



**UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ
INSTITUTO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA**

Análise da adaptação e resistência à flexão em infraestruturas de Co-Cr sobre implantes utilizando soldagem TIG

Camila Lobato Cañizo Pereira

Dissertação de mestrado apresentada à banca examinadora do Programa de Pós Graduação em Odontologia – Mestrado *Strictu Senso* 2010-1012, como pré-requisito para obtenção do título de mestre em Odontologia, com área temática Prótese Dentária, sob orientação do Prof. Dr. Bruno Pereira Alves.

Belém – 2012

Camila Lobato Cañizo Pereira

Análise da adaptação e resistência à flexão em infraestruturas de Co-Cr sobre implantes utilizando soldagem TIG

Dissertação de mestrado apresentada à banca examinadora do Programa de Pós Graduação em Odontologia – Mestrado *Strictu Senso* 2010-1012, como pré-requisito para obtenção do título de mestre em Odontologia, com área temática Prótese Dentária, sob orientação do Prof. Dr. Bruno Pereira Alves.

Belém – 2012

Camila Lobato Cañizo Pereira

Análise da adaptação e resistência à flexão em infraestruturas de Co-Cr sobre implantes utilizando soldagem TIG

Dissertação de mestrado apresentada à banca examinadora do Programa de Pós-Graduação em Odontologia – Mestrado *Strictu Senso* 2010-2012, como pré-requisito para obtenção do título de mestre em Odontologia, com área temática Prótese Dentária, sob orientação do Prof. Dr. Bruno Pereira Alves.

Aprovada em: ___/___/___

Conceito: _____

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. Bruno Pereira Alves – Orientador
Universidade Federal do Pará

Prof^a. Dr^a. Maria Sueli da Silva Kataoka – Membro
Universidade Federal do Pará

Prof. Dr. Sidney Sant’Clair Santos – Membro
Universidade Federal do Pará

Belém-2012

DEDICATÓRIA

Aos meus filhos amados, BEATRIZ e EDUARDO, que são minhas joias raras, minha base, minha fortaleza, tudo de mais lindo e forte que já conquistei nesta vida! Mamãe ama vocês!

Aos meus pais JULIO e AMELIA, que sempre me incentivaram a ter “sede” de conhecimento e trabalho, desta forma me ensinaram o caminho correto para que se possa conseguir sucesso na vida.

Aos meus irmãos DANIEL, JULIO MARCOS, LEANDRO e LEONARDO que de uma forma ou de outra me apoiaram para a finalização desta dissertação.

Aos meus padrinhos queridos e amados, FRANCISCO, HELIANA e EUNICE, que sempre vibraram comigo a cada conquista.

Aos amigos eternos ADRIANA, JOYCE e MILENA, por todo o apoio e alegrias que me proporcionaram durante o período de mestrado.

Fico eternamente grata por todos

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Universidade Federal do Pará, representada pelo Magnífico reitor Prof. Dr. Carlos Edilson de Almeida Maneschy.

A Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Pará representada pelo diretor Professor Dr. Haroldo Amorim de Almeida.

Ao Prof. Dr. BRUNO PEREIRA ALVES, professor do curso de mestrado da UFPA, pela orientação e confiança depositada em mim, durante toda a fase do mestrado me incentivando com as pesquisas e me servindo de grande exemplo à docência.

À Prof^a. Dr^a. Sueli Kataoka, minha grande incentivadora para o ingresso na carreira docente.

A empresa de implantes Neodent pela aprovação do projeto de pesquisa o que possibilitou todo este trabalho pelo financiamento de parte dos componentes protéticos utilizados nesta pesquisa.

Ao Prof. Dr. MANOEL SILVA FILHO, professor do ICB que facilitou as análises de adaptação em seu laboratório sendo flexível em seus horários.

Aos colegas de trabalho LUCAS e FÁBIO, pela disposição sempre presente a me auxiliar nas fases experimentais desta pesquisa. O meu muito obrigada!

Ao laboratório de prótese dentária Fernando Almeida e AK, que foi de suma importância durante a etapa de confecção dos corpos-de-prova desta pesquisa.

E a todos aqueles que de uma forma ou de outra me auxiliaram em busca da realização deste sonho.

Resumo

Este trabalho analisou a resistência à flexão de *cantilevers*, com dois diferentes diâmetros de barras cilíndricas em Co-Cr e a adaptação de componentes protéticos tipo cilindro mini pilar cônico pré-fabricados em Co-Cr e calcináveis com cinta metálica em Co-Cr, após soldagem TIG (Tungstein Inert Gas) e fundição em monobloco. Obtiveram-se nove corpos de prova para cada grupo de supraestrutura sobre implante, sendo G1: cilindro pré-fabricado e barras de 2mm (\varnothing) soldados a TIG, G2: semelhante G1, mas com barras de 3mm (\varnothing), G3: cilindros calcináveis com cinta em Co-Cr e barras calcináveis de 2mm (\varnothing) fundidas em monobloco e G4: semelhante ao G3, porém com barras de 3mm(\varnothing). Todos os grupos foram analisados quanto à interface componente/pilar através de um estereomicroscópio (SZX12, Olympus, Japan) com aumento de 96x e precisão de 10 μ m, antes e após o tratamento. O ensaio de flexão por compressão na região de *cantilevers* foi realizado em Máquina de Ensaio Mecânico (Kratos) com velocidade de 0,5mm/min., sendo registrados a força máxima e alongamento linear. Os dados obtidos foram submetidos ao teste de Lilliefors e em seguida a um teste estatístico de acordo com os padrões de normalidade. O grau de adaptação de cilindros/pilar, em μ m, dos grupos antes TIG (G1=0.44, G2=53.76) foi melhor estatisticamente ao após TIG (G1=50.66, G2=72.79), sendo que após TIG, o grupo G2 obteve adaptação inferior estatisticamente ao G1. A adaptação antes fundição (G3=0.38, G4=49.08) foi melhor estatisticamente à após fundição (G3=91.02, G4=66.97), porém a espessura das barras não influenciou no grau de adaptação. A adaptação dos grupos de solda TIG foi similar a dos grupos em monobloco. Quanto à força máxima para fratura dos *cantilevers*, em N, o G1=180.6 foi inferior estatisticamente ao G2=518.24, G3=446.88 e G4=966.37. O G4 foi o mais resistente, sendo o G2 TIG igual ao G3 monobloco. O alongamento linear, em mm, foi semelhante estatisticamente para todos os grupos (G1=3.31, G2=2.55, G3=3.23, G4=2.92). A solda TIG em cilindros pré-fabricados em Co-Cr foi similar à fundição em monobloco em cilindros com cinta em Co-Cr quanto à adaptação e inferior quanto à resistência a flexão. Desta forma, sugere-se utilizar preferencialmente a fundição em monobloco com cilindros com cinta metálica e barras de maior espessura (3mm ou mais) ou também, quando se precisar de menor tempo de tratamento como em prótese imediatas, pode-se utilizar a soldagem TIG com maior diâmetro de barra (3mm).

Descritores:

Implante Dentário, Ligas de Cromo, Prótese Dentária, Soldagem em Odontologia.

Abstract

This study examined the flexural strength of cantilevers with two different diameters of cylindrical bars in Co-Cr and the adaptation of cylinder mini pillar prefabricated at Co-Cr and cylinder calcinable with Co-Cr hoop after TIG welding (Tungstein Inert Gas) and monobloc casting. Were obtained nine specimens for each group of superstructure on the implant, being G1: cylinder prefabricated and bars 2mm (ϕ) TIG welded, G2: G1 similar, but with bars of 3mm (ϕ), G3: cylinders calcinable with Co-Cr hoop and calcinable bars 2mm (ϕ) and G4: G3 similar, but with bars 3mm (ϕ). All groups were analyzed for the interface component/pillar through a stereomicroscope (SZX12, Olympus, Japan) with 96x increased and 10 μ m precision, before and after treatment. The flexion test by compression in the cantilevers bars was performed on Mechanical Testing Machine (Kratos) with a speed of 0.5 mm/min, finding the maximum force and elongation linear. The data were submitted to the Lilliefors test and then the test statistic according to normal standards. The measure of adjustment cylinder/abutment, in μ m, of the groups before TIG (G1=0.44, G2=53.76) was statistically better than after the TIG (G1=50.66, G2=72.79), and after TIG, the G2 obtained adaptation statistically worse than G1. The adaptation before casting (G3=0.38, G4=49.08) was statistically better than after the casting (G3=91.02, G4=66.97), but the thickness of the bars did not influence in the adaptation. The adaptation of the TIG groups was similar to the monobloc groups. About the maximum force to fracture, in N, G1=180.6 was statistically lower at G2=518.24, G3=446.88 and G4= 966.37. The G4 was the most resistant, being the G2 TIG similar to G3 monobloc. The linear elongation, in mm, was statistically similar for all groups (G1=3.31, G2=2.55, G3=3.23 and G4=2.92). A TIG welding in cylinder Co-Cr prefabricated was similar to casting monobloc in cylinder with Co-Cr hoop as for adaptation but less as for flexion resistance. Thus, this study suggest the preferential use the monobloc casting with metal hoop cylinders and bars of greater thickness (3mm or more) or when it takes treatment less time as immediate prosthesis, can use the TIG welding with the larger bars diameter (3mm).

Keywords:

Dental Implantation, Chromium Alloys, Dental Prosthesis, Dental Soldering.

Sumário

1- INTRODUÇÃO	2
2- OBJETIVOS	7
2.1. Objetivo Geral	7
2.2. Objetivos Específicos	7
3- REVISÃO DE LITERATURA	9
4- MATERIAIS E MÉTODOS	37
4.1. Confecção do Modelo	37
4.2. Obtenção dos Corpos-de-prova	39
4.3. Soldagem TIG	42
4.4. Inclusão e Fundição	45
4.5. Análise da interface cilindro protético/pilar	48
4.6. Ensaio de Flexão	52
5- RESULTADOS	55
5.1. Análises da adaptação cilindro/pilar protético	55
5.1.1. Análise Intra-Grupos	55
5.1.2. Análise Inter-Grupos	56
2.2. Análise da Força Máxima e deslocamento	57
6- DISCUSSÃO	60
7- CONCLUSÃO	69
REFERÊNCIAS.....	70
APÊNDICES.....	74

1- INTRODUÇÃO

A possibilidade de substituir dentes naturais perdidos por implantes osseointegrados tem melhorado a qualidade de vida de muitos pacientes edêntulos e tem crescido marcadamente desde os primeiros estudos sobre osseointegração, na década de 1960, até os acompanhamentos longitudinais mais recentes, mostrando elevados índices de sucesso graças ao desenvolvimento de técnicas seguras como as de Brånemark ^{1,2}.

Como os aspectos biomecânicos de um implante são fundamentalmente diferentes daqueles de um dente natural, circundado por um ligamento periodontal³, a transferência de sobrecarga ao implante e deste ao osso circunjacente pode acabar ultrapassando o limite fisiológico e provocar falha das reabilitações ou até mesmo a perda da osseointegração ^{4,5}. Desta forma, o sucesso de uma prótese fixa suportada por implantes, está relacionado à distribuição uniforme de forças e adaptação a mais perfeita possível entre o

implante e o pilar protético e deste com a infraestrutura metálica, de tal modo que esta ocorra de forma passiva ⁶. Devido à dificuldade em se obter esta adaptação passiva nas peças protéticas, principalmente nas mais extensas fundidas em uma única peça (monobloco), seja pela contração de solidificação da liga, alterações de moldagem, gesso, enceramento ou inclusão, faz-se necessário a secção e posterior soldagem destas peças, melhorando a adaptação e a distribuição de forças ⁷.

Atualmente, a fabricação de infraestruturas com braços suspensos soldados é rotineira, e sabe-se que a escolha do melhor sistema de soldagem busca a estabilidade de suas propriedades físicas e mecânicas e, desta forma, é dependente do calor gerado durante sua realização, sendo este suficiente para unir os materiais sem que haja distorção ou alteração de suas propriedades mecânicas e elásticas ^{8,9}. Daí a importância de determinar o efeito que as técnicas empregadas para soldagem de *cantilevers* têm sobre o desempenho destas peças quando em função ^{10,11}.

Métodos de soldagem convencional podem produzir defeitos como porosidade e distorções na peça. Na técnica de brasagem, por exemplo, apesar de apresentar baixo custo e efetividade, ocorre superaquecimento da junta devido às altas temperaturas para que a solda flua e preencha todo espaço a ela destinado e grande concentração de oxigênio sobre as superfícies metálicas a

serem soldadas, podendo alterar as propriedades mecânicas destes materiais. Diante disso, pesquisas surgiram neste campo gerando técnicas alternativas de soldagem como solda MIG (Metal Inert Gas), solda a arco elétrico em atmosfera de gás inerte – TIG (Tungsten Inert Gas), solda a LASER (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation) e brasagem por irradiação infravermelha¹².

As soldagens LASER e TIG apresentam vantagens em relação ao método convencional em relação à resistência da junta soldada^{8,12,13} e pouca distorção da peça¹⁴. Elas permitem que a soldagem da peça seja realizada no próprio modelo mestre, eliminando etapas como inclusão em revestimento e pré-aquecimento da peça, que prolongam o tempo de realização do procedimento e geram variáveis que podem comprometer a obtenção de maior fidelidade à situação encontrada na boca. Estudos sobre a solda TIG são escassos na literatura embora seja uma alternativa financeira e funcionalmente viável^{9,15}, considerando que a máquina de solda a LASER ainda é cara e inacessível a grande parcela dos laboratórios.

Na soldagem a TIG, a união das juntas é obtida pelo aquecimento dos materiais por meio de um arco elétrico estabelecido entre o eletrodo não consumível (geralmente de carbono ou tungstênio com alto ponto de fusão) e a peça a soldar. A proteção da zona da solda é feita por um gás inerte, geralmente

argônio, minimizando a oxidação durante o processo de soldagem ⁹. Este processo é ainda pouco utilizado na Odontologia, provavelmente pela falta de equipamentos adaptados para este fim e de um protocolo para seu uso ¹⁵.

Alguns autores relatam que a solda TIG representa uma boa alternativa quando comparada à soldagem a laser, devido suas características de maior profundidade de solda ¹⁶ maior resistência ⁹, além do bom resultado quando utilizada em braços suspensos (*cantilevers*) nas quais uma alta resistência na junta é requerida ¹⁷. A resistência flexural da técnica de soldagem TIG em comparação a soldagem a LASER se equivalem, demonstrando como promissor o emprego da solda TIG na confecção de infraestruturas protéticas ^{9,10}.

As ligas de Co-Cr apresentam custo reduzido e propriedades mecânicas favoráveis, como alta dureza e ductibilidade, e módulo de elasticidade maior que as ligas nobres, permitindo assim, fundições mais finas e rígidas, além de uma boa resistência à deformação devido ao seu alto ponto de fusão, além de boa resistência à corrosão devido à presença de uma fina camada de óxido de cromo sobre a liga, tornando-a estável quimicamente às trocas iônicas. Esta liga é composta basicamente de 53 a 67% de cobalto, 25 a 32% de cromo e 2 a 6% de molibdênio, com pequenas adições de carbono, berílio, níquel e outros elementos ^{18,19,20}. O Co-Cr em prótese sobre implante permite braços de

cantilever mais extensos, possuindo baixo peso específico e menor volume da infraestrutura²¹.

Vale lembrar também, que na cavidade oral as próteses odontológicas sofrem esforços de flexão, dobramento, torção e/ou cisalhamento, além da fadiga a que estão sujeitas com o uso continuado e intermitente. Sendo assim, obter informações a partir de avaliações que se aproximem mais da situação in vivo seria, no mínimo, enriquecedor¹⁴.

Mesmo com o avanço nas reabilitações protéticas por meio de próteses fixas e implanto suportadas, as dificuldades econômicas devido ao alto custo limitam a acessibilidade destes tratamentos a grande parte dos pacientes. Portanto, pelo fato das ligas de Co-Cr apresentarem um custo inferior às ligas de Ti e Au, por exemplo; e ao fato da soldagem TIG ser uma alternativa também menos onerosa em relação à outros tipos de soldagem como Laser e Plasma, pretende-se estudar a liga de Co-Cr em componentes protéticos de infraestruturas sobre implantes e da soldagem TIG comparada à fundição em monobloco, quanto à resistência à flexão e adaptação dos componentes sobre os implantes, já que ainda existem dúvidas à este respeito.

2 - OBJETIVOS

2.1 – Objetivo Geral

Analisar a adaptação, resistência à flexão e alongamento em protocolos de Co-Cr sobre implantes utilizando soldagem TIG.

2.2 – Objetivos Específicos

Analisar:

- O grau de adaptação de componentes do tipo cilindro mini pilar cônico, pré-fabricados em Co-Cr, antes e após a soldagem TIG com diferentes diâmetros de barra.

- O grau de adaptação de componentes do tipo cilindro mini pilar cônico, pré-fabricados com cinta metálica em Co-Cr e fundidos em Monobloco, antes e após a fundição com diferentes diâmetros de barra.

- O grau de adaptação de componentes/pilar protético após soldagem TIG e fundição em monobloco em supraestruturas implanto-suportadas com diferentes diâmetros de barras.

- A força máxima necessária para fratura ou flexão de *cantilevers* com dois diferentes diâmetros de barras cilíndricas fundidas em Co-Cr, em supraestruturas metálicas implanto-suportadas fundidas em monobloco ou soldadas pelo método TIG.

- O alongamento linear após fratura ou flexão de *cantilevers* com dois diferentes diâmetros de barras cilíndricas fundidas em Co-Cr, em supraestruturas metálicas implanto-suportadas fundidas em monobloco ou soldadas pelo método TIG.

3 – REVISÃO DE LITERATURA

Kelly e Rose (1983)¹⁸ fizeram uma revisão de literatura a respeito das propriedades físicas das ligas metálicas não preciosas, que podem diferir significativamente das ligas que contém uma elevada porcentagem de ouro. Relações entre os constituintes, propriedades físicas e características de condução de ligas de metais básicos foram estudadas. Toxicidade do níquel, berílio, e dos seus compostos foi discutido com atenção dada ao ambiente odontológico. A dermatite de contato alérgica parece ser um risco de saúde para certos doentes que contêm próteses com níquel. Pó de berílio não é, aparentemente, um perigo em áreas devidamente ventiladas. A falta de dados sobre os problemas de saúde relacionados com o níquel em trabalhadores de laboratório dental devem ser interpretados com cautela. Este artigo também revisou pesquisas sobre a ligação de porcelana e corrosão das ligas não preciosas. Embora essa pesquisa ainda não possa prever o comportamento de

ligação de uma liga com a porcelana na boca, problemas de pouca ou nenhuma ligação com a porcelana têm sido relatados.

Baran (1985)¹⁹ relatou que a liga de cromo apresenta propriedades físicas e químicas favoráveis. Ao fazer uma seleção para este tipo de liga, deve-se estar ciente sobre como modificar as técnicas de fundição para produzir uma peça íntegra e bem adaptada. Características mecânicas importantes e diferentes existem entre as ligas de Ni-Cr e Co-Cr, como módulo de elasticidade, dureza e deformação, por isso deve-se conhecê-las para poder saber qual utilizar. Devido ao fato de que as ligas de cromo não representem um grupo homogêneo, com diferenças de fusibilidade e comportamento de aderência à porcelana, serão encontrados comportamentos semelhantes entre ligas de mesmas composições e propriedades mecânicas.

