



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
ESCOLA TÉCNICA DE SAÚDE



AMANDA RAMOS MAZZARO

**AVALIAÇÃO DE DESAJUSTE VERTICAL DE INFRAESTRUTURAS
PROTÉTICAS SOBRE IMPLANTES CONFECCIONADAS EM LIGA
DE CO-CR E SOLDAGEM TIG**

UBERLÂNDIA

2017

AMANDA RAMOS MAZZARO

**AVALIAÇÃO DE DESAJUSTE VERTICAL DE
INFRAESTRUTURAS PROTÉTICAS SOBRE IMPLANTES
CONFECCIONADAS EM LIGA DE CO-CR E SOLDAGEM TIG**

Trabalho de conclusão de curso
apresentado a Faculdade de Odontologia
da Universidade Federal de Uberlândia,
como requisito parcial para obtenção do
título de Graduado em Odontologia.

Orientador: Prof^a. Dr^a. Morgana
Guilherme de Castro

Co-Orientador: Prof. Dr. Paulo Cézar
Simamoto Júnior

Uberlândia

2017

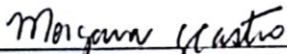


SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

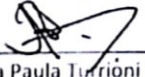
ATA DA COMISSÃO JULGADORA DA DEFESA DE TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO DO (A) DISCENTE **Amanda Ramos Mazzaro** DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA.

No dia **10 de novembro de 2017**, reuniu-se a Comissão Julgadora aprovada pelo Colegiado de Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, para o julgamento do Trabalho de Conclusão de Curso apresentado pelo (a) aluno (a) **Amanda Ramos Mazzaro**, COM O TÍTULO: - **"AVALIAÇÃO DE DESAJUSTE VERTICAL DE INFRAESTRUTURAS PROTÉTICAS SOBRE IMPLANTES CONFECCIONADAS EM LIGA DE CO-CR E SOLDAGEM TIG"**. O julgamento do trabalho foi realizado em sessão pública compreendendo a exposição, seguida de arguição pelos examinadores. Encerrada a arguição, cada examinador, em sessão secreta, exarou o seu parecer. A Comissão Julgadora, após análise do Trabalho, verificou que o mesmo encontra-se em condições de ser incorporado ao banco de Trabalhos de Conclusão de Curso desta Faculdade. O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas da Graduação, legislação e regulamentação da UFU. Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos e lavrada a presente ata, que após lida e achada conforme, foi assinada pela Banca Examinadora.

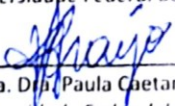
Uberlândia, 10 de novembro de 2017



Profa. Dra. Morgana Guilherme de Castro
Universidade Federal de Uberlândia – UFU



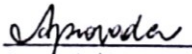
Profa. Dra. Ana Paula Turrióni Hidalgo
Universidade Federal de Uberlândia – UFU



Profa. Dra. Paula Caetano Araújo
Universidade Federal de Uberlândia – UFU



Marcos Boaventura de Moura
Aluno(a) de doutorado – PPGO/UFU



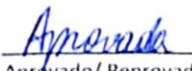
Aprovado/Reprovado



Aprovado/Reprovado

Aprovado/Reprovado



Aprovado/Reprovado

Dedico este trabalho à minha família – excepcionalmente a meus pais Adilson e Luciana, e ao meu irmão Octávio – cujo amor, educação e apoio incondicional edificaram os alicerces de minha vida.

In memoriam de minha querida avó Almira, que tanto sinto falta.

AGRADECIMENTOS

À Universidade Federal de Uberlândia (UFU).

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia (FOUFU).

À Escola Técnica de Saúde da Universidade Federal de Uberlândia (ESTES/UFU).

À Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia (FEMEC/UFU).

Ao Laboratório de Projetos Mecânicos Prof. Dr. Henner Alberto Gomide (LPM).

Ao Laboratório Multiusuário de Microscopia Eletrônica de Varredura da Faculdade de Engenharia Química da Universidade Federal de Uberlândia, pelas análises de MEV.

Ao Laboratório Multiusuário de Microscopia Eletrônica de Varredura do Instituto de Química da Universidade Federal de Uberlândia, pelas análises de MEV.

Ao Centro de Pesquisa de Biomecânica, Biomateriais e Biologia Celular (CPBio).

Aos Laboratórios de Prótese – ESTES/UFU.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES).

À Fundação de Amparo à Pesquisa de Minas Gerais (FAPEMIG).

Ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia (PPG/FOUFU).

Ao Professor Doutor Paulo César Simamoto Júnior, por ter me creditado três anos de iniciação científica, além de propagar o seu entusiasmo pela odontologia, pesquisa e ensino, reafirmando minha vontade pela carreira acadêmica.

Ainda mais, agradeço-o por ter me apresentado a minha orientadora, Professora Doutora Morgana Guilherme de Castro, cujas características pessoais e profissionais tornaram-se uma inspiração e almejo. Por toda sua paciência e esmero em proporcionar aprendizagem e formação acadêmica de qualidade, provendo excelentes oportunidades de crescimento e desenvolvimento na área.

Ao colega de laboratório Ludiel Costa, que me auxiliou imensamente na execução das fases da pesquisa, cuja disponibilidade e boa vontade foi de grande valia.

Aos colegas Leonardo e Rafael, que me auxiliaram não somente na manipulação do equipamento do MEV, mas também me incentivaram a pesquisar mais sobre o assunto, além de todo embasamento na parte de engenharia, auxiliando o entendimento e melhora da pesquisa.

Ao colega Leandro Miranda, o qual foi parte ativa desta pesquisa, contribuindo seja na execução ou no planejamento de cada etapa. Agradeço-o pela disposição de tempo, pela

vontade de concluir este projeto de forma eficaz e pelas valiosas dicas, que me fizeram ponderar e seguir o melhor caminho.

À Raquel Ribeiro Martins, que, além de ser minha parceira de clínica por toda a graduação, também prestou auxílio por diversas vezes neste trabalho, e sobretudo, foi minha amiga pessoal, estando ao meu lado em todos os momentos, colaborando para que a estadia em Uberlândia fosse mais divertida.

A todos os professores da FOUFU, os quais participaram ativamente de minha formação profissional, ao educar e contribuir para alcançar a excelência durante a prática clínica.

A meus amigos Lucas Ian e Lucas Cantarino, com os quais eu dividi inúmeras histórias, dos conselhos, das palavras de serenidade que me fizeram manter o foco e seguir adiante.

Ao Ranieri, companheiro e amigo inestimável, cujo carinho, esmero, saber e dedicação contribuíram para apaziguar os percalços enfrentados, e somaram-se ao meu amadurecimento pessoal, almejando ser uma pessoa melhor. Agradeço-o por cada conversa, cada momento, por querer me ver bem, por dispor sua vida e seu tempo para tornar meus dias mais alegres.

Aos meus tios Rose, Alda, Arildo e Zé, os quais sempre estiverem no meu convívio desde a infância, participando ativamente de minha formação e dando apoio para prosseguir os estudos.

A meu irmão Octávio, quem tanto amo. Agradeço por todo apoio e suporte dados, a todos bons momentos de brincadeiras, comilanças, aprendizagem, aos infinitos filmes, enfim, pelo companheirismo desde a infância e pela certeza que tenho apoio incondicional em você.

Aos meus pais, Adilson e Luciana, aos quais tenho toda a gratidão e amor. Agradeço-os por acompanharem e torcerem por cada vitória minha, pois vocês são a causa de cada uma delas, além de minha inspiração por buscar ser alguém que vocês tenham orgulho. Por cada ensinamento, conselho ou ajuda, vocês são meu suporte, meu abrigo, aqueles que eu confio. Obrigada pelo esmero concedidos a mim e meu irmão, desde nossa concepção. Sei de cada esforço, cada dificuldade, da dedicação de voltar suas vidas para proporcionar o melhor para nós. Esses anos de faculdade e a distância apenas serviram para demonstrar o quanto sinto a falta de vocês, e como valorizo minha família. Vocês e o Octávio são o grato presente que Deus dedicou a mim, os quais tenho profundo afeto, um amor incondicional. Nenhuma palavra expressará minha gratidão, orgulho e amor por vocês.

Sobretudo a Deus, que provém a quietude de espírito necessária para alcançar minhas conquistas.

“Que os vossos esforços desafiem as impossibilidades, lembrai-vos de que as grandes coisas do homem foram conquistadas do que parecia impossível. ”
(Charles Chaplin)

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	9
RESUMO	10
ABSTRACT	11
1. INTRODUÇÃO	12
2. MATERIAIS E MÉTODOS	14
2.1 Confeção do modelo mestre.....	15
2.2 Confeção dos modelos de trabalho	16
2.3 Confeção das infraestruturas	17
2.4 Retificação.....	19
2.5 Microscopia Eletrônica de Varredura (desajuste vertical)	20
<i>2.5.1 Obtenção das microscopias.....</i>	<i>20</i>
<i>2.5.2 Mensuração do desajuste.....</i>	<i>21</i>
2.6 Soldagem TIG.....	23
2.7 Análise estatística.....	24
3. RESULTADOS.....	24
4. DISCUSSÃO.....	28
5. CONCLUSÃO	34
6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	34

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D	Dimensional
3D	Tridimensional
A	Ampere
Co-Cr	Cobalto-Cromo
GC	Grupo Controle
G1.5	Grupo com 1.5 mm de espessura
G2	Grupo com 2.0 mm de espessura
Kg/cm ²	Quilograma por centímetro quadrado
MEV	Microscópio Eletrônico de Varredura
mm	Milímetros
ms	Milissegundo
N	Newton
Ncm	Newton por centímetro
SEM	Scanning Electron Microscope
TIG	<i>Tungsten Inert Gas</i>
µm	Micrômetros

RESUMO

O desajuste vertical de infraestruturas metálicas – distância entre a base do cilindro protético e plataforma do implante – pode repercutir em falhas biomecânicas da prótese, sobretudo após processos de fundição e/ou soldagem. 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 (Co-Cr) antes e após a soldagem TIG. Confeccionou-se 30 infraestruturas – cada qual compostas por dois cilindros protéticos - em liga de Co-Cr, divididas em 3 grupos (n=10): grupo controle (GC), com cilindros pré-fabricados, de 0.85 mm de espessura de parede; grupos testes G1.5 e G2, com cilindros fundidos de 1.5 e 2.0 mm de espessura, respectivamente. Retificou-se manualmente as amostras dos grupos testes. Em seguida, levou-se as 30 infraestruturas ao microscópio eletrônico de varredura (MEV), a fim de mensurar os desajustes verticais antes da solda. Prosseguiu-se com a solda TIG e, novamente, as infraestruturas foram levadas ao MEV. Utilizou-se os testes de Shapiro-Wilk seguido dos testes de Mann-Whitney, Wilcoxon e T pareado, considerando significativos os valores de $p < .05$. Os resultados demonstraram diferença estatisticamente significativa entre GC e grupos testes ($p < .001$) mas não entre os grupos testes ($p = .199$) antes da soldagem. Na análise entre os grupos de antes e após a soldagem, houve diferença estatisticamente significativa para GC ($p < .001$), mas não para G1.5 ($p = 1.000$) e G2 ($p = .570$). Por fim, não houve diferença estatisticamente significativa entre GC e G1.5 ($p = .525$), nem entre G1.5 e G2 ($p = .102$), mas houve diferença entre GC e G2 ($p < .006$) após a soldagem. Portanto, pôde-se concluir, ante os parâmetros utilizados e sob as limitações deste estudo, que os processos de fundição e soldagem influenciaram negativamente nos valores de desajustes verticais.

