

Jéssica Marcela de Luna Gomes

Análise da desadaptação marginal vertical e horizontal de infraestruturas de próteses fixas implantossuportadas confeccionadas através de diferentes técnicas.

**Araçatuba – SP
2018**

Jéssica Marcela de Luna Gomes

Análise da desadaptação marginal vertical e horizontal de infraestruturas de próteses fixas implantossuportadas confeccionadas através de diferentes técnicas.

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia do Campus de Araçatuba – UNESP, para a obtenção do título de Mestre em Odontologia – Área de Concentração em Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Tit. Eduardo Piza Pellizzer

Coorientador (a): Prof. Adj. Sandra Lúcia Dantas de Moraes

(FOP/UPE)

**Araçatuba – SP
2018**

Catálogo na Publicação (CIP)

Diretoria Técnica de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

G633a Gomes, Jéssica Marcela de Luna.
Análise da desadaptação marginal vertical e horizontal de infraestruturas de próteses fixas implantossuportadas confeccionadas através de diferentes técnicas / Jéssica Marcela de Luna Gomes. -- Araçatuba, 2018
114 f. : il.; tab.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia de Araçatuba
Orientador: Prof. Eduardo Piza Pellizzer
Coorientadora: Profa. Sandra Lúcia Dantas de Moraes

1. Implantes dentários 2. Prótese dentária 3. Projeto auxilia do por computador I. T.

Black D15
CDD 617.6

Claudio Hideo Matsumoto
CRB-8/5550

Dados Curriculares

Dados Curriculares

Jéssica Marcela de Luna Gomes

- Nascimento** 13/03/1992 – Limoeiro/Pernambuco
- Filiação** Marcelo Gomes da Silva
Ainoã de Luna Gomes
- 2010/2015** Graduação em Odontologia
Faculdade de Odontologia de Pernambuco – Universidade Estadual de Pernambuco FOP/UPE.
- 2017** Obtenção dos créditos referentes ao Curso de Pós-Graduação em Odontologia, Área de concentração Prótese Dentária, nível Mestrado, Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP.

Dedicatória

Dedicatória

À Deus,

Te dedico senhor este trabalho e agradeço por toda minha caminhada na pós-graduação. Sei que hoje tudo isto está acontecendo porque foram sonhos que o senhor plantou no meu coração e ainda, quero agradecer por me sustentar em cada etapa em busca desta realização. A Ti, Senhor, toda honra e toda Glória, agora e para sempre!

Aos Meus Pais,

Marcelo Gomes da Silva e Ainoã de Luna Gomes, que nunca mediram esforços para a minha educação. Vir para Araçatuba não foi uma decisão fácil. Só nós sabemos como é difícil a distância, no entanto vocês me incentivaram e me apoiam em todos os momentos. Até mesmo com o coração doído de saudade. Obrigada pelo esforço inesgotável de me proporcionar a melhor educação, seja ela pessoal ou profissional! Sem vocês eu não teria chegado até aqui e junto com vocês, eu vou alcançar voos mais altos! Espero poder retribuir a vocês tudo o que acontece comigo hoje, de forma ainda melhor. Muito obrigada por tudo! Amo vocês!

Ao meu irmão,

Marcelo Filipe de Luna Gomes, que mesmo no auge dos seus 13 anos é um grande homem. Inteligente, alegre, com as melhores respostas. Tem o efeito de diminuir a saudade de casa com ligações que duram horas e quando há momentos bons ou ruins aqui, sempre está perto de mim. Mesmo com a diferença entre nós na idade aprendi que ter um irmão é um presente de Deus e eu não podia ter desejado um presente melhor. Te amo Lipe!

Ao meu avô,

Manoel Gomes (*in memoriam*), agricultor e analfabeto. Mas que me ensinou que na vida a gente tem que ser honesto, pontual, prestativo, fazer o trabalho sempre bem feito e acima de tudo respeitar as pessoas. Seu ensinamento vai passando por gerações e são pontos fundamentais para vida pessoal e para vida acadêmica que hoje sigo. Te amo vovô.

Dedicatória

Aos meus familiares,

Maternos e Paternos, muito obrigada! Especialmente, as minhas tias Maria Aparecida Gomes e Maria Alessandra Gomes, que sempre estiveram presentes nesta caminhada, me ajudando de todas as formas possíveis, cuidando às vezes de detalhes despercebidos, vocês são muito importantes para mim. Amo Vocês!

Agradecimentos

Especiais

Agradecimentos Especiais

Ao meu Orientador,

Prof. Titular Eduardo Piza Pellizzer, por quem tenho muita admiração e respeito. Como líder do nosso grupo de pesquisa o senhor nos ensina sempre a ir mais longe, a nos desafiar em busca do novo, nunca nos deixando cair em uma zona de conforto. Além disso, tem um cuidado especial com a nossa formação, incluindo sempre a clínica na pesquisa e com isto, nos dando a oportunidade de evoluirmos também tecnicamente. Quanto à parte do ser humano, agradeço a Deus por ter me concedido estar sob sua orientação na minha formação acadêmica e ganhar muito crescimento pessoal. A sua sabedoria diante das situações do cotidiano, nos faz aprender e amadurecer. Além disso, nos últimos dois anos, ganhei um pai! Conselheiro, prestativo, com um coração enorme, sempre presente nas adversidades e comemorando as conquistas com muita alegria. Meu muito obrigada por tudo!