Ueno (1993)¹³ avaliou a resistência ao dobramento de corpos de prova fundidos em Ni-Cr com juntas soldadas pelo método convencional a maçarico e o processo TIG, concluiu ser o processo de soldagem TIG superior ao maçarico em termos de resistência ao dobramento. Foram empregados corpos de prova de secção retangular (5 x 5mm), comprimento total de 30mm e em número de amostras de dez por grupo (n=10). Os cilindros de apoio da base possuíam 6mm de diâmetro e distavam em 20mm, e, o ensaio foi executado em máquina

universal (Kratos), a uma velocidade de 0,4mm/min até a ruptura da junta. Foi então, registrada a carga (em Kgf). Os grupos soldados a maçarico apresentaram maior desvio padrão, ou seja, maior dispersão nos resultados. O ensaio de resistência flexural demonstrou que o arco elétrico com proteção de argônio produziu juntas com maiores valores de resistência e baixos níveis de porosidades, enquanto que a soldagem por chama direta apresentou os piores níveis, tanto em quantidade quanto em valores de resistência.

Wang e Welsch (1995)¹² analisaram a soldagem do titânio por três métodos: soldagem em ambiente de gás inerte, laser e brasagem com aquecimento por radiação infravermelha. Eles relataram que gases como oxigênio e hidrogênio podem danificar o titânio, em função disso, o método de soldagem convencional em Odontologia, a chama de oxigênio ou tocha de ar, está contraindicado. Neste estudo, a resistência foi maior para as hastes cilíndricas soldadas sob gás inerte, seguidos pelas hastes soldadas a laser e por brasagem. Os espécimes soldados apresentaram menores valores de alongamento quando comparados ao grupo controle. Os autores concluíram que os espécimes de Ti e Ti-6Al-4V apresentaram maior resistência à tração e maior alongamento em comparação aos espécimes soldados.

Jemt e Book (1996)²² correlacionaram estatisticamente as medidas *in vivo* de desadaptações de próteses, tipo protocolo em maxila, e a mudança do nível

ósseo marginal em implantes instalados em maxilas edêntulas. Sete pacientes divididos em dois grupos foram acompanhados por cinco anos. As medidas de desadaptação das próteses foram realizadas por meio de uma técnica fotogramétrica tridimensional e os níveis de osso marginal foram medidos a partir do padrão de radiografias intra-orais. Os resultados mostraram que nenhuma das próteses apresentou uma adaptação totalmente passiva. Além disso, as distorções semelhantes das próteses foram encontradas nos dois grupos, indicando que os implantes parecem ser estáveis e não se movem. A amplitude máxima de deformação tridimensional no centro do cilindro era de cerca de 275 micrometros para os dois grupos. A média de desajuste no ponto central foi de 111 (DV 59) e 91 (DV 51) micrômetros para os grupos de 1 ano e 5 anos, respectivamente. A perda de osso marginal correspondente obteve média de 0,5 e 0,2 mm, para os dois grupos. Não se observou correlação estatística ($P > 0,05$) entre as alterações dos níveis de osso marginal, e diferentes parâmetros de desajuste da prótese foram observados nos dois grupos. O estudo indicou que os limites de tolerância biológica determinado pelo desajuste podem estar presentes. Foi observado que, mesmo após vários anos de função, o grau de desajuste relatado no estudo foi considerado clinicamente aceitável em relação à perda óssea marginal.

Lindh (1997)³ afirmou que na mandíbula parcialmente desdentada posterior, os implantes podem ser utilizados para complementar a dentição

natural existente, através de um tipo de encaixe para união implante-dente natural, já que freqüentemente, os seios maxilares e do nervo mandibular dificultam a colocação de implantes na região posterior. No entanto, se um implante e um pilar natural são combinados, uma prótese fixa pode ser fabricada, restaurando o arco na área de segundo pré-molar. O estudo em três pacientes com conexão de coroas de titânio e cerâmica retida sobre implantes e coroas sobre pilares naturais são descritos.

Neo *et al.* (1996)¹⁶ analisaram as propriedades do titânio como resistência mecânica e elástica de juntas de titânio soldadas a laser ou arco de tungstênio, sob atmosfera gasosa, e compararam com o titânio sem solda. O efeito do tratamento de calor em função do ciclo de queima da cerâmica também foi investigado. Os espécimes soldados a laser e submetidos ao ciclo térmico apresentaram as mais baixas resistências à tração. O tratamento térmico não influenciou o módulo de elasticidade e de alongamento dos espécimes testados, mas diminuiu significativamente a sua força de resistência. Os espécimes soldados a arco de tungstênio sob atmosfera gasosa apresentaram significativamente maiores forças de resistência e módulo de elasticidade em relação aos demais grupos (controle e laser). Os autores concluíram que a resistência flexural dos espécimes do grupo controle foi maior em comparação aos espécimes soldados a arco de tungstênio, os quais, por sua vez, apresentaram maior resistência flexural que os espécimes submetidos à soldagem a laser.

Jacques (2000)²¹ analisou a distribuição de estresse em componentes de prótese fixa implantossuportadas, através do uso de extensômetros, em função de suas ligas metálicas de Cobalto-Cromo (Co-Cr) e Paládio-Prata (Pd-Ag). Foram confeccionadas barras simulando barras de prótese tipo protocolo, onde uma carga estática vertical de 100N foi aplicada na extremidade livre a uma distancia de 10, 15 e 20 mm para distal do centro do terminal intermediário. Após ensaios os resultados mostraram que em grandes extensões de *cantilever* a liga de cobalto-cromo apresentou um padrão de distribuição de força semelhante à liga de paládio-prata com *cantilever* curto. Independente do local de aplicação da força e da liga utilizada na confecção das infraestruturas, o intermediário mais próximo do ponto de aplicação da carga foi o que registrou a maior deformação específica. O emprego de uma liga de cobalto-cromo na confecção de infraestruturas para prótese sobre implantes pode permitir braços de *cantilever* mais extensos, uma vez que seu módulo de elasticidade é maior que a liga de paládio – prata proporcionando uma melhor distribuição das forças, tanto na região mesial quanto na distal.

Taylor, Agar e Vogiatzi (2000)²³ relatam em sua revisão que a osseointegração é o fator que mais tem influenciado as disciplinas de prótese dentária. A evolução e mudanças na ciência básica e compreensão da terapia cirúrgica do implante dentário talvez tenham sido mais abrangentes do que os

avanços paralelos no conhecimento do aspecto restaurador dos implantes dentários. É importante analisar os avanços e mudanças significativas em prótese sobre implantes e mais importante descrever direções futuras de investigações que são fundamentais para o avanço da terapia com implantes dentários como modalidade benéfica de tratamento. Concluíram que enquanto grande parte da evolução da tecnologia de design das próteses sobre implante tem sido um fator competitivo, o princípio básico que permeou o sucesso recente está no reconhecimento dos processos biológicos que devem ser entendidos e reforçados para que o sucesso da prótese sobre implante seja obtido.

Brånemark (2001)¹ afirmou em uma revisão da literatura sobre reconstrução facial com implantes em pacientes mutilados que as falhas dos implantes têm sido a causa de problemas nas cirurgias reconstrutivas e isso provoca a substituição do conjunto. Durante a década de 1950 tinha sido demonstrado por Brånemark que as câmaras feitas de titânio poderiam tornar-se permanentemente incorporadas ao osso, ou seja, o osso vivo poderia se tornar tão unido com a camada de óxido de titânio do implante que os dois não poderiam ser separados sem fratura. Brånemark introduziu a "osseointegração" para descrever esta modalidade de fixação estável do titânio ao tecido ósseo.

Sahin, Cehreli e Yalçin (2002)² em sua revisão de literatura avaliou pesquisas relacionadas à influência de forças funcionais sobre a biomecânica de próteses implantosuportadas. Foram pesquisados artigos científicos relativos ao controle de cargas sobre implantes dentários, efeitos das cargas oclusais iniciais e finais, influência da qualidade óssea, tipo de prótese, material da prótese, número de implantes de apoio, e das técnicas empregadas na confecção das mesmas, para avaliar o comportamento mecânico e biomecânico de implantes. Foi usada a base de dados MEDLINE e traçado manual de referências citadas na chave de periódicos de outra forma não elucidados. Foram selecionadas como foco principal da seleção as literaturas atuais sobre a biomecânica de implantes. O resultado do tratamento com implantes é superior quando os implantes são colocados sobre osso denso, o número de implantes suportados aumenta e a localização de perfuração do implante reduz os efeitos no momento da fixação e quando a prótese fixa é instalada no paciente.

Alves (2003)²⁴ estudou a adaptação da interface componente protético (UCLA)/implante, através de três diferentes técnicas: soldagem a laser (grupo um), fundição em monobloco (grupo dois) e fundição e soldagem a laser (grupo três). Cada estrutura apresentava três componentes protéticos ligados por duas barras. Cada grupo possuía 10 corpos-de-prova. No grupo um, foram utilizadas as estruturas pré-fabricadas, sendo as mesmas apenas soldadas a laser. No grupo dois as estruturas calcináveis foram enceradas e fundidas em monobloco. O

grupo dois posteriormente foi seccionado e passou a ser chamado de grupo três, sendo então soldado a laser. Todos os grupos foram mensurados em um microscópio com precisão de 0,0005mm em relação à adaptação, antes e após os procedimentos para a obtenção das estruturas, através de cada técnica. Os resultados mostraram que, o grupo um apresentou uma adaptação estatisticamente superior, inicial (0,000 μ m) e final (9,931 μ m), em relação aos grupos dois (9,568 μ m e 101,722 μ m) e três (20,258 μ m e 31,440 μ m). O grupo três apresentou uma melhora significativa em relação ao grupo dois. A técnica com melhor adaptação foi a que utilizou componentes pré-fabricados somente soldados a laser.

Silva (2003)²⁵ avaliou o assentamento passivo de infraestruturas de próteses fixas implantosuportadas, utilizando pilares UCLA e esteticone, fundidas em monobloco ou submetidas à soldagem a laser, antes e após a eletroerosão ou EDM (Electrical Discharge Machining) através da análise das discrepâncias marginais. As amostras foram divididas em oito grupos: G1- 10 estruturas fundidas em monobloco com pilar UCLA, G1 + EDM, G2 - 10 estruturas fundidas com pilar UCLA e seccionadas em 4 pontos e submetidas à soldagem laser, G2 + EDM, G3 - 10 estruturas fundidas em monobloco com pilar esteticone, G3 + EDM, G4 - 10 estruturas fundidas com pilar esteticone e seccionadas em 4 pontos e submetidas à soldagem laser, G4 + EDM. Os diferentes graus de adaptação marginal entre *abutment* tipo UCLA/implante e

abutment esteticone/infraestrutura foram avaliados antes e após a eletroerosão aferindo-se as discrepâncias marginais no implante (IC) e nos distais (ID), utilizando microscópio óptico. O grupo 1 (peças em monobloco), obteve a pior adaptação marginal, o grupo 2 (seccionamento e soldagem a laser) teve uma melhora significativa na adaptação marginal em relação ao grupo 1. A aplicação da eletroerosão foi efetiva na melhora da adaptação do grupo 1 (monobloco) e do grupo 2 (soldagem a laser). A adaptação do grupo 1 (monobloco) + aplicação da eletroerosão e grupo 2 (solda a laser) não diferiu estatisticamente. Quando houve a associação das técnicas de soldagem a laser com eletroerosão, foi observada uma melhor adaptação marginal dentre todos os grupos avaliados. Utilizando-se eletroerosão nas peças em monobloco, obtiveram-se graus de adaptação aceitáveis com a vantagem de eliminar o seccionamento e soldagem. O pilar UCLA proporcionou fundições com melhor grau de adaptação marginal que o pilar esteticone.

Baba e Watanabe (2005)²⁶ avaliaram a profundidade de penetração da solda a LASER em corpos de prova de Ti, Ti6Al4V, Ti6Al7Nb, cobalto-cromo e ouro tipo IV, com a aplicação de vários parâmetros, variando voltagem (160 a 340V) e diâmetro na região de foco (0,4 a 1,6mm) e mantendo o tempo fixo em 10ms, concluíram que, para diâmetros do feixe na região de foco inferiores a 1,2mm, há aumento significativo na profundidade de penetração para o Ti e suas ligas com o aumento da voltagem, o aumento da penetração com a diminuição

do diâmetro do feixe se explica pelo aumento da densidade de energia, o Ti6Al4V requer um pouco mais de energia que o Ti, e que energias muito altas podem aumentar o número de porosidades e, conseqüentemente, diminuir a resistência. Eles verificaram que quando a voltagem aumenta e o diâmetro de solda diminui, a profundidade de penetração da solda aumenta. Energia muito baixa não vai ser suficiente para fundir o metal e, por outro lado, energia alta demais vaporiza o metal. Os autores inclusive, assim se expressaram: “selecionar adequadas condições para a soldagem LASER obter suficiente penetração de acordo com a espessura do metal, é importante quando se solda prótese”.

Calderon *et al.* (2006)²⁷, avaliaram a influência do gênero e do bruxismo na força máxima de mordida. A concordância interexaminadores para o exame físico de bruxismo também foi avaliada. Cento e dezoito voluntários, divididos por gênero e pela presença do bruxismo foram selecionados. A força máxima de mordida foi mensurada, com o auxílio de um gnatodinamômetro, na região de primeiro molar, três vezes de cada lado, em duas sessões distintas. O maior valor dentre os doze obtidos, foi utilizado como sendo a força máxima. A força máxima de mordida foi estatisticamente maior para o gênero masculino (587.2N) quando comparado com o gênero feminino (424.9N), independentemente da presença de bruxismo. A presença de bruxismo não demonstrou influência na força máxima de mordida (média da força máxima de

mordida para bruxômanos = 490.1N, e para não bruxômanos = 522.1N). A concordância entre os examinadores para o exame físico de bruxismo foi considerada favorável.

Hart e Wilson (2006)¹⁷ mostraram a preocupação com alto índice de falhas em regiões de extremo livre para infraestruturas metálicas em titânio. Foi realizado teste de fadiga e resistência flexural com quatro processos de soldagem a laser e um a TIG. Sessenta corpos de prova, com infraestrutura sobre dois implantes afastados 5mm entre si e extremo livre com comprimento de 15mm foram preparados com a extremidade a ser soldada em forma côncava. Todos os grupos laser falharam a 10^6 de ciclos e com teste de fadiga que ultrapassava uma movimentação da barra acima de 2mm. Áreas de soldagem a TIG, apenas no teste de resistência flexural apresentaram deformação plástica. Entre os grupos laser, os que apresentaram melhores resultados foram os que utilizaram metais de adição e maior volume de solda aumentando os valores de resistência à deformação.

Rocha, Pinheiro e Villa Verde (2006)⁹ avaliaram, utilizando o teste de resistência à flexão, a eficácia de dois processos de soldagem Nd: YAG laser e TIG para a soldagem de titânio puro, CoCr e ligas de NiCr. Sessenta espécimes cilíndricos foram preparados (20 de cada material), seccionados e soldados usando diferentes técnicas. Os quatros grupos e suas médias de flexão em MPa

foram (n = 15). I: Nd: YAG solda a laser (Ti=1069, NiCr=460, CoCr=464); II Nd: YAG solda a laser usando a adição de material (Ti=1224, NiCr=1370, CoCr=1492); III soldagem TIG (Ti=1609, NiCr=1759, CoCr=2665) e IV (controle sem soldagem (Ti=1302, NiCr=1488, CoCr=2654). Os resultados foram analisados estatisticamente pelo teste ANOVA. Houve diferença significativa ($p < 0,001$) entre os materiais não-soldados, sendo a liga CoCr mais resistente à flexão. Quando se comparou os processos de soldagem, significativa diferença ($p < 0,001$) foi encontrada entre a solda TIG e a laser e também entre laser somente e laser com adição de material. Concluíram que a soldagem TIG resultou em maiores médias de resistência à flexão do que a soldagem Nd: YAG laser para soldar as ligas de Ti, CoCr e NiCr testadas.

Rodrigues *et al.* (2006)⁶ realizaram uma revisão da literatura quanto ao assentamento passivo, foi observado que em vários estudos a perda óssea marginal e desajustes marginais indicaram que não foi possível estabelecer uma relação direta entre elas, onde o desajuste marginal maior implicaria em maior perda óssea; a resposta óssea foi a mesma tanto em próteses consideradas ajustadas quanto nas com valores de desajustes maiores. Com relação ao desajuste marginal e a fratura ou soltura dos parafusos de retenção das próteses, os autores pesquisados revelaram que as próteses com maior desajuste podem ser mais sensíveis ao desaperto e fratura dos parafusos e que o aumento de estresse gerado pelo desajuste, no momento das forças oclusais o desajuste da

prótese influenciou o padrão e a magnitude da distribuição do estresse na prótese nos componentes e na adjacência óssea, bem como a presença nas próteses com *cantilever* e com o aumento da força oclusiva fazem aumentar o efeito do desajuste. A presença do desajuste também provoca a flexão da estrutura protética e a compressão do osso em torno do implante no momento do torque e isto pode iniciar a perda óssea. O valor do tamanho de desajuste aceitável também é muito questionável e variável nos estudos. Valores considerados como adaptação passiva de $38\mu\text{m}$ e com adaptação desajustada provocada com gaps médio de $345\mu\text{m}$, e de desajustes médio de $111\mu\text{m}$ e $91\mu\text{m}$ para dois grupos de experimento com a máxima distorção de $275\mu\text{m}$, também não provocaram diferença na perda óssea periimplantar.

Cardoso (2007)¹⁴ avaliou a resistência à flexão, através de ensaio mecânico de flexão por apoio em três pontos, de liga de titânio-alumínio-vanádio na forma de barras com 2,5 mm de diâmetro e 50 mm de comprimento, soldadas a LASER (Nd:YAG, Deka – El.En.) e TIG (NTY 60 – Kernit), comparando com o material íntegro. Foram colocadas duas situações passíveis de serem encontradas em prótese: junta sem espaçamento, na qual se buscou soldar toda a secção transversal, e junta com espaçamento de 0,6mm associada à adição de material (fio de titânio), perfazendo um total de cinco grupos – grupo controle (íntegro), dois grupos LASER, com e sem espaçamento, e dois grupos TIG, com e sem espaçamento. Os parâmetros aplicados foram determinados em

ensaio prévio que revelou que no grupo TIG sem espaçamento, uma profundidade máxima de solda de 0,6mm. O número de amostras por grupo foi de seis (n=6), num total de 30 corpos de prova submetidos ao ensaio mecânico, que foi realizado em máquina de teste Instron a uma velocidade de 0,5mm por minuto. Os resultados, numa análise estatística, foram submetidos ao teste não paramétrico de Kruskal-Wallis e ao procedimento de Holms, que revelaram com nível de significância $p < 0,05$, ser o grupo TIG sem espaçamento de maior resistência à flexão em relação aos demais grupos, seguido dos grupos controle e LASER sem espaçamento (entre os quais não houve diferença estatística) e, por fim, dos grupos LASER e TIG com espaçamento e material de adição (entre os quais também não houve diferença estatística).

Lin *et al.* (2007)²⁸, estudaram a resistência à fratura de juntas de Ti soldadas a laser com variação de espessura e energia de soldagem. Foram utilizados espécimes de 1-3mm e energia de solda de 11-24J. A resistência à fratura foi avaliada em razão do número de espécimes fraturados pelo número de espécimes testados. A morfologia de fratura das juntas foi observada usando um microscópio eletrônico de varredura. Os resultados mostraram que a diminuição de espessura e aumento da energia leva a um aumento da porcentagem de área soldada, resultando em um aumento da resistência a fratura das juntas de Ti. Quando a fratura ocorria, esta se localizava no centro da solda do metal.