Palavras-chave: Ajuste de prótese. Soldagem. Prótese dentária fixada por implante.

ABSTRACT

The vertical misfit of metal infrastructures – distance between the base of the cylinder and implant platform – can have an impact on biomechanical failures, especially after casting and/or welding processes. Thus, the aim of this study was to evaluate quantitatively the vertical misfit of implant prosthetic infrastructures made in Co-Cr alloys before and after TIG welding. Thirty infrastructures - composed of two prosthetic cylinders - of cobalt-chromium alloys (Co-Cr) were divided into 3 groups (n = 10): control group (GC), with pre-made cylinders, with 0.85 mm thickness; test groups: G1.5 and G2, with cylinders 1.5 and 2.0 mm thickness, respectively. Rectified the cylinders of test groups and then took all 30 infrastructures in scanning 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, Mann-Whitney test, Wilcoxon test and T-test, considering significant $p < .05$ values. The results showed statistically significant difference between GC and test groups ($p < .001$) but not between test groups ($p = .199$) before to welding. The analysis between the groups before and after welding, there was statistically significant difference for GC ($p < .001$), but not for G1.5 ($p = 1.000$) and G2 ($p = .570$). Finally, there was no statistically significant difference between GC and G1.5 ($p = .525$), or between G1.5 and G2 ($p = .102$), but there was difference between GC and G2 ($p < .006$) after welding. Therefore, within the limitations of this study, was concluded that casting and welding processes had a negative influence on the values of vertical misfits.

Key-words: Prosthesis fitting. Welding. Dental prosthesis, implant-supported.

1. INTRODUÇÃO

A implantodontia moderna desenvolveu-se a partir da década de 60, com os trabalhos de Per-Ingvar Brånemark na osseointegração (BRÅNEMARK et al., 1969) e, posteriormente, em aplicações clínicas por meio dos implantes dentários, restaurando – satisfatoriamente – a função mastigatória dos pacientes desdentados (ABDUO et al., 2010; BRÅNEMARK et al., 1977b; BINON, 2000; RIVALDO et al., 2012; CAMPOS, SAITO, 2007). Dantes à implantodontia, a reabilitação oral de pacientes edêntulos estava limitada à prótese removível, cujas características repercutem entraves funcionais e mecânicos, tais como a reabsorção óssea e subsequentemente, à perda de retenção, potencializando a geração de desequilíbrios funcionais, estéticos e psicossociais ao paciente (KLIEMANN, OLIVEIRA, 2006; MISCH, 2008; TELLES, 2009; TURANO, TURANO, TURANO, 2010), comprometendo, assim, a saúde do indivíduo (ADELL et al., 1981).

Desta forma, o protocolo de Brånemark (LANEY, 2017) – maneira pela qual a técnica foi intitulada – consistia na instalação de implantes ósseo-integráveis em duas etapas cirúrgicas: na primeira, havia a fixação dos implantes propriamente e, na segunda, a plataforma protética dos implantes era exposta para instalar as conexões protéticas e a prótese (BRÅNEMARK et al., 1983a; EKELUND et al., 2003). Todavia, o tempo para remodelação óssea necessário para prosseguir com a segunda fase era de 3 a 4 meses para a mandíbula, enquanto que para a maxila, a espera chegava a 6 meses (BRÅNEMARK et al., 1999; ENGSTRAND et al., 2003).

Embora o procedimento seja bem descrito na literatura, demonstrando altas taxas de sucesso (ADELL et al., 1981; JENDRESEN et al., 1995), a rigidez na execução da técnica tradicional, bem como o longo período de espera e o custo, clamaram pelo desenvolvimento de outras alternativas (BRÅNEMARK et al., 1999; FRIBERG et al., 2008; HATANO et al., 2011; MALÓ, RANGERT, NOBRE, 2003; RIVALDO et al., 2012; WOLFINGER, BALSHI, RANGERT, 2003) como a técnica da carga imediata, que possibilita a instalação dos implantes e das prótese em até 72 horas, garantindo maior satisfação ao paciente (DEGIDI, NARDI, PIATTELLI, 2012; SCHNITMAN et al., 1997; TARNOW, EMTIAZ, CLASSI, 1997).

A despeito da quantidade de fases cirúrgicas da reabilitação, as etapas laboratoriais de confecção das peças protéticas definitivas ainda se interpõem como fator de prolongação e maior custeio do trabalho, visto que é realizada por meio da técnica da cera perdida e brasagem (CASTRO et al., 2015). Entretanto a confecção das infraestruturas por meio de barras pré-fabricadas e técnicas de soldagem alternativas à brasagem – tais como a solda laser e a solda TIG - diminuiriam consideravelmente o tempo e os custos (CASTRO et al., 2015; HATANO

et al., 2011). A técnica de soldagem TIG consiste na união das partes por meio do 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 (CASTRO et al., 2015; DA SILVEIRA-JUNIOR et al., 2012; SIMAMOTO JÚNIOR et al., 2015), permitindo a execução de soldas de alta qualidade e excelente acabamento (CASTRO et al., 2015; DA SILVEIRA-JUNIOR et al., 2012). Metal de adição pode ser utilizado ou não (DA SILVEIRA-JUNIOR et al., 2012; SIMAMOTO JÚNIOR et al., 2015).

Assim sendo, a utilização de barras pré-fabricadas e soldagem TIG mostram-se como uma alternativa viável no emprego da confecção de estruturas protéticas (CASTRO et al., 2015; DA SILVEIRA-JUNIOR et al., 2012; SIMAMOTO JÚNIOR et al., 2015), sendo necessários, contudo, maiores estudos sobre seu comportamento no conjunto protético (barras, pilares e cilindros), devido a sua balbuciente utilização.

Conjuntamente a esse fator, têm-se a escolha em relação as ligas metálicas. A vedete de uso é o titânio e suas ligas derivadas, uma vez que apresenta características físico-químicas vantajosas – boa compatibilidade, baixa densidade e propriedades anticorrosivas (CASTRO et al., 2015; DA SILVEIRA-JUNIOR et al., 2012; SIMAMOTO JÚNIOR et al., 2015), contudo, tais ligas possuem o inconveniente de serem difíceis na manipulação dos processos de fundição e solda. Logo, ligas de metal base, como o Co-Cr, estão disseminando sua empregabilidade nos laboratórios protéticos, pois aliam biocompatibilidade, resistência à corrosão, molhabilidade, rigidez e baixo custo (BARBI et al., 2012; KOKOLIS et al., 2015; ROCHA, PINHEIRO, VILLAVERDE, 2006; ZUPANCIC, LEGAT, FUNDUK, 2006).

Perante essas premissas, um aspecto a ser avaliado é o assentamento passivo das infraestruturas após os procedimentos de fundição e/ou soldagem (ALONSO et al., 2008; BEREJUK et al., 2014; MOBILIO et al., 2016). Para que o sistema prótese-implante-periodonto esteja em equilíbrio, é imprescindível um adequado ajuste passivo entre as infraestruturas protéticas (JAIME et al., 2007), sem haver, contudo, tensão óssea quando em ausência de carga oclusal (ABDUO et al., 2010; ABDUO, JUDGE, 2014; BYRNE, 2011; OYAGÜE et al., 2012). Desajustes nesse sistema podem interferir na longevidade dos implantes (NEVES et al., 2001), podendo ocasionar problemas biomecânicos diretamente relacionados à: perda de torque, fraturas nas próteses, reabsorção óssea, bem como a própria perda do implante (AL-MERAIKHI et al., 2017; BARBOSA et al., 2007; CASTRO et al., 2013; JEMT, 1991; NACONECY et al., 2004; RUBO, CAPELLO SOUZA, 2008).

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

mazela – ou para a prótese, ou para o implante ou, ainda, para o conjunto (KIM et al., 2011; OGAWA et al., 2010). Os estudos de Brånemark et al. (1983a) sugeriram que um ajuste ideal não poderia exceder 10 µm entre o *abutment* e o implante. (JEMT, 1991; PALEARI et al., 2015; RODRIGUES et al., 2017; SPAZZIN et al., 2016).

Todavia, tal valor demonstra estar aquém dos obtidos clinicamente (BINON, 1995; FORD, 2003; RODRIGUES et al., 2017), podendo associar-se à intercorrências mecânicas, às técnicas utilizadas, além da experiência do operador, uma vez que as peças são submetidas a inúmeras etapas, desde a sua confecção até a instalação (BARBI et al., 2012; BEGG, GEERTS, GRYZAGORIDIS, 2009; SIERRAALTA et al., 2012; TIOSSI et al., 2008), tais como os processos de fundição e soldagem, nos quais há expansão do metal, por exemplo (AGUIAR et al., 2009; FORD, 2003; GOMES et al., 2009; OYAGÜE et al., 2012; SAHIN, ÇEHRELI, 2001).

Portanto, estudos que visam avaliar as técnicas de confecção de infraestruturas protéticas, associadas aos desajustes inerentes a tais técnicas, são elementares para o entendimento de como será o comportamento mecânico destas infraestruturas quando instaladas clinicamente.

Diante disso, este trabalho objetivou avaliar quantitativamente o desajuste vertical dos cilindros de mini-pilares das infraestruturas protéticas sobre implante confeccionadas em liga de Co-Cr antes e após soldagem TIG. Quatro hipóteses foram testadas: (1) Haverá diferença nas medidas de desajuste vertical do controle em relação aos grupos testes antes do processo de soldagem; (2) Não haverá diferença nas medidas de desajuste vertical entre os grupos testes antes do processo de soldagem; (3) Haverá diferença nas medidas de desajuste vertical para todos os grupos antes e após processo de soldagem; (4) Haverá diferença nas medidas de desajuste entre o grupo controle e os grupos testes e entre os grupos testes depois de soldadas as infraestruturas.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

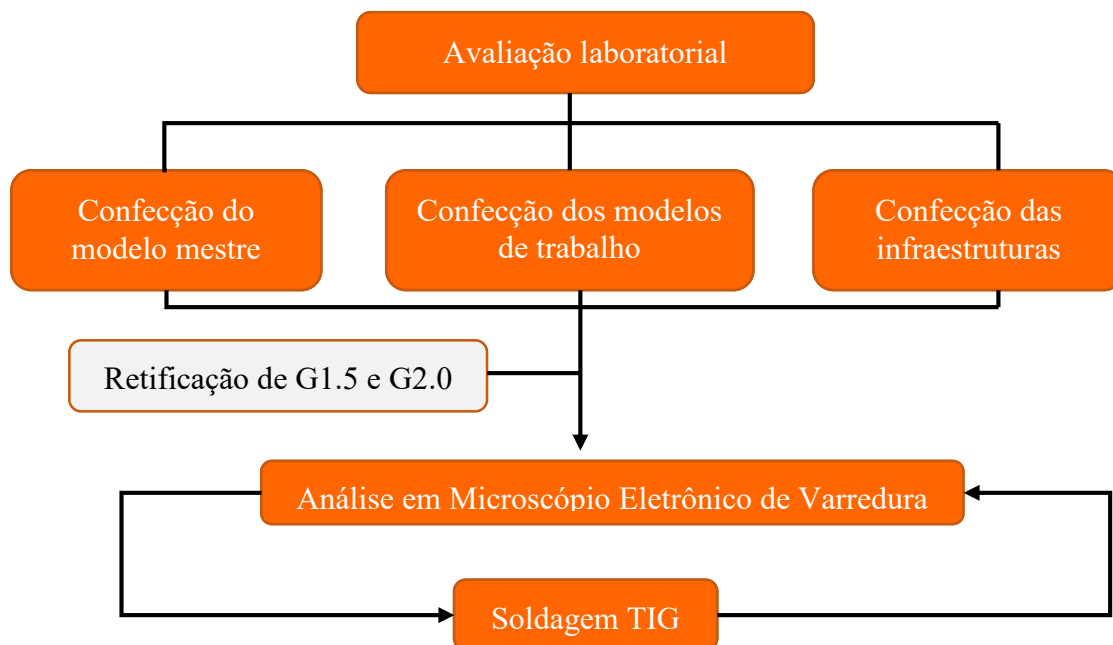
Delineamento experimental

Unidade experimental: infraestrutura metálica.