Agradecimentos Especiais

A minha Coorientadora,

Prof. Adjunta. Sandra Lúcia Dantas de Moraes, grande incentivadora da minha formação, a senhora é a responsável por essa conquista. Além de plantar em mim o amor pela prótese, a senhora confiou no meu potencial me enviando para fazer mestrado em Araçatuba. Sou muito grata a senhora por todas as oportunidades e espero daqui a uns anos voltar e poder contribuir na melhoria do ensino, pesquisa e extensão na Universidade de Pernambuco. Muito obrigada pelo cuidado de mãe, preocupada sempre com meu bem-estar, sempre aconselhando e acompanhando de pertinho tudo na minha vida. Que Santa Terezinha sempre nos leve pelos melhores caminhos.

Agradecimentos Especiais

A Profa. Adjunta Mônica Maria Albuquerque Pontes, por quem tenho imensa admiração e carinho. Foi minha orientadora durante quase toda a graduação, em projetos de extensão, pesquisa, monitoria, TCC. O seu amor pelo ensino é inspirador. Sou muito feliz por ter saído da graduação e ainda tê-la por perto. Sempre que a senhora precisar estarei à disposição. Profissionalmente, espero contribuir com o seu projeto para termos uma Faculdade de Odontologia cada vez mais forte. Na vida, a senhora sempre será minha “mãedora”. Amo você!

Ao Prof. Adjunto Fellippo Ramos Verri,

Obrigada, professor, por contribuir na minha formação. Admiro muito sua trajetória de vida, ainda tão novo e já conquistou muitas coisas. O senhor é exemplo de professor, pesquisador e clínico para todos nós que estamos no grupo. Muito obrigada ao senhor e a sua esposa, **Profa. Dra. Caroline Gonçalves Verri**, pelo acolhimento em Araçatuba, por sempre estarem a disposição no que fosse preciso. Gratidão.

Agradecimentos Especiais

Aos meus colegas de pós-graduação (Grupo de Pesquisa)...

Cleidiel Lemos, por quem tenho imensa admiração. Determinando, esforçado, leal, SUPER AMIGO. Posso dizer com todas as palavras que tenho um irmão em Araçatuba. Suas atitudes comigo desde antes de vir para Araçatuba e ainda mais agora que convivemos só mostra o coração enorme que você tem. Desejo que trabalhemos sempre tão bem juntos e que consigamos conquistar grandes coisas. Torço muito pelo seu sucesso, você ainda vai ser um dos grandes nomes na pesquisa odontológica, não tenho dúvidas, junta isso com sua humildade, vai longe amigo! Gratidão!

Hiskell Francine Fernandes e Oliveira, como gostamos de dizer, nossa amizade é coisa de Santa Terezinha. Obrigada amiga por estar sempre presente, ser abraço forte nos momentos difíceis, companheira de salinha e grande amiga dentro e fora da faculdade. Obrigada de coração por tudo! Que Deus sempre te dê o privilégio de ter esse coração tão bom.

Ronaldo Silva Cruz, obrigada, amigo, por ser escuta dos meus problemas, por tomar tanto café da tarde comigo e por agora estarmos fazendo uma boa parceria nos trabalhos. Espero que tenhamos bons frutos e desejo a você todo sucesso do mundo!

Joel Ferreira Santiago-Júnior, grande amigo e grande pesquisador. Você é exemplo para mim de perseverança, de compromisso, de grupo. Muito obrigada por ter me ensinado tanta coisa nos últimos dois anos, por estar presente sempre me ajudando quando necessário. Gratidão!

Caroline Cantieri de Mello, por quem tenho um carinho enorme. Amiga, muito obrigada por toda ajuda desde a minha mudança de casa até a metodologia dos sistemas CAD/CAM, você foi fundamental na minha adaptação em Araçatuba e em saber que tinha amigos que podia contar em qualquer situação. Deus te abençoe sempre!

Victor Eduardo de Sousa Batista, obrigada pela ajuda de sempre. Pelas boas risadas compartilhadas. Todo sucesso do mundo para você! Gratidão.

Agradecimentos Especiais

- À Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, na pessoa de seu diretor, professor Tit. **Wilson Roberto Poi** pela oportunidade e honra de realizar este curso de Mestrado.

- À Conexão Sistemas de Prótese Ltda., pelo apoio no desenvolvimento deste projeto.

- À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo - FAPESP - Processo 2011/06311-5 pelo financiamento de parte desta pesquisa no caráter de Auxílio Regular.

- À Fundação CAPES – Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior pelo financiamento de parte desta pesquisa no caráter de Bolsa de Mestrado por 24 meses.

Agradecimientos

Agradecimentos

Aos meus amigos de pós-graduação da Faculdade de Odontologia de Pernambuco, Rafaella Sousa Leão, Bruno Casado, Juliana Souto Maior e Taciana Vila Nova, obrigada pela parceria, amizade e por terem sido companheiros nesta jornada. Cada um com sua forma, contribui imensamente na minha vida e todos são exemplos de determinação e dedicação a prótese dentária. Vocês moram no meu coração!

Aos meus amigos de pós-graduação em Araçatuba, Emily Silva e Sandro Bittencourt por serem tão presentes no dia a dia, pelo convívio harmonioso e por todas as nossas risadas, agradeço a Deus por ter encontrado pessoas como vocês na minha jornada acadêmica. Gratidão.

