

Leandro Miranda Silva de Resende

**Avaliação de desajuste vertical de infraestruturas protéticas sobre  
implantes confeccionadas em liga de co-cr e ni-cr e soldagem tig**

Evaluation of vertical misfit of implant prosthetic framework made in co-cr and  
ni-cr alloys and TIG welding

Dissertação apresentada à Faculdade de  
Odontologia da Universidade Federal de  
Uberlândia, para obtenção do título de Mestre  
em Odontologia na Área de Clínica  
Odontológica Integrada.

Uberlândia,  
2018

Leandro Miranda Silva de Resende

**Avaliação de desajuste vertical de infraestruturas protéticas sobre implantes confeccionadas em liga de co-cr e ni-cr e soldagem tig**

Evaluation of vertical misfit of implant prosthetic framework made in co-cr and ni-cr alloys and TIG welding

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, para obtenção do título de Mestre em Odontologia na Área de Clínica Odontológica Integrada.

Orientador: Prof. Dr. Paulo César Simamoto Júnior

Banca examinadora:

Prof. Dr. Paulo César Simamoto Júnior

Profa. Dra. Fabiane Maria Ferreira

Profa. Dra. Morgana Guilherme de Castro

Uberlândia

2018

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)  
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

---

R433a      Resende, Leandro Miranda Silva de, 1991  
2018      Avaliação de desajuste vertical de infraestruturas protéticas sobre  
implantes confeccionadas em liga de CO-CR e NI-CR e soldagem TIG /  
Leandro Miranda Silva de Resende. - 2018.  
46 f. : il.

Orientador: Paulo César Simamoto Júnior.  
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,  
Programa de Pós-Graduação em Odontologia.  
Disponível em: <http://dx.doi.org/10.14393/ufu.di.2018.124>  
Inclui bibliografia.

1. Odontologia - Teses. 2. Prótese dentária fixada por implante -  
Teses. 3. Soldagem - Teses. 4. Implantes dentários - Teses. I. Simamoto  
Júnior, Paulo César. II. Universidade Federal de Uberlândia. Programa  
de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

---

CDU: 616.314

Angela Aparecida Vicentini Tzi Tziboy – CRB-6/947



SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL  
MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO  
UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA



Ata da defesa de DISSERTAÇÃO DE MESTRADO junto ao Programa de Pós-graduação em Odontologia, Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia.

Defesa de: Dissertação de Mestrado Acadêmico nº326– COPOD

Data: 07/02/2018

Discente: LEANDRO MIRANDA SILVA DE RESENDE Matrícula: 11612ODO004

Título do Trabalho: **Avaliação de desajuste vertical de infraestruturas protéticas sobre implantes confeccionadas em liga de co-cr e ni-cr e soldagem TIG**

Área de concentração: Clínica Odontológica Integrada.

Linha de pesquisa: Implantodontia e prótese sobre implante

As nove horas do dia sete de fevereiro do ano de 2018 no Anfiteatro do Bloco 4L, Campus Umuarama da Universidade Federal de Uberlândia, reuniu-se a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em janeiro de 2018, assim composta: Professores Doutores: Morgana Guilherme de Castro (ESTES/UFU); Fabiane Maria Ferreira (UniRV); e Paulo César Simamoto Júnior (UFU) orientador(a) do(a) candidato(a) **Leandro Miranda Silva de Resende**

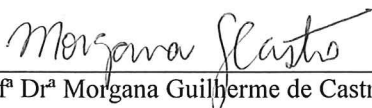
Iniciando os trabalhos o(a) presidente da mesa Dr. Paulo César Simamoto Júnior apresentou a Comissão Examinadora e o candidato(a), agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir o senhor (a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos (às) examinadores (as), que passaram a arguir o (a) candidato (a). Após a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu os conceitos finais.

Em face do resultado obtido, a Banca Examinadora considerou o (a) candidato(a) A provado(a).

Esta defesa de Dissertação de Mestrado Acadêmico é parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre. O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos às 11 horas e 30 minutos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.



Profª Drª Morgana Guilherme de Castro (ESTES/UFU)



Profª Drª. Fabiane Maria Ferreira (UniRV)



Prof. Dr. Paulo César Simamoto Júnior– UFU  
Orientador (a)

## **DEDICATÓRIAS**

### **À Deus,**

Meu porto seguro em todos os momentos da minha vida, ser que guia todos meus passos mostrando sempre qual caminho deve seguir. É o meu protetor e o meu salvador, aquele que não me abandona mesmo nos momentos de aflição.

### **Aos meus pais, Sandra e Marcelo (in memoriam).**

Pessoas a quem eu devo tudo que sou hoje. Tenho orgulho da criação e dos ensinamentos que me fizeram ser uma pessoa melhor. Sou prova viva da luta diária deles para fazer de mim e de minha irmã pessoas de bem. Há vocês todo meu amor e meu muito obrigado.

### **À minha irmã, Rosana.**

A quem eu agradeço por todos esses anos de companheirismos. Obrigado por superar junto a mim todos os desafios que a vida nos impôs, e nós sabemos que não foram poucos. Muito obrigado por todo o suporte e todo amor que você sempre me deu.

### **À minha avó Luiza e meu avô Homilton (in memoriam).**

Se eu cheguei até aqui certamente eu devo isso a eles, não só pelo amor que eles sempre me deram, mas por não medir esforços para que eu pudesse chegar até esse momento. Amo muito vocês.

### **À minha avó Aparecida.**

A minha querida avó, que sempre me deu muito amor e carinho, mesmo que a distância dificultasse nossa convivência, nunca mediu esforços para se fazer presente. Amo muito você.

**Aos meus tios Francisco, Aparecida e seus filhos (meus primos que tenho como irmãos) Sergio e Rafael.**

Faltam palavras para descrever tudo que sinto por vocês. Foi no momento mais difícil da minha vida e da minha família que vocês não mediram esforços para ajudar e fazer tudo ficar mais fácil. Nós invadimos suas vidas devido a uma situação difícil que passávamos naquele momento e vocês nos receberam de braços abertos, nos dando muito amor e carinho. Vocês são meus espelhos, a quem eu devo tudo, espero um dia poder retribuir ao menos um pouco de tudo que vocês fizeram por nós. Amo muito vocês.

**À toda minha família, tios, primos e afilhado.** Muito obrigado pro tudo, amo muito vocês.

## **AGRADECIMENTOS**

**Ao meu orientador Prof. Dr. Paulo César Simamoto Júnior,**

Tenho muito orgulho de ser seu orientado desde o terceiro período da graduação. Paulo, hoje tenho você não apenas como meu orientador, mas também como alguém da minha família. Muito obrigado por todos os conselhos, por todas as oportunidades oferecidas durante todos esses anos juntos, por me incluir em todos os seus planos, por ouvir meus desabafos, por me acolher durante os momentos difíceis, por aguentar meus choros e principalmente por me mostrar o melhor caminho a seguir quando eu estava em dúvida.

A arte de orientar é para poucos e você sempre cumpriu esse papel com maestria. Você me fez crescer não só como ser humano, mas também como profissional. Se eu pude chegar até aqui certamente devo muito disso a você, que além de um exemplo como profissional, também é um exemplo de ser humano no qual eu sempre irei me espelhar. Professor você sempre me ensinou a querer mais, me incentivou a superar meus medos e a ser um profissional melhor. A você Paulo, minha eterna gratidão e saiba que sempre pode contar comigo. Continue com esse astral incrível capaz de alegrar qualquer ambiente, acredite isso faz toda a diferença. Obrigado por tudo!

**À Prof. Dra. Morgana Guilherme de Castro,**

Não poderia deixar de agradecer pela ajuda em todo esse tempo em que trabalhamos juntos. Morgana você é uma pessoa iluminada, que não mediu esforços para que todo esse trabalho fosse realizado. Me ajudou, me apoiou, me deu conselhos, chamou minha atenção quando realmente foi necessário, ou seja, fez tudo isso valer a pena. Obrigado por abrir meus olhos para o futuro, por sempre acreditar em mim e nunca deixar que eu desistisse de lutar por meus objetivos, e principalmente por abrir as portas da ESTES para mim, sem você esse trabalho não seria possível. Muito Obrigado!

**À Amanda Mazzaro,**

Tenho muito a agradecer a essa aluna dedicada, responsável e comprometida com seu trabalho. Amanda você não mediu esforços para fazer tudo dar certo, esse trabalho também é seu e eu só tenho a agradecer por toda sua ajuda. Foi um prazer imenso trabalhar com você nessa pesquisa, espero que possamos continuar nessa caminhada juntos nos próximos anos. Muito obrigado por tudo.

**À Raquel Martins,**

Sua ajuda foi fundamental para a execução desse trabalho.

**À Ludiel Costa,**

Obrigado por toda a ajuda durante o processo de fundição, sem você certamente tudo iria ficar muito difícil.

**À Isabella Rodrigues,**

Obrigado por toda a ajuda durante o processo de enceramento das amostras, sua ajuda foi essencial.

**Aos meus amigos Michele Ramos, Letícia Campos, Jillian Stefanni e Gabriel Brito,**

Meus amigos de vida, pessoas que eu conheci na graduação e que hoje eu considero como parte da minha família. Eu tenho muita sorte de ter vocês como amigos de verdade.

**Aos meus amigos Heitor Braga, Fernando Alves e Bruno Tumang,**

Muito obrigado por sempre se importarem comigo, pelos nossos momentos felizes, pelos jogos principalmente por nunca se afastarem mesmo quando estão longe.

**Aos amigos do vôlei do curso de odontologia,**

A curso de odontologia daUFU(AAAMT) e a todos meus amigos do time, muito obrigado por todos os momentos e campeonatos que participamos. Fui extremamente feliz nesse time jogando ao lado de todos vocês.

**Aos demais amigos,**

Obrigado por todos os momentos de apoio e por sempre estarem comigo.



**À Universidade Federal de Uberlândia e Faculdade de Odontologia  
(FOUFU),**

Tenho muito a agradecer a essa instituição no qual tive a oportunidade de fazer minha graduação e pós-graduação, essa universidade me proporcionou a chance de realizar todos meus objetivos.

**A Escola Técnica de Saúde da Universidade Federal de Uberlândia  
(ESTES),**

Por ceder o laboratório para que pudéssemos fazer todo o processo de fundição. Muito obrigado!

**Ao Laboratório Multiusuário de Microscopia Eletrônica de Varredura da  
Faculdade de Engenharia Química da Universidade Federal de Uberlândia,**

Por tornar possível as análises no MEV.