Fatores em estudo: espessura do cilindro (3 níveis) e tipo de tratamento (2 níveis).

Variáveis respostas: desajuste vertical.

Método de análise: Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV).



2.1 Confecção 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 - pudesse ser fixado utilizando cola a base de cianocrilato (Super bonder, Loctite, Brasil), conforme Figura 1. Sobre os implantes foram parafusados dois mini-pilares cônicos retos com cinta de 1.0 mm (Neodent, Curitiba, Brasil) e torque de 32N.

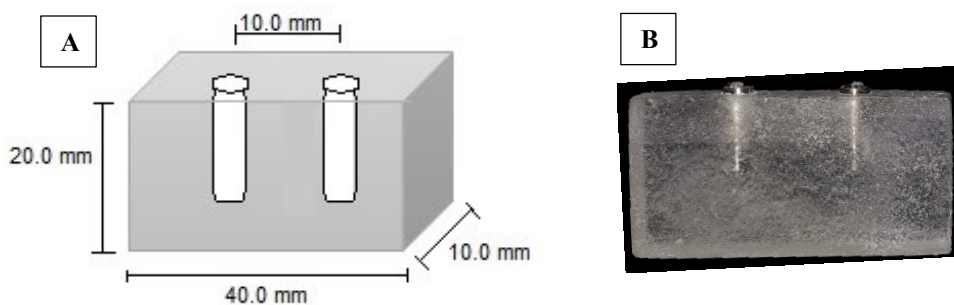


Figura 1. *A. - Esquemática do modelo mestre; B. – modelo mestre em acrílico.*

2.2 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 – Clássico 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 mini-pilares (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).

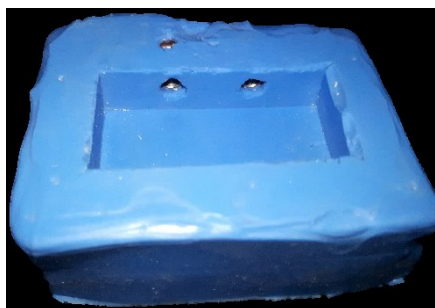


Figura 2. *Molde de silicone obtido a partir da transferência.*



Figura 3. Modelo de trabalho em gesso.

2.3 Confeção das infraestruturas

Foram confeccionadas 30 infraestruturas, cada qual composta por dois cilindros protéticos confeccionados em liga de cobalto-cromo (Co-Cr) (FitCast Cobalto Co-Cr, Talmax, Brasil), conforme Figura 4, distribuídas em 3 grupos (n = 10): grupo controle (GC) com infraestruturas com cilindros pré-fabricados, de 0.85 mm de espessura de parede (Neodent, Curitiba, Brasil); e grupos testes G1.5 e G2, com infraestruturas fundidas, apresentando 1.5 e 2.0 mm de espessura, respectivamente. Para a união dos cilindros, utilizou-se segmentos de barras pré-fabricadas em liga de Co-Cr e solda TIG, conforme Tabela 1.

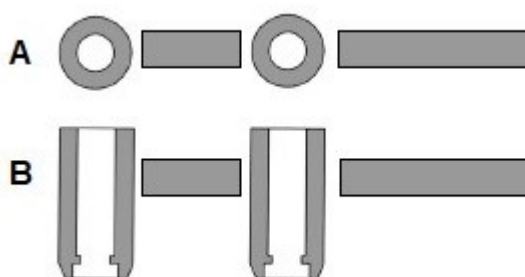


Figura 4. Esquematização da infraestrutura. 4A. – Vista superior; 4B. – Vista frontal. (HART, WILSON, 2006).

Tabela 1. Distribuição dos grupos.

Grupos	Tipo de liga	Espessura da parede do cilindro	Número de infraestruturas
GC	Co-Cr	0.85 mm (padrão)	10
G1.5	Co-Cr	1.5 mm	10
G2	Co-Cr	2.0 mm	10

Fonte: A autora

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 G1.5 e G2, cilindros calcináveis foram encerados de maneira a apresentar 1.5 mm e 2.0 mm de espessura, respectivamente. 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 μm , sob pressão 5,08 Kg/cm^2 .

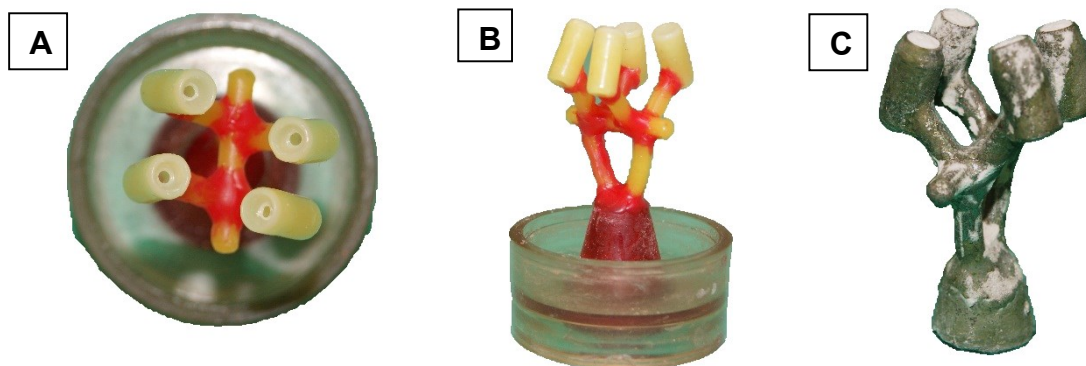


Figura 7. A. - Cilindros encerados e dispostos nos cadinhos, vista superior; 7B. - Vista frontal; 7C. - Amostras fundidas.

2.4 Retificação

Após a fundição, as amostras dos grupos testes G1.5 e G2 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). Em seguida, os cilindros foram parafusados sobre os análogos de implante dispostos no modelo de trabalho para conferir se a retificação tivera sido suficiente: quando não, os cilindros eram novamente submetidos à retificação. Findada essa etapa, todos os cilindros foram parafusados no modelo de trabalho e prosseguiu-se com as mensurações de desajuste no MEV.

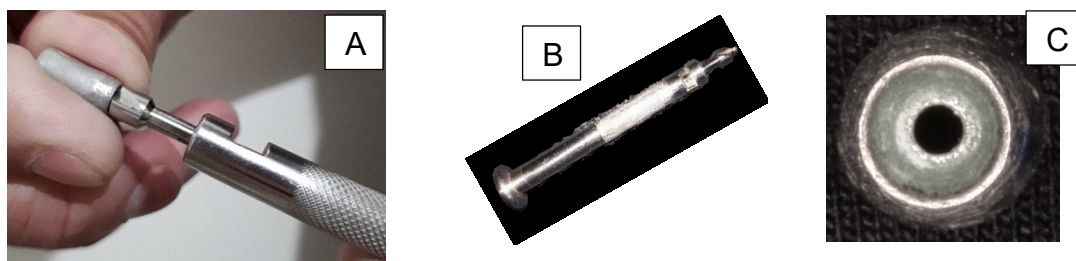


Figura 8. *A. - Retificação manual dos cilindros de G1.5 e G2; 8B. – Retificador manual; 8C. – cervical polida do cilindro, em detalhe, após retificador.*

2.5 Microscopia Eletrônica de Varredura (desajuste vertical)

2.5.1 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).

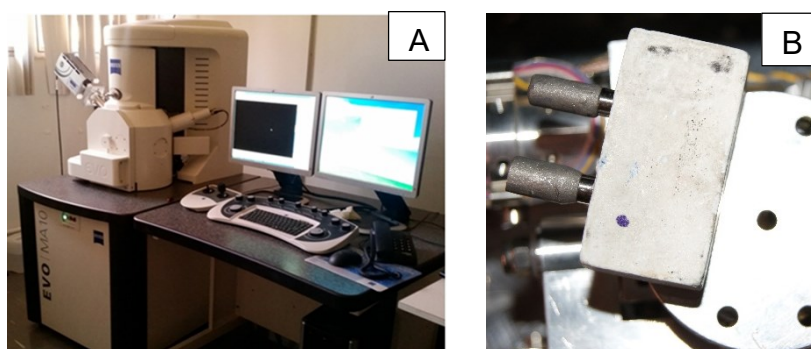


Figura 9. *A. - Equipamento de microscopia eletrônica de varredura; 9B. - stubs com os modelos de trabalho.*

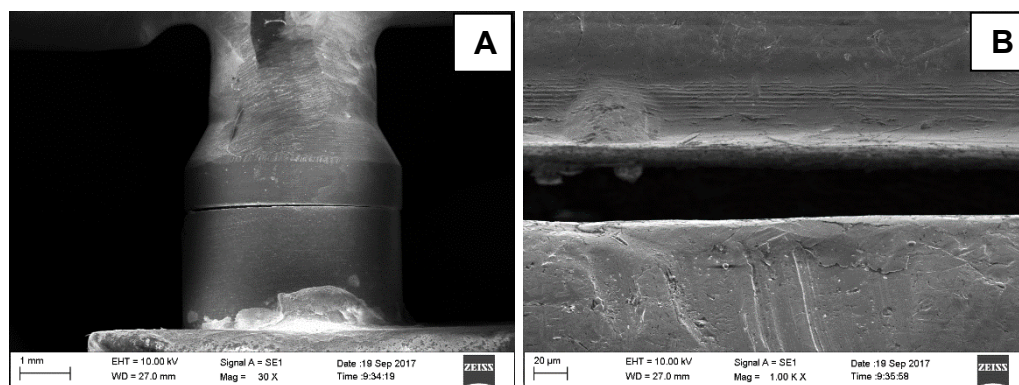


Figura 10. *Microscopias do grupo controle, após a soldagem. Em 10A. - magnificação de 60x; em 10B. - magnificação de 1000x.*

2.5.2 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.