Silva (2007)¹⁵ avaliou a resistência flexural entre três métodos de soldagem diferentes: chama direta a maçarico, método TIG e solda a laser comparando a um grupo controle (monobloco). Os espécimes cilíndricos foram obtidos a partir de canais de cera pré-fabricados em 3mm de diâmetro e 30mm de comprimento, fundidos em liga de NiCr e seccionados transversalmente, formando os grupos T1 e L1. Depois da secção, dez espécimes dos grupos Le T receberam chanfros em 45° para preenchimento, formando os grupos (L2 e T2). As extremidades foram unidas com resina acrílica obedecendo a uma distância pré-determinada, de 0,3mm para o grupo chama direta, 0,1mm para o grupo TIG e juntas do tipo topo a topo para o grupo laser. Os corpos foram incluídos e soldados de acordo com a proposição. Após a soldagem os corpos de prova foram torneados e levados ao teste de flexão. De acordo com os resultados (Mpa) o grupo M (1796,55) obteve o maior valor, seguindo pelo grupo C (1370,56), ficando o grupo T1 (990,84) com o valor menor. Não houve diferença estatística entre os grupos soldados, existindo somente diferença entre os grupos de teste para o grupo controle em monobloco. No entanto, podemos afirmar que o preenchimento parece influenciar discretamente os resultados da resistência flexural no grupo TIG. O método TIG produziu resultado semelhante ao laser e a chama direta, o que é clínica e operacionalmente importante.

Alonso *et al.* (2008)²⁹, avaliaram o desajuste marginal vertical de infraestruturas metálicas de prótese fixa sobre implantes em liga de cobalto-

cromo (Co-Cr) confeccionadas com cilindros pré-usinados ou com cilindros calcináveis, fundidas pela técnica de indução e soldadas a laser. As médias em μm foram para os cilindros sem parafuso (pré-fabricado=23.51 e calcinável=30.16) e para os cilindros com parafuso foram (pré-fabricado=8.53 e calcinável=11.81). As leituras do desajuste marginal mostrou que não houve diferença estatística no grau de desajuste marginal entre os grupos testados. Apenas houve diferença quando comparados os cilindros com e sem parafuso, concluindo que não há diferença de adaptação marginal entre as infraestruturas fundidas em Co-Cr com cilindros calcináveis e pré-usinados, utilizando fundição por indução, soldagem a laser e teste do parafuso único.

Atoui (2008)⁸ avaliou o efeito da soldagem TIG e comparou-a com soldagem a laser, em hastes cilíndricas e supraestruturas implantossuportadas, confeccionadas em titânio comercialmente puro (Ti cp.) por meio dos ensaios de resistência mecânica (tração e flexão) e desajuste marginal, respectivamente. Os dados obtidos para o ensaio de tração (Mpa) evidenciaram diferença entre o grupo controle ($605,84 \pm 19,83$) e os métodos de soldagem TIG ($514,90 \pm 37,76$) e Laser ($515,85 \pm 62,07$). Para o ensaio de flexão (Mpa) não houve diferença estatisticamente significativa entre os processos de soldagem TIG (1559,66) e Laser (1621,64), contudo a diferença foi significativa entre estes grupos e o controle (1908,75). Para análise dos resultados do desajuste marginal (μm) das supraestruturas implantossuportadas, não houve diferença estatisticamente

significante entre os grupos pós-soldagem TIG (250) e pós-soldagem Laser (241), entretanto, o grupo controle (770) apresentou o maior desajuste. Pelos resultados obtidos, afirmaram que a soldagem a TIG propicia a obtenção de resultados similares à soldagem a Laser.

Cardoso, Frasca e Coradini (2008)⁷ mensuraram e compararam, *in vitro*, a adaptação da interface intermediário-cilindros pré-fabricados calcináveis e metálicos em situações encontradas em reabilitações protéticas implanto-suportadas e implanto-retidas. Após a fundição, a média de desadaptação no sentido vertical foi de 19 μ m para os cilindros metálicos e de 13 μ m para os calcináveis; no sentido horizontal, a média foi de 15 μ m para os cilindros metálicos e 31 μ m para os calcináveis. Entretanto, após a solda, a distorção entre os materiais foi: no sentido vertical, de 20 μ m para os cilindros metálicos e 6 μ m para os calcináveis e, no sentido horizontal, de 21 μ m para os metálicos e 25 μ m para os calcináveis. Concluíram que a fundição não interfere significativamente quando ambos os cilindros constituintes de uma barra sobre dois implantes são parafusados. Após a realização da soldagem, a adaptação melhorou significativamente nos cilindros calcináveis.

Fialho *et al.* (2008)³⁰, estudaram o sistema de barras com retenção por clipe avaliando a adaptação marginal passiva, tanto no sentido vertical como no horizontal. Dois tipos de materiais dos cilindros foram avaliados, calcináveis e

metálicos, confeccionados em monobloco e separados para posterior união por solda a laser. Com relação ao tipo de material utilizado, não houve diferença significativa entre os grupos. Contudo, com a presença de solda houve diferença estatisticamente significativa, com valores médios horizontais de 213,15 μ m nos monoblocos e de 138,51 μ m nos soldados. Tendo encontrado, no sentido vertical, valores médios de 378,77 μ m nos monoblocos e 174,23 μ m nos soldados. Com relação ao tipo de material (calcinável e metálico) utilizado não pôde ser observada nenhuma diferença significativa com relação à adaptação entre o intermediário e o cilindro, pois em ambos os grupos que foram confeccionados as barras em monobloco, apresentaram semelhante grau de desajuste. Contudo, independente do material do intermediário, houve alteração no grau de desajuste quando a barra foi fundida em monobloco causando maior desadaptação do que quando fundida e separada para posterior soldagem, mostrando que mais importante que o material, para a adaptação passiva do cilindro, a forma como ele é confeccionado e a precisão de técnica, é o que é mais importante. A presença de solda indica que se consiga obter um melhor ajuste passivo entre intermediário e cilindro sobre implante.

Sousa, Nóbilo, Henriques e Mesquita (2008)³¹ investigaram a precisão do ajuste a quadros tipos barras, fundidas em titânio (Ti cp.) e liga paládio-prata (Pd-Ag), feita pelo monobloco fundido e técnicas de soldagem a laser. De um

modelo mestre metálico com cinco implantes, 20 corpos de prova foram obtidos. As interfaces dos implantes com as próteses foram analisadas e medidas nas regiões vestibular e lingual dos implantes central e distal, com o uso de um microscópio óptico. Os resultados através do teste de Tukey ($p < 0,0005$) mostraram uma diferença significativa na adaptação passiva entre as barras soldadas a laser ($34,73\mu\text{m}$) e as barras em monobloco ($151,39\mu\text{m}$), quando comparado o tipo de material, as barras em paládio prata ($66,30\mu\text{m}$) apresentaram melhores resultados que o titânio ($119,83\mu\text{m}$). Nos cilindros distais não houve diferenças significativas entre as estruturas fundidas em titânio e paládio-prata pela técnica de monobloco. No entanto, após a soldagem a laser, houve uma diferença significativa para as estruturas fundidas em titânio ($31,37\mu\text{m}$) e paládio- prata ($106,59\mu\text{m}$).

Tiozzi *et al.* (2008)³², testaram o assentamento passivo de supraestruturas de prótese fixas implanto-suportadas de três elementos, fundidas em titânio comercialmente puro e em ligas a base Ni-Cr e Co-Cr. 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 2 parafusos apertados, foram mais satisfatórios para o grupo fundido em Ni-Cr ($25,00 \pm 7,92\mu\text{m}$), para o teste do parafuso único os três grupos também foram estatisticamente

iguais. Neste mesmo estudo também se realizou a secção das peças e posterior soldagem a laser. O procedimento de separação das peças em monobloco e posterior soldagem a laser resultou em diminuição estatística significativa nos níveis de desajuste quando analisadas as peças com os dois parafusos apertados para o grupo fundido em liga de Co-Cr ($21,49 \pm 9,08 \mu\text{m}$). 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 estatística significativa quando comparado à fundição em monobloco. Os grupos de liga de Co-Cr ($41,02 \pm 26,15 \mu\text{m}$) e em Ti ($40,42 \pm 27,41 \mu\text{m}$) apresentaram diferenças estatísticas significantes após a soldagem a laser. As simulações dos ciclos de queima da cerâmica não provocaram alterações significantes 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 a soldagem a laser para o primeiro e $41,42 \pm 27,41$ e $28,05 \pm 20,89 \mu\text{m}$, antes e após a simulação, para o segundo, porém sem diferenças estatísticas significantes.

Cavalcante *et al.* (2009)¹⁰, analisou a resistência flexural da técnica de soldagem por Tungstênio Inert Gás (TIG) em comparação a soldagem a LASER.

Foram confeccionadas 12 infraestruturas implanto-suportadas em titânio, cada uma com duas barras distais e três implantes, cuja disposição seguiu o protocolo do sistema Brånemark Novum®. As infraestruturas foram divididas em dois grupos (n=12), com diferentes diâmetros e submetidos a dois processos de soldagem. Grupo Regular (Ø3,75mm), foram divididas em dois sub grupos: infraestruturas soldadas a LASER (GRL) e infraestruturas soldadas pelo sistema TIG (GRT). A mesma divisão se repete no Grupo Largo (Ø5,0mm) (GLL e GLT). Todas as barras distais foram submetidas à força vertical na sua extremidade por meio da máquina de ensaios mecânicos EMIC DL 2000. Os resultados não apresentaram diferença estatística significativa entre os grupos para $p < 0,05$, demonstrando como promissor o emprego da solda por meio de equipamento TIG na confecção de infraestruturas protéticas.

Triches *et al.* (2009)³³, avaliaram a influência da utilização de cilindros calcináveis no grau de passividade de infraestruturas que simulam uma prótese parcial fixa de três elementos sobre dois implantes. Foram fabricadas dez infraestruturas em liga de cobalto-cromo através da técnica de fundição por indução. Foram criados dois grupos: Grupo 1 utilizando cilindros pré-usinados para a fabricação de cinco infraestruturas; Grupo 2 cinco infraestruturas fundidas com cilindros de plástico calcináveis. Para avaliação da passividade foram utilizados extensômetros colados na região oclusal e cervical do pântico das infraestruturas. A medição foi realizada no momento do aperto do segundo

parafuso protético com torque de 10Ncm. As médias (desvio-padrão) dos grupos foram de 39,16 (24,74)mV/V no Grupo 1 e 43,76 (21,13)mV/V no Grupo 2. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($p=0,815$). Considerando-se as limitações deste trabalho, concluíram que o uso de cilindros calcináveis obtém o mesmo grau de passividade que o uso de cilindros pré-usinados.

Campi Jr. (2010)⁴ afirmou em seu trabalho de revisão de literatura que prótese com adaptação passiva significa que esta pode ser parafusada sem que tensões sejam geradas. Relatou também que uma estrutura sem passividade sobre o tecido ósseo pode até levar à perda da osseointegração; assim, a adaptação passiva foi definida como o nível que não causaria qualquer complicação clínica. O objetivo deste trabalho foi avaliar os artigos sobre a passividade das infraestruturas metálicas e quais os melhores métodos laboratoriais que deveriam ser adotados para serem realizados de forma que possam ser considerados os seus resultados clínicos de significância satisfatória.. O autor concluiu: que a evidência científica mostrou que um assentamento passivo absoluto não pode ser obtido, a redução de desajustes em estruturas suportadas por implantes osseointegrados é requerida para maior longevidade das fixações, o profissional deve realizar os procedimentos de laboratório corretos ou quando necessário fazer secção da prótese, as partes seccionadas da prótese devem ser soldada com precisão para não haver distorção ou sobrecarga

no implante e por fim, que as próteses devem ser confeccionadas com titânio ou ligas alternativas como a de CoCr.

Gomes (2010)³⁴ realizou uma análise quanto à adaptação e resistência à fratura de *cantilevers* em próteses totais implanto-suportadas tipo protocolo de Branemark. Foram analisados dois tipos de prótese, onde dez corpos de prova obtidos a partir de um modelo mestre foram divididos em dois grupos de cinco amostras, sendo o grupo I monobloco cimentado e grupo II barra distal, os quais foram submetidos à análise de adaptação e resistência a fratura. Para a adaptação foram obtidas médias de $201,48\mu\text{m} \pm 2,746\mu\text{m}$, para barra distal e $78,54\mu\text{m} \pm 1,969\mu\text{m}$, para monobloco. No teste de fratura à compressão dos *cantilevers* foram obtidas médias de $520,252\text{N} \pm 1,188\text{N}$, para barra distal e $896,833\text{N} \pm 1,237\text{N}$, para monobloco. Concluiu que quanto à análise de desadaptação, as amostras obtiveram resultados estatisticamente diferentes, sendo que as amostras da barra distal não tiveram média clinicamente aceitáveis quando comparada com o monobloco cimentado. Quanto ao teste de resistência, os resultados mostraram superioridade estatística da barra cimentada sobre a técnica da barra distal, porém ambas são clinicamente aceitáveis, uma vez que os valores de fratura estavam acima dos valores médios da força de mordida.

Leão *et al.* (2010)²⁰, afirmaram que diversas são as pesquisas estruturadas com o objetivo de verificar se existe um melhor sistema ou conjunto de materiais que permitam a obtenção da passividade entre os implantes, “abutments” e infraestruturas metálicas, sendo que em muitas condições a passividade do sistema só ocorre por meio de seccionamento das peças e posterior soldagem. Relataram também que a união da porcelana aos metais e sua especificidade tem levado a estudos para avaliar a relação desta adesão com as frequentes contrações encontradas nas estruturas metálicas pós-aplicação de porcelana e também com o controle da formação de óxidos, que é de suma importância no procedimento de queima da porcelana. Em seu trabalho avaliaram a desadaptação marginal de estruturas metálicas sobre pilares esteticone para prótese parcial fixa de três elementos com cilindros fundidos em titânio e Co-Cr já unidos por soldagem a laser antes e após aplicação de porcelana. Quando compararam essas estruturas, após soldagem e pós-aplicação de cerâmica, observaram que não houve diferença estatisticamente significativa para ambas as ligas. O bom desempenho das estruturas de titânio mostrou sua viabilidade para a clínica de prótese.

Oliveira *et al.* (2010)¹¹, avaliaram em supraestruturas metálicas implanto-suportadas, a flexão de *cantilevers* com três diferentes configurações de barras cilíndricas pré-fabricadas em titânio soldadas pelo método TIG, tendo como controle supraestruturas soldadas a laser. Cada supraestrutura consistia de três

pilares UCLA em titânio unidos entre si por barras de 3,18mm de diâmetro e duas extremidades livres (direita e esquerda) variando o diâmetro e o número das barras, mas padronizando o comprimento de 15mm na barra distal superior e 7,5mm na barra distal inferior. Foram divididos quatro grupos (n=6), sendo um controle (GC), com barras distais simples de $\varnothing 3,18\text{mm}$ soldadas a laser, e três experimentais, todos soldados a TIG: (GDS) com barras distais simples de $\varnothing 3,18\text{mm}$; (GDD) com barras distais duplas de $\varnothing 2,5\text{mm}$ soldadas entre si; e (GDDM) com barras distais duplas mistas de $\varnothing 3,18\text{mm}$ e $\varnothing 2,5\text{mm}$ soldadas entre si. Após a soldagem, as supraestruturas metálicas foram submetidas ao teste de flexão por compressão pela aplicação de força perpendicular nas extremidades das barras distais até que devido à flexão ou fratura não houvesse mais nenhuma resistência. Os resultados mostraram que o grupo com barras distais duplas mistas, em relação aos demais grupos experimentais, é o mais promissor já que seu desempenho foi o único que se assemelhou ao das supraestruturas de titânio soldadas a laser.

Santos e Miranda (2010)³⁵ relataram sobre a dificuldade de se obter uma infraestrutura metálica em monobloco com assentamento passivo. A conexão forçada da estrutura metálica da prótese implanto-retida pode resultar em microfraturas do tecido ósseo, zonas de isquemia marginal e fraturas dos componentes protéticos. O objetivo deste estudo foi avaliar a adaptação passiva das estruturas metálicas sobre implantes, nas interfaces intermediários e

cilindros protéticos, com a técnica de fundição sobre análogos (Grupo I), e fundição segmentada pós-brasagem (Grupo II). As interfaces foram analisadas por microscopia eletrônica de varredura, e os resultados mostraram para o teste t de Student, que o Grupo I apresentou desajuste com média de 95,5 μ m, e desvio padrão de 64,3 μ m, e o Grupo II desajuste com média de 86,5 μ m, e desvio padrão de 54,2 μ m. Concluíram que não houve diferença estatisticamente significativa para as duas técnicas de fundição analisadas.

Castro *et al.* (2012)⁵ avaliaram por meio da fotoelasticidade, as tensões geradas ao redor de implantes após o aparafusamento de estruturas confeccionadas por soldagem a Laser ou a TIG de barras cilíndricas de Cobalto-Cromo. Foram realizadas a união de UCLAs calcináveis à barra metálica, ambos de Cobalto-Cromo, por meio de soldagens à Laser (Grupo 1) e a TIG (Grupo 2), para confecção das amostras. Em seguida, sobre um modelo fotoelástico foram parafusadas as estruturas metálicas com torque manual de 20N/cm, levadas ao polaroscópio circular e submetidas a fotografias digitais padronizadas. Foi observada a presença de tensões em ambos os grupos, contudo, a solda TIG exibiu maior número de franjas entre os implantes e nas cervicais distais. Concluíram que a estrutura confeccionada por soldagem a Laser gerou menos tensões ao redor dos implantes que a confeccionada por soldagem a TIG para as infraestruturas de Co-Cr.

Gonçalves Jr. *et al.* (2012)³⁶ avaliaram a resistência mecânica de liga de Ti-6Al-4V em diferentes diâmetros submetida ao processo de soldagem Laser, por meio de ensaio de resistência à tração. Foram confeccionados 25 corpos de prova (n=5) e divididos em 5 grupos: Grupo Controle com diâmetro de 3,0mm, constituídos por barras intactas; Grupos L2.5; L3; L4 e L5 com 2.5, 3.0, 4.0 e 5.0mm de diâmetros, respectivamente, soldados a Laser. As amostras foram submetidas ao ensaio de resistência à tração até a ruptura e analisadas em lupa estereoscópica e as áreas soldadas foram calculadas para avaliar a penetração da solda. Os resultados foram submetidos à Análise de Variância sendo posteriormente aplicados os testes de Dunnet e Tukey. Analisando a tensão máxima e a porcentagem de área soldada, observaram que houve diferença estatística entre os grupos. Analisando a porcentagem de alongamento, houve diferença estatisticamente significativa entre o grupo controle e os grupos experimentais, mas não entre os grupos experimentais. Houve uma correlação positiva entre a porcentagem de área soldada e a tensão máxima em todas as amostras dos grupos experimentais e uma correlação negativa entre esses parâmetros e o diâmetro dos corpos de prova. O diâmetro de 2.5 e 3.0mm apresentaram os maiores valores de resistência à tração e porcentagem de área soldada, e parece ser a melhor opção para a união de barras pré-fabricadas para uso em estruturas protéticas submetidas ao processo de soldagem a laser.

4 - METODOLOGIA

Foi realizado um estudo experimental, *in vitro*, tendo como corpos de prova cilindros em Cobalto-Cromo (Co-Cr) soldados à barras metálicas de diferentes diâmetros em Co-Cr através da soldagem TIG (Tungstein Inert Gas) ou cilindros com cinta em Co-Cr fundidos em monobloco, e adaptados à mini pilares cônicos sobre um modelo experimental. Estes foram analisados quanto ao grau de adaptação dos cilindros aos mini pilares antes e após a soldagem TIG e antes e após a fundição e quanto à resistência à flexão e alongamento das barras suspensas em *cantilevers*.