Aos amigos de pós-graduação da **Periodontia, Marina Módulo e Marta Nuremberg** em especial. Vocês foram dois presentes que a pós-graduação em concedeu. Vamos vencer muitas dificuldades ainda e comemorar grandes conquistas. Obrigada a Deus por vocês!

Aos professores do departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, que me acolheram e me ensinam sempre o máximo, com maestria e perfeição. Todos são exemplos de profissionais que almejo ser um dia. Em especial, quero agradecer o convívio e sempre fraterno ganho de conhecimentos do **Prof. Titular Humberto Gennari, Profa. Dra. Karina Helga Túrcio, Prof. Dr. Aldiéris Alves Pesqueira, Profa. Dra. Aimée Guiotti, Prof. Dr. Paulo Renato Zuim, Prof. Titular Marcelo Coelho Goiatto e a Profa. Dra. Daniela Micheline**.

Ao Prof. Dr. Leonardo Faverani (CTMBF), obrigada pelos conselhos, amizade e disponibilidade em ensinar. Você é exemplo para todos os pós-graduandos da FOA do que ser um professor moderno, pesquisador, clínico e humano. Deus te abençoe sempre.

Á minha amiga/irmã Mayara Barbosa, que está presente em todas as situações, que já foi colo para mim em períodos difíceis e as melhores risadas nos felizes. Foi a fé em Deus que nos uniu, então só posso agradecer a Ele por sua vida e que ele nos mantenha sempre unidas. Te amo, irmã!

Agradecimentos

Ao meu amigo/irmão Evanildo Júnior, que é protetor, leal, torcedor fiel das minhas conquistas. A gente já foi parceiro em tantas situações fáceis e difíceis e sempre apoiando um ao outro e isto nos torna amigos de verdade. Te amo!

Ao Professor Adj. André Luiz Fraga Briso, Coordenador do programa de Pós-Graduação desta Faculdade, que contribui na liderança e incentivo aos alunos de pós-graduação. Esse agradecimento é extensivo as funcionárias do Setor técnico de Pós-Graduação: **Valéria, Cristiane e Lilian**, que não medem esforços para ajudar no nosso dia a dia acadêmico.

Aos **colegas de Pós-Graduação e Graduação** que tiveram convivência, mas que não é possível citar aqui.

As minhas professoras da Universidade de Pernambuco, que acompanham minhas conquistas sempre com muita atenção e na torcida: Maria do Carmo Moreira, Silvia Sampaio, Kattyenne Asfora, Verônica Rodrigues e Maria Regina Menezes.

A todos os **docentes, técnicos e funcionários** do departamento de Materiais Dentários e Prótese, com quem convivi ao longo destes anos e que fizeram a nossa universidade se tornar um ambiente familiar e agradável para trabalhar, estudar e confraternizar. Em especial a **Magda Requena** por quem tenho um carinho enorme. Acolhida e muita ajuda em todos os momentos.

Epígrafe

Epígrafe

“Porque sou eu que conheço os planos que tenho para vocês”, diz o Senhor, “planos de fazê-los prosperar e não de causar dano, planos de dar a vocês esperança e um futuro.”

Jeremias 29:11

Resumo e Abstract

Resumo Geral

Gomes, JML. Análise da desadaptação marginal vertical e horizontal de infraestruturas de próteses fixas implantossuportadas confeccionadas através de diferentes técnicas. [Dissertação]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista; 2018.

Resumo Geral

O objetivo deste trabalho foi avaliar a desadaptação marginal vertical, horizontal e interna de infraestruturas e próteses fixas implantossuportadas confeccionadas através de diferentes técnicas. Além disso, realizar uma revisão sistemática e meta-análise avaliando o efeito da soldagem de infraestruturas de próteses fixas implantossuportadas em uma melhor adaptação quando comparada as infraestruturas confeccionadas em monobloco. Um total de 30 infraestruturas foram confeccionadas e divididas em 3 grupos: G1) Técnica convencional da cera perdida (n=10); G2) CAD/CAM (n=10); G3: CAD/CAM + Técnica da cera perdida (n=10). Uma matriz foi utilizada para simular uma prótese fixa implantossuportada de três elementos com um pântico central. A infraestrutura do grupo G1 foi confeccionada em Ni-Cr, do grupo G2 em zircônia e G3 fresada em cera e fundida em Ni-Cr. Em todos os grupos a desadaptação marginal vertical e horizontal (subcontorno e sobrecontorno) foi avaliada através de um microscópio óptico tridimensional (Quick Scope, Mitutoyo). A revisão sistemática seguiu o critério PRISMA e está cadastrada na plataforma PROSPERO (CRD81865) e a busca foi realizada nas bases de dados Pubmed/MEDLINE, Embase and The Cochrane Library com artigos publicados até novembro de 2017. A questão PICO foi: “*A técnica do ponto de solda contribui para uma melhor adaptação quando comparada a confecção em monobloco de infraestruturas e próteses fixas implantossuportadas?*”. O estudo *in vitro* demonstrou maior valor de desadaptação marginal vertical para o grupo G3 (83.5µm), seguido dos grupos G1 (55 µm) e G2 (42 µm) (p<0,001). Quanto à desadaptação marginal horizontal,