**Aos funcionários da FOUFU,**

A todos os funcionários que me ajudaram de alguma forma, meu muito obrigado!

**Ao Programa de Pós-graduação da FOUFU,**

Representado pela pessoa da coordenadora Professora Dra. Gisele Rodrigues da Silva. Muito obrigado.

**Aos professores do Programa Pós-graduação da FOUFU,**

Obrigado por todos os ensinamentos e oportunidades durante esses dois anos.

**Às secretárias da Pós-Graduação,**

Graça e Brenda, Obrigado pela atenção de sempre em todos os momentos em que precisei, sempre muito educadas e disponíveis para resolver qualquer problema.

**Ao CPBio (Centro de Pesquisa de Biomecânica, Biomateriais e Biologia  
Celular da FOUFU),**

Graças a esse espaço foi possível realizar grande parte do trabalho. Poder contar com essa estrutura torna a pesquisa mais acessível.

**Ao LPM (Laboratório de pesquisas mecânicas),**

Espaço onde também foi possível a realização de grande parte do trabalho e que sempre fui muito bem recebido por todos. Um agradecimento especial ao

Diego, Gabriela, Leonardo e professor Cleudmar.

**Aos técnicos do CPBio,**

Jhon e o Bruno que sempre foram extremamente prestativos e não mediram esforços para ajudar na utilização de algum equipamento ou solucionar algum problema. Muito obrigado!

**Ao CNPq e à FAPEMIG,**

Pelo apoio financeiro fornecido por meio de edital universal.

## EPÍGRAFE

“Não devemos nos orgulhar de sermos melhores que os outros, mas sim  
melhores do que já fomos”

Bernardinho

## SUMÁRIO

<b>LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLA.....</b>	<b>13</b>
<b>RESUMO .....</b>	<b>14</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>15</b>
<b>1. INTRODUÇÃO .....</b>	<b>16</b>
<b>2. MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>19</b>
<b>2.1 Confeção do modelo mestre.....</b>	<b>20</b>
<b>2.2 Confeção dos modelos de trabalho .....</b>	<b>20</b>
<b>2.3 Confeção das infraestruturas .....</b>	<b>21</b>
<b>2.4 Retificação.....</b>	<b>25</b>
<b>2.5 Microscopia Eletrônica de Varredura (desajuste vertical) .....</b>	<b>25</b>
<i>2.5.1 Obtenção das microscopias .....</i>	<i>25</i>
<i>2.5.2 Mensuração do desajuste.....</i>	<i>26</i>
<b>2.6 Soldagem TIG.....</b>	<b>257</b>
<b>2.8 Análise estatística .....</b>	<b>29</b>
<b>3. RESULTADOS .....</b>	<b>29</b>
<b>4. DISCUSSÃO .....</b>	<b>31</b>
<b>5. CONCLUSÃO.....</b>	<b>37</b>
<b>6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>38</b>
<b>7. ANEXOS.....</b>	<b>46</b>

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D	Dimensional
3D	Tridimensional
A	Ampere
Co-Cr	Cobalto-Cromo
Ni-Cr	Níquel-Cromo
GC	Grupo Controle
CoCr1.5	Grupo cobalto cromo com 1.5 mm de espessura
CoCr2	Grupo cobalto cromo com 2 mm de espessura
NiCr1.5	Grupo níquel cromo com 1.5 mm de espessura
NiCr2	Grupo níquel cromo com 2 mm de espessura
Kg/cm <sup>2</sup>	Quilograma por centímetro quadrado
MEV	Microscópio Eletrônico de Varredura
mm	Milímetros
ms	Milissegundo
N	Newton
Ncm	Newton por centímetro
SEM	Scanning Electron Microscope
TIG	Tungsten Inert Gas
µm	Micrômetros

## RESUMO

Uma falha comum observada em casos de próteses totais sobre implantes é o desajuste vertical. Este é decorrente da má adaptação dos componentes e corresponde à distância da base do cilindro protético até o pilar ou da base inferior do pilar até a base do implante, repercutido em um comportamento biomecânico ruim além de outras consequências. Assim, este trabalho objetivou avaliar quantitativamente o desajuste vertical de cilindros de mini-pilares de infraestruturas protéticas sobre implante confeccionadas em liga de cobalto-cromo (CoCr) e níquel-cromo (NiCr) antes e após a soldagem TIG (Tungsten Inert Gas). Cinquenta infraestruturas, cada uma composta por dois cilindros confeccionados em ligas CoCr ou NiCr foram divididas em 5 grupos ( $n = 10$ ): grupo controle (GC), com cilindros pré-fabricados de CoCr com 0.85 mm de espessura de parede; grupos teste com cilindros fundidos em CoCr ou NiCr, sendo os CoCr1.5 e NiCr1.5 com 1.5 mm de espessura de parede e CoCr2 e NiCr2 com 2.0 mm de espessura de parede. As amostras dos grupos teste foram retificadas manualmente por meio de retificadores manuais. Em seguida, as 50 infraestruturas (100 cilindros) foram levadas ao Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) para medir o desajuste vertical antes da soldagem. Em seguida, a soldagem TIG foi executada e, novamente, as estruturas foram levadas ao MEV. Utilizou-se os testes de Shapiro-Wilk seguido dos testes de Kruskal Wallis, Mann-Whitney, Wilcoxon e T pareado, considerando significativos os valores de  $p < .05$ . Os resultados mostraram que tanto a espessura do cilindro antes da solda ( $p < .0001$ ) e depois da solda ( $p = .0057$ ) quanto o tipo de liga antes da solda ( $p < .0001$ ) e depois da solda ( $p = .0313$ ) influenciaram no desajuste vertical das infraestruturas. Os resultados demonstraram diferença estatisticamente significativa entre GC e grupos testes ( $p < .0001$ ) e entre os grupos testes CoCr1.5 com NiCr1.5 ( $p = .0459$ ) e NiCr1.5 e NiCr2 ( $p = .0490$ ) antes da soldagem. Após a soldagem, não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos testes, mas houve diferença entre GC e CoCr2 ( $p = .0051$ ) e GC e NiCr2 ( $p = .0095$ ). Por fim, na análise entre os grupos antes e após a soldagem, houve diferença estatisticamente significativa para GC ( $p < .0001$ ) e NiCr2 ( $p = .0005$ ). Considerando os parâmetros e técnicas utilizadas, pode-se concluir que tanto o tipo de liga quanto a espessura do cilindro influenciaram no desajuste vertical, sendo que o processo de fundição parece ter corroborado de maneira mais negativa que o processo de soldagem com os resultados obtidos, visto que antes da soldagem todos os grupos testes apresentaram diferenças em relação ao GC e antes e após a solda somente dois grupos apresentaram diferença estatística.

**Palavras-chaves:** Ajuste de prótese, Soldagem, Prótese dentária fixada por implante.

## ABSTRACT

A common failure observed in cases of total dentures on implants is vertical misfit. This is due of bad adaptation between components and corresponds from the base of the prosthetic cylinder to the abutment or bottom base of the abutment to an implant base, reflected in poor biomechanical behavior beyond other consequences. Thus, the aim of this study was to evaluate quantitatively the vertical misfit of mini-abutments cylinders of prosthetic framework on implant in CoCr alloys and NiCr alloys before and after TIG welding. Fifty frameworks - composed of two prosthetic cylinders –of cobalt-chromium alloys (CoCr) and nickel chrome alloy (NiCr) were divided into 5 groups (n = 10): control group (GC), with pre-made cylinders, with 0.85 mm thickness; test groups: CoCr1.5, CoCr2, NiCr1.5 and NiCr2, with cylinders 1.5 and 2.0 mm thickness, respectively. Rectified the cylinders of test groups and then took all 50 infrastructures inscanning electron microscope (SEM) to measure the vertical misfits before soldering. Afterward, were to execute the TIG welding and again the infrastructures were taken to SEM. Data were analyzed by the Shapiro-Wilk test, Kruskal Wallis, Mann-Whitney test, Wilcoxon test and T-test, considering significant  $p < 0.05$  values. The results showed that both the thickness of the cylinder before welding ( $p < .0001$ ) and after welding ( $p = .005$ ) and the type of alloy before welding ( $p < .0001$ ) and after welding ( $p = .0313$ ) influenced the vertical misfit. The results showed statistically significant difference between GC and test groups ( $p < .001$ ) and between test groups CoCr1.5 with NiCr1.5 ( $p = .0459$ ) and NiCr1.5 and NiCr2 ( $p = .0490$ ) before to welding. After welding, there was no statistically significant difference between the test groups, but there was difference between GC and CoCr2 ( $p = .0051$ ) and GC and NiCr2 ( $p = .0095$ ). Finally, in the analysis between the groups before and after welding, there was a statistically significant difference for GC ( $p < .0001$ ) and NiCr2 ( $p = .0005$ ). Considering the parameters and techniques used, it can be concluded that both the type of alloy and the thickness of the cylinder influenced the vertical misfit, and the casting process seems to have corroborated more negative than the welding process with the obtained results, since before soldering all the test groups presented differences in relation to the GC and before and after the weld only two groups presented statistical difference.

**Keywords:** Prosthesis fitting, Welding, Dental prosthesis implant-supported.

## 1- INTRODUÇÃO E REFERENCIAL TEÓRICO

Com os estudos de Per-Ingvar Brånemark sobre osseointegração, a implantodontia desenvolveu-se exponencialmente a partir da década de 60 (Brånemark et al., 1969; Ekelund et al., 2003). Atualmente aplicações clínicas por meio de implantes dentários, são capazes de restaurar satisfatoriamente a função mastigatória dos pacientes desdentados totais devolvendo-os qualidade de vida (Abduo et al., 2010; Brånemark et al., 1977b; Rivaldo et al., 2012). Essa modalidade de tratamento ficou conhecida como Protocolo de Brånemark e originalmente foi executada para a reabilitação de mandíbulas edêntulas. A princípio eram instalados de 5 a 6 implantes na região entre os forames mentonianos e após o período de osseointegração, eram parafusados sobre esses implantes uma prótese total em resina acrílica reforçada internamente por uma barra metálica (Ekelund et al., 2003; Rivaldo et al., 2012). Esse conceito de reabilitação é seguido até os dias atuais, embora tenha sofrido modificações quanto ao número de implantes e o tempo de carregamento (Maló et al., 2003; Maló et al., 2010; Hatano et al., 2011; Rivaldo et al., 2012).