4.1. - Confeção do modelo

O modelo mestre foi fabricado em aço inoxidável em forma de arco, criado a partir de uma circunferência de 25mm de raio, possuindo uma região plana posterior e uma curvatura convexa referente a região anterior. A profundidade do arco de sua região anterior (convexa) até a sua posterior (plana)

foi de 19mm, a sua largura látero-lateral de 50mm de diâmetro. Todos os componentes protéticos utilizados foram do sistema Neodent Implantes Osseointegráveis (Neodent Sistemas de Prótese, Curitiba - PR - Brasil). O posicionamento dos três implantes foi localizado em uma segunda circunferência localizada a um raio de 14mm do centro do diâmetro da porção posterior (plana) e com uma distância de 12mm entre os seus centros (Figura 1).

No modelo mestre foram realizadas três perfurações para instalação dos três implantes com hexágono externo de 3,75mm \emptyset com 11,5mm de comprimento e mesa oclusal de 4,1mm (Neodent Sistemas de Prótese, Curitiba – PR – Brasil) através de uma fresadora, para garantir o paralelismo entre os implantes e a perpendicularidade em relação ao solo. Inicialmente foi utilizada uma broca de aço de perfuração rápida com secção transversal de 3,5mm com comprimento de perfuração de 11mm, em seguida uma broca alargadora sem ponta ativa de secção transversal de 4 mm para metais duros. Os implantes foram posicionados em justaposição, travados com parafusos laterais de 6mm de diâmetro por 6mm de comprimento e colados com cola epóxi, até não haver nenhuma movimentação do implante. Os parafusos foram posicionados na parede anterior do modelo mestre, orientados pelo longo eixo dos implantes.

Este modelo mestre foi utilizado em todas as etapas do experimento durante as análises em um estereomicroscópio para verificar desadaptações dos componentes e no teste de resistência à flexão do *cantilever*. Os implantes foram

denominados de acordo com a sua posição, da direita para a esquerda “A”, “B” e “C”. Sobre estes implantes, foram aparafusados 3 mini pilares cônicos (Neodent Sistemas de Prótese , Curitiba – PR – Brasil).

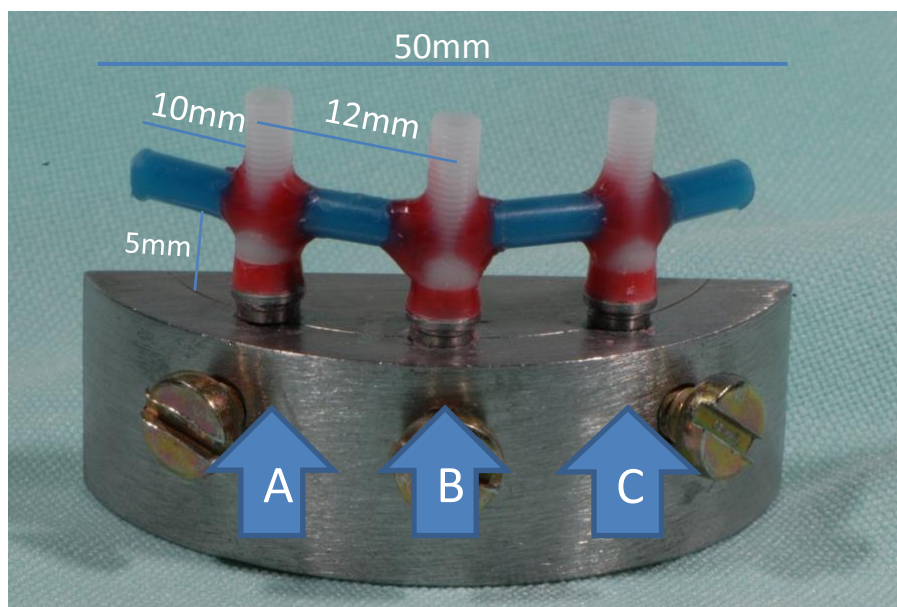


Figura 1 – Matriz em aço com implantes A, B e C e corpo de prova grupo 3 encerado.

4.2. - Obtenção dos corpos-de-prova

Foram utilizados 108 componentes protéticos, sendo 54 cilindros mini pilar cônico, pré-fabricados em Co-Cr e 54 cilindros mini pilar cônico de plástico calcinável com cinta pré-fabricada em Co-Cr. Também foram utilizadas 144 barras cilíndricas de mesmo comprimento (10mm) confeccionadas à partir de *sprues* de cera em dimensões padronizadas que foram fundidos em liga metálica de Co-Cr Fit Flex (Talmax, Curitiba - PR - Brasil), sendo 72 de 2mm de diâmetro e 72 de 3mm de diâmetro.

O Grupo 1 (9 corpos-de-prova) foi obtido através do assentamento de 3 cilindros pré-fabricados em Co-Cr sobre os mini pilares com um torque de 10Ncm, com o auxílio de um torquímetro (Neodent Sistemas de Prótese – Curitiba – PR – Brasil). Após o torque as interfaces de adaptação entre os cilindros e os mini pilares foram avaliadas em um estereomicroscópio mensurador (SZX12, Olympus, Japan) com aumento de 96x e precisão de 10 μ m. Em seguida, duas barras de 2mm de diâmetro e 10mm de comprimento em Co-Cr foram justapostas entre os cilindros fixados aos implantes e duas outras barras de 2mm de diâmetro em Co-Cr foram posicionadas na região de *cantilevers*, para então serem soldadas nas suas extremidades aos componentes pela soldagem TIG, à 5mm da superfície de assentamento dos mesmos, e realizada a leitura de passividade destes em um estereomicroscópio.

O grupo 2 (9 corpos-de-prova) foi obtido da mesma maneira que o grupo 1, apenas com a diferença da espessura das barras em Co-Cr utilizadas, que foram de 3mm.

O grupo 3 (9 corpos de prova) foi obtido através do assentamento de 3 cilindros calcináveis com cinta metálica em Co-Cr sobre os mini pilares com um torque de 10Ncm, com o auxílio de um torquímetro (Neodent Sistemas de Prótese – Curitiba – PR – Brasil). Em seguida, duas barras em cera de 2mm de diâmetro foram justapostas entre os cilindros fixados nos implantes e outras duas barras em cera de 2mm de diâmetro foram posicionadas na região de

cantilevers, para então serem fixadas a 5mm da superfície de assentamento dos mesmos, com cera para escultura (Kota – Indústria e Comércio – SP – Brasil). Após o enceramento, foi realizada a leitura inicial de assentamento passivo por um estereomicroscópio mensurador (SZX12, Olympus, Japan) e posteriormente o conjunto foi fundido em monobloco com liga metálica de Co-Cr Fit Flex (Talmax, Curitiba - PR - Brazil). Após a fundição em monobloco, foi realizada a leitura de passividade final.

O grupo 4 (9 corpos de prova) foi obtido da mesma maneira que o grupo 3, apenas com a diferença de espessura das barras utilizadas, que foi de 3mm (Figura 2).

A divisão dos grupos acima está representada na Tabela 1.

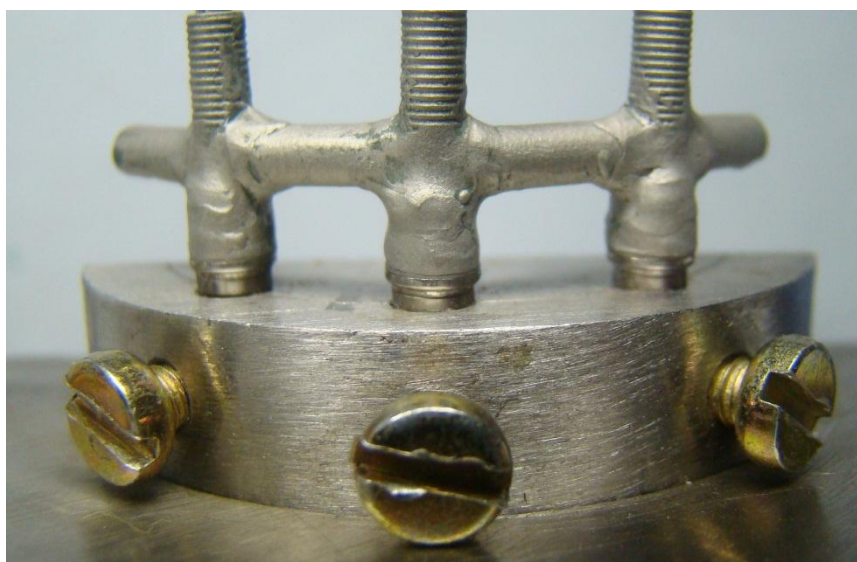


Figura 2 – Corpo de prova do grupo 4 após fundição em monobloco assentado sobre o modelo mestre.

Tabela 1 – Tabela representativa da divisão dos grupos, segundo componentes e tipo de tratamento utilizado.

GRUPOS	Componentes utilizados	Tratamento	Barras
G1 (n=9)	Cilindro em CoCr	Soldagem TIG	2mm
G2 (n=9)	Cilindro em CoCr	Soldagem TIG	3mm
G3 (n=9)	Cilindro com cinta em CoCr	Monobloco com liga de CoCr	2mm
G4 (n=9)	Cilindro com cinta em CoCr	Monobloco com liga de CoCr	3mm

4.3. - Soldagem TIG

Primeiramente, para as soldagens de toda a secção na junta justaposta, foram realizados ensaios previamente à escolha do parâmetro ideal para soldagem TIG, no que se refere à profundidade atingida com a solda e qualidade visual da mesma para cada espessura de barra a ser soldada. Os ensaios se procederam, basicamente, da seguinte forma:

1. Foram selecionados potências e tempos usuais para barras de 2mm e 3mm de diâmetro.
2. Os corpos de prova soldados foram fraturados e observados a olho nu.
3. Foram selecionados os parâmetros que obtiveram maior profundidade de solda em associação a um aspecto visual prateado dessa solda (cor original, sem amarelar ou azular, o que implicaria em contaminação da liga por elementos presentes no ar atmosférico/ambiente, formação de óxidos não desejados).

Foi determinado também o número de pontos de solda para cada espessura de barra. As barras em Co-Cr dos grupos 1 e 2 (barras centrais e em *cantilevers*) foram então soldadas utilizando o equipamento de soldagem TIG NTY 60C (Kernit Indústria Mecatrônica Ltda, Indaiatuba – SP), no laboratório de prótese dentária AK (Belém - PA) por apenas um operador para a padronização de todo o processo de soldagem (Figura 3). O aparelho era posicionado com o eletrodo de tungstênio perpendicularmente à peça a ser soldada. Uma garra de aterramento esteve em contato com a peça. O pedal era então acionado, liberando o fluxo de argônio, formando uma região livre de oxigênio, e quando liberado acionava a corrente elétrica.



Figura 3 – Equipamento de soldagem TIG NTY 60C (Kernit).

Durante as soldagens do grupo 1 (Figura 4), foram realizados quatro pontos de solda principais ao redor da circunferência de 2mm e mais quatro pontos de sobreposição ambos com potência (P) de 1 e tempo (t) de 1ms. Para as do grupo 2 foram realizados oito pontos equidistantes ao redor de toda circunferência de 3mm com P=2 e t=2ms e pontos de sobreposição com P=1 e t=1ms.



Figura 4 – Soldagem TIG do cilindro à barra justaposta, em toda sua circunferência.

Para a soldagem das barras suspensas em *cantilever* foi confeccionado um dispositivo em resina acrílica autopolimerizável (Figura 5), para servir de base para que as barras não se deslocassem durante a soldagem, garantindo também a suspensão das barras à 5mm da superfície de assentamento do cilindro protético.

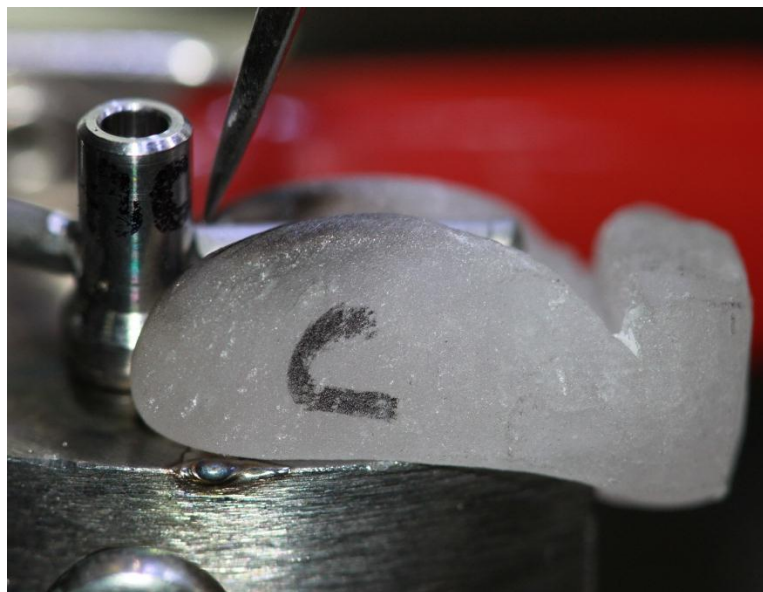


Figura 5 – Dispositivo em resina acrílica para soldagem das barras em *cantilever*.

4.4 – Inclusão e Fundição

Os corpos-de-prova dos grupos 3 e 4 foram incluídos dois a dois por anel de inclusão de silicone nº 5 com capacidade para 180g (OGP – São Paulo – SP – Brasil). A partir da base formadora do cadinho saíram condutos de alimentação em cera (Kota – Indústria e Comércio – São Paulo – SP – Brasil) de 5mm de diâmetro que se uniram através de um conduto horizontal de mesmo diâmetro, sobre o qual foram fixados dois corpos-de-prova através de dez condutos de alimentação (Kota – Indústria e Comércio – São Paulo – SP – Brasil) com 3mm de diâmetro (Figura 6).

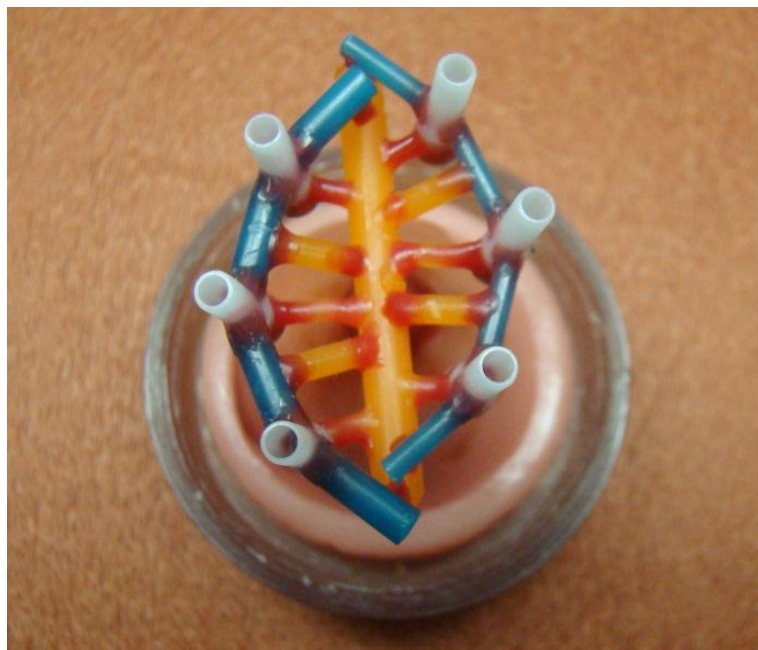


Figura 6 – Inclusão dois a dois corpos de prova por anel de silicone.

Todo o conjunto foi pulverizado com o líquido umectante “evita bolhas” (Knebel – Porto Alegre – RS – Brasil) com o intuito de se diminuir a tensão superficial. O anel de inclusão foi adaptado à base e preenchido com revestimento Calibra Express (Vipi Produtos Odontológicos, Pirassununga - SP - Brasil) sob vibração e com pincel nos componentes protéticos. Para se evitar a formação de bolhas, o revestimento foi espatulado manualmente por 10 segundos e mecanicamente à vácuo por 40 segundos, de acordo com as especificações do fabricante, em um espatulador elétrico a vácuo (EDG – São Paulo – SP – Brasil) e na proporção de 44ml de líquido para 2 envelopes de 90g. Após o tempo de 15 minutos para a cristalização do revestimento, foi realizado o processo de fundição.

A base formadora do cadinho e o anel de silicone foram cuidadosamente removidos para a colocação do cilindro de revestimento no interior do forno elétrico (Knebel – Porto Alegre – RS – Brasil), posicionado com abertura para baixo, permitindo assim a eliminação da cera e plástico calcinável sem sua contaminação por impurezas, a uma temperatura de 400°C por 40 min até a mesma atingir 950°C com uma velocidade de aquecimento de 6°C/min. Decorridos então 20 min após a temperatura ter reduzido para 850°C a uma velocidade de 6°C/min, o anel estava pronto para fundição.

O cadinho cerâmico (Urabi – Rio de Janeiro – RJ – Brasil), previamente aquecido, foi posicionado no braço da centrífuga para fundição que foi então ativada sempre com duas voltas. Em seguida, 25g de liga à base de Co-Cr Fit Flex (Talmax, Curitiba - PR - Brazil) foi posicionada no cadinho e liquefeita gradualmente, através de uma chama redutora de um maçarico (EDG – São Paulo – SP – Brasil) com proporções adequadas de gás/oxigênio.

Após a fundição dos corpos de prova dos Grupos 3 e 4, estes foram resfriados em temperatura ambiente por 12 horas. O processo de desinclusão foi realizado de maneira convencional, com tesoura de gesso e desgastes com broca cega. Após a desinclusão, os condutos de alimentação foram seccionados com discos de óxido de alumínio (Dentorium Products – NY – Estados Unidos) e cada corpo de prova foi jateado com óxido de alumínio de granulação 100µm e pressão 60Lb/pol² tendo-se o cuidado de preservar as interfaces protéticas. No

caso de bolhas positivas, as mesmas foram cuidadosamente visualizadas com o auxílio de uma lupa de 4X de aumento (Bio-Art – São Carlos – São Paulo – SP – Brasil) e removidas com discos de carborundum e brocas de tungstenium. O acabamento e polimento foram conduzidos utilizando-se discos de óxido de alumínio de granulação regular e borrachas abrasivas.

4.5. Análise da interface cilindro protético/pilar

Foi confeccionada uma base retangular (Figura 7) a qual foi acoplada a matriz metálica fixada com parafuso juntamente com o corpo de prova para ser realizada a análise das adaptações com o auxílio de um estereomicroscópio (SZX12 Olympus – Japan – Figura 8), com 10 μ m de precisão, onde foram fotografadas as desadaptações dos componentes de todos os grupos por uma câmera digital acoplada ao estereomicroscópio (Figura 8). Inicialmente sob aumento de 32x o conjunto pilar/componente protético foi centralizado no estereomicroscópio tendo como referência sua largura mesio-distal, após isso foi realizado um aumento de 96x. Fotografou-se então a porção central da imagem de todas as amostras, levando em consideração o diâmetro mesio-distal de cada componente, servindo como área de leitura padrão para todos os componentes.

A fotografia foi realizada em dois pontos diferentes de cada cilindro protético, sendo um pela face vestibular e outro pela face lingual diametralmente oposta, onde foi calculada a média aritmética para cada implante. Desta forma,

para os grupos que tiveram os cilindros unidos entre si (grupo 2, 3 e 4) foi realizado a técnica de Jemt em 1996²², que consiste no apertamento do parafuso A e C (10N), um de cada vez, assim podendo observar a possível desadaptação dos componentes B e C; A e B respectivamente.