Resumo Geral

o maior valor de desadaptação foi do grupo G2 (118 μm), seguido de G3 (102 μm), ambos apresentando sobre contorno. O grupo G1 (- 85 μm) apresentou valores de sub contorno ($p < 0,001$). Na revisão sistemática, 12 estudos foram selecionados para análise qualitativa e 7 estudos para análise quantitativa. Um total de 189 espécimes foram avaliados, em diferentes ligas metálicas (cp-Ti; Ni-Cr; Cr-Co e ligas nobres) e técnicas de soldagem: laser welding, solda convencional, TIG e brazing. As desadaptações marginais verticais foram mensuradas através de microscópio óptico, estereomicroscópio e MEV. Uma análise qualitativa dos estudos foi realizada demonstrando um efeito positivo da soldagem na adaptação das infraestruturas quando comparadas aquelas confeccionadas em monobloco. A meta-análise confirmou o efeito positivo da soldagem na adaptação ($P < 0,00001$; MD: -36.14; IC 95%: -48.69 to -23.59). Dentro das limitações pertinentes a um estudo *in vitro* pode-se concluir a confecção de infraestruturas através dos sistemas CAD/CAM apresentou os menores valores de DMV. A associação dos sistemas CAD/CAM e a técnica convencional da cera perdida, apresentou maior DMV. A DMH foi mais favorável quando confeccionadas infraestruturas pela técnica da cera perdida, apresentando sub-contorno. A revisão sistemática demonstrou que a técnica do ponto de solda é eficaz para obtenção de menores valores de desadaptação marginal, sendo a técnica do laser (laser welding) a mais eficaz.

Palavras-chave: Prótese Dentária sobre implantes; Adaptação Marginal Dentária; Projeto auxiliado por computador; soldagem em odontologia

General Abstract

Gomes, JML. Analysis of vertical and horizontal marginal misfit of implant-supported fixed prosthesis made through different techniques. [Dissertation]. Araçatuba: UNESP - São Paulo State University; 2018.

Abstract

The aim of this study was to evaluate the marginal vertical, horizontal and internal misfit of implant-supported prostheses made through different techniques. In addition, to perform a systematic review and meta-analysis evaluating the effect of the welding technique on fixed prosthesis implants supported in make a better adaptation when compared the infrastructures made in one piece cast. A total of 30 infrastructures were made and divided into 3 groups: G1) Conventional- lost wax technique (n = 10); G2) CAD/CAM (n = 10); G3: CAD/CAM + lost wax technique (n = 10). A reference model was used to to simulate a 3-unit implant-supported fixed prostheses with a central pontic. In the G1 group the frameworks were made of Ni-Cr alloy, G2 group in zirconia and G3 milled in wax and fused in Ni-Cr alloy. In all groups, vertical and horizontal marginal misfit (under-contour and over-contour) was evaluated using a 3D optical microscope (Quick Scope, Mitutoyo, Japan). The systematic review and meta-analysis followed the PRISMA criteria and is registered on the PROSPERO (CRD81865). The search was performed in the Pubmed/MEDLINE, Embase and The Cochrane Library databases with selection of articles published until November 2017. The PICO question was: "*The welding technique contributes to a better adaptation when compared to the one-piece cast frameworks of implant-supported prostheses?*" The *in vitro* study showed a higher value of vertical marginal misfit for the G3 group (83.5 μ m), followed by G1 (55 μ m) and G2 (42 μ m) (p <0.001). As for horizontal marginal misfit, the highest value of misfit was G2 (118 μ m), followed by G3 (102 μ m), both presenting over-contour. The G1 group (-85 μ m) had under-contour values (p <0.001). In the systematic review, 12 studies were selected for qualitative analysis and 7 studies for quantitative analysis. A total of 189 specimens were evaluated in different metal alloys (cp-Ti, Ni-Cr, Cr-Co and noble alloys) and welding techniques: laser welding, conventional welding, TIG and brazing. Vertical marginal misfits were measured by optical microscope, stereomicroscope and/or SEM. A qualitative analysis of the studies was performed demonstrating a positive effect of welding technique on the adaptation of the frameworks when compared to those made in

General Abstract

one piece cast. The meta-analysis confirmed the positive effect of welding on marginal adaptation ($P < 0.00001$; MD: -36.14; 95% CI: -48.69 to -23.59). Within the limitations of an *in vitro* study it can be concluded that the construction of infrastructures through CAD/CAM systems presented the lowest values of DMV. The association of the CAD/CAM systems and the conventional lost wax technique presented higher DMV. The DMH was more favorable when frameworks were made by the lost wax technique, presenting under-contour. The systematic review showed that the welding technique is effective to obtain lower values of marginal misfit and the Laser Welding technique is the most effective.

Keywords: Dental Prosthesis, Implant-Supported; Dental Marginal Adaptation; Computer-Aided Design; Dental soldering.