Embora o procedimento esteja descrito na literatura, demonstrando altas taxas de sucesso (Jendresen et al., 1995), diversas fases, tanto cirúrgicas quanto laboratoriais, são necessárias até a confecção das peças protéticas definitivas, o que aumenta o tempo e o custo do tratamento, visto que é realizada por meio da técnica da cera perdida e brasagem (Anusavice, et al., 2005; Barbi et al., 2012; Castro et al., 2015). Em âmbito laboratorial, a redução do tempo de tratamento de forma acessível tem sido alcançada pela utilização de barras pré-fabricadas para obtenção de infraestruturas protéticas como alternativa para convencional encerada e fundida (Da Silveira Júnior et al., 2012; Hatano et al., 2011; Rivaldo et al., 2012; Barbi et al., 2012; Simamoto Júnior et al., 2015).

A utilização de barras pré fabricadas, requer soldagem da barra aos componentes protéticos e diferentes técnicas podem ser empregadas, como



por exemplo, a técnica convencional ou também chamada de brasagem, a técnica de solda a laser e as técnicas de solda a arco, como a solda plasma e a solda TIG, e essa última tem se mostrado uma boa alternativa, principalmente naqueles casos onde se faz necessário a colocação de metal de adição, pois a máquina possui uma eficiente blindagem da zona afetada pelo calor, promovida pelos gases inertes, produzindo, desta maneira, juntas soldadas resistentes (Hart & Wilson., 2006, Simamoto-júnior et al., 2015, Barbi et al., 2012; Wang & Welsh, 1995; Neo et al., 1996, Taylor et al., 1998; Rocha et al., 2006; Barbi et al., 2012; Chai & Chou, 1998). A soldagem TIG consiste na união das partes pelo aquecimento dos materiais por um arco estabelecido entre o eletrodo não consumível de tungstênio e a peça a ser soldada, levando à fusão do metal base (Wang & Welsh, 1995; Neo et al., 1996, Chai e Chou, 1998; Taylor et al., 1998; Rocha et al. 2006; Castro et al., 2015; Da Silveira-Junior et al., 2012; Simamoto-Júnior et al., 2015; Barbi et al., 2012), permitindo a execução de soldas de alta qualidade e excelente acabamento (Marques et al., 2007, Barbi et al., 2012, Castro et al, 2015; Simamoto-Júnior et al, 2015, Da Silveira-Junior et al., 2012).

A soldagem pode ser realizada direto sobre componentes pré-fabricados ou sobre componentes fundidos (Hatano et al., 2011). No que tange ao processo de fundição, diferentes técnicas podem ser empregadas, tais como: maçarico/gás oxigênio, arco voltaico, indução, acetileno e por resistência elétrica. A técnica com gás/oxigênio e centrifugação, é o método mais antigo e mais utilizado no dia a dia. Pela força centrífuga ou pressão, a liga é injetada no interior do cilindro de fundição. Esse método é conhecido como a técnica da cera perdida (Asgar, 1988; Fernandes, 2003)

Quando se opta por componentes fundidos, um aspecto importante a ser considerado nesse panorama é a escolha das ligas metálica (Barbi et al., 2012) e a espessura do componente. Ligas em Co-Cr são cada vez mais populares na odontologia protética. Quando comparadas às ligas de metais nobres, elas possuem uma combinação favorável de biocompatibilidade, resistência à corrosão, peso, rigidez e baixo custo (Barbi et al., 2012;

Hultherstrom & Nilsson, 1994). Já as ligas de NiCr estão presentes na odontologia desde o início dos anos 70 e são bastante difundidas no meio odontológico, possuem considerável resistência mecânica e dureza, alto módulo de elasticidade, grande resistência à fratura, baixo custo e resistência à deformação (Bezzon et al., 2001; Roach et al., 2000; Saito, Campos, Yoshida, 2007)

Independente do tipo de componente, uma correta adaptação entre as infraestruturas após os procedimentos de fundição e/ou soldagem aliado a experiência do operador na execução desses processos formam um dos principais fatores que afetam o sistema (Alonso et al., 2008; Hart & Wilson et al., 2006; Berejuk et al., 2014; Mobilio et al., 2016). A presença de desajustes pode ocasionar problemas biomecânicos diretamente relacionados à perda de torque, fraturas nas próteses ou nos parafusos, reabsorção óssea entre outros (Al-Meraikhi et al., 2017; Barbosa et al., 2007; Castro et al., 2013) e também problemas biológicos, já que a os microgaps entre os cilindros protéticos e os pilares possibilitam a colonização por bactérias que influenciam diretamente na saúde dos tecidos perimplantares (Berejuk et al., 2014).

A literatura indica quatro tipos de desajuste, sendo eles o vertical, o horizontal, o angular e o rotacional (Assunção et al., 2011), cada qual ocasionando um tipo específico de vazamento para a prótese, ou para o implante ou, ainda, para o conjunto (Kim et al., 2011; Ogawa et al., 2010). Um ajuste considerado ideal não deveria exceder 10 µm entre as infraestruturas (Brånemark et al., 1983; Berejuk et al., 2014, Abduo et al., 2010), porém é muito difícil de obter tais valores (Al Wazzan & Al-Nazzawi., 2007; Berejuk et al., 2014) de maneira que, outros estudos mostram que valores maiores de desajuste não necessariamente irão levar a danos biológicos. (Berejuk et al., 2014).

Para identificação do desajuste vertical muitos e diferentes métodos para podem ser utilizados, como por exemplo, métodos radiográficos, pressão digital alternada, sensação tátil, visão direta, teste do parafuso único, teste de resistência do parafuso, microscopia eletrônico de varredura e microtomografi

computadorizada (Abduo et al.,2010; Barbosa et al., 2005, Rodrigues et al.,2017)

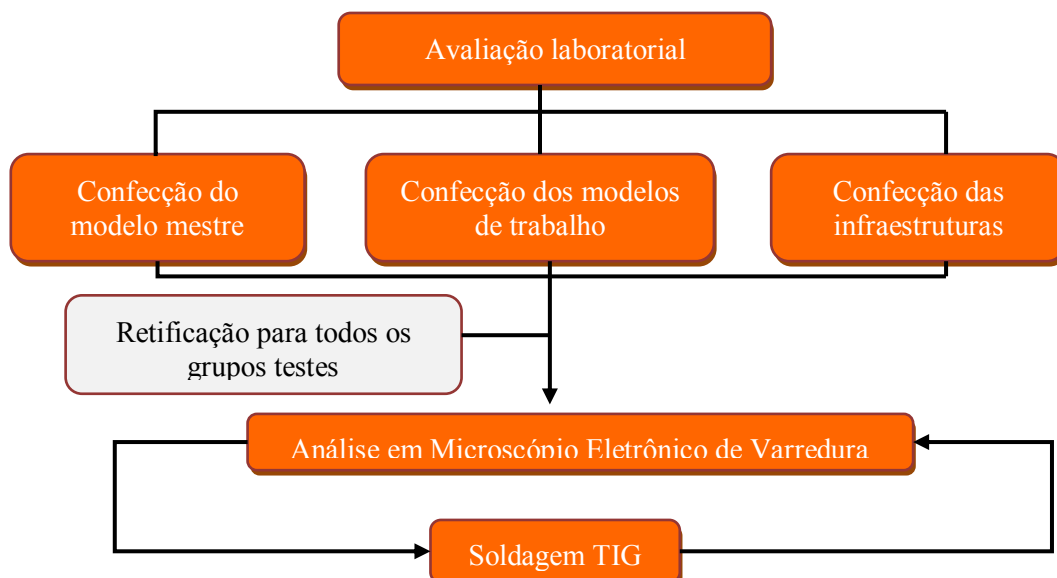
Nesse contexto, é possível que diferentes variáveis que incidam sobre o processo laboratorial de confecção das infraestruturas possam culminar em desajuste da prótese posteriormente. Assim, duas hipóteses foram formuladas: (1) Haverá diferença nos valores de desajuste tanto para o fator tipo de liga quanto para o fator espessura do cilindro antes da solda e (2) Haverá diferença nos valores de desajuste tanto para o fator tipo de liga quanto para o fator espessura do cilindro depois da solda.

## 2. PROPOSIÇÃO

O objetivo desse trabalho foi avaliar quantitativamente o desajuste vertical dos cilindros de mini-pilares das infraestruturas protéticas sobre implantes confeccionadas em liga de CoCr e NiCr antes e após soldagem TIG.

## 3. MATERIAIS E MÉTODOS

### Delineamento experimental



**Unidade experimental:** infraestrutura metálica.

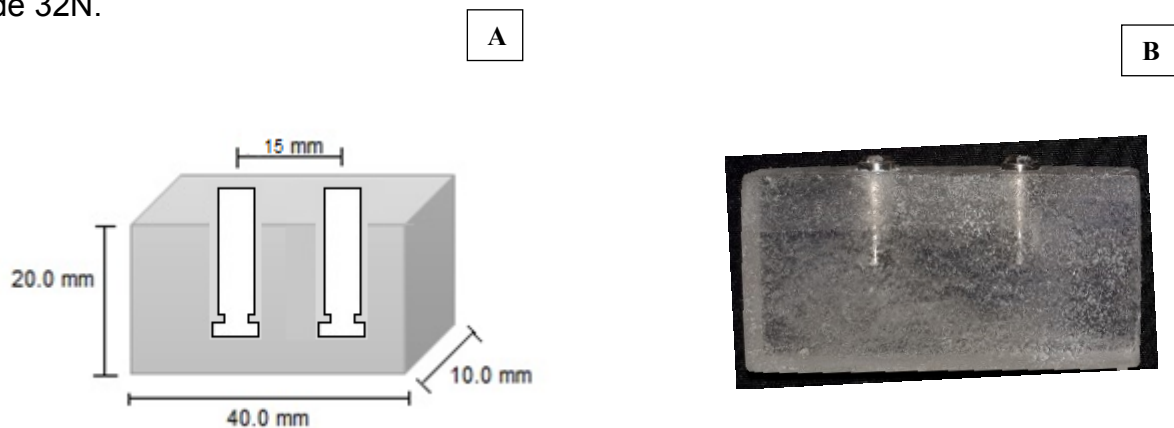
**Fatores em estudo:** Tipo de liga e espessura do cilindro.

