference	Lower CL	Upper CL	Difference
Co-Cr1	Ni-Cr3	41,26917	9,3660	73,17232	
Co-Cr1	Ni-Cr2	41,13750	9,2344	73,04065	
Co-Cr1	Ti cp 2	36,53167	4,6285	68,43482	
Co-Cr1	Ti cp 3	35,62417	3,7210	67,52732	
Ti cp 1	Ni-Cr3	35,44333	3,5402	67,34648	
Ti cp 1	Ni-Cr2	35,31167	3,4085	67,21482	
Co-Cr1	Co-Cr3	34,13333	2,2302	66,03648	
Co-Cr1	Co-Cr2	32,74833	0,8452	64,65148	
Ti cp 1	Ti cp 2	30,70583	-1,1973	62,60898	
Ti cp 1	Ti cp 3	29,79833	-2,1048	61,70148	
Co-Cr1	Ni-Cr1	29,23583	-2,6673	61,13898	
Ti cp 1	Co-Cr3	28,30750	-3,5956	60,21065	
Ti cp 1	Co-Cr2	26,92250	-4,9806	58,82565	
Ti cp 1	Ni-Cr1	23,41000	-8,4931	55,31315	
Ni-Cr1	Ni-Cr3	12,03333	-19,8698	43,93648	
Ni-Cr1	Ni-Cr2	11,90167	-20,0015	43,80482	
Co-Cr2	Ni-Cr3	8,52083	-23,3823	40,42398	
Co-Cr2	Ni-Cr2	8,38917	-23,5140	40,29232	
Ni-Cr1	Ti cp 2	7,29583	-24,6073	39,19898	
Co-Cr3	Ni-Cr3	7,13583	-24,7673	39,03898	
Co-Cr3	Ni-Cr2	7,00417	-24,8990	38,90732	
Ni-Cr1	Ti cp 3	6,38833	-25,5148	38,29148	
Co-Cr1	Ti cp 1	5,82583	-26,0773	37,72898	
Ti cp 3	Ni-Cr3	5,64500	-26,2581	37,54815	
Ti cp 3	Ni-Cr2	5,51333	-26,3898	37,41648	
Ni-Cr1	Co-Cr3	4,89750	-27,0056	36,80065	
Ti cp 2	Ni-Cr3	4,73750	-27,1656	36,64065	
Ti cp 2	Ni-Cr2	4,60583	-27,2973	36,50898	
Co-Cr2	Ti cp 2	3,78333	-28,1198	35,68648	
Ni-Cr1	Co-Cr2	3,51250	-28,3906	35,41565	
Co-Cr2	Ti cp 3	2,87583	-29,0273	34,77898	
Co-Cr3	Ti cp 2	2,39833	-29,5048	34,30148	
Co-Cr3	Ti cp 3	1,49083	-30,4123	33,39398	
Co-Cr2	Co-Cr3	1,38500	-30,5181	33,28815	
Ti cp 3	Ti cp 2	0,90750	-30,9956	32,81065	
Ni-Cr2	Ni-Cr3	0,13167	-31,7715	32,03482	