Listas e Sumário

Lista de Figuras

CAPÍTULO 1

- Figura 1 -** Imagem ilustrativa com dimensões da matriz e dos implantes. **42**
- Figura 2 -** Componente protético utilizado para confecção das infraestruturas. **44**
- Figura 3 -** Scanner de laboratório do sistema 3 Series (Dental Wings, DWOS, Montreal, Quebec, Canadá) (Imagem obtida no site www.dentalwings.com.br) **45**
- Figura 4 -** A) Posicionamento do Scan Body; B) Imagem digital da infraestrutura; C) Infraestrutura fresada em cera; D e E) Inclusão da infraestrutura em material de revestimento; F,G e H) Fundição da infraestrutura em liga metálica (Ni-Cr). **46**
- Figura 5 -** Matriz e infraestruturas posicionados para a leitura dos pontos de desadaptação. **48**
- Figura 6 -** Análise comparativa entre os grupos G1, G2 e G3 quanto à Desadaptação Marginal Vertical (DMV). Letras maiúsculas (A, B, C), indicam $p < 0,001$. **50**
- Figura 7-** Análise das desadaptações marginais verticais intra-grupo. **51**
- Figura 8-** Análise interna dos maiores valores de desadaptação vertical entre as infraestruturas analisadas, sendo CP-G1: 95.8 μ m, CP-G2: 46 μ m e CP-G3: 124 μ m. (A: Pré-Molar/B: Molar). **52**
- Figura 9-** Análise comparativa entre os grupos G1, G2 e G3 quanto à Desadaptação Marginal Horizontal (DMH). Letras maiúsculas A indicam $p < 0,001$ e letras minúsculas indicam $P > 0,005$. **53**
- Figura 10-** Análise da desadaptação marginal horizontal intra-grupo. **54**

Listas

- Figura 11-** Análise interna dos maiores valores de desadaptação horizontal entre as infraestruturas analisadas, sendo CP-G1: -100 μ m, CP-G2: 148 μ m e CP-G3: 119 μ m. (A: Pré-Molar/B: Molar). **55**
- Figura 12-** Gráfico de dispersão quanto à correlação entre a DMV e a DMH entre os grupos. **56**

CAPÍTULO 2

- Figura 1 -** FlowChart demonstrando detalhes sobre a estratégia de busca. **73**
- Figura 2 -** Florest plot- Desfecho: Desadaptação Marginal (Soldagem vs. Monobloco). IV: Inverse Variance, R.E.: Random Effect. **78**
- Figura 3 -** Funil Plot. Análise da heterogeneidade dos estudos incluídos. **79**

Lista de Tabelas

CAPÍTULO 1

Tabela 1- Descrição dos Grupos	42
---------------------------------------	-----------

CAPÍTULO 2

Tabela 1- Estudos excluídos e as razões para a exclusão.	72
Tabela 2- Características dos estudos incluídos	75
Tabela 3- Risco de Viés – JBI Critical Appraisal Checklist for Quase-Experimental Studies (non-randomized experimental studies)	80

Lista de Abreviaturas e Siglas

DMV	-	Desadaptação Marginal Vertical
DMH	-	Desadaptação Marginal Horizontal
3D	-	Tridimensional
µm	-	Micrômetros
CoCr	-	Liga de Cobalto-Cromo
Ni-Cr	-	Liga de Nickel-Cromo
cpTi	-	Titânio puro comercial
AgPd	-	Liga de Prata-Paládio
TIG	-	Tungsten Inert Gas
G-TB	-	Gas-Torch Brazing
MEV	-	Microscópio eletrônico de varredura
CAD/CAM	-	<i>Computer Aided Design and Computer Aided Manufacturing</i> – Desenho Assistido por Computador e Manufatura Assistida por Computador
UCLA	-	Universal Castable Long Abutment
G1; G2; G3	-	Grupo 1; Grupo 2; Grupo 3.
PRISMA	-	Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses
PICO	-	Population; Intervention; Comparison; Outcome

Sumário

Sumário

1-INTRODUÇÃO GERAL	31
1.1 REFERÊNCIAS.....	35
2 – CAPÍTULO 1 - Análise da desadaptação marginal vertical e horizontal de infraestruturas de próteses fixas implantossuportadas confeccionadas através de diferentes técnicas.	37
2.1 – RESUMO	38
2.2 – ABSTRACT	39
2.3 – INTRODUÇÃO	40
2.4 – MATERIAL E MÉTODO.....	42
2.5 – RESULTADOS	49
2.6 – DISCUSSÃO.....	56
2.7 – CONCLUSÃO	60
2.8 – REFERÊNCIAS	61
3 – CAPÍTULO 2 - A técnica do ponto de solda influencia na adaptação marginal de infraestruturas de próteses fixas implantossuportadas? Uma Revisão Sistemática e Meta-Análise	64
3.1 – RESUMO	65
3.2 – ABSTRACT	66
3.3 – INTRODUÇÃO	67
3.4 – MATERIAL E MÉTODO.....	68
3.5 – RESULTADOS	71
3.6 – DISCUSSÃO.....	81
3.7 – CONCLUSÃO	85
3.8 – REFERÊNCIAS	86
ANEXO A – Normas do periódico selecionado para envio	90
ANEXO B – Metodologia completa realizada no Capítulo 1.....	91
ANEXO C – Relatórios das análises estatísticas.....	106

Introdução Geral

1. Introdução Geral

As reabilitações com implantes dentários em pacientes desdentados parciais ou totais tornaram-se uma opção de tratamento previsível, restabelecendo a função mastigatória, promovendo estética e a melhoria na qualidade de vida¹⁻³. Porém, o sucesso a longo prazo de próteses fixas implantossuportadas depende da manutenção do tecido ósseo e de uma biomecânica favorável relacionada a interface entre a prótese e o implante⁴.