**Variáveis respostas:** Desajuste vertical.

**Método de análise:** MEV

### 3.1 Confeção do modelo mestre

Confeccionou-se um modelo mestre a partir de um paralelepípedo de acrílico, no formato de bloco retangular com dimensões de 40.0 mm de comprimento, 10.0 mm de largura e 20.0 mm de altura. Foram feitas duas perfurações no centro do bloco correspondente aos implantes, sendo os implantes distantes entre si em 10.0 mm. As perfurações foram feitas com furadeira de bancada (MAC-13, Lynus, Brasil) na profundidade de 10.0 mm e 4.0 mm de diâmetro, para que um análogo de implante hexágono externo (Neodent, Curitiba, Brasil) - de 11.0 mm de comprimento e 3.75 mm de diâmetro –que foi fixado utilizando cola a base de cianocrilato (Superbonder, Loctite, Brasil), (Figura 1). Sobre os implantes foram parafusados dois mini-pilares cônicos retos com cinta de 1.0mm (Neodent, Curitiba, Brasil) e torque de 32N.

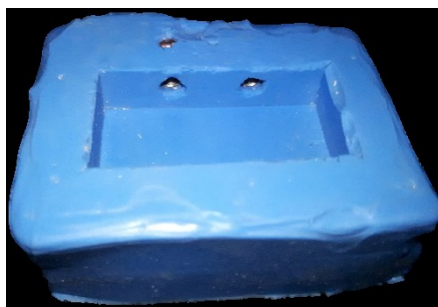


**Figura 1. A.** Esquematização do modelo mestre; **B.** – modelo mestre em acrílico.

### 3.2 Confeção dos modelos de trabalho

Os modelos de trabalhos foram obtidos a partir do modelo mestre, por meio da transferência dos mini-pilares (dos implantes) com componentes quadrados de moldagem (Neodent, Curitiba, Brasil) unidos com uma haste

metálica e resina acrílica quimicamente ativada (Pattern Resin LS, GC América Inc, EUA). O modelo mestre, após a união dos transferentes, foi colocado em um recipiente próprio para duplicação de modelo e, então, vertido o silicone de duplicação (Silibor – Clássicos Artigos Odontológicos, São Paulo, Brasil) manipulado em um Becker com proporção de 5% de catalisador para o volume do silicone de acordo com as recomendações do fabricante. Após 24 horas, os parafusos de fixação dos transferentes foram liberados e o modelo matriz removido, obtendo-se, desta forma, um molde (Figura 2). Análogos dos minipilares (dos implantes) foram adaptados e aparafusados aos transferentes e vertido gesso especial tipo IV (Gesso Superduro Shera Premium – Wilcos). Foram confeccionados 3 modelos de trabalho (Figura 3).



**Figura 2.** Molde de silicone obtido a partir da transferência.

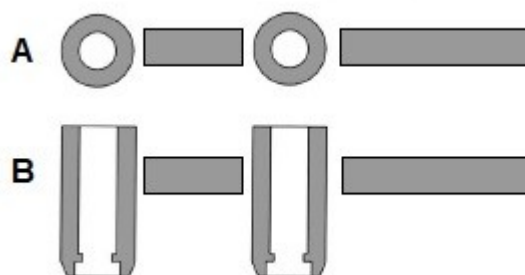


**Figura 3.** Modelo de trabalho em gesso.

### **3.3 Confeção das infraestruturas**

Foram confeccionadas 50 infraestruturas, cada qual composta por dois cilindros protéticos confeccionados em liga de Co-Cr (FitCast Cobalto Co-Cr, Talmax, Brasil) e Ni-Cr (FitCast níquel cromo NiCr, Talmax, Brasil), (Figura 4), distribuídas em 5 grupos ( $n = 10$ ): grupo controle (GC), com cilindros pré-fabricados de CoCr com 0,85 mm de espessura de parede; grupos teste com

cilindros fundidos em CoCr ou NiCr, sendo os grupos CoCr1.5 e NiCr1.5 com 1.5 mm de espessura de parede e CoCr2 e NiCr2 com 2.0 mm de espessura de parede. Para a união dos cilindros, utilizou-se segmentos de barras pré-fabricadas em liga de Co-Cr (CoCrMo F1537; Sandinox Biomaterias) e Ni-Cr (Wit 820 e NiCr-3; weld-inox soldas especiais), conforme Tabela 1.

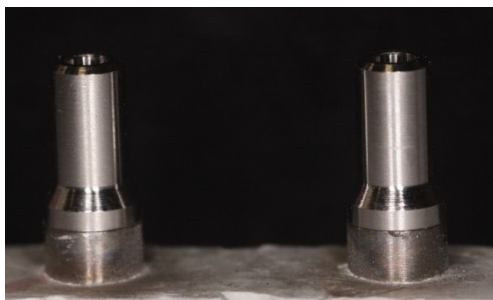


**Figura 4.** Esquematização da infraestrutura. **4A.** – Vista superior; **4B.** – Vista frontal. (Hart & Wilson, 2006).

**Tabela 1.** Distribuição dos grupos.

Grupos	Tipo de liga	Espessura parede do cilindro	Número de amostras	Número de cilindros	Barras centrais (chanfro dos dois lados)	Barras distais (chanfro em um lado)
GC	Co-Cr	0,85mm	10	20	10	10
CoCr2	Co-Cr	1,5mm	10	20	10	10
CoCr3	Co-Cr	2mm	10	20	10	10
NiCr2	NiCr	1,5mm	10	20	10	10
NiCr3	NiCr	2mm	10	20	10	10

Os cilindros protéticos pré-fabricados do grupo controle (GC), compostos em liga de Co-Cr, cuja espessura de parede apresentava 0.85 mm, foram parafusados sobre os análogos dos mini-pilares dispostos no modelo de trabalho (Figura 5).



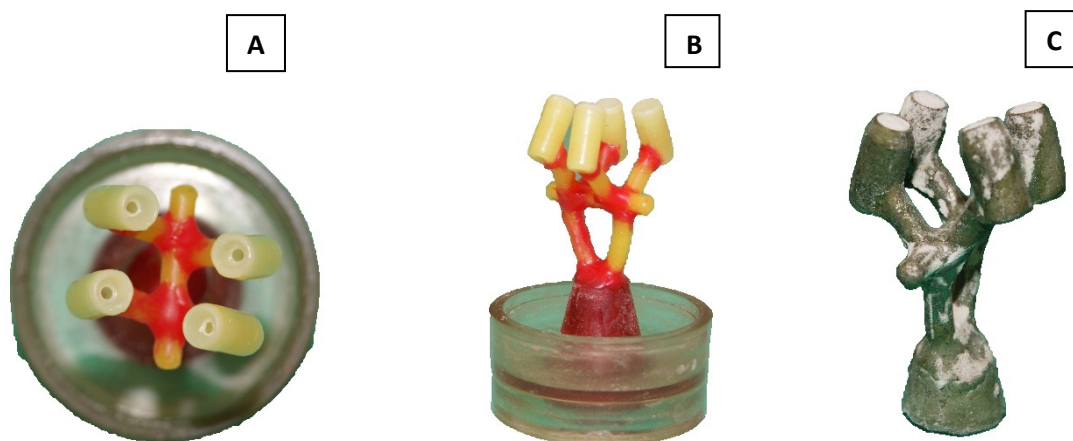
**Figura 5.** Infraestrutura antes da solda, composta por dois cilindros parafusados no modelo de trabalho. Exemplo do grupo controle (GC).

Para as infraestruturas dos grupos testes CoCr1.5, CoCr2, NiCr1.5 e Nicr2, cilindros calcináveis foram encerados de maneira a apresentar 1.5 mm e 2.0mm de espessura, para cada grupo. O enceramento desses cilindros foi executado de forma padronizada por dois operadores, a partir de um dispositivo metálico (Figura 6) confeccionado exclusivamente para essa finalidade.



**Figura 6.** Matriz metálica para padronização da espessura da parede dos cilindros.

Os cilindros dos grupos testes, após encerados, foram fundidos pela técnica da cera perdida (Figura 7). Procedeu-se com a desinclusão manual do material de revestimento (Micro Fine 1700, Talmax, Curitiba, Brasil); com o seccionamento dos condutos de alimentação através de disco de óxido de alumínio; e jateamento dos cilindros com esferas de óxido de alumínio de granulação 100.0  $\mu\text{m}$ , sob pressão 5,08Kg/cm<sup>2</sup>.



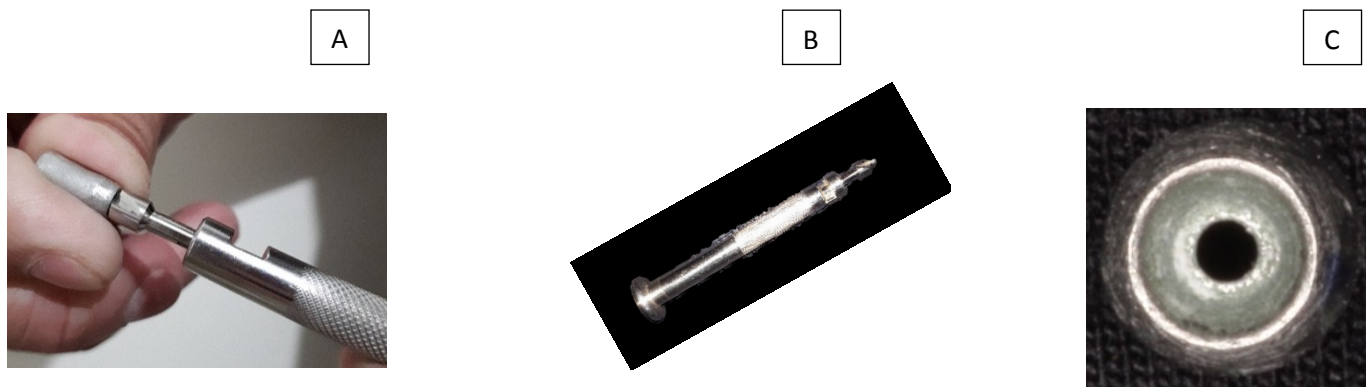
**Figura 7. A.** - Cilindros encerados e dispostos nos cadinhos, vista superior; **7B.** - Vista frontal; **7C.** - Amostras fundidas.

### 3.4 Retificação

Após a fundição, as amostras dos grupos testes CoCr1.5, CoCr2, NiCr1.5 e NiCr2, foram usinadas em sua base com o auxílio de um conjunto composto por uma peça de mão e as brocas retificadoras (Conexão Sistemas de Próteses, São Paulo, Brasil), adequadas para cilindros fundíveis como os usados neste trabalho (Simamoto-Júnior et al., 2005).

Em cada amostra, encaixou-se o retificador na cervical do pilar, girando-o manualmente seis vezes, em movimentos contínuos (Figura 8). Findada essa etapa, todos os cilindros foram parafusados no modelo de trabalho e prosseguiu-se com as mensurações de desajuste no MEV.