Nos cilindros do grupo 1, assentados sobre os pilares sem estarem unidos uns aos outros, a leitura inicial de cada grupo se deu através do apertamento, com um torque de 10 N.cm, em cada componente ao seu respectivo pilar no modelo mestre, que serviu como suporte para a leitura.

As quatro faces externas da base retangular da matriz de aço inox, assim como o posicionamento dos cilindros no microscópio, garantiram a padronização de posicionamento de todo o conjunto para as repetidas leituras de desajuste marginal.

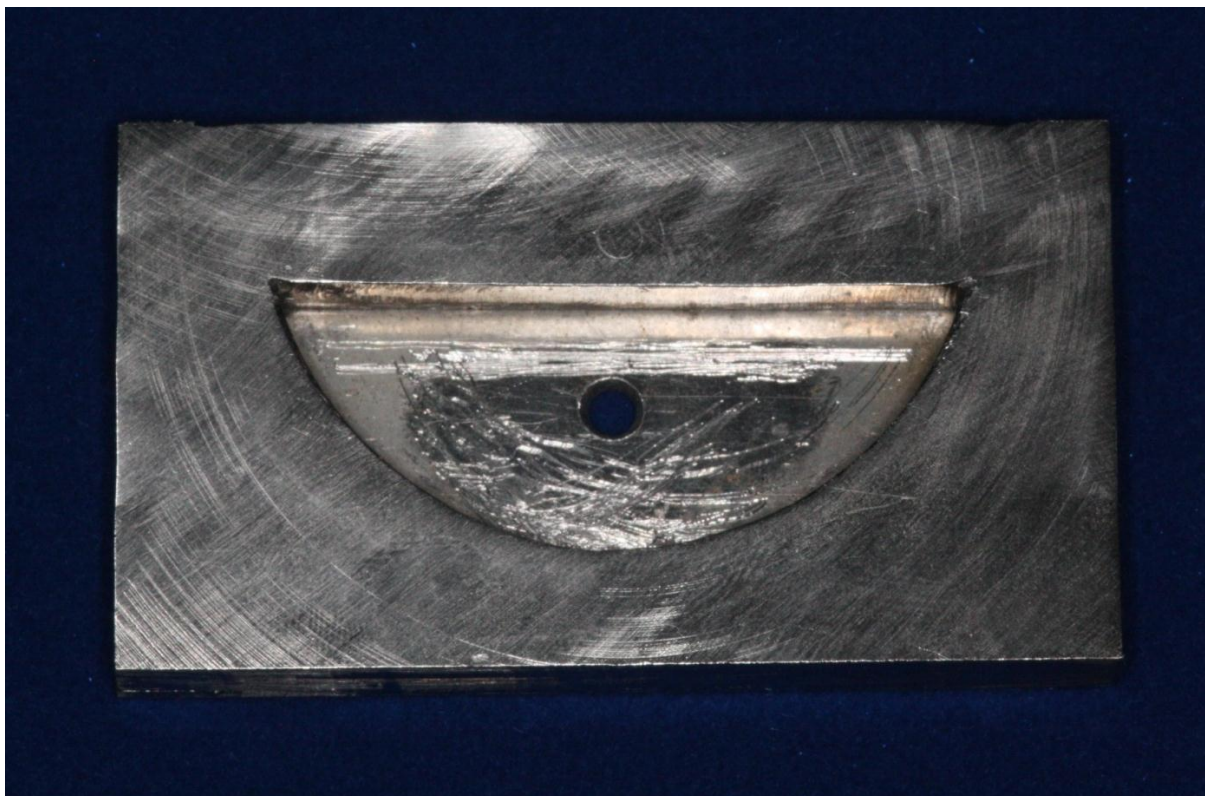


Figura 7- Base retangular da matriz de aço inox, para análise da adaptação no estereomicroscópio

Foi realizada a captura de imagem de uma régua micrométrica (Swift Objective Micrometer – Japan) graduada em $10\ \mu\text{m}$ sob aumento de 96x (Figura 9), que foi utilizada como padrão de medição na desadaptação do conjunto pilar/componente protético. A partir do software ImageJ1.42q (Wayne Rasband – National Institutes of Health – USA), a medida em pixels dos $10\ \mu\text{m}$ da fotografia da régua foi realizada para que se obtivesse uma relação proporcional dessas unidades de medida.

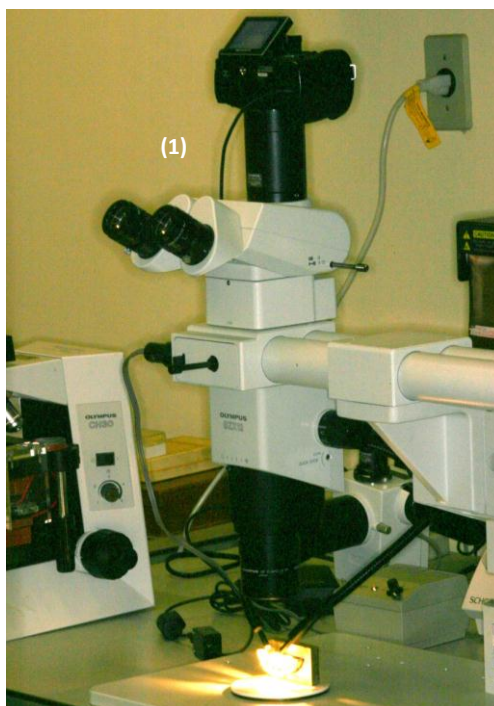


Figura 8 - Estereomicroscópio SZX12 Olympus e câmera digital (1).

Utilizou-se três medidas em pixels dos 10 μm da régua sob aumento digital de 50%, e feita a média aritmética chegando ao valor de 28.8 pixels, obtendo a escala de 2.88 pixels para um μm , que foi padronizada no programa para conversão em cada leitura. As imagens do assentamento cilindro protético/pilar foram aumentadas 50% digitalmente e foi realizada a medida de cada leitura de desadaptação anteriormente fotografadas pelo programa do Software ImageJ1.42q, traçando uma linha da superfície do pilar até a linha da base do cilindro protético (Figura 10).

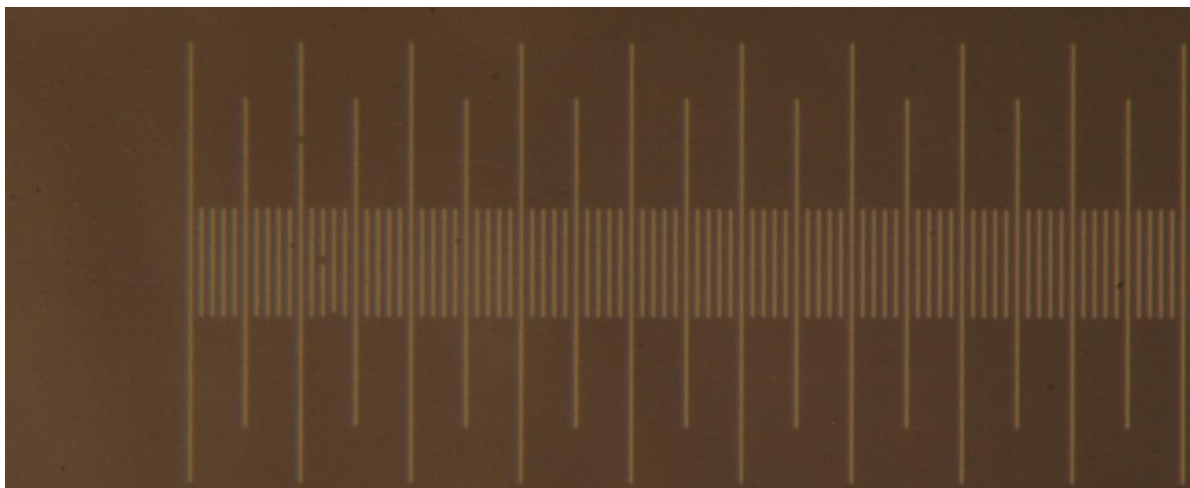


Figura 9 - Régua micrométrica (Swift Objective Micrometer – Japan) graduada em 10 μm sob aumento de 96x.

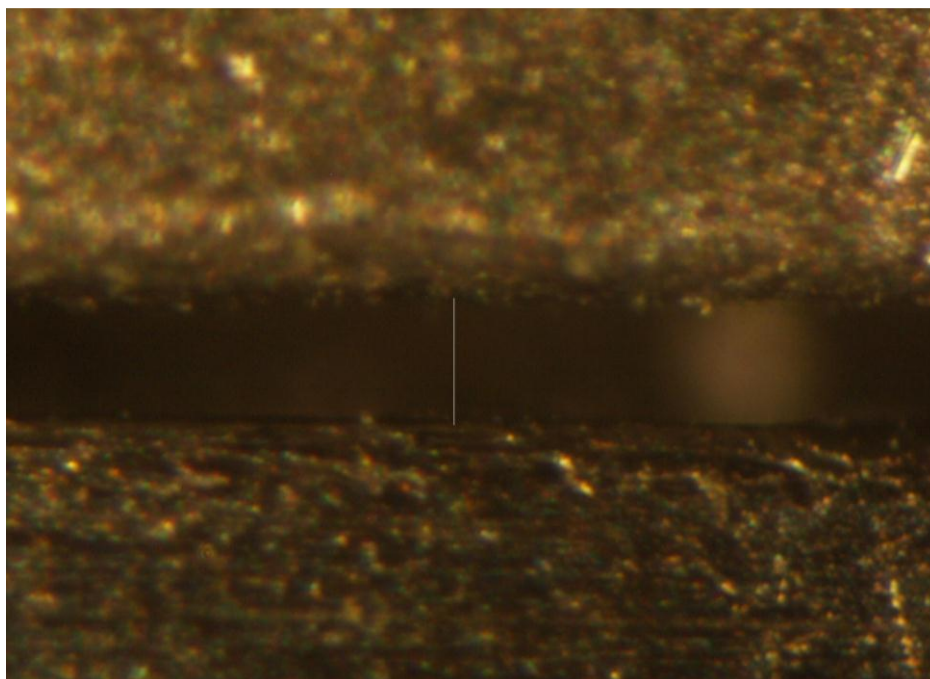


Figura 10 – Desadaptação dos componentes aferida no programa software ImageJ1.42q (Wayne Rasband – National Institutes of Health – USA).

4.6. Ensaio de flexão

O ensaio de flexão por compressão foi realizado no Laboratório de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do

Pará, utilizando a Máquina Universal de Ensaio Mecânico (Kratos Equipamentos Industriais Ltda, SP – Brasil, Figura 11).



Figura 11 – Ensaio de flexão sendo realizado em Máquina de ensaios universais Kratos Série KE.

Todos os grupos foram ensaiados, um lado de cada vez. Os modelos em metal foram fixados a duas garras em uma mesa de ensaio e o ensaio foi realizado com célula de carga de 500Kgf, velocidade de 0,5mm/min e força máxima de 4000N. Antes dos ensaios de compressão, os três parafusos de retenção foram torquoados em 10N, padronizados com torquímetro protético.

A transmissão da força foi realizada em um posicionamento padrão para todos os corpos de prova, deixando coincidir a extremidade distal da ponta de aplicação da força (ponta em aço em formato rombo) com a extremidade distal das barras suspensas em *cantilever*, ou seja, na extremidade das barras de 10mm suspensas em *cantilever* (Figura 12). O computador acoplado à célula de carga

foi programado para registrar as forças (N) exercidas durante a flexão dos *cantilevers* bem como o deslocamento vertical (mm) dos mesmos. O ensaio foi considerado finalizado com a fratura ou com a deformação plástica/permanente dos braços em balanço dentro de um deslocamento máximo de 4mm, sendo registrados nesse momento os valores de força máxima (N) e deslocamento (mm) exigidos na falha das amostras.

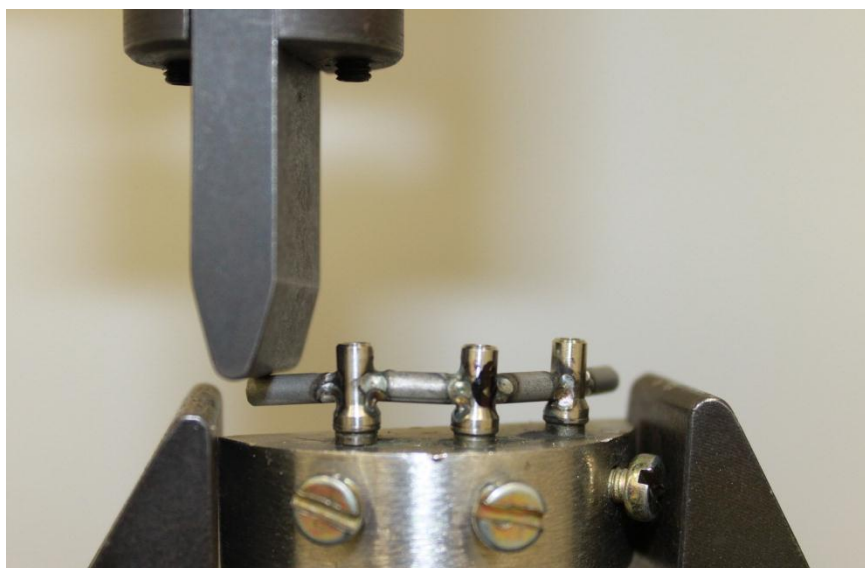


Figura 12 – Ponto de aplicação da força durante ensaio de flexão sendo realizado em Máquina de ensaios universais Kratos.

Todos os dados obtidos foram submetidos à estatística descritiva para então serem analisados quanto à normalidade e sucessivamente realizado o teste estatístico mais indicado para os dados.

5 – RESULTADOS

5.1 - Análises da adaptação cilindro/pilar protético

5.1.1. Análise Intra-grupos

Após a tabulação dos dados da análise de adaptação, foi realizado o teste de normalidade de Lilliefors para todos os grupos, o qual verificou a ausência de normalidade somente para os grupos G1 antes e após soldagem TIG ($p < 0.01$). Para G1, na análise intra-grupos, foi realizado o teste estatístico não paramétrico de Wilcoxon, que mostrou diferença estatisticamente significativa ($p = 0.0038$) entre a adaptação antes a após a soldagem TIG. Para os demais grupos, foi realizado o teste estatístico de análise de variância (ANOVA) para dados dependentes, que também mostrou diferença estatisticamente significante entre os grupos G2 antes e pós TIG com $p = 0.0001$, G3 antes e pós-fundição com $p = 0.0033$) e G4 antes e pós-fundição com $p = 0.0412$ (Tabela 2 e Gráfico 1).

5.1.2. Análise Inter-grupos

Na análise intergrupos, foi realizado o teste não paramétrico de Mann-Whitney nas análises envolvendo amostras que não apresentaram normalidade (Grupo G1 antes e pós TIG) e teste estatístico de análise de variância (ANOVA) para dados independentes e que apresentaram normalidade (demais grupos). Houve diferença estatisticamente significativa do grupo G1 antes TIG em relação aos grupos G3 antes fundição e G4 antes fundição, do grupo G2 antes TIG em relação aos grupos G3 antes fundição e G4 antes fundição e do grupos G1 pós-TIG em relação ao G2 pós TIG com $p=0.0351$. Os demais grupos não apresentaram diferença estatística significativa entre si (Tabela 2 e gráfico 1).

Tabela 2 – Média e desvio padrão do grau de adaptação cilindro/pilar em μm para todos os grupos testados.

GRUPOS	Análise prévia	Análise pós-tratamento
G1 (TIG 2mm)	0.44±0.43 aA	50.67±21.66 bA
G2 (TIG 3mm)	0.39±0.29 aA	91.03±45.59 bB
G3 (Monobloco 2mm)	53.76±22.28 aB	72.79±31.41 bAB
G4 (Monobloco 3mm)	49.08±13.53 aB	66.98±25.39 bAB

Letras minúsculas iguais na linha - similaridade estatística na análise intra-grupos ($p \leq 0.05$).

Letras maiúsculas iguais na coluna - similaridade estatística na análise inter-grupos ($p \leq 0.05$).

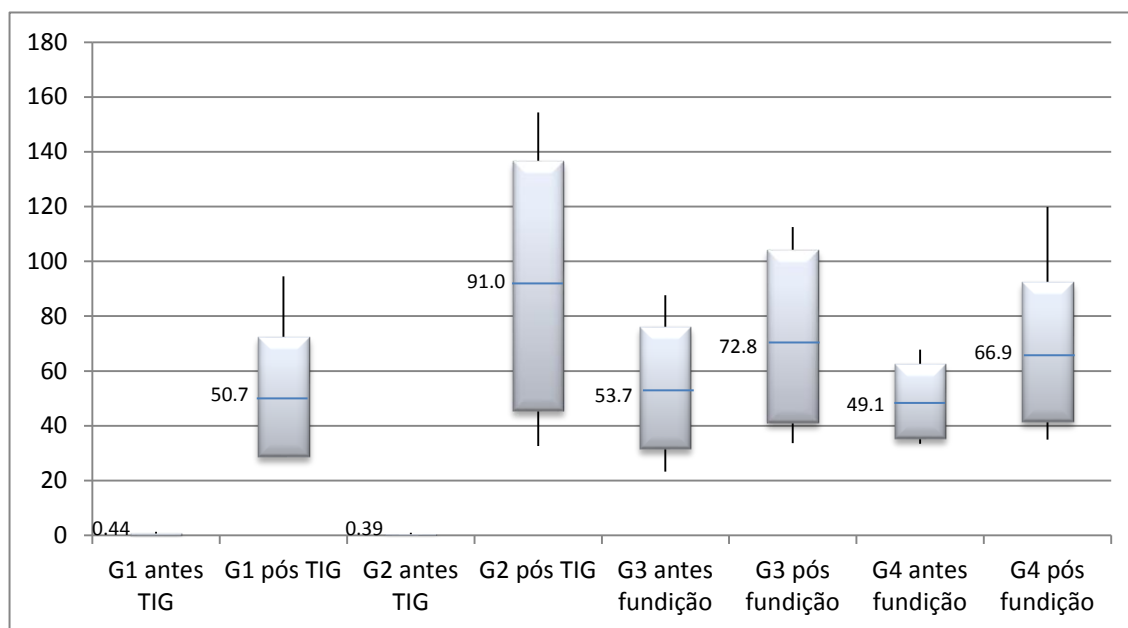


Gráfico 1 – Médias, desvios padrões, valores máximos e mínimos de adaptação cilindro/pilar protético, em µm, para os grupos TIG (2 e 3mm) e fundição em monobloco (2 e 3mm).

5.2 – Análise de força máxima e deslocamento

Após a tabulação dos dados de força máxima, foi realizado o teste de normalidade de Lilliefors para todos os grupos, o qual verificou normalidade para todos os grupos, sendo realizado o teste paramétrico de análise de variância (ANOVA) para dados independentes, obtendo um valor de $p \leq 0.05$. A fim de encontrar quais grupos eram diferentes entre si, foi realizado em seguida o teste de Tukey, que evidenciou uma diferença estatisticamente significativa ($p < 0.01$) entre todos os grupos, exceto entre os grupos G2 e G3.

O grupo de solda TIG 2mm (G1) apresentou resultados estatisticamente inferiores aos grupos G2 (solda TIG 3mm), G3 (monobloco 2mm) e G4

(monobloco 3mm). O grupo G4 apresentou resultados estatisticamente superiores aos grupos G2 e G3.