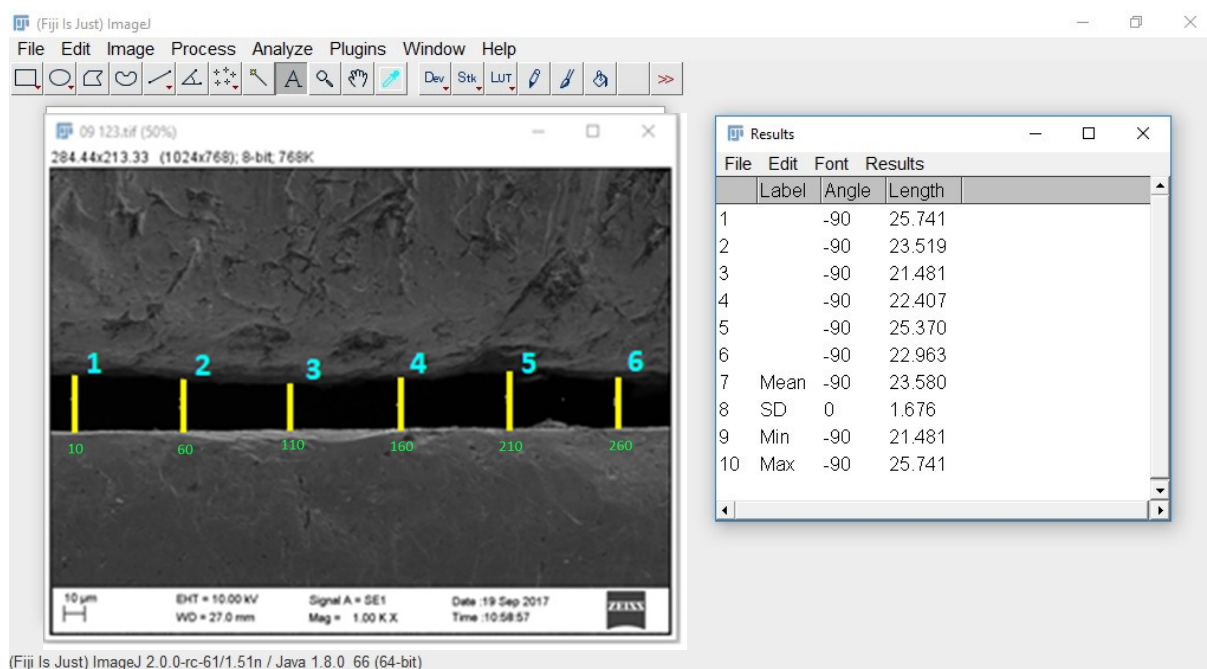


Figura 11. Software ImageJ, no qual se observam, à direita, os resultados sob forma de tabela; e a microscopia à esquerda, cuja mensuração foi padronizada em seis pontos do eixo x.

2.6 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, 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).

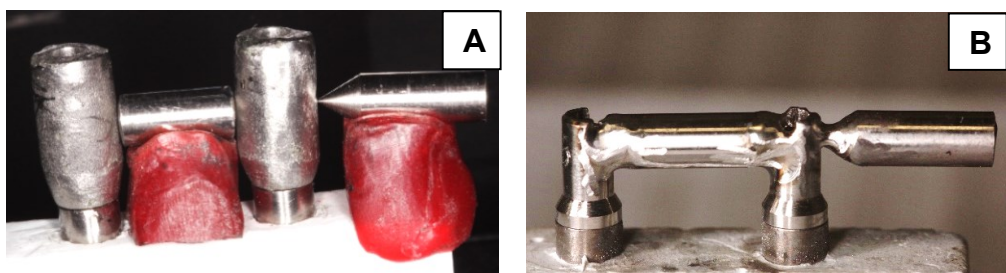


Figura 12. *A. - Infraestrutura com o dispositivo de padronização para soldagem; 12B. - Infraestrutura do grupo GC após soldagem TIG.*

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.

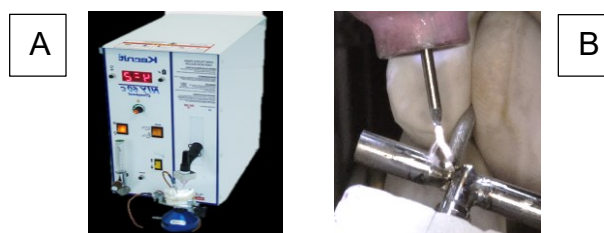


Figura 13. *A. - Máquina de solda; B. – soldagem em execução.*

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.

2.7 Análise estatística

Os dados foram analisados em programa estatístico sigmaplot 12.0. Comparou-se: (1) o GC com cada grupo teste antes da soldagem, (2) os grupos testes entre si antes da soldagem, (3) cada grupo antes e após a soldagem, (4) o GC com cada grupo teste depois da soldagem, (5) os grupos testes entre si depois da soldagem.

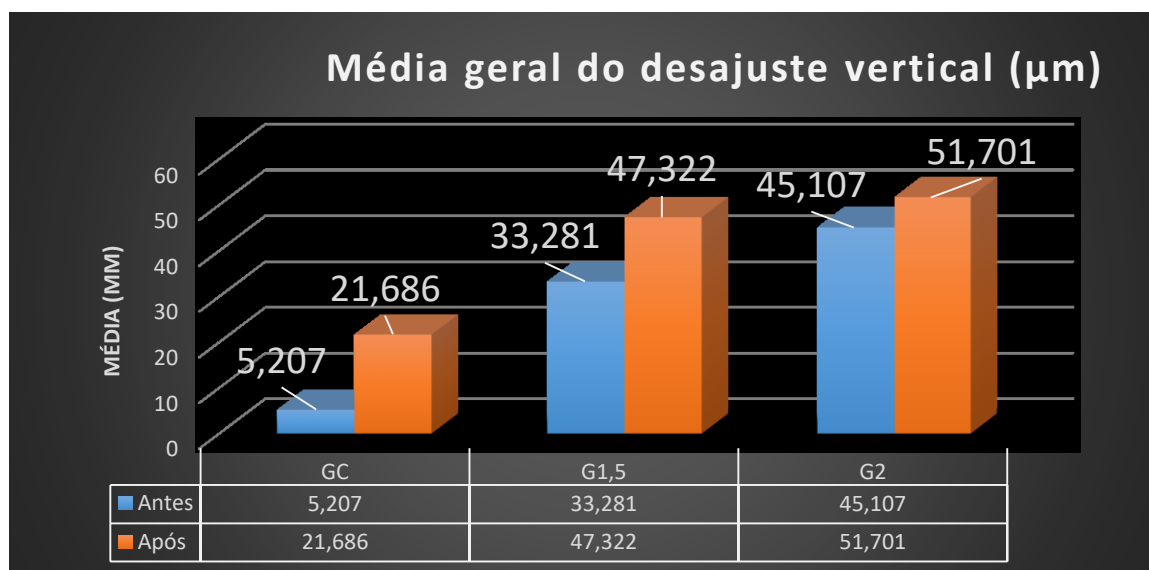
Após o teste de Shapiro-Wilk para avaliação da normalidade, os grupos que apresentaram distribuição normal foram submetidos ao teste paramétrico denominado teste T-pareado (comparação entre G2 antes e depois da solda,) e, aqueles que não apresentaram distribuição normal, foram submetidos aos testes não-paramétricos denominados teste de Mann-Whitney (comparação entre dois grupos, sendo entre GC e G1.5, GC e G2, G1.5 e G2, seja antes ou após o processo de solda) e Wilcoxon (comparação do mesmo grupo para os processos pré e pós solda, para os grupos GC e G1.5). Foram considerados significativos os valores de $p < .05$.

3. RESULTADOS

A Tabela 2 mostra os valores das médias de desajuste vertical (μm) obtidas após as mensurações antes e após o processo de soldagem TIG, em cada um dos cilindros das infraestruturas, totalizando, portanto, vinte cilindros de cada grupo. O Gráfico 1 demonstra a média geral, dada em μm , de cada um dos grupos, antes e após o processo de soldagem TIG.

A Figura 14 demonstra a microscopia do desajuste vertical de um cilindro do grupo G2, obtida antes e após o processo de soldagem TIG. Já a Figura 15 representa a microscopia eletrônica de varredura de um cilindro do grupo G1.5, também capturadas antes e após a solda, enquanto a Figura 16 demonstra um cilindro do GC antes e após o processo de soldagem TIG.

Gráfico 1. Média geral de desajuste vertical dos grupos, antes e após a solda.



Fonte: A autora

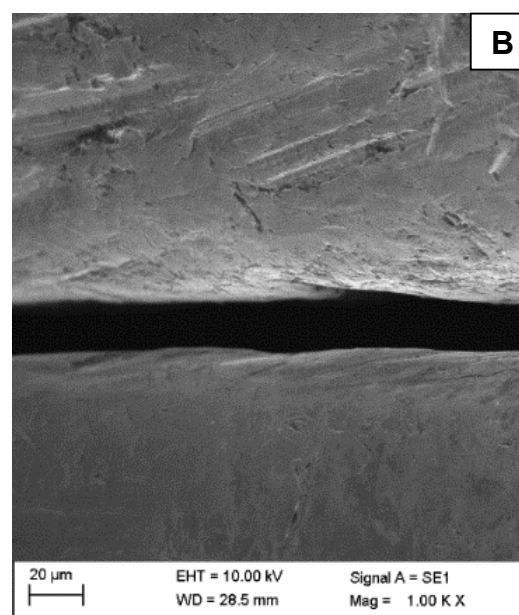
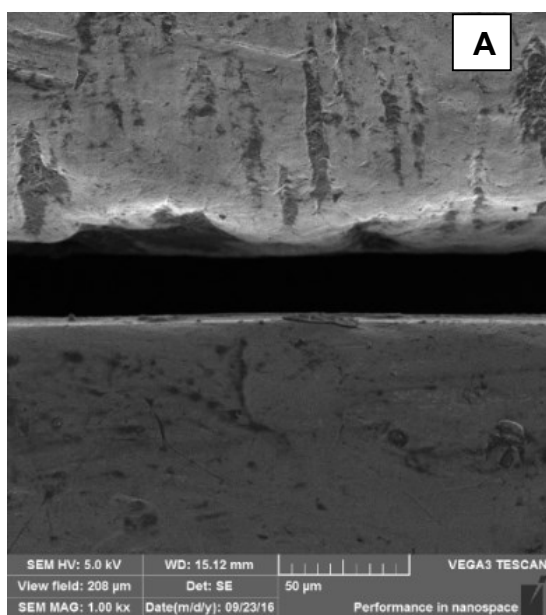


Figura 14. Microscopia eletrônica de varredura da amostra 19, do grupo G2, sob magnificação de 1000x. Em 14A. - antes do processo de soldagem; em 14B. - após a solda TIG.