**Figura 8.A.** - Retificação manual dos cilindros de G1.5 e G2; **8B.** – Retificador manual; **8C.** – cervical polida do cilindro, em detalhe, após retificador.

### 3.5 Microscopia Eletrônica de Varredura (desajuste vertical)

#### 3.5.1 Obtenção das microscopias

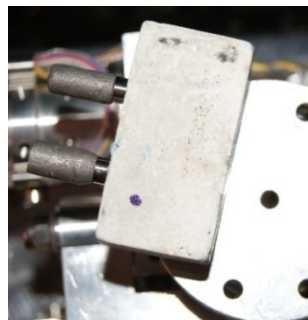
Para a mensuração da distância do desajuste vertical entre os mini-pilares e os cilindros, foi adotado um ponto central na circunferência das amostras, correspondendo ao nível mais alto da curva dos corpos de prova, na qual foi demarcado números correspondentes à identificação das infraestruturas. Após proceder com a delimitação da área a ser verificada, prepararam-se os cilindros para levá-los ao microscópio eletrônico de varredura (MEV) (LEO 940 A, Carl Zeiss, Alemanha).

Para tanto, os cilindros, já parafusados aos mini-pilares, permaneceram durante 5 minutos em aparelho de ultrassom (Ultrasonic Cleaner, LEO Ultrasonic, Taiwan) com acetona P.A. (propanona 100%, Casa da Química – CAQ, São Paulo, Brasil) para remoção de quaisquer sujidades. Em seguida, as amostras foram secas com jato de ar frio para total eliminação de líquidos remanescentes, e dispostas em stubs, cuja fixação deu-se com fita de carbono (Figura 9). Então, prosseguiu-se com a microscopia, angariando imagens – primeiramente, de toda a conexão intermediário-implante, perfazendo a magnitude de 60X, para depois amplificar na região anteriormente escolhida, cuja magnificação foi de 1000X (Figura 10).

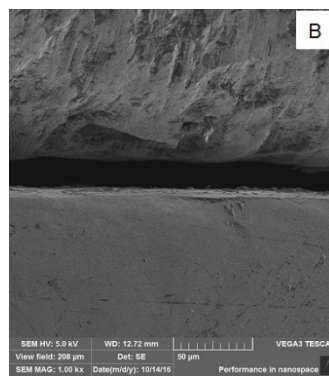
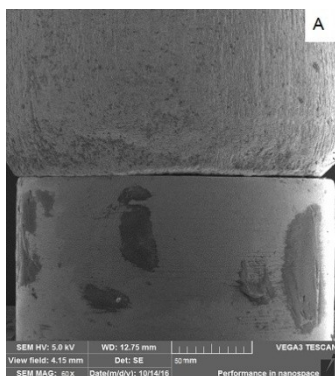
A



B



**Figura 9. A.** - Equipamento de microscopia eletrônica de varredura; **9B.** – stubs com os modelos de trabalho.



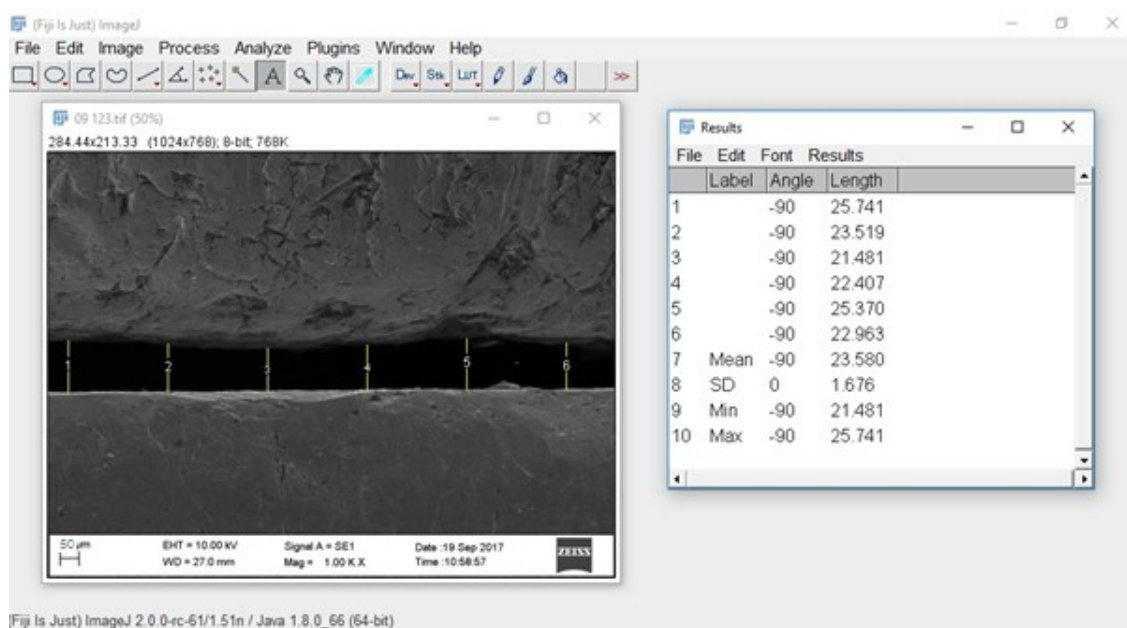
**Figura 10.** Microscopias do grupo CoCr1.5. Em **10A.** -magnificação de 60x; em **10B.** -magnificação de 1000x.

### 3.5.2 Mensuração do desajuste

Findada a obtenção das microscopias, as figuras de maior ampliação – 1000X – foram capturadas por *software* de manipulação de imagens, denominado *Image J*, o qual mensurou o comprimento entre dois pontos do eixo Y – paralelos entre si, sendo um deles na plataforma de assentamento do mini-pilar e o outro, na extremidade da base do cilindro. A esse intervalo se chamou “desajuste vertical”. Considerou-se desajuste quando não havia contato de qualquer plano de harmonização entre as estruturas, ou seja, quando as interfaces de ambos não estavam em íntimo contato.

Confeccionou-se régua de equivalência a partir da escala contida na referência das imagens em MEV para a realização das mensurações. Padronizaram-se as arguições em seis pontos distintos do eixo x: 10, 60, 110, 160, 210 e 260 µm da origem. Nestes pontos, eram medidos a diferença entre

o cilindro e o implante, correspondente ao desajuste vertical, dada pelo eixo y. O *software* elaborou uma planilha em Excel para cada imagem de MEV, com os valores de cada uma das 6 linhas, conjuntamente com os valores mínimo, máximo e a média obtida, de acordo com a Figura 11. Quer sejam as imagens, quer sejam as aferições foram realizadas por um único operador. Todos os



cilindros das infraestruturas foram medidos no mesmo ponto central antes e após o processo de soldagem TIG.

**Figura 11.** Software ImageJ, no qual se observam, à direita, os resultados sob forma de tabela; e a microscopia à esquerda, cuja mensuração foi padronizada em seis pontos do eixo x.

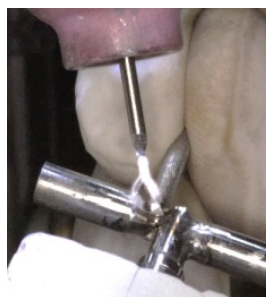
### 3.6 Soldagem TIG

Após a mensuração do desajuste vertical no MEV antes do processo de solda, as infraestruturas foram soldadas, utilizando-se barras pré-fabricadas em liga de Co-Cr (Grupo controle, CoCr1.5 e CoCr2) e Ni-Cr (Grupos NiCr1.5 e NiCr2), com diâmetro de 4.0 mm, e soldagem TIG com configuração da junta em I e em V, conjuntamente com o uso de metal de adição da própria liga (Figura 12).

**A****B**

**Figura 12. A.** Infraestrutura com o dispositivo de padronização para soldagem; **12B.** - Infraestrutura do grupo GC após soldagem TIG.

A soldagem foi realizada com um aparelho de solda TIG (NTY 60, Kernit, Indaiatuba, Brasil) (Figura 13). Para tanto, o dispositivo foi montado com um eletrodo de tungstênio centralizado no interior de um bocal cerâmico, seguindo as recomendações do fabricante: eletrodo posicionado perpendicularmente à peça a ser soldada, há uma distância de 0.5 mm; limpeza do eletrodo com uma lixa de ferro 220 a cada dois disparos; eletrodo sempre afiado de forma que a ponta do mesmo se mantenha extremamente pontiaguda. O tempo de pré-fluxo e pós-fluxo estipulado para vazão de gás argônio foi de 0.2 segundo e a máquina foi calibrada para trabalhar com pulso de 10 ms e profundidade de 3A.

**A****B**

**Figura 13. A.** - Máquina de solda; **B.** – soldagem em execução.

Findado o processo de soldagem, as amostras foram novamente levadas no MEV para mensuração de desajuste vertical, semelhante ao processo descrito no item 2.5.

### 3.7 Análise estatística

Para a obtenção dos resultados, os testes estatísticos foram realizados no software XLSTAT, um suplemento do Excel, e no software R.

Na análise inicial, o objetivo principal foi determinar a influência dos dois fatores envolvidos no estudo: tipo de liga e espessura do cilindro para os dados de desajuste vertical. Portanto, os dados foram submetidos aos testes de normalidade (Shapiro-Wilk) e verificou-se que eles não apresentaram distribuição normal sendo aplicado o teste de Kruskal-Wallis com  $\alpha=.05$ .

Na realização dos testes estatísticos para comparação dos grupos, os dados também foram avaliados pelo teste de normalidade (Shapiro-Wilk), homogeneidade de variâncias (Levene) e independência (Durbin-Watson), os grupos que apresentaram distribuição normal foram submetidos ao teste paramétrico denominado teste T (usado apenas na comparação entre GC versus NiCr1,5 antes da soldagem) e, aqueles que não apresentaram distribuição normal, foram submetidos aos testes não-paramétricos Wilcoxon de Mann-Whitney (comparação entre dois grupos) e Wilcoxon (comparação do mesmo grupo para os processos pré e pós solda). Foram considerados significativos os valores de  $p<.05$ .

## 4. RESULTADOS

### Desajuste Vertical

A tabela 2 mostra os valores de P para o tipo de liga e espessura do cilindro de todos os grupos antes e depois da soldagem, após o teste de Kruskal-Wallis. Todos os fatores foram significativos tanto antes como depois da solda.