A análise descritiva dos grupos está representada na Tabela 3 e Gráfico 2.

Tabela 3 – Média e desvio padrão de força máxima de fratura do *cantilever* em N para todos os grupos testados.

GRUPOS	Análise pós-tratamento
G1 (TIG 2mm)	180.60±19.66 ^a
G2 (TIG 3mm)	518.24±85.05 ^b
G3 (Monobloco 2mm)	446.88±78.61 ^{bc}
G4 (Monobloco 3mm)	966.37±136.7 ^d

Letras iguais – similaridade estatística na análise inter-grupos ($p \leq 0.05$).

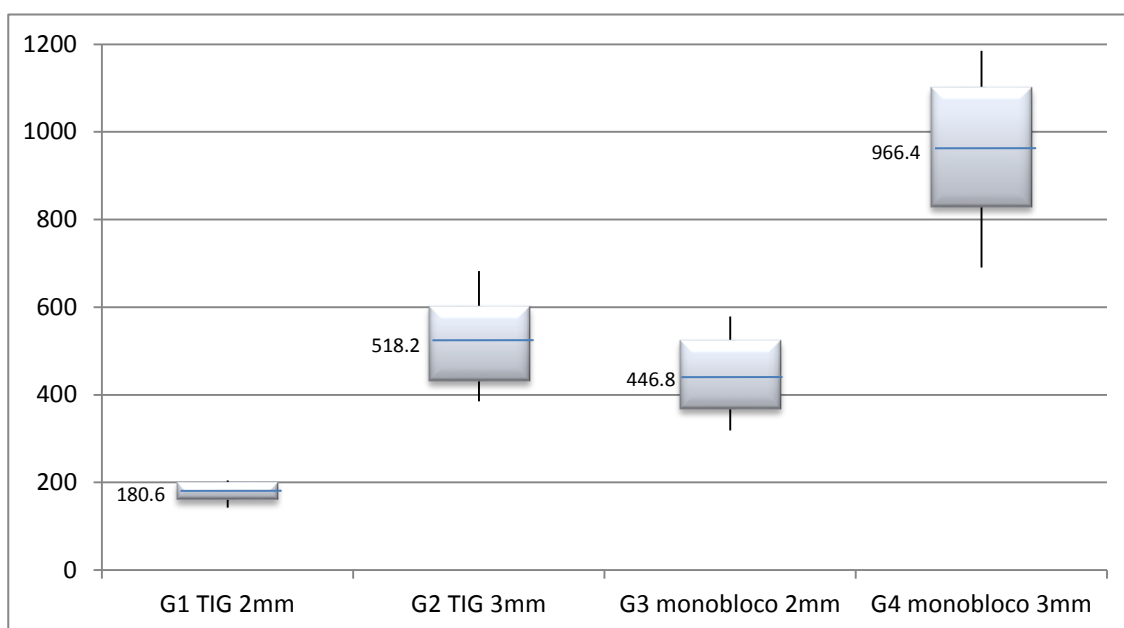


Gráfico 2 – Média, desvio padrão, valores máximos e mínimos força máxima (N) aplicada às barras em *cantilever* para todos os grupos testados.

Após a tabulação de alongamento linear, foi realizado o teste de normalidade de Lilliefors para todos os grupos, o qual verificou normalidade para todos os grupos, sendo realizado o teste paramétrico de análise de variância (ANOVA) para dados independentes, obtendo um $p= 0.0736$, não encontrando então diferenças estatisticamente significativas quanto ao alongamento linear entre os grupos G1, G2, G3 e G4 (Tabela 4).

Tabela 4 – Média e desvio padrão de alongamento linear, em mm, para todos os grupos testados.

GRUPOS	Análise pós-tratamento
G1 (TIG 2mm)	3.31±0.59 ^a
G2 (TIG 3mm)	2.55±0.83 ^a
G3 (Monobloco 2mm)	3.23±0.75 ^a
G4 (Monobloco 3mm)	2.92±0.29 ^a

Letras iguais – similaridade estatística na análise inter-grupos ($p \leq 0.05$).

6 – DISCUSSÃO

Apesar de alguns estudos ^{2,5,22} demonstrarem que o desajuste marginal, a perda óssea peri-implantar e a indução de tensão não estão claramente relacionadas, a busca pela qualidade e assentamento protético além da consequente adaptação passiva, é pretensão corrente da implantodontia ^{20,24,30,34,35}. A falta de adaptação pode se agravar a partir do momento em que se avaliam próteses com dois ou mais implantes, pois além da adaptação individual existe a necessidade de adaptação entre os demais componentes das próteses simultaneamente.

Deve-se levar em consideração, que prótese com adaptação passiva significaria que esta pode ser parafusada sem que tensões sejam geradas. Uma estrutura sem passividade sobre o tecido ósseo pode até levar à perda da osseointegração; assim, adaptação passiva foi definida como o nível que não causaria qualquer complicação clínica ⁴. As próteses com maior desajuste podem ser mais sensíveis ao desaperto e fratura dos parafusos. A presença do desajuste

também provoca a flexão da estrutura protética e a compressão do osso em torno do implante no momento do torque e isto pode iniciar a perda óssea ⁶.

Neste trabalho a passividade foi avaliada pela mensuração linear utilizando-se o protocolo modificado de Jemt em 1996 ²², onde se realiza o aperto do parafuso mais mesial e a leitura das demais interfaces, em seguida, o apertamento do parafuso mais distal com a leitura das demais interfaces. Os valores encontrados podem ser considerados satisfatórios clinicamente, principalmente considerando que a média de desadaptação para todos os grupos testados foi inferior a 100µm, valor tido como aceitável ^{6,22}.

Para a seleção do formato das barras dos corpos de prova, optou-se pelo formato cilíndrico de 2 e 3mm devido a maior proximidade do formato clínico das supraestruturas metálicas sobre implantes e facilidade de padronização de diâmetro através da fundição de “sprue” de cera pré-fabricados nestes diâmetros e também devido à boa resistência mecânica de barras destas espessuras ³⁶. O uso da liga de Co-Cr e seus resultados similares a estudos realizados com Ti por Atoui (2008)⁸, Alves (2003)²⁴ e Souza, Nóbilo, Henriques e Mesquita (2008)³¹, corroboram com Tioffi *et al.* (2008)³² em que não foram observadas diferenças de adaptação entre os componentes após a soldagem em ligas de Ti e Co-Cr. Desta forma, o Co-Cr seria um substituto eficaz do Ti em supraestruturas de prótese sobre implante.

O grau de adaptação de cilindros mini pilar cônico, pré-fabricados em Co-Cr, antes da soldagem TIG dos grupos de 2mm e 3mm foi superior ao após soldagem TIG, mostrando que o processo de soldagem TIG leva a uma diminuição do grau de adaptação, provavelmente pelo aquecimento da junta de união que leva a uma alteração no assentamento inicial do cilindro/pilar. Após a soldagem TIG, o grupo de maior espessura de barra (91.03 μ m) teve adaptação cilindro/pilar protético inferior ao grupo de menor espessura de barra (50.67 μ m), fato que seria explicado pela maior energia de solda utilizada para o grupo mais espesso, levando a uma maior profundidade de solda^{26,28}, porém a uma maior alteração (aquecimento) na junta de união e conseqüentemente maior alteração no posicionamento do cilindro sobre o pilar protético.

O grau de adaptação de cilindros mini pilar cônico, pré-fabricados com cinta metálica em Co-Cr e fundidos em monobloco, antes da fundição dos grupos de 2mm (G3=57.76 μ m) e 3mm (G4=49.08 μ m) foi melhor ao após a fundição (G3=72.79 μ m e G4=66.98 μ m), possivelmente pelas alterações nas etapas laboratoriais de fundição, porém nem antes nem após a fundição, a espessura das barras influenciou no grau de adaptação cilindro/pilar protético, provavelmente pelo fato de que não houve mudança de padrões de fundição para estes corpos de prova, sendo incluídos inclusive um corpo de prova de cada espessura juntos em cada anel de inclusão.

A adaptação dos grupos de solda TIG, cilindros em Co-Cr (G1 pós TIG=50.67 μ m e G2 pós TIG=91.03 μ m,) foi similar, após o tratamento, aos grupos de fundição em monobloco, cilindros calcináveis com cinta em Co-Cr (G3 pós-fundição=72.79 μ m e G4 pós-fundição=66.98 μ m), contrapondo-se ao estudo de Atoui (2008)⁹ que obteve valores TIG=250 μ m e monobloco=770 μ m, evidenciando que diferentes técnicas de confecção da infraestrutura resultam em próteses com diferentes níveis de adaptação e que apesar de não obter passividade absoluta, a técnica de fundição em monobloco mais soldagem TIG é superior à técnica de fundição em monobloco em relação à adaptação, porem neste estudo só foram utilizados cilindros totalmente calcináveis. Estudos de Alves (2003)²⁴ (laser=9.93 μ m e monobloco=101.73 μ m) e Souza, Nóbilo, Henriques e Mesquita (2008)³¹ (laser= 34.73 μ m e monobloco=151.39 μ m) também se contrapõe ao presente estudo ao mostrar que a solda (nestes casos a laser) em cilindros metálicos pré-fabricados é superior à fundição em monobloco em cilindros calcináveis, porém sem cinta metálica como no presente estudo.

Os resultados acima mencionados corroboram com estudos de Alonso *et al.* (2008)²⁹, que avaliaram o desajuste marginal vertical de infraestruturas metálicas de prótese fixa sobre implantes em liga de Co-Cr e mostraram que não houve diferença de adaptação marginal entre as infraestruturas fundidas em Co-

Cr com cilindros calcináveis (30.16 μm) e pré-usinados (23.51 μm), utilizando fundição por indução, soldagem a laser e teste do parafuso único. Triches et al (2009)³³ e Fialho et al (2008)³⁰, também mostram em seus estudos que o uso de cilindros calcináveis obtém o mesmo grau de passividade que o uso de cilindros pré-usinados, porém a técnica de fundição e/ou soldagem pode induzir à diferenças significativas no grau de adaptação.

Neste estudo, vale lembrar que nos grupos de fundição em monobloco, a análise prévia à fundição já mostrava valores altos de desadaptação (G3 antes fundição=53.76 μm e G4 antes fundição=49.08 μm) provavelmente por alterações na etapa de enceramento dos corpos de prova deste grupo, que após o enceramento ficaram algumas horas armazenadas em água até o momento da leitura de adaptação, que ocorreu em momentos diferentes para cada corpo de prova. Estes graus de desadaptação foram bem maiores que os da análise pré-soldagem TIG (G1 antes TIG=0.44 μm e G2 antes TIG=0.39 μm) já que estes, neste momento, foram lidos isoladamente, sem estarem unidos por barras.

Quanto à força máxima de fratura ou flexão de *cantilevers*, a solda TIG em barras de 2mm (G1=180.6N) é menos resistente do que a solda TIG em barras de 3mm (518.24N) e do que as barras de 2mm (G3=446.88N) e 3mm (G4=966.37N) após fundição em monobloco (Tabela 3). A superioridade das barras de 3mm sobre as de 2mm após solda TIG, discorda do estudo de Lin *et*

al. (2007)²⁸ e Baba e Watanabe (2004)²⁶ que observaram que a diminuição na espessura e aumento da energia aumenta a porcentagem de área soldada, resultando em um aumento na resistência à fratura das juntas. No entanto, concordam com Hart e Wilson (2006)¹⁷ que afirmaram que um maior volume de solda aumenta os valores de resistência à deformação. Vale ressaltar que a fratura sempre ocorria na junta de união, característica também observada por Lin *et al.* (2007)²⁸, embora em seu estudo tenha analisado a resistência à fratura de liga de Ti soldadas a laser.

Barras de 3mm em monobloco (966.37N) foram mais resistentes que as de solda TIG de 3mm (518.24N) e monobloco de 2mm (446.88N). A solda TIG de 3mm se apresentou tão resistente quanto as em monobloco de 2mm. Estes resultados concordam com os de Atoui (2008)⁸, que mostrou que para corpos de prova de mesmo diâmetro, no ensaio de flexão (Mpa) a força máxima é menor para os corpos de prova soldados com TIG (1559,66) comparados aos controles sem solda (1908,75). Estes resultados contrapõem-se ao estudo de Ueno (1993)¹³, que avaliou a resistência ao dobramento de juntas à base de Ni-Cr, soldadas por processos TIG e convencional a maçarico, e concluiu ser o processo de soldagem TIG superior ao maçarico em termos de resistência ao dobramento e ao estudo de Cardoso (2007)¹⁴, que mostrou superioridade de resistência à flexão dos grupos soldados a TIG (1456.16N) aos controles de mesma espessura em monobloco (1337.56N).

No grupo monobloco de 2mm a fratura das barras ocorreu sempre na região posterior ao ponto de contato com os cilindros e que primeiramente alongavam antes de fraturarem, pelo fato de que o enceramento prévio à fundição das regiões de ponto de contato da barra com o cilindro era mais espesso em volume, concordando com Hart e Wilson (2006)¹⁷ que mostraram que um maior volume de solda aumenta os valores de resistência à deformação. Os monoblocos de 3mm tinham seus parafusos centrais (mini pilar B) fraturados na força máxima, destacando o corpo de prova da matriz sem que ocorresse fratura das barras para este grupo, apenas o alongamento prévio das mesmas.

Todos os grupos mostraram valores de força de fratura abaixo ou próximos dos valores médios da força de mordida segundo Calderon (2006)²⁷ (homens=587.2N e mulheres=424.9N), com exceção do grupo monobloco de 3mm (966.37N), sendo assim mais seguro utilizar supraestruturas com cilindros com cinta metálica fundidas em monobloco com barras de 3mm. Porém, sugerem-se mais estudos avaliando a força máxima sobre a cobertura da prótese em resina acrílica sobre estas supraestruturas, devido a mudança de distribuição de força sobre a união barra-cilindro que alteraria a força máxima de flexão sobre estas supraestruturas, já que Gomes (2010)³⁴ encontrou força máxima de 896,83N para as supraestruturas em monobloco recobertas com resina acrílica.

Estudos desenvolvidos com solda TIG são recentes e escassos na literatura odontológica. Dentre os trabalhos encontrados, observa-se grande variedade de resultados tornando difícil estabelecer parâmetros de comparação direta, além da falta de padronização metodológica¹⁴. É importante que o processo de soldagem seja padronizado, de acordo com um protocolo, para evitar falhas no próprio processo de soldagem que tornam as próteses sujeitas a fraturas durante a mastigação. Daí a importância de próteses que atendam às necessidades exigidas pela força mastigatória, resistindo a altas cargas oclusais a que são submetidas. Optou-se pelo teste de resistência à flexão que transfere um panorama aproximado em condições críticas das peças analisadas, apesar de não descreverem o envelhecimento do sistema.

A aquisição do equipamento de solda TIG tem custo mais acessível quando comparado ao de solda laser, o que diminui o valor agregado da reabilitação. Contudo, apesar de ter eficácia comprovada cientificamente, baseado neste trabalho e na literatura revisada, podemos afirmar que o processo exige destreza do operador. De acordo com Hart e Wilson (1996)¹⁷, sua resistência depende da efetividade do argônio na zona afetada pelo calor e do processo de refrigeração da solda.

O alongamento linear após teste de flexão das barras de 2mm e 3mm suspensas em *cantilever*, foi semelhante estatisticamente para os grupos de

soldagem TIG e fundição em monobloco, embora tenha sido numericamente menor para os corpos de prova de menor diâmetro. Juntamente com estes novos estudos, precisam ser realizados estudos longitudinais e laboratoriais que comparem a resistência à tração e esforços de fadiga de estruturas soldadas a TIG, a fim de avaliar a eficácia clínica em longo prazo.

A técnica de soldagem a TIG de estruturas pré-fabricadas avaliadas neste estudo teve como principais características a simplicidade de técnica e redução de custo, já que a fundição em monobloco exige maior tempo e equipamentos laboratoriais para sua confecção. Desta forma, como neste estudo a solda TIG em cilindros metálicos apresentou resultados semelhantes de adaptação à fundição em monobloco com cilindros em cinta em Co-Cr e inferiores quanto à resistência a flexão, sugere-se para um melhor sucesso clínico utilizar sempre a fundição em monobloco com cilindros com cinta metálica e barras de maior espessura (3mm ou mais) e quando pretender-se uma simplicidade maior da técnica em trabalhos mais rápidos como prótese imediatas, pode-se utilizar supraestruturas soldadas a TIG com maior diâmetro de barra (3mm) ou até com barras duplas (uma sobreposta à outra) ¹¹.

7 - CONCLUSÃO

Ao final desta pesquisa, pôde-se concluir que:

- O grau de adaptação de cilindros pré-fabricados em Co-Cr, antes da solda TIG dos grupos de 2mm e 3mm foi superior ao após solda TIG. Após TIG, o grupo de maior espessura de barra obteve adaptação cilindro/pilar protético inferior ao de menor espessura.

- O grau de adaptação de cilindros pré-fabricados com cinta metálica em Co-Cr e fundidos em monobloco, antes da fundição dos grupos de 2mm e 3mm foi superior ao após a fundição, porém a espessura das barras não influenciou no grau de adaptação cilindro/pilar protético.

- O grau de adaptação dos grupos de solda TIG foi similar ao dos grupos de fundição em monobloco.

- A força máxima de flexão de *cantilevers* para solda TIG 2mm foi inferior a solda TIG 3mm e ao monobloco de 2mm e 3mm. O monobloco 3mm foi o mais resistente, sendo o TIG 3mm igual ao monobloco 2mm.

- O alongamento linear foi igual para todos os grupos.

REFERÊNCIAS

- 1 – Branemark P.I. Branemark Novum: protocolo para reabilitação bucal com carga imediata. São Paulo: Quintessence Editora Ltda, 2001.
- 2 - Sahin S, Cehreli MC, Yalçin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses – a review. *Journal of Dentistry*. 2002; 30(7-8):271-282.
- 3 - Lindh T, Gunne J, Danielsson S. Rigid connections between natural teeth and implants: A technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997; 12(5):674-678.
- 4 - Campi Jr L, Nagem Filho H, Fares NH, Missaka R, Fiuza CT, D'Azevedo MTF. Passividade da prótese sobre implante. *Innov Implant J, Biomater Esthet*. 2010; 5(3):53-59.
- 5 - Castro, GC, Silva MDMS, Pereira BM, Pimentel MJ, Odo CH, Consani RLX, Nóbilo MAA. Análise das tensões ao redor de implantes após aparafusamento de infraestruturas soldadas a Laser e a Tig. *Odonto*. 2012; 20(39): 81-87.
- 6 - Rodrigues W Jr, Montebello Filho A, Anselmo SM, Almeida RS. Assentamento passivo- revisão da literatura. *ImplantNews*. 2006; 3(1):43-6.
- 7 - Cardoso J, Frasca LCF, Coradini SU. Análise comparativa da adaptação marginal de cilindros calcináveis e pré-usinados sobre intermediários de titânio em implantes unidos por barra. *Rev Fac Odont*. 2008; 13(3):53-59.
- 8 - Atoui JA. Resistência mecânica e desajuste marginal do titânio comercialmente puro submetido a dois métodos de soldagem: TIG e Laser. 155f. [Tese – Doutorado]. Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo; 2008.
- 9 - Rocha R, Pinheiro ALB, Villa Verde AB. Flexural strenght of pure Ti, Ni-Cr and Co-Cr alloys submitted to Nd: YAG laser or TIG welding. *Braz Dent J, São José dos Campos*. 2006; 17(1):20-23.
- 10- Cavalcante LAL, Ferreira FM, Novais VR, Neves FD, Fernandes Neto AJ, Araújo CA, Nóbilo MAA, Simamoto Junior PC. Análise da resistência à

flexão em braços suspensos de protocolos alternativos sobre implantes utilizando diferentes técnicas de soldagem. *Horizonte Científico*.2009; 3(1).