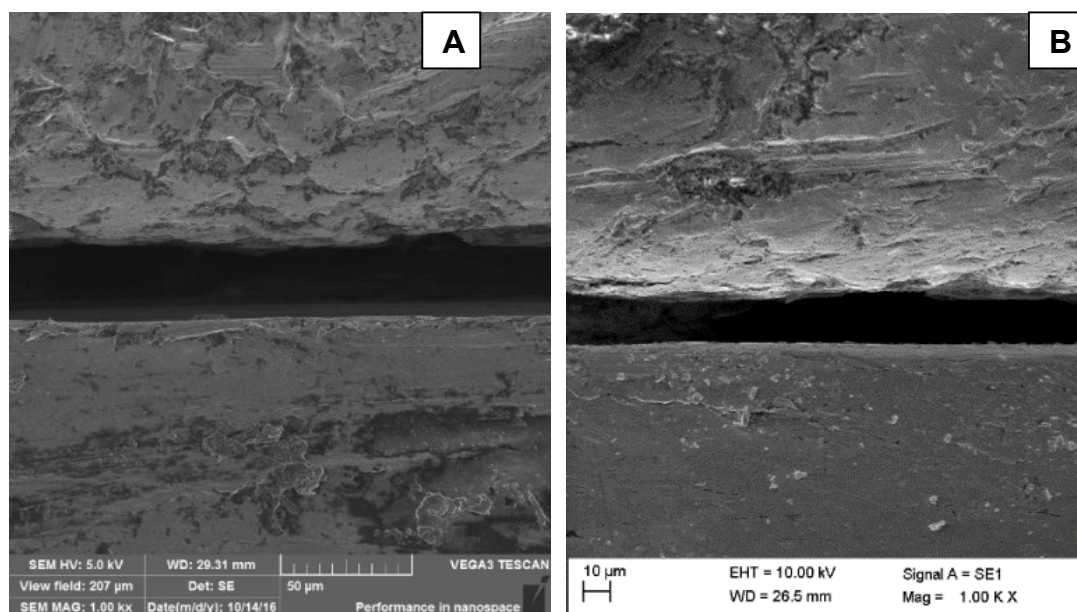


Figura 15. Microscopia eletrônica de varredura da amostra 18, do grupo G1.5, sob magnificação de 1000x. Em 15A. - antes do processo de soldagem; em 15B. - após a solda TIG.

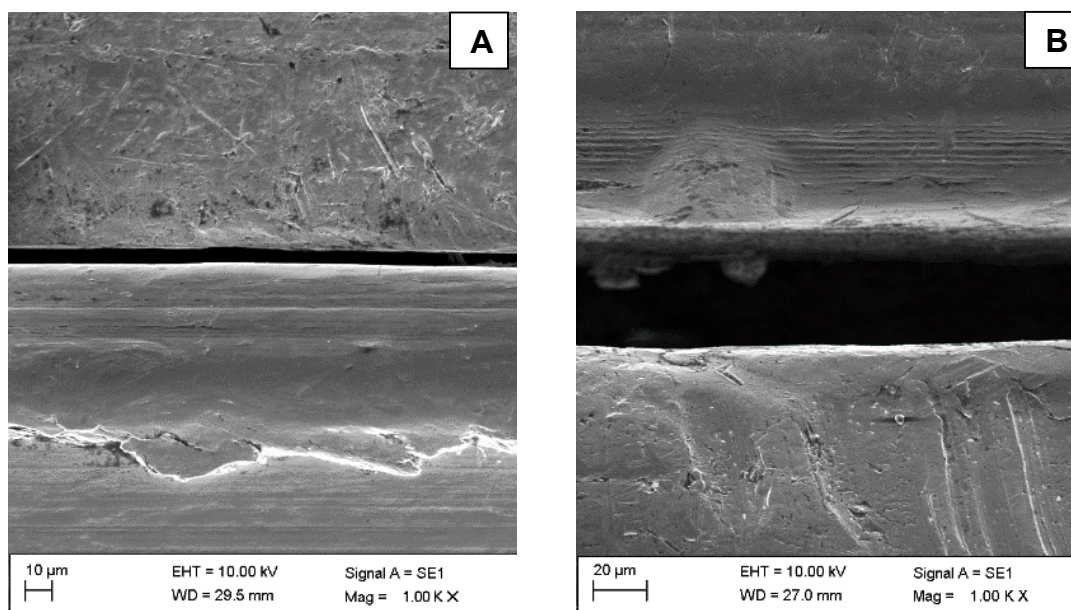


Figura 16. Microscopia eletrônica de varredura da amostra 19, do grupo GC, sob magnificação de 1000x. Em 16A. - antes do processo de soldagem; em 16B. - após a solda TIG.

Tabela 2. Médias de desajuste vertical (μm) de cada cilindro antes e após a solda.

Nº Cilindro	GC		G1,5		G2	
	Antes	Após	Antes	Após	Antes	Após
1	5,286	29,241	6,730	7,991	14,070	33,984
2	11,269	15,851	13,523	300,361	12,336	28,279
3	2,454	26,052	79,004	66,389	23,138	4,861
4	3,070	20,358	9,043	3,783	50,025	3,965
5	3,676	2,485	10,106	41,253	9,549	56,204
6	5,097	39,752	5,179	6,085	69,346	38,136
7	7,695	2,743	127,578	2,713	32,654	62,829
8	4,602	58,799	21,619	20,593	43,369	70,633
9	3,248	54,742	33,820	23,925	27,476	25,877
10	3,019	7,990	3,136	49,426	23,036	38,583
11	5,995	7,221	17,082	203,152	8,633	8,762
12	7,582	55,576	34,431	4,729	114,430	51,358
13	8,804	19,070	195,556	65,752	21,070	31,833
14	7,584	13,221	10,676	2,269	194,464	158,648
15	3,776	10,909	7,768	6,159	185,760	79,939
16	5,000	4,482	14,964	72,465	13,939	39,984
17	1,578	4,205	6,108	13,387	20,996	131,920
18	8,982	17,717	21,491	16,620	7,817	117,485
19	4,853	35,872	15,446	26,111	22,880	19,498
20	0,571	7,435	32,353	13,271	7,155	31,235

Fonte: A autora

A análise estatística mostrou que houve diferença estatisticamente significante entre o grupo controle e os grupos testes ($p < .001$), mas não entre os grupos testes ($p = .199$) antes da soldagem.

Analisando separadamente cada grupo antes e após a soldagem, a análise estatística mostrou que houve diferença estatisticamente significativa para o GC ($p < .001$), mas não para os grupos testes: G1.5 ($p = 1.000$) e G2 ($p = .570$).

Por fim, a análise estatística mostrou que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos GC e o G1.5 ($p = .525$), nem entre os grupos G1.5 e G2 ($p = .102$) mas houve diferença entre os grupos GC e G2 ($p < .006$) após a soldagem.

4. DISCUSSÃO

A primeira e segunda hipótese deste trabalho foram aceitas, uma vez que houve diferença estatisticamente significativa entre o grupo controle e os grupos testes ($p < .001$), mas não entre os grupos testes ($p = .199$), antes da soldagem. Entretanto, a terceira e quarta hipóteses foram parcialmente aceitas, visto que houve diferença estatisticamente significativa para o grupo GC ($p < .001$), mas não para os grupos testes: G1.5 ($p = 1.000$) e G2 ($p = .570$), antes e após a soldagem; ademais, não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos GC e o G1.5 ($p = .525$), nem entre os grupos G1.5 e G2 ($p = .102$), mas houve diferença entre os grupos GC e G2 ($p < .006$) após a soldagem.

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, o tamanho do cantilever, a técnica de soldagem empregada.

Haja vista não haver um protocolo definitivo (*guideline*) (ABDUO, JUDGE, 2014) a respeito da mensuração do desajuste vertical, os dados da literatura são discordantes entre si, como os já citados neste trabalho. 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.

Diante dessa conjectura, a metodologia deste trabalho preconizou por minimizar os elementos que pudessem interferir na mensuração do desajuste vertical. Na inexistência de um *guideline*, 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 – sobremaneira a primeira e segunda hipóteses - concernem ao processo de fundição, cuja técnica utilizada foi a cera perdida e fundição convencional por brasagem, método bem descrito (BEREJUK et 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 (FENLON et al., 1993; TUNA, ÖZÇİÇEK PEKMEZ, 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 (BHASKARAN et 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 obteve média muito inferior quando comparados a G1.5 e G2. 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 (ATOUI et 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 nos grupos G1.5 e G2, 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. Consoante ao estudo de Simamoto Júnior et al. (2005), o uso de retificadores manuais auxilia a eliminação de imperfeições advindas da fundição, bem como contribui no alinhamento da base do pilar, retificando-a e possibilitando um melhor ajuste. Isso torna-se evidente em seus resultados, em que desajustes marginais inferiores a 10 µm passaram de 64% para 94% do total de amostras, após o uso de retificadores, comprovando sua eficácia.

Aliás, segundo Daroz et al. (2008), os retificadores também produzem o polimento interno do pilar, logo, aumentam ligeiramente sua área interna, imprescindível à passividade do parafuso – por diminuir a retenção friccional e diminuir a perda da pré-carga – e, por conseguinte, produz ajustes mais homogêneos. Em condições de normalidade, espera-se que um parafuso obtenha travamento com torque de 10 Ncm, quantia empregada neste trabalho.

Quando a superfície interna do pilar apresenta falhas ou irregularidades, o parafuso é travado pela deformação inerente ao conjunto, causado por torque elevado, o que pode gerar um falso ajuste por forças de tensão. No entanto, sob carga oclusal, tal tensão contribui para uma perda acentuada da pré-carga, além de sobrecarregar o parafuso, causando perda ou fratura de parafuso (DAROS et al., 2008).

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 pilar da infraestrutura, de modo que os outros estejam passivos sob o implante, podendo medir o real desajuste (ABDUO et al., 2010; JEMT, 1991). A 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. Não obstante, Alonso et al. (2008) observou, em seu trabalho, apenas diferenças estatísticas na comparação dos cilindros com ou sem parafuso, mas não houve diferença quando comparados os grupos testes. 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.

Em relação ao cantilever, Oliveira et al., (2016) valeu-se de comprimentos de cantilever de 12.0, 19.0 e 26.0 mm, alturas de 3.2 e 4.0 mm, e espessura de conector distal 0.4, 1.5 e 2.0 mm para avaliar a resistência a fadiga. Demonstraram que o comprimento do cantilever é inversamente proporcional a resistência de compressão; enquanto a altura, diretamente proporcional; ao passo que a espessura do conector distal pode influenciar a resistência, porém não houve dados conclusivos. Baseado nestas conclusões e nos trabalhos de Hart e Wilson (2006), utilizou-se barras pré-fabricadas, com 4.0 mm de diâmetro e 10.0 mm de comprimento, de modo a instaurar parâmetros para posteriores testes de resistência a fadiga, além de instaurar um comprimento que não produzisse deformações sobre a infraestrutura. Para estudos futuros, uma análise acerca da influência do cantilever sobre o ajuste da infraestrutura torna-se fundamental, pois em cerca de 80% dos cilindros diretamente conectados ao cantilever do GC obtiveram médias menores de desajuste em relação ao seu homólogo.