**Tabela 2.**Valores de P para os dados submetidos ao teste de Kruskal-Wallis.

<b>Desajuste vertical</b>	<b>Variável</b>	<b>P valor</b>
<b>Antes</b>	Tipo de Liga	<.0001
	Espessura do Cilindro	<.0001
<b>Depois</b>	Tipo de Liga	.0313
	Espessura do Cilindro	.0057

Antes do processo de soldagem:

A tabela 3 mostra a comparação entre os grupos controle e testes e entre os grupos testes antes da soldagem.

**Tabela3.** Valores de P para os dados submetidos ao Teste Wilcoxon-Mann-Whitney.

<b>Tipos de Liga</b>	<b>P valor</b>
GC versus CoCr1.5	<.0001
GC versus CoCr2	<.0001
GC versus NiCr1.5	<.0001
GC versus NiCr2	<.0001
CoCr1.5 versus CoCr2	.2012
CoCr1.5 versus NiCr1.5	.0459
CoCr2,0 versus NiCr2	.1918
NiCr1.5 versus NiCr2	.0490

Após o processo de soldagem

A tabela 4 mostra a comparação entre os grupos controle e testes e entre os grupos testes após a soldagem

**Tabela 4.** Valores de p para os dados submetidos ao Teste Wilcoxon-Mann-Whitney.

<b>Tipos de Liga</b>	<b>P valor</b>
GC versus CoCr1.5	.5291
GC versus CoCr2	.0051
GC versus NiCr1,5	.6395
GC versus NiCr2	.0095
CoCr1.5 versus CoCr2	.1022
CoCr1.5 versus NiCr1.5	.6395
CoCr2 versus Nicr2.	.4135
NiCr1.5 versus NiCr2	.1274

Análise do desajuste antes e depois da soldagem para todos os grupos:

A tabela 5 mostra a comparação antes e após a soldagem para os grupos controle e testes.

**Tabela 5.** Valores de P para os dados submetidos ao Teste Wilcoxon na comparação entre o mesmo grupo antes e após a soldagem.

Grupos	P valor
GC	<.0001
CoCr1.5	1
CoCr2	.5756
NiCr1.5	.5459
Nicr2	.0005

## 5. DISCUSSÃO

As duas hipóteses testadas foram aceitas (1) Houve diferença nos valores de desajuste tanto para o fator tipo de liga quanto para o fator espessura do cilindro antes da solda e (2) Houve diferença nos valores de desajuste tanto para o fator tipo de liga quanto para o fator espessura do cilindro depois da solda.

Vários são os fatores que respondem por esses resultados: os equipamentos e métodos de aquisição, o processo de fundição, a experiência do operador, o uso de retificadores após a fundição, o número de parafusos utilizados na aferição e a técnica de soldagem empregada.

Um dos os maiores desafios em qualquer trabalho que avalie desajuste vertical entre interfaces de infraestruturas protéticas é a escolha do método de medição (Barbi et al , 2012; Kan et al., 1999), haja vista não haver um protocolo definitivo (*guideline*) a respeito da mensuração do desajuste vertical, os dados da literatura são discordantes entre si (Abduo & Judge., 2014; Barbosa et al., 2007). A inexistência de um padrão está além destas cifras, uma vez que é consequência direta dos diferentes materiais e métodos utilizados, repercutindo em variáveis que alteram o resultado obtido, tais como o número de pilares da infraestrutura e a técnica usada para confecção desta, o instrumento empregado para cálculo, o tipo de liga metálica, dentre outras.

Barbi et al, (2012) utilizou MEV em 3 pontos diferentes: ponto distal (D), ponto central (C) e ponto mesial (M) ao longo dos pilares das infraestruturas,

para averiguar o desajuste em infraestruturas protéticas de CoCr. Barbosa et al 2007 avaliou por meio de microscópio óptico. Rodrigues et al (2017) utilizou microscópio óptico (2D) e microtomografia computadorizada (3D) para investigar influência de diferentes técnicas de soldagem em infraestruturas protéticas sobre implantes no desajuste marginal. Portanto, não há uma única técnica e consenso na literatura acerca dessa mensuração.

Assim sendo, a metodologia deste trabalho preconizou por minimizar os elementos que pudessem interferir na mensuração do desajuste vertical. Na inexistência de um protocolo, optou-se por avaliar o desajuste apenas na área central do pilar, correspondente ao ponto mais alto de sua curvatura. Por se tratar de um objeto com uma convexidade acentuada - devido a sua forma geométrica cilíndrica - sofre distorções quando capturado sob formato de imagem, sobretudo nas bordas do pilar, visto que as fotos planificam o eixo z (profundidade), ou seja, transformam o tridimensional (3D) em bidimensional (2D) (Eisenmann, et al., 2004; Mitha, Owen, Howes, 2009; Tan et al., 1993). Além disso, por se tratar de uma área, seis pontos fixos em cada imagem foram empregados para padronizar e angariar uma média relativa ao desajuste vertical, fora isto, cada imagem foi calibrada e mensurada por um único operador, contribuindo para a homogeneidade dos resultados.

Outro adendo concerne ao equipamento empregado na avaliação. Nesta pesquisa, preferiu-se operar o microscópio eletrônico de varredura (MEV), em detrimento do microscópio óptico (Mobilio et al., 2016; Rodrigues et al., 2017). Além de ser uma metodologia bastante utilizada (Barbi et al., 2012; Barbosa et al., 2007; França et al., 2015), haja vista se tratar de um instrumento de excelente resolução e precisão, mesmo em altas magnificações, devido ao seu *modus operandi* valer-se de feixes de elétrons, enquanto o óptico usa feixe de luz; de excepcional acuidade visual, por possibilidade de manipulação do contraste e brilho, favorecendo a visualização da área de *gap*; o MEV também viabiliza observar as características físicas dos padrões da fundição e da solda. (Abduo, Judge, 2014; Barbosa et al., 2010; Katsoulis et al., 2015).



Um fator primordial que influenciou nos resultados das hipóteses testadas neste trabalho concernem ao processo de fundição, cuja técnica utilizada foi a cera perdida e fundição convencional por brasagem, método bem descrito (Berejuket al., 2014; Matos et al., 2015; Zervas et al., 1999) e amplamente empregado nos laboratórios de prótese, por ser de fácil manuseio e baixo custo. O percalço desta fundição dá-se por serem necessárias várias fases para conclusão de todo o processo - tais como o enceramento, o revestimento e fusão do metal, dentre outros. A execução de todas as etapas gera maior probabilidade de intercorrências na qualidade das infraestruturas, pois falhas técnicas e humanas acumulam-se durante o processo (Fenlonet al., 1993; Tuna, OzçiçekPekmez, Kürkçüoğlu, 2015).

Dentre essas falhas, destaca-se a distorção inerente a cera - utilizada para esculpir as estruturas ou mesmo servirem de canais condutores – material de manuseio delicado, por ser extremamente moldável, e passível de deformações devido a temperatura, ou contração quando submetida à estresse (Milan, et al., 2004; Ushiwata, Moraes, 2000). Neste trabalho, cilindros calcináveis foram encerados com o auxílio de um padrão de modo a apresentarem a espessura de 1.5 e 2.0 mm de espessura. Apesar de o padrão contribuir para a homogeneização das amostras, irregularidades advindas do processo manual, conjuntamente a dificuldades do material (cera) podem ter contribuído para avarias vistas no desajuste vertical (Bhaskaranet al., 2013).

Fatores como destreza na inserção do impermeabilizante sobre as amostras enceradas evitam a formação de bolhas ou saliências na infraestrutura, sobretudo em amostras de formato geométrico como as utilizadas neste trabalho, as quais eram ocas centralmente, cujas áreas de encaixe de parafuso e cervical eram extremamente vitais para os resultados. A escolha do revestimento compatível com a liga, seguir fielmente as instruções do fabricante, respeitando tempo de espatulação e proporção de líquido e pó, a deposição no cadinho de modo a evitar bolhas, além do cálculo da quantidade de revestimento a ser usada, considerando a expansão do material e da liga

metálica auxiliam o processo de fundição a conter menos distorções. (Jenkins, Phillips, 1971).

Os resultados de antes da solda demonstram quão relevante foi a fundição para o desajuste vertical, uma vez que o GC composto por amostras pré-fabricadas foi estatisticamente diferente dos grupos testes fundidos. Compreende-se, a partir do exposto, a complexidade do processo de fundição. A execução de todos os passos laboratoriais necessita-se de um operador hábil e experiente. Assim, erros primários são evitados – como, por exemplo, o tempo e temperaturas ideais para promover a total fusão da liga metálica e evitar fundições incompletas - angariando uma melhor qualidade final de fundição (Atouiet al., 2013; Castro et al., 2015). Desta forma, por se tratar de um processo basicamente artesanal, a eliminação ou atenuação das inúmeras variáveis envolvidas direta ou indiretamente na adaptação cervical dos pilares resulta em melhores ajustes passivos da infraestrutura.

Após a fundição, utilizou-se, no presente trabalho, o retificador para todos os grupos testes, a fim de prover maior homogeneidade às bases de assentamento dos cilindros protéticos, já que ambos foram elaborados a partir de processos manuais, logo, passíveis de irregularidades nas infraestruturas. Neste trabalho, embora tenha havido respeito ao uso dos retificadores manuais, que auxiliam na eliminação de imperfeições advindas da fundição, bem como contribuem no alinhamento da base do pilar, retificando-a e possibilitando um melhor ajuste, nem todos os grupos testes apresentaram semelhança estatística nos valores de desajuste vertical antes da soldagem, demonstrando que a fundição é um dos fatores que influenciam os valores de desajuste. Entretanto os usos dos retificadores possivelmente corroboraram para menores diferenças visto que trabalhos como de Simamoto et al. (2005), em que desajustes marginais inferiores a 10  $\mu\text{m}$  passaram de 64% para 94% do total de amostras, após o uso de retificadores, comprovando sua eficácia.

Ademais, o torque de um ou mais parafusos na infraestrutura também é fator influenciador para o ajuste resultante. Muitos autores amparam-se no “*Sheffield test*”, cujo princípio é parafusar apenas um parafuso da

infraestrutura, de modo que os outros estejam passivos sob o implante, podendo medir o real desajuste (Abduo et al., 2010). O contraponto, esse teste é usado, sobretudo, para arcos completos, ou seja, para implantes múltiplos (três ou mais); também é mais delongado, uma vez que se necessita alternar os cilindros parafusados Barbi et al. (2012), ao utilizar infraestruturas com dois pilares, obteve desajustes marginais maiores para o cilindro sem parafuso, quando comparado ao cilindro parafusado. Diante disso, para este trabalho, optou-se por parafusar ambos os pilares, empregando parafusos de titânio, sob torque de 10 Ncm, garantindo a passividade do sistema cilindro-parafuso, sem demandar retenção friccional, cujo resultado seria um travamento forçado, projetando um inconsistente desajuste, como já explicado.