Os pilares protéticos do tipo UCLA são utilizados com frequência na confecção de infraestruturas a um custo reduzido, na forma calcinável ou com a presença da cinta metálica pré-fabricada, confeccionada a partir da plataforma do implante utilizado⁵. As infraestruturas são confeccionadas através da técnica da cera perdida, com várias etapas laboratoriais, que podem promover possíveis distorções^{6, 7}, induzindo a uma maior desadaptação na interface entre o implante e a prótese⁸⁻¹⁰.

Byrne et al⁶ observaram que a confecção de infraestruturas com pilares calcináveis resultou em uma maior desadaptação quando comparados a pilares pré-fabricados. Porém, outros autores não observaram diferença quando as próteses eram confeccionadas com pilar calcinável ou com a presença da cinta metálica.

Uma melhor adaptação das infraestruturas está relacionada a duas categorias: a adição de etapas de refinamento ou a eliminação de etapas de fabricação¹¹. Dessa forma, o uso da tecnologia CAD/CAM (computer-aided design/computer-aided manufacturing) simplificou a confecção das infraestruturas¹², e permitiu a utilização de diferentes materiais: cerâmicas^{13, 14}, metal^{14, 15}, cera¹⁶, entre outros^{17, 18} em menor tempo e garantindo a precisão na interface entre o implante e a prótese¹⁹.

Abduo et al. 2014¹⁰ afirma, em sua revisão sistemática, que estruturas produzidas pelos sistemas CAD/CAM têm melhores valores de desadaptação em comparação com as fabricadas pela técnica convencional da cera perdida. Porém, outros estudos²⁰⁻²² reportaram uma maior desadaptação em infraestruturas confeccionadas pelos sistemas CAD/CAM quando comparadas a técnica convencional.

Todavia, um dos procedimentos frequentemente utilizados para reduzir a distorção das infraestruturas, é o seccionamento com posterior soldagem. Esse procedimento recebe a denominação de ponto de solda, e foi proposta em 1987 como um método alternativo as peças confeccionadas em monobloco a fim de promover uma melhor adaptação entre a prótese e o implante²³, permitindo um menor estresse residual as próteses e ao osso²⁴. Diferentes métodos são empregadas para a técnica de soldagem, dentre elas, destacamos: solda convencional²⁵, “gas-torch brazing (G-TB)”, (Laser Welding) e “Tungsten Inert Gas” (TIG)²⁶. Alguns estudos²⁷⁻²⁹ afirmam que a realização do ponto de solda em infraestruturas implantossuportadas é capaz de reduzir as desadaptações entre o implante e a prótese. Entretanto, diferentes estudos reportam a ausência de influência^{24, 30}, ou mesmo, um efeito negativo²⁵ na desadaptação marginal quanto utilizada a técnica do ponto de solda.

Branemark et al.³¹ preconizou que o gap formado entre a infraestrutura e o implante não poderia ser maior que 10 μ m. Outros autores^{29, 32-36} preconizaram desadaptações aceitáveis entre 50-200 μ m. A presença da desadaptação pode resultar na aplicação de cargas excessivas à restauração, implante e osso^{37,38}. A desadaptação também está relacionada a adesão de bactérias, causa de reações inflamatórias nos tecidos peri implantares. Ocorrem também complicações mecânicas como a perda da cimentação da

infraestrutura, lascamento e/ou fratura da cerâmica e o afrouxamento do parafuso do abutment³⁹.

Dessa forma, há a necessidade de mais pesquisas sobre as técnicas e os materiais que levem a menores distorções de confecção e conseqüente melhoria na desadaptação de infraestruturas de próteses fixas implantossuportadas, a fim de obter uma maior longevidade destas reabilitações.

1.1 Referências

1. Yao J, Tang H, Gao XL, McGrath C, Mattheos N. Patients' expectations to dental implant: a systematic review of the literature. *Health Qual Life Outcomes*. 2014;12:153.
2. Lofgren N, Larsson C, Mattheos N, Janda M. Influence of misfit on the occurrence of veneering porcelain fractures (chipping) in implant-supported metal-ceramic fixed dental prostheses: an in vitro pilot trial. *Clin Oral Implants Res*. 2016.
3. Fernandez M, Delgado L, Molmeneu M, Garcia D, Rodriguez D. Analysis of the misfit of dental implant-supported prostheses made with three manufacturing processes. *J Prosthet Dent*. 2014;111(2):116-23.
4. Gigandet M, Bigolin G, Faoro F, Burgin W, Bragger U. Implants with original and non-original abutment connections. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014;16(2):303-11.
5. Bhering CL, Takahashi JM, Luthi LF, Henriques GE, Consani RL, Mesquita MF. Influence of the casting technique and dynamic loading on screw detorque and misfit of single unit implant-supported prostheses. *Acta Odontol Scand*. 2013;71(3-4):404-9.
6. Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent*. 1998;80(2):184-92.
7. Neves FD, Elias GA, da Silva-Neto JP, de Medeiros Dantas LC, da Mota AS, Neto AJ. Comparison of implant-abutment interface misfits after casting and soldering procedures. *J Oral Implantol*. 2014;40(2):129-35.
8. Carr AB. Comparison of impression techniques for a two-implant 15-degree divergent model. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7(4):468-75.
9. Del'Acqua MA, Arioli-Filho JN, Compagnoni MA, Mollo Fde A, Jr. Accuracy of impression and pouring techniques for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23(2):226-36.
10. Abduo J, Judge RB. Implications of implant framework misfit: a systematic review of biomechanical sequelae. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(3):608-21.
11. Abduo J, Lyons K, Bennani V, Waddell N, Swain M. Fit of screw-retained fixed implant frameworks fabricated by different methods: a systematic review. *Int J Prosthodont*. 2011;24(3):207-20.
12. de Franca DG, Morais MH, das Neves FD, Carreiro AF, Barbosa GA. Precision Fit of Screw-Retained Implant-Supported Fixed Dental Prostheses Fabricated by CAD/CAM, Copy-Milling, and Conventional Methods. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017;32(3):507-13.
13. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent*. 2001;26(4):367-74.
14. de Franca DG, Morais MH, das Neves FD, Barbosa GA. 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.
15. Mello C, Santiago Junior JF, Galhano G, Quinelli Mazaro JV, Scotti R, Pellizzer E. Analysis of Vertical Marginal Adaptation of Zirconia Fixed Dental Prosthesis Frameworks Fabricated by the CAD/CAM System: A Randomized, Double-Blind Study. *Int J Prosthodont*. 2016;29(2):157-60.