O modo de confecção, atrelado a técnica de soldagem, perfazem o elemento chave para explicar a terceira hipótese deste trabalho. Na comparação entre os grupos antes e após o processo de solda dos grupos G1.5 e G2, não houve diferença estatisticamente significante;

enquanto o grupo GC apresentou diferença estatisticamente significativa ($p < .001$). Nos grupos teste, o padrão de fundição atuou como protagonista do desajuste vertical, em detrimento ao grupo controle, cuja solda delimitou desarranjos na infraestrutura, resultantes em maior desajuste quando comparadas aos mesmos cilindros antes da solda: antes deste processo, a média de desajuste vertical era de 5.207 μm , passando para 21.686 μm após a 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 a plasma da solda TIG (HART, WILSON, 2006).

Em relação a técnica de soldagem TIG, tem-se a união por meio do aquecimento dos metais por um arco estabelecido entre o eletrodo não consumível de tungstênio e a peça a ser soldada, levando à fusão do metal base (CASTRO et al., 2015; DA SILVEIRA-JÚNIOR, 2006; DA SILVEIRA-JUNIOR et al., 2012). Castro et al. (2015) e da Silveira-Junior et al. (2012) citam a alta qualidade, o excelente acabamento, a facilidade em mudar a posição do objeto bem como poder soldar diretamente sobre a estrutura, a fácil manipulação e um método econômico - sobretudo quando comparado a soldagem a laser – como principais vantagens da técnica sob as demais.

A soldagem TIG é uma técnica consolidada seja em pesquisas ou na prática laboratorial (BARBI et al., 2012; WANG, WELSCH, 1995). Além disso, os trabalhos de Rodrigues et al. (2017), demonstraram que a solda TIG melhorou o desajuste marginal, ao prover maior estabilidade às infraestruturas. Para tanto, Rodrigues e colaboradores confeccionaram infraestruturas metálicas com desajuste de 200 μm e obtiveram redução de 77% na aferição de desajuste vertical externo e 68% na aferição do desajuste interno após processo de solda TIG. Diante de promissores resultados, somado as vantagens que esta solda apresenta, optou-se por ela neste trabalho.

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, o volume da solda interfere diretamente sobre a qualidade, profundidade e distribuição dos pontos de solda, fora a resistência à flexão, tendo como condições o diâmetro e o ângulo de preenchimento do metal de adição, a proximidade com o arco e a destreza do operador (HART, WILSON, 2006). Ademais, a oxidação do Co-Cr 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. Além disso, há um sobrecarregamento e maior exigência do parafuso, propiciando uma diminuição significativa da pré-carga, podendo resultar em afrouxamento ou fratura do parafuso. Outro ponto primordial condiz a área de *gap* criada pelo desajuste vertical, que por sua vez favorece a proliferação de microrganismos e acúmulo de restos alimentares, consequentemente a formação de exsudato, infiltrado inflamatório ou mesmo infecção na região circundante. Tais consequências afetam a saúde do periodonto, apresentado repercussões ao tecido gengival, tais como gengivite, periodontite, retrações gengivais, acúmulo de placa bacteriana e cálculo dental. Ademais, também afeta o tecido ósseo, uma vez que diminui a osseointegração, podendo causar áreas de fibrose – e, consequentemente, levar à perda do implante – além de alterar a remodelação óssea. (ABDUO et al., 2010; ABDUO, JUDGE, 2014; AL-MERAIKHI et al., 2017; ASSUNÇÃO et al., 2009; ASSUNÇÃO et al., 2011; BACCHI et al., 2013; JEMT, 1991; RODRIGUES et al., 2017; SHIM, YANG, 2015; SPAZZIN et al., 2010; SPAZZIN et al., 2013).

Ante os resultados angariados neste trabalho, depreendeu-se que, exceto o GC de antes da solda, todos os outros grupos apresentaram médias de desajuste vertical superiores a 10 µm. Este seria o valor preconizado por Brånemark et al. (1977b) como limítrofe para o desajuste vertical, ou seja, idealmente, o desajuste vertical deve ser inferior a 10 µm para que não houvesse qualquer dano ao sistema prótese-implante.

Todavia, essa cifra é mote de discussões entre os estudiosos, dos quais muitos destoam da grandeza proposta por Brånemark. Destarte, a literatura contém inúmeras vertentes quanto ao número correspondente ao desajuste máximo, o qual não acarretaria quaisquer consequências nocivas ao conjunto. Dentre elas, pode citar-se as diretrizes aceitáveis no intervalo entre 10 a 150 µm; enquanto alguns autores demonstram, através de seus ensaios clínicos, desajustes de até 120 µm, sobretudo no que concerne a infraestruturas múltiplas; e outros ainda citam valores de 200 µm, percebidos clinicamente, em uma visão empírica dada por cirurgiões-dentistas. (ABDUO, JUDGE, 2014; AL-MERAIKHI et al., 2017; BARBOSA et al., 2010; BEREJUK et al., 2014; KATSOUULIS et al., 2015; SIMAMOTO JÚNIOR et al., 2005).

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.

5. CONCLUSÃO

Perante os parâmetros utilizados e sob as limitações deste estudo, pode-se concluir que tanto o processo de fundição quanto o processo de soldagem corroboraram para os resultados obtidos, demonstrando que tais processos influenciam negativamente nos valores de desajuste vertical.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABDUO, Jaafar; BENNANI, Vincent; WADDELL, Neil; LYONS, Karl; SWAIN, Michael. Assessing the fit of implant fixed prostheses: A critical review. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, v. 25, n. 3, p. 506–515, 2010.

ABDUO, Jaafar; JUDGE, Roy B. Implications of implant framework misfit: a systematic review of biomechanical sequelae. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, v. 29, n. 3, p. 608–621, 2014. doi:10.11607/jomi.3418.

ADELL, R.; LEKHOLM, U.; ROCKLER, B.; BRÅNEMARK, P. I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **International journal of oral surgery**, v. 10, n. 6, p. 387–416, 1981.

AGUIAR, Fábio Afrânio de; TIOSSI, Rodrigo; RODRIGUES, Renata Cristina Silveira; MATTOS, Maria de Gloria Chiarello; RIBEIRO, Ricardo Faria. An alternative section method for casting and posterior laser welding of metallic frameworks for an implant-supported prosthesis. **Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists**, v. 18, n. 3, p. 230–234, 2009. doi:10.1111/j.1532-849X.2008.00405.x.

ALAVI, Shiva; ABRISHAMI, Arezoo. Effect of electrical spot welding on load deflection rate of orthodontic wires. **Dental Research Journal**, v. 12, n. 5, p. 438–442, 2015.

AL-MERAIKHI, Hadi; YILMAZ, Burak; MCGLUMPHY, Edwin; BRANTLEY, William; JOHNSTON, William M. In vitro fit of CAD-CAM complete arch screw-retained titanium and zirconia implant prostheses fabricated on 4 implants. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, 2017. doi:10.1016/j.prosdent.2017.04.023.

ALONSO, Fernando Rizzo; TRICHES, Diego Fernandes; TEIXEIRA, Eduardo Rolim; HIRAKATA, Luciana Mayumi. Marginal fit of implant-supported fixed prosthesis frameworks with prefabricated and calculable cylinders. **Revista Odonto Ciência**, v. 23, n. 4, p. 320–324, 2008.

ASSUNÇÃO, Wirley Gonçalves; BARÃO, Valentim Adelino Ricardo; DELBEN, Juliana Aparecida; GOMES, Érica Alves; GARCIA, Idelmo Rangel. Effect of unilateral misfit on preload of retention screws of implant-supported prostheses submitted to mechanical cycling. **Journal of prosthodontic research**, v. 55, n. 1, p. 12–18, 2011. doi:10.1016/j.jpor.2010.05.002.

ASSUNÇÃO, Wirley Gonçalves; DOS SANTOS, Paulo Henrique; DELBEN, Juliana Aparecida; GOMES, Érica Alves; BARÃO, Valentim Adelino Ricardo; TABATA, Lucas Fernando. Effect of Misfit on Preload Maintenance of Retention Screws of Implant-Supported Prostheses. **Journal of Materials Engineering and Performance**, v. 18, n. 7, p. 935–938, 2009. doi:10.1007/s11665-008-9324-3.

ATOUI, Juliana Abdallah; FELIPUCCI, Daniela Nair Borges; PAGNANO, Valéria Oliveira; ORSI, Iara Augusta; NÓBILO, Mauro Antônio de Arruda; BEZZON, Osvaldo Luiz. Tensile and flexural strength of commercially pure titanium submitted to laser and tungsten inert gas welds. **Brazilian dental journal**, v. 24, n. 6, p. 630–634, 2013. doi:10.1590/0103-6440201302241.

BACCHI, Ataís; PALUDO, Litiane; FERRAZ MESQUITA, Marcelo; SCHUH, Christian; FEDERIZZI, Leonardo; ORO SPAZZIN, Aloísio. Loosening torque of prosthetic screws in metal-ceramic or metal-acrylic resin implant-supported dentures with different misfit levels. **Journal of biomechanics**, v. 46, n. 7, p. 1358–1362, 2013. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.01.023.

BARBI, Francisco C.L.; CAMARINI, Edevaldo T.; SILVA, Rafael S.; ENDO, Eliana H.; PEREIRA, Jefferson R. Comparative analysis of different joining techniques to improve the passive fit of cobalt-chromium superstructures. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 108, n. 6, p. 377–385, 2012. doi:10.1016/S0022-3913(12)60196-6.

BARBOSA, Gustavo Augusto Seabra; NEVES, Flávio Domingues das; MATTOS, Maria da Gloria Chiarello de; RODRIGUES, Renata Cristina Silveira; RIBEIRO, Ricardo Faria. Implant/abutment vertical misfit of one-piece cast frameworks made with different materials. **Brazilian Dental Journal**, v. 21, n. 6, p. 515–519, 2010. doi:10.1590/S0103-64402010000600006.

BARBOSA, Gustavo Augusto Seabra; SIMAMOTO JÚNIOR, Paulo César; FERNANDES NETO, Alfredo Júlio; MATTOS, Maria da Glória Chiarello de; NEVES, Flávio Domingues das. Prosthetic laboratory influence on the vertical misfit at the implant/UCLA abutment interface. **Brazilian Dental Journal**, v. 18, n. 2, p. 139–143, 2007. doi:10.1590/S0103-64402007000200010.

BEGG, Tasneem; GEERTS, Greta AVM; GRYZAGORIDIS, Jasson. Stress patterns around distal angled implants in the all-on-four concept configuration. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 24, n. 4, 2009.

BEREJUK, Halina Massignan; SHIMIZU, Roberto Hideo; MATTIAS SARTORI, Ivete Aparecida de; VALGAS, Laiz; TIOSSI, Rodrigo. Vertical microgap and passivity of fit of three-unit implant-supported frameworks fabricated using different techniques. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, v. 29, n. 5, p. 1064–1070, 2014. doi:10.11607/jomi.3421.