O modo de confecção, atrelado a técnica de soldagem, são fatores-chaves no que diz na confecção de uma infraestrutura passível e ajudam na explicação das hipóteses deste trabalho. Os grupos GC, CoCr2 e NiCr2 apresentaram diferença estatística no processo pré e pós solda. Possivelmente para os grupos testes o padrão de fundição tenha atuado como protagonista do desajuste vertical como já discutido, no entanto, em relação ao grupo controle, por se tratar de amostras pré-fabricadas, o processo de soldagem pode promover desarranjos na infraestrutura, resultantes em maior desajuste quando comparadas aos mesmos cilindros antes e depois do processo de solda. Um dos motivos deve-se a perfuração da parede do cilindro das amostras do grupo controle quando submetidas à solda, causado por duas circunstâncias – espessura do cilindro e controle do arco elétrico da solda TIG (Hart & Wilson, 2006).

Acerca da espessura do cilindro, o aumento progressivo demonstrou ser viável, haja vista que o cilindro pré-fabricado, de espessura de 0.85 mm, apresentou perfurações quando a solda era efetivada, inclusive sendo inviável a adição de metal em certos pontos, já que o derretimento do cilindro ou mesmo deformações do sistema poderiam ocorrer. Ainda neste aspecto, outro fator importante se diz respeito à quantidade de forças suportadas pelas infraestruturas, onde o volume da solda pode ter influência sobre a qualidade,

profundidade, distribuição dos pontos de solda e da própria resistência à flexão (Barbi et al., 2012, Simamoto et al., 2015), O metal de adição além de aumentar o volume total de solda, melhora significativamente a força máxima de flexão (Hart & Wilson, 2006). Ademais, a oxidação do CoCr é limitada à superfície, o que aumenta a penetração da solda (Xie&Kar, 1999), ao contrário de ligas de titânio, por exemplo, em que ocorre oxidação por todo o metal, dificultando a penetração (Alavi & Abrishami, 2015).

Todos esses parâmetros e pesquisas desenvolvidas a fim de desenvolver técnicas que melhorem o ajuste passivo das peças protéticas deve-se as possíveis consequências clínicas vinculadas a ele, vislumbrando-se entraves mecânicos e biológicos, os quais comprometem diretamente a estabilidade, a função, bem como a própria integridade da prótese. Quando há a incidência de um desajuste vertical, as forças oclusais distribuem-se de maneira heterogênea sobre a prótese, gerando tensões e colocando todo o sistema em risco. (Abduo et al., 2010; Abduo, judge, 2014; Al-meraikhiet al., 2017; Assunção et al., 2009; Assunção et al., 2011; Bacchi et al., 2013; Rodrigues et al., 2017; Shim & yang, 2015; Spazzin et al., 2010; Spazzin et al., 2013).

Assim sendo, mais estudos voltados para avaliar os diferentes tipos de desajustes com diferentes metodologias de aquisição dos dados e diferentes metodologias de construção das infraestruturas são necessários para construção de parâmetros cada vez mais refinados e apurados, bem como a utilização de tecnologia 3D como, por exemplo, a microtomografia computadorizada na avaliação do desajuste vertical em toda a circunferência da estrutura.

## **6. CONCLUSÃO**

Considerando os parâmetros e técnicas utilizadas, pode-se concluir que tanto o tipo de liga quanto a espessura do cilindro influenciaram no desajuste vertical, sendo que o processo de fundição parece ter corroborado de maneira mais negativa que o processo de soldagem com os resultados obtidos, visto que antes da soldagem todos os grupos testes apresentaram diferenças em relação ao GC e antes e após a solda somente dois grupos apresentaram diferença estatística.

## 7. REFERÊNCIAS\*

1. Anusavice, K.J. Materiais Dentários de Phillips. 11ª ed, Rio de Janeiro, Elsevier, 2005.
2. Abduo J, Bennani V, Waddell N, Lyons k, Swain M. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. *int j oral maxillo fac implants*. 2010;25(3):506–15.
3. Abduo J, Judge RB. Implications of implant framework misfit: a systematic review of biomechanical sequelae. *int j oral maxillo fac implants*. 2014;29(3):608–621.  
<https://doi.org/10.11607/jomi.3418>
4. Alavi S, Abrishami AR. Effect of electrical spot welding on load deflection rate of orthodontic wires. *dent res j*. 2015;12(5):438–442.  
<https://doi.org/10.4103/1735-3327.166191>
5. Al-Meraikhi H, Yilmaz B, Mcglumphy E, Brantley W, Johnston WM. In vitro fit of cad-cam complete arch screw-retained titanium and zirconia implant prostheses fabricated on 4 implants. *j prosthet dent*. 2017;17(1):30311-6.  
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.04.023>
6. Al Wazzan KA, Al-Nazzawi AA. Marginal and internal adaptation of commercially pure titanium and titanium-aluminum vanadium alloy cast restorations. *J Contemp Dent Pract* 2007;8(1):19–26.
7. Alonso F, Triches DF, Teixeira ER, Hirakata LM. Marginal fit of implant-supported fixed prosthesis frameworks with prefabricated and calcinable cylinders. *Revista odonto ciência*. 2008;23(4):320–324.
8. Asgar K. Casting Metals in Dentistry: Past - Present - Future. *Advances in Dental Research*. *Adv Dent Res*. 1988;2(1):33-43.  
<https://doi.org/10.1177/08959374880020011701>
9. Assunção WG, Barão VAR, Delben JA, Gomes, EA; Garcia, Idelmo R. Effect of unilateral misfit on preload of retention screws of implant-supported prostheses submitted to mechanical cycling. *j prosthodont res*. 2011;55(1):12–18.

\*De acordo com a Norma da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver. Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

<https://doi.org/10.1016/j.jpor.2010.05.002>

10. Assunção WG, Dos Santos PH, Delben JA, Gomes EA, Barão VAR, Tabata, IF. Effect of misfit on preload maintenance of retention screws of implant-supported prostheses. *J Mater Eng Perform*. 2010;18(7):935–938.  
<https://doi.org/10.1007/s11665-008-9324-3>
11. Atoui JA, Felipucci DN, Pagnano VO, Orsi IA, Nóbilo MA, Bezzon OL. Tensile and flexural strength of commercially pure titanium submitted to laser and tungsten inert gas welds. *braz dent j*. 2013;24(6):630–4.  
<https://doi.org/10.1590/0103-6440201302241>
12. Bacchi A, Paludo I, Ferraz Mesquita M, Schuh C, Federizzi I, Oropazzin A. Loosening torque of prosthetic screws in metal-ceramic or metal-acrylic resin implant-supported dentures with different misfit levels. *j biomech*. 2013; 46(7):1358-62.  
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.01.023>
13. Barbi FCL, Camarini ET, Silva RS, Endo EH, Pereira, JR. Comparative analysis of different joining techniques to improve the passive fit of cobalt-chromium superstructures. *j prosthet dent*. 2012;108(6):377–385.  
[https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(12\)60196-6](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(12)60196-6)
14. Barbosa GA, Neves FD, de Mattos Mda, Rodrigues RC, Ribeiro RF. implant/abutment vertical misfit of one-piece cast frameworks made with different materials. *braz dent j*. 2010;21(6):515–9.  
<https://doi.org/10.1590/S0103-64402010000600006>
15. Barbosa GAS, Simamoto Júnior PC, Fernandes Neto AJ, Mattos MGC, Neves FD. Prosthetic laboratory influence on the vertical misfit at the implant/ucla abutment interface. *braz dent j*. 2007;18(2):139–143.  
<https://doi.org/10.1590/S0103-64402007000200010>
16. Berejuk HM, Shimizu RH, Mattias Sartori IA, Valgas I, Tiossi R. vertical microgap and passivity of fit of three-unit implant-supported frameworks fabricated using different techniques. *int j oral maxillofac implants*. 2014;29(5):1064–1070.  
<https://doi.org/10.11607/jomi.3421>

\*De acordo com a Norma da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver. Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

17. Bezzon OL, de Barros C, de Almeida Rollo JM, Di Lorenzo PL. Pilot study of the relationship between the hardness and abrasion resistance of two base metal alloys used for metal-ceramic restorations. *j prosthet dent*. 2001;85(2):190-4.  
<https://doi.org/10.1067/mpr.2001.112413>
18. Bhaskaran E, Azhagarasan NS, Miglani S, Ilango T, krishna GP, Gajapathi B. Comparative evaluation of marginal and internal gap of co-croplings fabricated from conventional wax pattern, 3d printed resin pattern and dmls tech: an in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc*. 2013;13(3):189–95.  
<https://doi.org/10.1007/s13191-013-0283-5>
19. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. experience from a 10-year period. *scand j plast reconstr surg suppl*. 1977;(16):1–132.
20. Brånemark PI, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses: i. experimental studies. *scand j plast reconstr surg suppl*. 1969;3(2):81–100.
21. Brånemark P. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983;50:399–410.  
[https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(83\)80101-2](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(83)80101-2)
22. Castro GC, Araújo CA, Mesquita MF, Consani RLX, Nóbilo MAA. Stress distribution in co-cr implant frameworks after laser or tig welding. *braz dent j*. 2013;24(2):147–151.  
<https://doi.org/10.1590/0103-6440201302112>
23. Castro MG, Araújo CA, Menegaz GL, Silva, JPL, Nóbilo MAA, Simamoto Júnior PC. Laser and plasma dental soldering techniques applied to ti-6al-4v alloy: ultimate tensile strength and finite element analysis. *j prosthet dent*. 2015;113(5):460–466.  
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.10.008>
24. Chai T, Chou CK. Mechanical properties of laser-welded cast titanium

\*De acordo com a Norma da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver. Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).



joints under different conditions. J Prosthet Dent. 1998; 79(4):477-483.  
[https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(98\)70165-9](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(98)70165-9)

25. Da Silveira-Junior CD, Castro MG, Resende LD, Das Neves FD, Resende V, Cezar P. Development of a comprehensive process model for hybrid laser-arcwelding. Intech, 2012.

26. Eisenmann E, Mokabberi A, Walter MH, Freesmeyer WB. Improving the fit of implant-supported superstructures using the spark erosion technique. Int J Oral Maxillofac Implants. 2004;19(6):810-8.

27. Ekelund JA, Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. Implant treatment in the edentulous mandible: a prospective study on Branemark system implants over more than 20 years. Int J Prosthodont. 2003;16(6):602-8.