16. Shamseddine L, Mortada R, Rifai K, Chidiac JJ. Marginal and internal fit of pressed ceramic crowns made from conventional and computer-aided design and computer-aided manufacturing wax patterns: An in vitro comparison. *J Prosthet Dent.* 2016;116(2):242-8.
17. Abdullah AO, Tsitrou EA, Pollington S. Comparative in vitro evaluation of CAD/CAM vs conventional provisional crowns. *J Appl Oral Sci.* 2016;24(3):258-63.
18. Mesmar S, Ruse ND. Interfacial Fracture Toughness of Adhesive Resin Cement-Lithium-Disilicate/Resin-Composite Blocks. *J Prosthodont.* 2017.
19. Neves FD, Prado CJ, Prudente MS, Carneiro TA, Zancope K, Davi LR, et al. Micro-computed tomography evaluation of marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated by using chairside CAD/CAM systems or the heat-pressing technique. *J Prosthet Dent.* 2014;112(5):1134-40.
20. Karl M, Graef F, Wichmann M, Krafft T. Passivity of fit of CAD/CAM and copy-milled frameworks, veneered frameworks, and anatomically contoured, zirconia ceramic, implant-supported fixed prostheses. *J Prosthet Dent.* 2012;107(4):232-8.
21. Ortorp A, Jonsson D, Mouhsen A, Vult von Steyern P. The fit of cobalt-chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: a comparative in vitro study. *Dent Mater.* 2011;27(4):356-63.
22. Zaghoul HH, Younis JF. Marginal fit of implant-supported all-ceramic zirconia frameworks. *J Oral Implantol.* 2013;39(4):417-24.
23. Silva TB, De Arruda Nobilo MA, Pessanha Henriques GE, Mesquita MF, Guimaraes MB. Influence of laser-welding and electroerosion on passive fit of implant-supported prosthesis. *Stomatologija.* 2008;10(3):96-100.
24. Castilio D, Pedreira AP, Rossetti PH, Rossetti LM, Bonachela WC. The influence of screw type, alloy and cylinder position on the marginal fit of implant frameworks before and after laser welding. *J Appl Oral Sci.* 2006;14(2):77-81.
25. Barbosa GA, Simamoto Junior PC, Fernandes Neto AJ, de Mattos Mda G, Neves FD. Prosthetic laboratory influence on the vertical misfit at the implant/UCLA abutment interface. *Braz Dent J.* 2007;18(2):139-43.
26. Barbi FC, 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):377-85.
27. Tioffi R, Rodrigues RC, de Mattos Mda G, 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.
28. Koke U, Wolf A, Lenz P, Gilde H. In vitro investigation of marginal accuracy of implant-supported screw-retained partial dentures. *J Oral Rehabil.* 2004;31(5):477-82.
29. Tioffi R, Falcao-Filho HB, de Aguiar FA, Jr., Rodrigues RC, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. Prosthetic misfit of implant-supported prosthesis obtained by an alternative section method. *J Adv Prosthodont.* 2012;4(2):89-92.
30. May KB, Edge MJ, Lang BR, Wang RF. The Periotest method: implant-supported framework precision of fit evaluation. *J Prosthodont.* 1996;5(3):206-13.

31. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, et al. 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.
32. Kim KB, Kim JH, Kim WC, Kim HY. Evaluation of the marginal and internal gap of metal-ceramic crown fabricated with a selective laser sintering technology: two- and three-dimensional replica techniques. *J Adv Prosthodont.* 2013;5(2):179-86.
33. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kastner K, Walter MH. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent.* 2000;84(4):419-24.
34. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci.* 2005;113(2):174-9.
35. Wolfart S, Wegner SM, Al-Halabi A, Kern M. Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *Int J Prosthodont.* 2003;16(6):587-92.
36. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6(3):270-6.
37. Alikhasi M, Monzavi A, Bassir SH, Naini RB, Khosronedjad N, Keshavarz S. A comparison of precision of fit, rotational freedom, and torque loss with copy-milled zirconia and prefabricated titanium abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28(4):996-1002.
38. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An in vitro evaluation of titanium, zirconia, and alumina procera abutments with hexagonal connection. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21(4):575-80.
39. Bayramoglu E, Ozkan YK, Yildiz C. Comparison of marginal and internal fit of press-on-metal and conventional ceramic systems for three- and four-unit implant-supported partial fixed dental prostheses: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2015;114(1):52-8.