BHASKARAN, Eswaran; AZHAGARASAN, N. S.; MIGLANI, Saket; ILANGO, T.; KRISHNA, G. Phani; GAJAPATHI, B. Comparative Evaluation of Marginal and Internal Gap of Co-Cr Copings Fabricated from Conventional Wax Pattern, 3D Printed Resin Pattern and DMLS Tech: An In Vitro Study. **Journal of Indian Prosthodontic Society**, v. 13, n. 3, p. 189–195, 2013. doi:10.1007/s13191-013-0283-5.

BINON, P. P. Implants and components: entering the new millennium. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, v. 15, n. 1, p. 76–94, 2000.

BINON, Paul P. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. **International Journal of Prosthodontics**, v. 8, n. 2, 1995.

BRÅNEMARK, P. I.; ADELL, R.; ALBREKTSSON, T.; LEKHOLM, U.; LUNDKVIST, S.; ROCKLER, B. Osseointegrated titanium fixtures in the treatment of edentulousness. **Biomaterials**, v. 4, n. 1, p. 25–28, 1983^a.

BRÅNEMARK, P. I.; HANSSON, B. O.; 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. **Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery. Supplementum**, v. 16, p. 1–132, 1977b.

BRÅNEMARK, P.-I.; BREINE, U.; ADELL, R.; HANSSON, B. O.; LINDSTRÖM, J.; OHLSSON, Å. Intra-Osseous Anchorage of Dental Prostheses: I. Experimental Studies. **Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery**, v. 3, n. 2, p. 81–100, 1969. doi:10.3109/02844316909036699.

BRÅNEMARK, Per-Ingvar; ENGSTRAND, Per; ÖHRNELL, Lars-Oluf; GRÖNDAHL, Kerstin; NILSSON, Peter; HAGBERG, Kiell; DARLE, Christina; LEKHOLM, Ulf. Brånemark Novum®: A New Treatment Concept for Rehabilitation of the Edentulous Mandible. Preliminary Results from a Prospective Clinical Follow-up Study. **Clinical implant dentistry and related research**, v. 1, n. 1, p. 2–16, 1999.

BYRNE, Gerard. Soldering in prosthodontics—an overview, part I. **Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists**, v. 20, n. 3, p. 233–243, 2011. doi:10.1111/j.1532-849X.2011.00691.x.

CAMPOS, Tomie Nakakuki de; SAITO, Tetsuo. Influência das técnicas de soldagens na resistência ao dobramento de uniões soldadas de liga de NiCr. **Revista de Odontologia da Universidade Cidade de São Paulo**, v. 19, n. 1, p. 21–27, 2007.

CASTRO, Gabriela Cassaro de; ARAÚJO, Cleudmar Amaral de; MESQUITA, Marcelo Ferraz; CONSANI, Rafael Leonardo Xediek; NÓBILO, Mauro Antônio de Arruda. Stress

distribution in Co-Cr implant frameworks after laser or TIG welding. **Brazilian dental journal**, v. 24, n. 2, p. 147–151, 2013. doi:10.1590/0103-6440201302112.

CASTRO, Morgana G.; ARAÚJO, Cleudmar A.; MENEGAZ, Gabriela L.; SILVA, João Paulo L.; NÓBILO, Mauro Antônio A.; SIMAMOTO JÚNIOR, Paulo César. Laser and plasma dental soldering techniques applied to Ti-6Al-4V alloy: Ultimate tensile strength and finite element analysis. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 113, n. 5, p. 460–466, 2015. doi:10.1016/j.prosdent.2014.10.008.

DA SILVEIRA-JÚNIOR, Clebio Domingues. **Influência do torque, previamente à soldagem a laser, no ajuste vertical de infra-estruturas metálicas sobre implantes**. Uberlândia, 2006. 95 p.

DA SILVEIRA-JUNIOR, Clebio Domingues; CASTRO, Morgana Guilherme de; RESENDE, Leticia; DAS NEVES, Flavio Domingues; RESENDE, Verediana; CEZAR, Paulo. Welding Techniques in Dentistry. In: KONG, F.; KOVACEVIC, R. (Org.). **Development of a Comprehensive Process Model for Hybrid Laser-Arc Welding**: INTECH Open Access Publisher, 2012. 1 online resource. ISBN 978-953-51-0854-2.

DAROZ, Luiz Gustavo Dias; MACHADO, Ana Carolina Masarolo; FRAGOSO, Wagner Sotero; HENRIQUE, Guilherme Elias Pessanha; NOBILO, MAURO ANTONIO DE ARRUDA; MESQUITA, Marcelo Ferraz. Influência da retificação manual na força de destorque de parafusos protéticos em estruturas implanto-retidas. **RGO**, v. 56, n. 3, p. 253–259, 2008.

DEGIDI, Marco; NARDI, Diego; PIATTELLI, Adriano. 10-year follow-up of immediately loaded implants with TiUnite porous anodized surface. **Clinical implant dentistry and related research**, v. 14, n. 6, p. 828–838, 2012. doi:10.1111/j.1708-8208.2012.00446.x.

EISENMANN, Eduard; ET AL. Improving the fit of implant-supported superstructures using the spark erosion technique. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 19, n. 6, 2004.

EKELUND, Jan-Anders; LINDQUIST, Lars W.; CARLSSON, Gunnar E.; JEMT, Torsten. Implant treatment in the edentulous mandible: A prospective study on Brånemark system implants over more than 20 years. **International Journal of Prosthodontics**, v. 16, n. 6, 2003.

ENGSTRAND, Per; GRONDAHL, Kerstin; ÖHRNELL, Lars-Olof; NILSSON, Peter; NANNMARK, Ulf; BRANEMARK, Per-Ingvar. Prospective Follow-Up Study of 95 Patients with Edentulous Mandibles Treated According to the Branemark Novum Concept. **Clinical implant dentistry and related research**, v. 5, n. 1, p. 3–10, 2003.

FENLON, M. R.; JUSZCZYK, A. S.; HUGHES, R. J.; WALTER, J. D.; SHERRIFF, M. Accuracy of fit of cobalt-chromium removable partial denture frameworks on master casts. **The European journal of prosthodontics and restorative dentistry**, v. 1, n. 3, p. 127–130, 1993.

FORD, Thomas G. The Heat-Activated Solderless Passivation (HASP) Technique for Correcting Nonpassive-Fitting Bars Without Soldering. **Implant dentistry**, v. 12, n. 1, p. 11–17, 2003. doi:10.1097/01.ID.0000028180.75690.C1.

FRANÇA, Danilo Gonzaga B. de; MORAIS, Maria Helena S. T.; DAS NEVES, Flávio D.; BARBOSA, Gustavo A. S. Influence of CAD/CAM on the fit accuracy of implant-supported zirconia and cobalt-chromium fixed dental prostheses. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 113, n. 1, p. 22–28, 2015. doi:10.1016/j.prosdent.2014.07.010.

FRIBERG, Bertil; RAGHOEBAR, Gerry M.; GRUNERT, Ingrid; HOBKIRK, John A.; TEPPER, Gabor. A 5-year Prospective Multicenter Study on 1-Stage Smooth-Surface Brånemark System Implants with Early Loading in Edentulous Mandibles. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 23, n. 3, 2008.

GOMES, Erica Alves; ASSUNÇÃO, Wirley Gonçalves; TABATA, Lucas Fernando; BARÃO, Valentim Adelino Ricardo; DELBEN, Juliana Aparecida; DE SOUSA, EDSON ANTONIO CAPELLO. Effect of passive fit absence in the prosthesis/implant/retaining screw system: A two-dimensional finite element analysis. **Journal of Craniofacial Surgery**, v. 20, n. 6, p. 2000–2005, 2009.

HART, Christopher N.; WILSON, Peter R. Evaluation of welded titanium joints used with cantilevered implant-supported prostheses. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 96, n. 1, p. 25–32, 2006. doi:10.1016/j.prosdent.2006.05.003.

HATANO, Naoki; YAMAGUCHI, Masahiko; YAITA, Tomoyuki; ISHIBASHI, Takao; SENNERBY, Lars. New approach for immediate prosthetic rehabilitation of the edentulous mandible with three implants: A retrospective study. **Clinical oral implants research**, v. 22, n. 11, p. 1265–1269, 2011. doi:10.1111/j.1600-0501.2010.02101.x.

JAIME, Ana Paula Gumieiro; VASCONCELLOS, Diego Klee de; MESQUITA, Alfredo Mikail Melo; KIMPARA, Estevão Tomomitsu; BOTTINO, Marco Antonio. Effect of cast rectifiers on the marginal fit of UCLA abutments. **Journal of Applied Oral Science**, v. 15, n. 3, p. 169–174, 2007.

JEMT, T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: A study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, v. 6, n. 3, p. 270–276, 1991.

JENDRESEN, M. D.; ALLEN, E. P.; BAYNE, S. C.; DONOVAN, T. E.; HANSSON, T. L.; KLOOSTER, J.; KOIS, J. C. Annual-review of selected dental literature-report of the committee on scientific investigation of the american academy of restorative dentistry. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 74, n. 1, p. 60–99, 1995.

JENKINS, C. B.; PHILLIPS, R. W. An evaluation of five inlay investing techniques employed with different types of wax patterns. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 25, n. 3, p. 211–220, 1971.

KATSOULIS, Joannis; MERICSKE-STERN, Regina; ENKLING, Norbert; KATSOULIS, Konstantinos; BLATZ, Markus B. In vitro precision of fit of computer-aided designed and

computer-aided manufactured titanium screw-retained fixed dental prostheses before and after ceramic veneering. **Clinical oral implants research**, v. 26, n. 1, p. 44–49, 2015. doi:10.1111/clr.12299.

KIM, Do-Gyoon; SHERTOK, Daniel; CHING TEE, Boon; YENI, Yener N. Variability of tissue mineral density can determine physiological creep of human vertebral cancellous bone. **Journal of biomechanics**, v. 44, n. 9, p. 1660–1665, 2011. doi:10.1016/j.jbiomech.2011.03.025.

KLIEMANN, C.; OLIVEIRA, W. (Ed.). **Manual de Prótese Parcial Removível**. 2. ed. São Paulo: Livraria Editora Santos, 2006.

KOKOLIS, John; CHAKMAKCHI, Makdad; THEOCHAROPOULOS, Antonios; PROMBONAS, Anthony; ZINELIS, Spiros. Mechanical and interfacial characterization of laser welded Co-Cr alloy with different joint configurations. **The journal of advanced prosthodontics**, v. 7, n. 1, p. 39–46, 2015. doi:10.4047/jap.2015.7.1.39.

LANEY, William R. Glossary of Oral and Maxillofacial Implants. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, v. 32, n. 4, Gi-G200, 2017. doi:10.11607/jomi.2017.4.gomi.

MALÓ, Paulo; RANGERT, Bo; NOBRE, Miguel. “All-on-Four” Immediate-Function Concept with Brånemark System® Implants for Completely Edentulous Mandibles: A Retrospective Clinical Study. **Clinical implant dentistry and related research**, v. 5, s1, p. 2–9, 2003.

MATOS, Irma C.; BASTOS, Ivan N.; DINIZ, Marília G.; MIRANDA, Mauro S. de. Corrosion in artificial saliva of a Ni-Cr-based dental alloy joined by TIG welding and conventional brazing. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 114, n. 2, p. 278–285, 2015. doi:10.1016/j.prosdent.2015.01.017.