- 11 - Oliveira NCM, Silva JPL, Novais VR, Neves FD, Araújo CA, Junior PCS. Avaliação da força máxima necessária para fratura ou flexão de cantilevers em protocolos totais fixos sobre implantes. *Horizonte Científico*. 2010; 4(1).
- 12 - Wang RR, Welsch GE. Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, laser welding, and infrared brazing. *J Prosth Dent, Saint Louis*. 1995; 74(5):521-530.
- 13 - Ueno AH. Avaliação da Resistência ao Dobramento de Juntas Soldadas por Dois Métodos: Arco Elétrico em Atmosfera de Argônio e Convencional a Maçarico, em Liga de Metal não Nobre à Base de Ni-Cr. [Dissertação – Mestrado]. Bauru. Faculdade de Odontologia de Bauru, da Universidade de São Paulo; 1993.
- 14 - Cardoso LM. Avaliação da resistência à flexão de liga de titânio submetida a soldagens laser e TIG, visando à prótese dentária. 58f. [Dissertação – Mestrado]. São Paulo. Faculdade de Odontologia de São Paulo, Universidade de São Paulo; 2007.
- 15 - Silva J. Avaliação da resistência flexural entre diferentes métodos de soldagem: chama direta - TIG - laser. 104f. [Dissertação – Mestrado]. Ribeirão Preto. Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo; 2007.
- 16 - Neo TK, Chai J, Gilbert JL, Wozniak WT, Engelman MJ. Mechanical properties of titanium connectors. *Int J Prosthodont*. 1996; 9(4):379-93.
- 17 - Hart CN, Wilson PR. Evaluation of welded titanium joint used with cantilevered implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent, Melbourne*. 2006; 96(1):25-36.
- 18 - Kelly, JR, Rose TC. Nonprecious alloys for use in fixed prosthodontics: a literature review. *J Prosthet Dent*. 1983; 49(3):363-369.
- 19 - Baran, G.R. Selection criteria for base metal alloys for use with porcelains. *Dent Clin North Am*. 1985; 29(4):779-87.
- 20 - Leão SM, Feltrin PP, Inoue RT, Salles MA. Análise comparativa da desadaptação marginal de prótese parcial fixa sobre implantes com liga de

- Co-Cr e titânio já unidos por soldagem a laser, antes e após aplicação de porcelana. *Innov Implant J, Biomater Esthet.* 2010; 5(2):9-13.
- 21 - Jacques LB. Análise do estresse gerado em componentes de prótese fixa implanto-suportada, através do uso de extensômetros. [Tese - Doutorado]. Baurú (SP): USP – Faculdade de Odontologia de Baurú; 2000.
- 22 - Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J. Oral Maxillofac Implants.* 1996; 11(5): 620–25.
- 23 - Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants.* 2000; 15(1):66–75.
- 24 - Alves BP. Análise da adaptação de estruturas de próteses sobre implantes pré-fabricadas ou fundidas em titânio, antes e após soldagem a laser. 109p. [Tese – Doutorado]. Piracicaba. Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba; 2003.
- 25 - Silva TB. Influência de componentes protéticos, soldagem a laser e eletroerosão na passividade de próteses sobre implantes. 119f. [Tese - Doutorado]. Piracicaba. Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas; 2003.
- 26 - Baba N, Watanabe I. Penetration Depth into Dental Casting alloys by Nd:YAG Laser. *Journal of Biomedical Materials Research, part B.* 2005; 72 (1): 64-68.
- 27 - Calderon OS, Kogawa EM, Lauris JRP, Conti, PCR. The influence of gender and bruxism on the human maximum bite force. *J appl oral sci.* 2006; 14(16): 448-453.
- 28 - Lin MC, Lin AC, Wang YT, Hu SW, Lee TH, Chen LK, Huang HH. Fracture Resistance of Nd: TAG Laser-welded Cast Titanium Joints with Various Clinical Thicknesses and Welding Pulse Energies. *Dental Materials Journal.* 2007; 26(3): 367-372.
- 29 - Alonso FR, Triches DF, Teixeira, ER, Hirakata LM. Marginal fit of implant-supported fixed prosthesis frameworks with prefabricated and calcinable cylinders. *Rev odonto ciênc.* 2008; 23(4):320-324.

- 30 - Fialho LM, Cardoso J, Coradini SU, Lopes LAZ, Frasca LCF. Análise da adaptação passiva de cilindros calcinável e metálico unidos por barra em implantes dentários. *Stomatos*. 2008; 14(27): 53-62.
- 31 - Sousa AS, Nobilo MAA, Henriques GEP, Mesquita MF. Passive fit of frameworks in titanium and palladium–silver alloy submitted the laser welding. *J Oral Reab*. 2008; 35(2):123–7.
- 32 - Tiozzi R, Rodrigues RCS, Mattos, MGC, Ribeiro RF. Comparative Analysis of the Fit of 3-Unit Implant-Supported Frameworks Cast in Nickel-Chromium and Cobalt-Chromium Alloys and Commercially Pure Titanium After Casting, Laser Welding, and Simulated Porcelain Firings. *Int J. Prosthodont*. 2008; 21(2):121–23.
- 33 - Triches DF, Alonso FR, Seitenfus DD, Beck JCP, Hirakata LM, Teixeira ER. Influence of calcinable cylinders cast in cobalt-chromium alloy on the passivity of implant-supported frameworks. *Rev. odonto ciênc*. 2009; 24(2):151-155.
- 34 - Gomes CEVS. Análise da adaptação e resistência à fratura de dois tipos de próteses protocolo – *in vitro*. 106f. Belém. [Dissertação - Mestrado em Odontologia]. Universidade Federal do Pará; 2010.
- 35 - Santos, JLRB e Miranda JES. Análise da interface cilindro protético e intermediário com duas técnicas de fundição. *Innov Implant J, Biomater Esthet*, São Paulo. 2010; 5(3):39-47.
- 36 – Gonçalves Jr. U, Lyra e Silva JP, Castro G, Araújo CA, Nóbilo MAA, Simamoto Jr PC. Desempenho da solda laser em diferentes diâmetros de estruturas de liga de Ti-6Al-4V. *Horizonte Científico*. 2012; 6(1).

APÊNDICES

Os dados a seguir correspondem às medidas em μm obtidas a partir da análise da adaptação passiva no estereomicroscópio. Quando o parafuso direito foi apertado (C) a leitura foi realizada nos componentes A e B (indicados entre parênteses), pela vestibular (V) e lingual (L). Quando o parafuso esquerdo (A) foi apertado, a leitura foi realizada nos componentes B e C (indicados entre parênteses), pela vestibular (V) e lingual (L).

Grau de adaptação de cilindros calcináveis antes e após fundição em monobloco

CP 01 2mm

Encerado				Pós-Fundição			
Parafuso A apertado		Parafuso C apertado		Parafuso A apertado		Parafuso C apertado	
V _(b)	L _(b)	V _(b)	L _(b)	V _(b)	L _(b)	V _(b)	L _(b)
27	19	41	33	32	90	88	63
V _(c)	L _(c)	V _(a)	L _(a)	V _(c)	L _(c)	V _(a)	L _(a)
4	33	19	24	12	40	54	27

Encerado

$$V_a + L_a / 2 = 21,5$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 30,0$$

$$/3 = 23,3$$

$$V_c + L_c / 2 = 18,5$$

Pós-Fundição

$$V_a + L_a / 2 = 40,5$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 68,25$$

$$/3 = 44,91$$

$$V_c + L_c / 2 = 26,0$$

CP 02 2mm

Encerado				Pós-Fundição			
Parafuso A apertado		Parafuso C apertado		Parafuso A apertado		Parafuso C apertado	
V _(b)	L _(b)	V _(b)	L _(b)	V _(b)	L _(b)	V _(b)	L _(b)
34	42	23	35	5	60	25	66
V _(c)	L _(c)	V _(a)	L _(a)	V _(c)	L _(c)	V _(a)	L _(a)
113	58	66	65	47	16	100	95

Encerado

$$V_a + L_a / 2 = 65,5$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 33,5$$

$$/3 = 61,5$$

$$V_c + L_c / 2 = 85,5$$

Pós-Fundição

$$V_a + L_a / 2 = 97,5$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 39 \quad /3 = 56,0$$

$$V_c + L_c / 2 = 31,5$$

CP 03 2mm

Encerado				Pós-Fundição			
Parafuso A apertado		Parafuso C apertado		Parafuso A apertado		Parafuso C apertado	
$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$
18	51	12	47	12	33	33	38
$V_{(c)}$	$L_{(c)}$	$V_{(a)}$	$L_{(a)}$	$V_{(c)}$	$L_{(c)}$	$V_{(a)}$	$L_{(a)}$
2	66	11	21	18	82	21	23

Encerado

$$V_a + L_a / 2 = 16,0$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 32,0 \quad /3 = 27,3$$

$$V_c + L_c / 2 = 34,0$$

Pós-Fundição

$$V_a + L_a / 2 = 22,0$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 29,0 \quad /3 = 33,66$$

$$V_c + L_c / 2 = 50,0$$

CP 04 2mm

Encerado				Pós-Fundição			
Parafuso A apertado		Parafuso C apertado		Parafuso A apertado		Parafuso C apertado	
$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$
38	88	47	58	31	105	40	92
$V_{(c)}$	$L_{(c)}$	$V_{(a)}$	$L_{(a)}$	$V_{(c)}$	$L_{(c)}$	$V_{(a)}$	$L_{(a)}$
106	180	43	40	123	178	119	93

Encerado

$$V_a + L_a / 2 = 41,5$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 57,75 \quad /3 = 80,75$$

$$V_c + L_c / 2 = 143,0$$

Pós-Fundição

$$V_a + L_a / 2 = 106,0$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 67,0 \quad /3 = 107,83$$

$$V_c + L_c / 2 = 150,5$$

CP 05 2mm

Encerado				Pós-Fundição			
Parafuso A apertado		Parafuso C apertado		Parafuso A apertado		Parafuso C apertado	
V _(b)	L _(b)	V _(b)	L _(b)	V _(b)	L _(b)	V _(b)	L _(b)
77	69	28	50	123	111	86	177
V _(c)	L _(c)	V _(a)	L _(a)	V _(c)	L _(c)	V _(a)	L _(a)
78	57	33	49	122	44	118	143

Encerado

$$V_a + L_a / 2 = 41,0$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 56,0$$

$$/3 = 54,83$$

$$V_c + L_c / 2 = 67,5$$

Pós-Fundição

$$V_a + L_a / 2 = 130,5$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 124,25$$

$$/3 = 112,58$$

$$V_c + L_c / 2 = 83,0$$

CP 06 2mm

Encerado				Pós-Fundição			
Parafuso A apertado		Parafuso C apertado		Parafuso A apertado		Parafuso C apertado	
V _(b)	L _(b)	V _(b)	L _(b)	V _(b)	L _(b)	V _(b)	L _(b)
54	80	2	70	39	93	9	59
V _(c)	L _(c)	V _(a)	L _(a)	V _(c)	L _(c)	V _(a)	L _(a)
126	135	109	53	128	179	97	94

Encerado

$$V_a + L_a / 2 = 81,0$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 51,5$$

$$/3 = 87,66$$

$$V_c + L_c / 2 = 130,5$$

Pós-Fundição

$$V_a + L_a / 2 = 95,5$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 50,0$$

$$/3 = 99,66$$

$$V_c + L_c / 2 = 153,5$$

CP 07 2mm

Encerado				Pós-Fundição			
Parafuso A apertado		Parafuso C apertado		Parafuso A apertado		Parafuso C apertado	
V _(b)	L _(b)	V _(b)	L _(b)	V _(b)	L _(b)	V _(b)	L _(b)
34	35	27	39	51	62	64	46

$V_{(c)}$	$L_{(c)}$	$V_{(a)}$	$L_{(a)}$	$V_{(c)}$	$L_{(c)}$	$V_{(a)}$	$L_{(a)}$
30	72	78	37	60	85	76	57

Encerado

$$V_a + L_a / 2 = 57,5$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 33,75 \quad /3 = 47,42$$

$$V_c + L_c / 2 = 51,0$$

Pós-Fundição

$$V_a + L_a / 2 = 66,5$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 55,75 \quad /3 = 64,92$$

$$V_c + L_c / 2 = 72,5$$

CP 08 2mm

Encerado				Pós-Fundição			
Parafuso A apertado		Parafuso C apertado		Parafuso A apertado		Parafuso C apertado	
$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$
76	26	75	54	61	56	90	59
$V_{(c)}$	$L_{(c)}$	$V_{(a)}$	$L_{(a)}$	$V_{(c)}$	$L_{(c)}$	$V_{(a)}$	$L_{(a)}$
21	63	20	5	6	46	47	2

Encerado

$$V_a + L_a / 2 = 12,5$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 57,75 \quad /3 = 37,42$$

$$V_c + L_c / 2 = 42,0$$

Pós-Fundição

$$V_a + L_a / 2 = 24,5$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 66,5 \quad /3 = 39,0$$

$$V_c + L_c / 2 = 26,0$$

CP 09 2mm

Encerado				Pós-Fundição			
Parafuso A apertado		Parafuso C apertado		Parafuso A apertado		Parafuso C apertado	
$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$
92	24	41	9	87	33	110	33
$V_{(c)}$	$L_{(c)}$	$V_{(a)}$	$L_{(a)}$	$V_{(c)}$	$L_{(c)}$	$V_{(a)}$	$L_{(a)}$
61	154	63	21	89	167	128	64

Encerado

$$V_a + L_a / 2 = 42,0$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 41,5 \quad /3 = 63,66$$

$$V_c + L_c / 2 = 107,5$$

Pós-Fundição

$$V_a + L_a / 2 = 96,0$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 65,75$$

$$/3 = 96,58$$

$$V_c + L_c / 2 = 128,0$$

CP 01 3mm

Encerado				Pós-Fundição			
Parafuso A apertado		Parafuso C apertado		Parafuso A apertado		Parafuso C apertado	
$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$
40	49	45	34	113	126	58	132
$V_{(c)}$	$L_{(c)}$	$V_{(a)}$	$L_{(a)}$	$V_{(c)}$	$L_{(c)}$	$V_{(a)}$	$L_{(a)}$
35	25	24	33	145	116	110	134

Encerado

$$V_a + L_a / 2 = 28,5$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 42,0$$

$$/3 = 33,5$$

$$V_c + L_c / 2 = 30,0$$

Pós-Fundição

$$V_a + L_a / 2 = 122,0$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 107,25$$

$$/3 = 119,92$$

$$V_c + L_c / 2 = 130,5$$

CP 02 3mm

Encerado				Pós-Fundição			
Parafuso A apertado		Parafuso C apertado		Parafuso A apertado		Parafuso C apertado	
$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$
24	38	40	37	49	60	89	74
$V_{(c)}$	$L_{(c)}$	$V_{(a)}$	$L_{(a)}$	$V_{(c)}$	$L_{(c)}$	$V_{(a)}$	$L_{(a)}$
45	24	52	26	16	24	57	32

Encerado

$$V_a + L_a / 2 = 39,0$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 34,75$$

$$/3 = 36,08$$

$$V_c + L_c / 2 = 34,5$$

Pós-Fundição

$$V_a + L_a / 2 = 44,5$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 68,0$$

$$/3 = 44,16$$

$$V_c + L_c / 2 = 20,0$$

CP 03 3mm

Encerado				Pós-Fundição			
Parafuso A apertado		Parafuso C apertado		Parafuso A apertado		Parafuso C apertado	
V _(b)	L _(b)	V _(b)	L _(b)	V _(b)	L _(b)	V _(b)	L _(b)
42	67	59	47	85	72	65	90
V _(c)	L _(c)	V _(a)	L _(a)	V _(c)	L _(c)	V _(a)	L _(a)
39	33	61	38	81	60	70	66

Encerado

$$V_a + L_a / 2 = 49,5$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 53,75 \quad /3 = 46,42$$

$$V_c + L_c / 2 = 36,0$$

Pós-Fundição

$$V_a + L_a / 2 = 68,0$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 78,0 \quad /3 = 72,16$$

$$V_c + L_c / 2 = 70,5$$

CP 04 3mm

Encerado				Pós-Fundição			
Parafuso A apertado		Parafuso C apertado		Parafuso A apertado		Parafuso C apertado	
V _(b)	L _(b)	V _(b)	L _(b)	V _(b)	L _(b)	V _(b)	L _(b)
74	69	60	87	79	87	50	57
V _(c)	L _(c)	V _(a)	L _(a)	V _(c)	L _(c)	V _(a)	L _(a)
71	58	33	40	110	62	35	70

Encerado

$$V_a + L_a / 2 = 36,5$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 72,5 \quad /3 = 57,83$$

$$V_c + L_c / 2 = 64,5$$

Pós-Fundição

$$V_a + L_a / 2 = 52,5$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 68,25 \quad /3 = 68,92$$

$$V_c + L_c / 2 = 86,0$$

CP 05 3mm

Encerado				Pós-Fundição			
Parafuso A apertado		Parafuso C apertado		Parafuso A apertado		Parafuso C apertado	
V _(b)	L _(b)	V _(b)	L _(b)	V _(b)	L _(b)	V _(b)	L _(b)
41	41	26	24	40	60	26	64

$V_{(c)}$	$L_{(c)}$	$V_{(a)}$	$L_{(a)}$	$V_{(c)}$	$L_{(c)}$	$V_{(a)}$	$L_{(a)}$
46	35	24	48	32	69	42	28

Encerado

$$V_a + L_a / 2 = 36,0$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 33,0 \quad /3 = 36,5$$

$$V_c + L_c / 2 = 40,5$$

Pós-Fundição

$$V_a + L_a / 2 = 35,0$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 47,5 \quad /3 = 44,33$$

$$V_c + L_c / 2 = 50,5$$

CP 06 3mm

Encerado				Pós-Fundição			
Parafuso A apertado		Parafuso C apertado		Parafuso A apertado		Parafuso C apertado	
$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$
53	69	68	56	63	58	100	115
$V_{(c)}$	$L_{(c)}$	$V_{(a)}$	$L_{(a)}$	$V_{(c)}$	$L_{(c)}$	$V_{(a)}$	$L_{(a)}$
50	47	73	45	34	90	115	83

Encerado

$$V_a + L_a / 2 = 59,0$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 61,5 \quad /3 = 56,33$$

$$V_c + L_c / 2 = 48,5$$

Pós-Fundição

$$V_a + L_a / 2 = 99,0$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 84,0 \quad /3 = 81,66$$

$$V_c + L_c / 2 = 62,0$$

CP 07 3mm

Encerado				Pós-Fundição			
Parafuso A apertado		Parafuso C apertado		Parafuso A apertado		Parafuso C apertado	
$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$
49	72	65	88	56	92	49	89
$V_{(c)}$	$L_{(c)}$	$V_{(a)}$	$L_{(a)}$	$V_{(c)}$	$L_{(c)}$	$V_{(a)}$	$L_{(a)}$
53	40	103	74	38	52	74	74

Encerado

$$V_a + L_a / 2 = 88,5$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 68,5 \quad /3 = 67,83$$

$$V_c + L_c / 2 = 46,5$$

Pós-Fundição

$$V_a + L_a / 2 = 74,0$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 71,5$$

$$/3 = 63,5$$

$$V_c + L_c / 2 = 45,0$$

CP 08 3mm

Encerado				Pós-Fundição			
Parafuso A apertado		Parafuso C apertado		Parafuso A apertado		Parafuso C apertado	
$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$
49	96	80	25	86	83	90	49
$V_{(c)}$	$L_{(c)}$	$V_{(a)}$	$L_{(a)}$	$V_{(c)}$	$L_{(c)}$	$V_{(a)}$	$L_{(a)}$
41	57	83	97	60	58	85	82