28. Fenlon MR, Juszczak AS, Hughes RJ, Walter JD, Sherriff M. Accuracy of fit of cobalt-chromium removable partial denture frameworks on master casts. Eur J Prosthodont Restor Dent. 1993;1(3):127-30.

29. Fernandes, Daniela Rodrigues. Influência de fontes de calor de fundição na fusibilidade e dureza de uma liga de Ni-Cr nova e refundida acrescida ou não de liga nova. 2003. 88 f. Dissertação (Mestrado), Piracicaba, 2003.

a.

30. França DGB, Morais MST, Das Neves FD, Barbosa GAS. Influence of CAD/CAM on the fit accuracy of implant-supported zirconia and cobalt-chromium fixed dental prostheses. J Prosthet Dent. 2015;113(1):22-8.  
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.07.010>

31. Hart CN, Wilson PR. Evaluation of welded titanium joints used with cantilevered implant-supported prostheses. J Prosthet Dent. 2006;96(1):25-32.  
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2006.05.003>

32. Hatano N, Yamaguchi M, Yaita T, Ishibashi TT, Sennerby I. New approach for immediate prosthetic rehabilitation of the edentulous mandible with three implants: a retrospective study. Clin Oral Implants Res.

\*De acordo com a Norma da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver. Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

- res. 2011;22(11):1265–1269.  
<https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2010.02101.x>
33. Hulthstrom M, Nilsson U. cobalt-chromium as a framework material in implant-supported fixed prostheses: a 3-year follow-up. *J oral maxillofac implants*. 1994;9(4):449-54.
34. Jenkins CB, Phillips RW. An evaluation of five inlay investing techniques employed with different types of wax patterns. *J prosthodont*. 1971;25(3):211–220.  
[https://doi.org/10.1016/0022-3913\(71\)90110-7](https://doi.org/10.1016/0022-3913(71)90110-7)
35. Katsoulis J, Mericske Stern, R, Enkling, N; Katsoulis K, Blatz MB. In vitro precision of fit of computer-aided designed and computer-aided manufactured titanium screw-retained fixed dental prostheses before and after ceramic veneering. *clin oral implants res*. 2015;26(1):44–49.  
<https://doi.org/10.1111/clr.12299>  
PMid:24289301
36. Kim G, Shertok D; Ching TB, Yeni YN. Variability of tissue mineral density can determine physiological creep of human vertebral cancellous bone. *J bio mech*. 2011;44(9):1660–1665.  
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.03.025>
37. Maló, P; Rangert B; Nobre ML. "all on four" immediate-function concept with Brånemark system® implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *clin implant dent relat res*. 2003;5(1):2–9.  
<https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2003.tb00010.x>  
PMid:12691645
38. Maló P, Lopezi, Nobre M. The all on four concept. in: Babbush C, Hahn J, Krauser J, eds. *Dental implants: the art and science*. 2nd ed. St. Louis, MO: Saunders Elsevier; 2010, 435.
39. Matos IC, Bastos IN, Diniz MG, Miranda MS. Corrosion in artificial saliva of a Ni-Cr-based dental alloy joined by TIG welding and conventional brazing. *J prosthodont*. 2015;144(2):278–285.  
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.01.017>
40. Milan FM, Consani S, Correr Sobrinho L, Sinhorette MA, Sousa-Neto MD,

\*De acordo com a Norma da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver. Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

- Knowles JC. Influence of casting methods on marginal and internal discrepancies of complete cast crowns. *braz dent j*. 2004;15(2):127–32.  
<https://doi.org/10.1590/S0103-64402004000200008>
41. Mitha T, Owen CP, Howes DG. The three-dimensional casting distortion of five implant-supported frameworks. *int j prosthodont*. 2009;22(3):248–50.
42. Mobilio N, Fasiol A, Franceschetti G, Catapano S. Marginal vertical fit along the implant-abutment interface: a microscope qualitative analysis. *dentist j*. 2016;4(3):31.  
<https://doi.org/10.3390/dj4030031>
43. Neo TK, Chai J, Gilbert JL, Wozniak WT, Engelman MJ. Mechanical properties of titanium connectors. *Int J Prosth*. 1996;9(4):379–93.
44. Ogawa T, Dhaliwal S, Naert I, Mine A, Kronstrom M; Sasaki K, Duyck J. Effect of tilted and short distal implants on axial forces and bending moments in implants supporting fixed dental prostheses: an in vitro study. *Int J Prosthodont*. 2010;23(6):566–73.
45. Rivaldo EG, Montagner A, Nary H, da Fontoura Frasca LC, Brånemark PI. Assessment of rehabilitation in edentulous patients treated with an immediately loaded complete fixed mandibular prosthesis supported by three implants. *int j oral maxillofac implants*. 2012;27(3):695–702.
46. Roach Michael D. Use of x-ray photoelectron spectroscopy and cyclic polarization to evaluate the corrosion behavior of six nickel-chromium alloys before and after porcelain-fused-to-metal firing. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2000;84(6):623–634.  
<https://doi.org/10.1067/mpr.2000.111496>
47. Rocha R, Pinheiro A, Villaverde AB. Flexural strength of pure Ti, Ni-Cr and Co-Cr alloys submitted to Nd:YAG laser or TIG welding. *braz dent j*. 2006;17(1):20–23.  
<https://doi.org/10.1590/S0103-64402006000100005>
48. Rodrigues AS, Presotto AGC, Barão VAR, Consani RLX; Nóbilo MAA; Mesquita MF. The role of welding techniques in the biomechanical behavior of implant-supported prostheses. *mater sci eng c mater biol*

\*De acordo com a Norma da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver. Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

appl.2017;78:435–442.

<https://doi.org/10.1016/j.msec.2017.04.090>

49. Shim HW, Yang BE. Long-term cumulative survival and mechanical complications of single-tooth ankylos implants: focus on the abutment neck fractures. *j adv prosthodont.* 2015;7(6):423–430.  
<https://doi.org/10.4047/jap.2015.7.6.423>
50. Simamoto-Júnior PC, Barbosa GAS, Soares CJ, Neto AJF, Neves FD. Desajuste vertical antes e após o emprego de retificadores para pilares de prótese implantada tipo ucla fundíveis. *Braz dent sci.* 2005;8(1):39-46.
51. Simamoto-Júnior PC, Resende NV, Rodrigues M, Soares CJ, Araújo RLH. Effect of joint design and welding type on the flexural strength and weld penetration of ti-6al-4v alloy bars. *j prosthet dent,* 2015;113(5):467–474.  
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.10.010>
52. Spazzin A, Costa AR, Correr AB, Consani RLX, Correr-Sobrinho, I, Dos Santos MBF. Effect of bar cross-section geometry on stress distribution in overdenture-retaining system simulating horizontal misfit and bone loss. *jbiomech.* 2013;46(12):2039–2044.  
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.05.025>
53. Spazzin AO, Senrique GEP, Nóbilo MAA, Consani RLX, Correr-sobrinho I, Mesquita MF. effect of retorque on loosening torque of prosthetic screws under two levels of fit of implant-supported dentures. *braz dent j.* 2010;21(1):12–17.  
<https://doi.org/10.1590/S0103-64402010000100002>
54. Tiozzi R, Rodrigues RC, de Mattos Mda, 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):121-3.

\*De acordo com a Norma da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver. Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

55. Tuna S, Özçiçekpekmez N, Kürkçüoğlu I. corrosion resistance assessment of co-cr alloy frameworks fabricated by cad/cam milling, laser sintering, and casting methods. *j prosthet dent*. 2015;114(5):725–734.  
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.02.031>
56. Ushiwata O, Moraes JV. Method for marginal measurements of restorations: accessory device for toolmakers microscope. *j prosthet dent*. 2000;83(3):362–366.  
[https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(00\)70141-7](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(00)70141-7)
57. Wang RR, Welsch GE. Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, laser welding, and infrared brazing. *j prosthet dent*. 1995;74(5):521–30.  
[https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(05\)80356-7](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(05)80356-7)
58. Xie J, Kar A. Laser welding of thin sheet steel with surface oxidation. *welding journal*. 1999;78:343-8.

\*De acordo com a Norma da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver. Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

## ANEXOS

### Anexos 1- Tabelas

**Tabela 1.** Desajuste vertical ( $\mu\text{m}$ ) de cada cilindro antes e depois de uma solda.

Nº Cilindro	GC		CoCr1,5		CoCr2		Nier1,5		Nier2	
	Antes	Após	Antes	Após	Antes	Após	Antes	Após	Antes	Após
1	5.286	29,241	6,730	7,991	14,070	33,984	29,557	24,99	20,072	39,351
2	11.269	15,851	13,523	300,361	12,336	28,279	18,375	9,444	13,429	25,859
3	2.454	26,052	79,004	66,389	23,138	4,861	34,188	59,63	6,906	51,672
4	3.070	20,358	9,043	3,783	50,025	3,965	42,122	154,499	100,37	121,615
5	3.676	2,485	10,106	41,253	9,549	56,204	73,519	69,383	35,300	23,029
6	5.097	39,752	5,179	6,085	69,346	38,136	26,222	0,795	2,921	106,395
7	7.695	2,743	127,578	2,713	32,654	62,829	26,222	22,27	26,032	58,717
8	4.602	58,799	21,619	20,593	43,369	70,633	25,556	3,695	32,758	48,725
9	3.248	54,742	33,820	23,925	27,476	25,877	32,16	53,395	7,742	19,172
10	3.019	7,990	3,136	49,426	23,036	38,583	15,717	42,915	22,609	21,257
11	5.995	7,221	17,082	203,152	8,633	8,762	5,926	4,614	125,372	18,457
12	7.582	55,576	34,431	4,729	114,430	51,358	58,419	3,306	38,519	31,693
13	8.804	19,070	195,556	65,752	21,070	31,833	52,756	12,253	25,415	46,811
14	7.584	13,221	10,676	2,269	194,464	158,648	36,067	36,00	17,263	50,367
15	3.776	10,909	7,768	6,159	185,760	79,939	13,704	46,406	7,048	35,173
16	5.000	4,482	14,964	72,465	13,939	39,984	45,556	14,025	16,508	16,698
17	1.578	4,205	6,108	13,387	20,996	131,920	29,438	53,333	8,921	12,094
18	8982	17,717	21,491	16,620	7,817	117,485	12,063	18,395	18,457	49,984
19	4,853	35,872	15,446	26,111	22,880	19,498	17,586	2,731	9,792	22,702
20	0,571	7,435	32,353	13,271	7,155	31,235	23,84	5,844	5,659	20,187