MILAN, Fábio Machado; ET AL. Influence of casting methods on marginal and internal discrepancies of complete cast crowns. **Brazilian dental journal**, v. 15, n. 2, p. 127–132, 2004. Acesso em: 14 out. 2017.

MISCH, C. E. (Ed.). **Implantes dentais contemporâneos**. Rio de Janeiro: Elsevier, 2008.

MITHA, Tasneem; OWEN, C. Peter; HOWES, Dale G. The three-dimensional casting distortion of five implant-supported frameworks. **International Journal of Prosthodontics**, v. 22, n. 3, 2009.

MOBILIO, Nicola; FASOL, Alberto; FRANCESCHETTI, Giulio; CATAPANO, Santo. Marginal Vertical Fit along the Implant-Abutment Interface: A Microscope Qualitative Analysis. **Dentistry Journal**, v. 4, n. 3, p. 31, 2016. doi:10.3390/dj4030031.

NACONECY, Marcos M.; TEIXEIRA, Eduardo R.; SHINKAI, Rosemary S. A.; FRASCA, Luis Carlos F.; CERVIERI, André. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. **International Journal of Oral and Maxillofacial Implants**, v. 19, n. 2, p. 192–198, 2004.

NEVES, F. D.; PRADO, R. A.; PANZERI, H.; NETO, A. J.F. (Ed.). **Comparative study on the abutment/implant fit of seven different systems**: Int Amer Assoc Dental Research, 2001. 1031-1031. (80). ISBN 0022-0345.

OGAWA, Toru; DHALIWAL, Sandra; NAERT, Ignace; MINE, Atsushi; KRONSTROM, Mats; SASAKI, Keiichi; DUYCK, Joke. Effect of tilted and short distal implants on axial forces and bending moments in implants supporting fixed dental prostheses: An in vitro study. **International Journal of Prosthodontics**, v. 23, n. 6, 2010.

OLIVEIRA, J. P.; BRAZ FERNANDES, F. M.; MIRANDA, R. M.; SCHELL, N. On the Mechanisms for Martensite Formation in YAG Laser Welded Austenitic NiTi. **Shape Memory and Superelasticity**, v. 2, n. 1, p. 114–120, 2016. doi:10.1007/s40830-016-0058-z.

OYAGÜE, Raquel Castillo; SÁNCHEZ-TURRIÓN, Andrés; LÓPEZ-LOZANO, José Francisco; SUÁREZ-GARCÍA, M. Jesús. Vertical discrepancy and microleakage of laser-sintered and vacuum-cast implant-supported structures luted with different cement types. **Journal of dentistry**, v. 40, n. 2, p. 123–130, 2012. doi:10.1016/j.jdent.2011.11.007.

PALEARI, André Gustavo; PRESOTO, Cristina Dupim; VASCONCELOS, Juliano Alencar; NUNES REIS, José Maurício Dos Santos; PINELLI, Lígia Antunes Pereira; TAVARES DA SILVA, Regina Helena Barbosa; QUISHIDA, Cristiane Campos Costa. An alternative technique for fabrication of frameworks in an immediate loading implant fixed mandibular prosthesis. **Case reports in dentistry**, v. 2015, p. 102189, 2015. doi:10.1155/2015/102189.

RIVALDO, Elken Gomes; MONTAGNER, Aline; NARY, Hugo; DA FONTOURA FRASCA, Luis Carlos; BRÅNEMARK, Per-Ingvar. Assessment of rehabilitation in edentulous patients treated with an immediately loaded complete fixed mandibular prosthesis supported by three implants. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, v. 27, n. 3, p. 695–702, 2012.

ROCHA, Rick; PINHEIRO, Antônio Luiz Barbosa; VILLAYERDE, Antonio Balbin. Flexural strength of pure Ti, Ni-Cr and Co-Cr alloys submitted to Nd: YAG laser or TIG welding. **Brazilian dental journal**, v. 17, n. 1, p. 20–23, 2006.

RODRIGUES, Sabrina Alessandra; PRESOTTO, Anna Gabriella Camacho; BARÃO, Valentim Adelino Ricardo; CONSANI, Rafael Leonardo Xediek; NÓBILO, Mauro Antônio Arruda; MESQUITA, Marcelo Ferraz. The role of welding techniques in the biomechanical behavior of implant-supported prostheses. **Materials science & engineering. C, Materials for biological applications**, v. 78, p. 435–442, 2017. doi:10.1016/j.msec.2017.04.090.

RUBO, Jose Henrique; CAPELLO SOUZA, Edson Antonio. Finite element analysis of stress in bone adjacent to dental implants. **Journal of Oral Implantology**, v. 34, n. 5, p. 248–255, 2008.

SAHIN, Saime; ÇEHRELI, Murat C. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: Current status. **Implant dentistry**, v. 10, n. 2, p. 85–92, 2001.

SCHNITMAN, Paul A.; WÖHRLE, Peter S.; RUBENSTEIN, Jeffrey E.; DASILVA, John D.; WANG, Nai-Huei. Ten-year results for Brånemark implants immediately loaded with

fixed prostheses at implant placement. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 12, n. 4, 1997.

SHIM, Hye Won; YANG, Byoung-Eun. Long-term cumulative survival and mechanical complications of single-tooth Ankylos Implants: Focus on the abutment neck fractures. **The journal of advanced prosthodontics**, v. 7, n. 6, p. 423–430, 2015. doi:10.4047/jap.2015.7.6.423.

SIERRAALTA, Marianella; VIVAS, Jose L.; RAZZOOG, Michael E.; WANG, Rui-Feng. Precision of fit of titanium and cast implant frameworks using a new matching formula. **International journal of dentistry**, v. 2012, 2012.

SIMAMOTO JÚNIOR, Paulo C.; BARBOSA, Gustavo Augusto S.; SOARES, Carlos J.; NETO, Alfredo J. F.; NEVES, Flavio D. das. Desajuste vertical antes e após o emprego de retificadores para pilares de prótese implantada tipo UCLA fundíveis. **Brazilian Dental Science**, v. 8, n. 1, 2005. doi:10.14295/bds.2005.v8i1.224.

SIMAMOTO JÚNIOR, Paulo César; RESENDE NOVAIS, Veridiana; RODRIGUES MACHADO, Asbel; SOARES, Carlos José; ARAÚJO RAPOSO, Luís Henrique. Effect of joint design and welding type on the flexural strength and weld penetration of Ti-6Al-4V alloy bars. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 113, n. 5, p. 467–474, 2015. doi:10.1016/j.prosdent.2014.10.010.

SPAZZIN, Aloísio Oro; BACCHI, Atais; TREVISANI, Alexandre; FARINA, Ana Paula; DOS SANTOS, Mateus Bertolini. Fit Analysis of Different Framework Fabrication Techniques for Implant-Supported Partial Prostheses. **The International journal of prosthodontics**, v. 29, n. 4, p. 351–353, 2016. doi:10.11607/ijp.4542.

SPAZZIN, Aloísio Oro; COSTA, Ana Rosa; CORRER, Américo Bortolazzo; CONSANI, Rafael Leonardo Xediek; CORRER-SOBRINHO, Lourenço; DOS SANTOS, Mateus Bertolini Fernandes. Effect of bar cross-section geometry on stress distribution in overdenture-retaining system simulating horizontal misfit and bone loss. **Journal of biomechanics**, v. 46, n. 12, p. 2039–2044, 2013. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.05.025.

SPAZZIN, Aloísio Oro; HENRIQUE, Guilherme Elias Pessanha; NÓBILO, Mauro Antônio de Arruda; CONSANI, Rafael Leonardo Xediek; CORRER-SOBRINHO, Lourenço; MESQUITA, Marcelo Ferraz. Effect of retorque on loosening torque of prosthetic screws under two levels of fit of implant-supported dentures. **Brazilian Dental Journal**, v. 21, n. 1, p. 12–17, 2010. doi:10.1590/S0103-64402010000100002.

TAN, K. B.; RUBENSTEIN, J. E.; NICHOLLS, J. I.; YUODELIS, R. A. Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prostheses. **The International journal of prosthodontics**, v. 6, n. 4, p. 346–363, 1993.

TARNOW, Dennis P.; EMTIAZ, Shahram; CLASSI, Anthony. Immediate loading of threaded implants at stage 1 surgery in edentulous arches: Ten consecutive case reports with 1-to 5-year data. **International Journal of Oral and Maxillofacial Implants**, v. 12, n. 3, p. 319–324, 1997.

TELLES, D. (Ed.). **Prótese total convencional e sobre implantes.**: Santos Editora, 2009.

TIOSSI, Rodrigo; RODRIGUES, Renata Cristina Silveira; DE MATTOS, MARIA DA GLÓRIA CHIARELLO; RIBEIRO, Ricardo Faria. 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. **International Journal of Prosthodontics**, v. 21, n. 2, 2008.

TUNA, Süleyman Hakan; ÖZÇİÇEK PEKMEZ, Nuran; KÜRKÇÜOĞLU, Işin. Corrosion resistance assessment of Co-Cr alloy frameworks fabricated by CAD/CAM milling, laser sintering, and casting methods. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 114, n. 5, p. 725–734, 2015. doi:10.1016/j.prosdent.2015.02.031.

TURANO, J. C.; TURANO, L. M.; TURANO, M. V. (Ed.). **Fundamentos de prótese total**. 4. ed.: Santos Editora, 2010.

USHIWATA, O.; MORAES, J. V. de. Method for marginal measurements of restorations: Accessory device for toolmakers microscope. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 83, n. 3, p. 362–366, 2000.

WANG, R. R.; WELSCH, G. E. Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, laser welding, and infrared brazing. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 74, n. 5, p. 521–530, 1995. doi:10.1016/S0022-3913(05)80356-7.

WOLFINGER, Glenn J.; BALSHI, Thomas J.; RANGERT, Bo. Immediate functional loading of Brånemark system implants in edentulous mandibles: Clinical report of the results of developmental and simplified protocols. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 18, n. 2, 2003.

XIE, J.; KAR, A. Laser Welding of Thin Sheet Steel with Surface Oxidation. **WELDING JOURNAL - NEW YORK**, v. 78, 343-s - 328-s, 1999.

ZERVAS, P. J.; PAPAZOGLU, E.; BECK, F. M.; CARR, A. B. Distortion of three-unit implant frameworks during casting, soldering, and simulated porcelain firings. **Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists**, v. 8, n. 3, p. 171–179, 1999.

ZERVAS, P. J.; PAPAZOGLU, E.; BECK, F. M.; CARR, A. B. Distortion of three-unit implant frameworks during casting, soldering, and simulated porcelain firings. **Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists**, v. 8, n. 3, p. 171-179, 1999.

ZUPANCIC, Rok; LEGAT, Andraz; FUNDUK, Nenad. Tensile strength and corrosion resistance of brazed and laser-welded cobalt-chromium alloy joints. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 96, n. 4, p. 273–282, 2006. doi:10.1016/j.prosdent.2006.08.006.