Encerado

$$V_a + L_a / 2 = 90,0$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 62,5$$

$$/3 = 67,16$$

$$V_c + L_c / 2 = 49,0$$

Pós-Fundição

$$V_a + L_a / 2 = 83,5$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 77,0$$

$$/3 = 73,16$$

$$V_c + L_c / 2 = 59,0$$

CP 09 3mm

Encerado				Pós-Fundição			
Parafuso A apertado		Parafuso C apertado		Parafuso A apertado		Parafuso C apertado	
$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$
29	118	79	35	42	72	69	49
$V_{(c)}$	$L_{(c)}$	$V_{(a)}$	$L_{(a)}$	$V_{(c)}$	$L_{(c)}$	$V_{(a)}$	$L_{(a)}$
25	39	40	6	15	28	32	19

Encerado

$$V_a + L_a / 2 = 23,0$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 65,25$$

$$/3 = 40,08$$

$$V_c + L_c / 2 = 32,0$$

Pós-Fundição

$$V_a + L_a / 2 = 25,5$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 58,0$$

$$/3 = 35,0$$

$$V_c + L_c / 2 = 21,5$$

Grau de adaptação de cilindros em Co-Cr antes e após soldagem TIG

CP 01 2mm

Cilindros em CoCr			Cilindros em CoCr pós-soldagem TIG			
Parafusos ABC apertados			Parafuso A apertado		Parafuso C apertado	
$V_{(a)}$	$V_{(b)}$	$V_{(c)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$
0	0	0	30	32	3	45
$L_{(a)}$	$L_{(b)}$	$L_{(c)}$	$V_{(c)}$	$L_{(c)}$	$V_{(a)}$	$L_{(a)}$
0	8	0	67	16	123	165

Cilindros em CoCr

$$V_a + V_b + V_c + L_a + L_b + L_c / 6 = 1,33$$

Pós Soldagem Tig

$$V_a + L_a / 2 = 144,0$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 27,5$$

$$/3 = 71,0$$

$$V_c + L_c / 2 = 41,5$$

CP 02 2mm

Cilindros em CoCr			Cilindros em CoCr pós-soldagem TIG			
Parafusos ABC apertados			Parafuso A apertado		Parafuso C apertado	
$V_{(a)}$	$V_{(b)}$	$V_{(c)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$
0	0	0	71	99	38	89
$L_{(a)}$	$L_{(b)}$	$L_{(c)}$	$V_{(c)}$	$L_{(c)}$	$V_{(a)}$	$L_{(a)}$
1	0	0	22	22	6	12

Cilindros em CoCr

$$V_a + V_b + V_c + L_a + L_b + L_c / 6 = 0,16$$

Pós Soldagem Tig

$$V_a + L_a / 2 = 9,0$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 74,25$$

$$/3 = 35,08$$

$$V_c + L_c / 2 = 22,0$$

CP 03 2mm

Cilindros em CoCr			Cilindros em CoCr pós-soldagem TIG			
Parafusos ABC apertados			Parafuso A apertado		Parafuso C apertado	
$V_{(a)}$	$V_{(b)}$	$V_{(c)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$
0	1	0	30	80	63	53
$L_{(a)}$	$L_{(b)}$	$L_{(c)}$	$V_{(c)}$	$L_{(c)}$	$V_{(a)}$	$L_{(a)}$

0	0	1	1	59	73	8
---	---	---	---	----	----	---

Cilindros em CoCr

$$V_a + V_b + V_c + L_a + L_b + L_c / 6 = 0,33$$

Pós Soldagem Tig

$$V_a + L_a / 2 = 40,5$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 56,5 \quad / 3 = 42,33$$

$$V_c + L_c / 2 = 30,0$$

CP 04 2mm

Cilindros em CoCr			Cilindros em CoCr pós-soldagem TIG			
Parafusos ABC apertados			Parafuso A apertado		Parafuso C apertado	
$V_{(a)}$	$V_{(b)}$	$V_{(c)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$
0	0	0	0	2	0	11
$L_{(a)}$	$L_{(b)}$	$L_{(c)}$	$V_{(c)}$	$L_{(c)}$	$V_{(a)}$	$L_{(a)}$
0	0	0	52	33	60	60

Cilindros em CoCr

$$V_a + V_b + V_c + L_a + L_b + L_c / 6 = 0,0$$

Pós Soldagem Tig

$$V_a + L_a / 2 = 60,0$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 3,25 \quad / 3 = 35,25$$

$$V_c + L_c / 2 = 42,5$$

CP 05 2mm

Cilindros em CoCr			Cilindros em CoCr pós-soldagem TIG			
Parafusos ABC apertados			Parafuso A apertado		Parafuso C apertado	
$V_{(a)}$	$V_{(b)}$	$V_{(c)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$
0	0	0	66	37	110	108
$L_{(a)}$	$L_{(b)}$	$L_{(c)}$	$V_{(c)}$	$L_{(c)}$	$V_{(a)}$	$L_{(a)}$
1	1	0	87	45	122	153

Cilindros em CoCr

$$V_a + V_b + V_c + L_a + L_b + L_c / 6 = 0,33$$

Pós Soldagem Tig

$$V_a + L_a / 2 = 137,5$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 80,25 \quad / 3 = 94,58$$

$$V_c + L_c / 2 = 66,0$$

CP 06 2mm

Cilindros em CoCr			Cilindros em CoCr pós-soldagem TIG			
Parafusos ABC apertados			Parafuso A apertado		Parafuso C apertado	
$V_{(a)}$ 0	$V_{(b)}$ 0	$V_{(c)}$ 0	$V_{(b)}$ 2	$L_{(b)}$ 2	$V_{(b)}$ 2	$L_{(b)}$ 17
$L_{(a)}$ 2	$L_{(b)}$ 0	$L_{(c)}$ 0	$V_{(c)}$ 22	$L_{(c)}$ 1	$V_{(a)}$ 101	$L_{(a)}$ 87

Cilindros em CoCr

$$V_a + V_b + V_c + L_a + L_b + L_c / 6 = 0,33$$

Pós Soldagem Tig

$$V_a + L_a / 2 = 94,0$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 5,75$$

$$/3 = 37,08$$

$$V_c + L_c / 2 = 11,5$$

CP 07 2mm

Cilindros em CoCr			Cilindros em CoCr pós-soldagem TIG			
Parafusos ABC apertados			Parafuso A apertado		Parafuso C apertado	
$V_{(a)}$ 1	$V_{(b)}$ 1	$V_{(c)}$ 0	$V_{(b)}$ 0	$L_{(b)}$ 12	$V_{(b)}$ 60	$L_{(b)}$ 78
$L_{(a)}$ 0	$L_{(b)}$ 0	$L_{(c)}$ 0	$V_{(c)}$ 40	$L_{(c)}$ 64	$V_{(a)}$ 124	$L_{(a)}$ 99

Cilindros em CoCr

$$V_a + V_b + V_c + L_a + L_b + L_c / 6 = 0,33$$

Pós Soldagem Tig

$$V_a + L_a / 2 = 111,5$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 37,5$$

$$/3 = 67,0$$

$$V_c + L_c / 2 = 52,0$$

CP 08 2mm

Cilindros em CoCr			Cilindros em CoCr pós-soldagem TIG			
Parafusos ABC apertados			Parafuso A apertado		Parafuso C apertado	
$V_{(a)}$ 4	$V_{(b)}$ 1	$V_{(c)}$ 0	$V_{(b)}$ 52	$L_{(b)}$ 119	$V_{(b)}$ 53	$L_{(b)}$ 132
$L_{(a)}$ 0	$L_{(b)}$ 0	$L_{(c)}$ 1	$V_{(c)}$ 11	$L_{(c)}$ 10	$V_{(a)}$ 25	$L_{(a)}$ 19

Cilindros em CoCr

$$V_a + V_b + V_c + L_a + L_b + L_c / 6 = 1,0$$

Pós Soldagem Tig

$$V_a + L_a / 2 = 22,0$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 89,0$$

$$/3 = 40,5$$

$$V_c + L_c / 2 = 10,5$$

CP 09 2mm

Cilindros em CoCr			Cilindros em CoCr pós-soldagem TIG			
Parafusos ABC apertados			Parafuso A apertado		Parafuso C apertado	
$V_{(a)}$	$V_{(b)}$	$V_{(c)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$
0	0	0	3	89	2	106
$L_{(a)}$	$L_{(b)}$	$L_{(c)}$	$V_{(c)}$	$L_{(c)}$	$V_{(a)}$	$L_{(a)}$
1	0	0	17	10	69	3

Cilindros em CoCr

$$V_a + V_b + V_c + L_a + L_b + L_c / 6 = 0,16$$

Pós Soldagem Tig

$$V_a + L_a / 2 = 36,0$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 50,0$$

$$/3 = 33,16$$

$$V_c + L_c / 2 = 13,5$$

CP 01 3mm

Cilindros em CoCr			Cilindros em CoCr pós-soldagem TIG			
Parafusos ABC apertados			Parafuso A apertado		Parafuso C apertado	
$V_{(a)}$	$V_{(b)}$	$V_{(c)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$
0	0	0	63	74	96	85
$L_{(a)}$	$L_{(b)}$	$L_{(c)}$	$V_{(c)}$	$L_{(c)}$	$V_{(a)}$	$L_{(a)}$
0	0	0	16	33	30	2

Cilindros em CoCr

$$V_a + V_b + V_c + L_a + L_b + L_c / 6 = 0,0$$

Pós Soldagem Tig

$$V_a + L_a / 2 = 16,0$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 79,5$$

$$/3 = 40,0$$

$$V_c + L_c / 2 = 24,5$$

CP 02 3mm

Cilindros em CoCr			Cilindros em CoCr pós-soldagem TIG			
Parafusos ABC apertados			Parafuso A apertado		Parafuso C apertado	
$V_{(a)}$	$V_{(b)}$	$V_{(c)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$
2	0	0	49	147	97	172

$L_{(a)}$	$L_{(b)}$	$L_{(c)}$	$V_{(c)}$	$L_{(c)}$	$V_{(a)}$	$L_{(a)}$
0	1	0	63	76	99	86

Cilindros em CoCr

$$V_a + V_b + V_c + L_a + L_b + L_c / 6 = 0.5$$

Pós Soldagem Tig

$$V_a + L_a / 2 = 92,5$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 116,25$$

$$/3 = 92,75$$

$$V_c + L_c / 2 = 69,5$$

CP 03 3mm

Cilindros em CoCr			Cilindros em CoCr pós-soldagem TIG			
Parafusos ABC apertados			Parafuso A apertado		Parafuso C apertado	
$V_{(a)}$	$V_{(b)}$	$V_{(c)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$
2	0	0	24	113	88	172
$L_{(a)}$	$L_{(b)}$	$L_{(c)}$	$V_{(c)}$	$L_{(c)}$	$V_{(a)}$	$L_{(a)}$
0	0	0	87	38	149	128

Cilindros em CoCr

$$V_a + V_b + V_c + L_a + L_b + L_c / 6 = 0.33$$

Pós Soldagem Tig

$$V_a + L_a / 2 = 138,5$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 99,25$$

$$/3 = 100,08$$

$$V_c + L_c / 2 = 62,5$$

CP 04 3mm

Cilindros em CoCr			Cilindros em CoCr pós-soldagem TIG			
Parafusos ABC apertados			Parafuso A apertado		Parafuso C apertado	
$V_{(a)}$	$V_{(b)}$	$V_{(c)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$
1	0	0	54	99	43	96
$L_{(a)}$	$L_{(b)}$	$L_{(c)}$	$V_{(c)}$	$L_{(c)}$	$V_{(a)}$	$L_{(a)}$
0	0	0	19	72	50	31

Cilindros em CoCr

$$V_a + V_b + V_c + L_a + L_b + L_c / 6 = 0.16$$

Pós Soldagem Tig

$$V_a + L_a / 2 = 40,5$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 73,0$$

$$/3 = 53,0$$

$$V_c + L_c / 2 = 45,5$$

CP 05 3mm

Cilindros em CoCr			Cilindros em CoCr pós-soldagem TIG			
Parafusos ABC apertados			Parafuso A apertado		Parafuso C apertado	
$V_{(a)}$	$V_{(b)}$	$V_{(c)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$
2	1	0	0	28	40	55
$L_{(a)}$	$L_{(b)}$	$L_{(c)}$	$V_{(c)}$	$L_{(c)}$	$V_{(a)}$	$L_{(a)}$
0	3	0	4	2	90	38

Cilindros em CoCr

$$V_a + V_b + V_c + L_a + L_b + L_c / 6 = 1,0$$

Pós Soldagem Tig

$$V_a + L_a / 2 = 64,0$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 30,75$$

$$/3 = 32,58$$

$$V_c + L_c / 2 = 3,0$$

CP 06 3mm

Cilindros em CoCr			Cilindros em CoCr pós-soldagem TIG			
Parafusos ABC apertados			Parafuso A apertado		Parafuso C apertado	
$V_{(a)}$	$V_{(b)}$	$V_{(c)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$
0	1	0	104	120	112	169
$L_{(a)}$	$L_{(b)}$	$L_{(c)}$	$V_{(c)}$	$L_{(c)}$	$V_{(a)}$	$L_{(a)}$
0	0	1	130	97	178	123

Cilindros em CoCr

$$V_a + V_b + V_c + L_a + L_b + L_c / 6 = 0,33$$

Pós Soldagem Tig

$$V_a + L_a / 2 = 150,5$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 126,25$$

$$/3 = 130,08$$

$$V_c + L_c / 2 = 113,5$$

CP 07 3mm

Cilindros em CoCr			Cilindros em CoCr pós-soldagem TIG			
Parafusos ABC apertados			Parafuso A apertado		Parafuso C apertado	
$V_{(a)}$	$V_{(b)}$	$V_{(c)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$
2	1	0	49	132	121	188
$L_{(a)}$	$L_{(b)}$	$L_{(c)}$	$V_{(c)}$	$L_{(c)}$	$V_{(a)}$	$L_{(a)}$
0	0	0	127	129	237	188

Cilindros em CoCr

$$V_a + V_b + V_c + L_a + L_b + L_c / 6 = 0,5$$

Pós Soldagem Tig

$$V_a + L_a / 2 = 212,5$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 122,5$$

$$V_c + L_c / 2 = 128,0$$

$$/3 = 154,33$$

CP 08 3mm

Cilindros em CoCr			Cilindros em CoCr pós-soldagem TIG			
Parafusos ABC apertados			Parafuso A apertado		Parafuso C apertado	
$V_{(a)}$	$V_{(b)}$	$V_{(c)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$
1	1	0	0	50	0	85
$L_{(a)}$	$L_{(b)}$	$L_{(c)}$	$V_{(c)}$	$L_{(c)}$	$V_{(a)}$	$L_{(a)}$
0	1	0	80	47	127	97

Cilindros em CoCr

$$V_a + V_b + V_c + L_a + L_b + L_c / 6 = 0,5$$

Pós Soldagem Tig

$$V_a + L_a / 2 = 112,0$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 33,75$$

$$V_c + L_c / 2 = 63,5$$

$$/3 = 69,75$$

CP 09 3mm

Cilindros em CoCr			Cilindros em CoCr pós-soldagem TIG			
Parafusos ABC apertados			Parafuso A apertado		Parafuso C apertado	
$V_{(a)}$	$V_{(b)}$	$V_{(c)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$	$V_{(b)}$	$L_{(b)}$
1	0	0	58	122	97	149
$L_{(a)}$	$L_{(b)}$	$L_{(c)}$	$V_{(c)}$	$L_{(c)}$	$V_{(a)}$	$L_{(a)}$
0	0	0	149	144	194	180

Cilindros em CoCr

$$V_a + V_b + V_c + L_a + L_b + L_c / 6 = 0,16$$

Pós Soldagem Tig

$$V_a + L_a / 2 = 187,0$$

$$V_b + L_b + V_b + L_b / 4 = 106,5$$

$$V_c + L_c / 2 = 146,5$$

$$/3 = 146,66$$

Tabela 1 - Médias do grau de adaptação cilindro/pilar em μm dos grupos solda TIG e monobloco.

2mm	Grupo 1 antes TIG	Grupo 1 pós-TIG	Grupo 3 antes fundição	Grupo 3 pós-fundição
CP1	1.33	71.0	23.3	44.91
CP2	0.16	35.08	61.5	56.0
CP3	0.33	42.33	27.3	33.66
CP4	0.0	35.25	80.75	107.83
CP5	0.33	94.58	54.83	112.58
CP6	0.33	37.08	87.66	99.66
CP7	0.33	67.0	47.42	64.92
CP8	1.0	40.5	37.42	39.0
CP9	0.16	33.16	63.66	96.58
3mm	Grupo 2 antes TIG	Grupo 2 pós-TIG	Grupo 4 antes fundição	Grupo 4 pós fundição
CP1	0.0	40.0	33.5	119.92
CP2	0.5	92.75	36.08	44.16
CP3	0.33	100.08	46.42	72.16
CP4	0.16	53.0	57.83	68.92
CP5	1.0	32.58	36.5	44.33
CP6	0.33	130.08	56.33	81.66
CP7	0.5	154.33	67.83	63.5
CP8	0.5	69.75	67.16	73.16
CP9	0.16	146.66	40.08	35.0

Tabela 2 - Força máxima de flexão (N) e alongamento linear (mm) do *cantilever* para os grupos testados.

Força Máxima (N)	Solda 2mm		Solda 3mm		Monobloco 2mm		Monobloco 3mm	
	A	C	A	C	A	C	A	C
G1	132.39	198.59	429.05	527.12	482.99	448.66	1081.20	1289.60
G2	139.75	208.39	497.70	556.54	350.59	414.34	728.16	988.04
G3	117.68	166.72	426.60	517.31	509.95	460.92	811.51	1115.52
G4	201.04	205.94	620.28	389.82	286.85	350.59	1007.65	1017.46
G5	178.97	230.46	760.03	605.57	382.47	353.05	1257.72	782.09
G6	174.07	201.04	544.28	671.77	424.14	541.83	885.06	956.16
G7	159.36	183.88	429.05	610.47	478.08	507.50	899.77	1149.85
G8	134.84	240.27	308.91	460.92	620.28	536.92	961.07	1083.65
G9	152.01	225.56	392.27	581.05	438.85	456.02	546.73	833.58
Flecha ou Alongamento Linear (mm)	Solda 2mm		Solda 3mm		Monobloco 2mm		Monobloco 3mm	
	A	C	A	C	A	C	A	C
G1	2.35	3.66	2.91	3.94	1.22	2.11	2.29	2.75
G2	2.13	3.61	3.37	4.68	2.45	4.04	2.29	3.23
G3	2.14	3.12	1.84	2.28	4.45	3.79	3.16	2.67
G4	2.83	3.38	2.97	2.88	2.77	5.12	2.48	3.38
G5	3.39	4.17	1.09	1.70	2.01	5.26	2.83	4.19
G6	2.85	3.09	1.71	4.32	2.76	3.44	2.87	3.26
G7	3.29	3.48	1.58	2.96	3.60	3.71	2.60	2.70
G8	3.10	4.00	1.95	1.93	3.53	2.90	2.91	3.39
G9	4.13	5.04	1.83	2.14	2.35	2.84	2.04	3.56