Capítulo 1

Este capítulo está apresentado em formato de artigo e de acordo com as normas do periódico “Journal of Prosthetic Dentistry” - Qualis A1 – Fator de Impacto: 2.095.

2. Análise da desadaptação marginal vertical e horizontal de infraestruturas de próteses fixas implantossuportadas confeccionadas através de diferentes técnicas.

2.1 Resumo

O objetivo deste estudo foi avaliar a desadaptação marginal vertical, horizontal e interna de infraestruturas e próteses fixas implantossuportadas confeccionadas através de diferentes técnicas. Um total de 30 infraestruturas foram confeccionadas e divididas em 3 grupos: G1) Técnica convencional da cera perdida (n=10); G2) CAD/CAM (n=10); G3: CAD/CAM + Técnica da cera perdida (n=10). Uma matriz foi utilizada para simular uma prótese fixa implantossuportada de três elementos com um pântico central. A infraestrutura do grupo G1 foi confeccionada em Ni-Cr, do grupo G2 em zircônia e G3 fresada em cera e fundida em Ni-Cr. Em todos os grupos a desadaptação marginal vertical e horizontal (subcontorno e sobrecontorno) foi avaliada através de um microscópio óptico tridimensional (Quick Scope, Mitutoyo). Os resultados mostraram maior valor de desadaptação marginal vertical para o grupo G3 (83.5µm), seguido dos grupos G1 (55 µm) e G2 (42 µm) ($p<0,001$). Quanto à desadaptação marginal horizontal, o maior valor de desadaptação foi do grupo G2 (118 µm), seguido de G3 (102 µm), ambos apresentando sobre contorno. O grupo G1 (- 85 µm) apresentou valores de sub contorno ($p<0,001$). Diante das limitações deste estudo, podemos concluir que a confecção de infraestruturas através dos sistemas CAD/CAM apresentou os menores valores de DMV. A associação dos sistemas CAD/CAM e a técnica convencional da cera perdida, apresentou maior DMV. A DMH foi mais favorável quando confeccionadas infraestruturas pela técnica da cera perdida, apresentando sub-contorno.

Palavras Chaves: Prótese Dentária sobre implantes; Adaptação Marginal Dentária; Projeto auxiliado por computador;

2.2 Abstract

The aim of this study was to evaluate the marginal vertical, horizontal and internal misfit of infrastructures of implant supported prostheses made through different techniques. A total of 30 infrastructures were made and divided into 3 groups: G1) lost wax technique (n = 10); G2) CAD / CAM (n = 10); G3: CAD / CAM + lost-wax technique (n = 10). A reference model was used to simulate a three-unit implant-supported fixed prosthesis with a central pontic. The infrastructure of the G1 group was made of Ni-Cr, G2 group in zirconia and G3 milled in wax and fused-to-metal (Ni-Cr). In all groups, vertical and horizontal marginal misfit (under-contour and over-contour) was evaluated using a three-dimensional optical microscope (Quick Scope, Mitutoyo). The results showed a higher value of vertical marginal misfit for group G3 (83.5 μ m), followed by groups G1 (55 μ m) and G2 (42 μ m) (p <0.001). As for horizontal marginal misfit, the higher value of misfit was G2 (118 μ m), followed by G3 (102 μ m), both presenting over-contour. The group G1 (- 85 μ m) presented values of under-contour (p<0,001). With the limitations of this study, we can conclude that construction of frameworks through the CAD / CAM systems presented the lowest values of marginal vertical misfit. The association of the CAD / CAM systems and the lost- wax technique presented higher marginal vertical misfit. The horizontal marginal misfit was more favorable when confectioned infrastructures by the lost wax technique, presenting under-contour.

Keywords: Dental Prosthesis, Implant-Supported; Dental Marginal Adaptation; Computer-Aided Design

2.3 Introdução

As reabilitações com implantes dentários em pacientes desdentados parciais ou totais tornaram-se uma opção de tratamento previsível, restabelecendo a função mastigatória, promovendo estética e a melhoria na qualidade de vida¹⁻³. Porém, o sucesso a longo prazo de próteses fixas implantossuportadas depende da manutenção do tecido ósseo e de uma biomecânica favorável relacionada a interface entre a prótese e o implante⁴.

Os pilares protéticos do tipo UCLA são utilizados com frequência na confecção de infraestruturas a um custo reduzido, na forma calcinável ou com a presença da cinta metálica pré-fabricada, confeccionada a partir da plataforma do implante utilizado⁵. As infraestruturas são confeccionadas através da técnica da cera perdida, com várias etapas laboratoriais, que podem promover possíveis distorções^{6,7}, induzindo a uma maior desadaptação na interface entre o implante e a prótese⁸⁻¹⁰.

Byrne et al⁶ observaram que a confecção de infraestruturas com pilares calcináveis resultou em uma maior desadaptação quando comparados a pilares pré-fabricados. Porém, outros autores^{11,12} não observaram diferença quando as próteses eram confeccionadas com pilar calcinável ou com a presença da cinta metálica.

Uma melhor adaptação das infraestruturas está relacionada a duas categorias: a adição de etapas de refinamento ou a eliminação de etapas de fabricação¹³. Dessa forma, o uso da tecnologia CAD/CAM (computer-aided design/computer-aided manufacturing) simplificou a confecção das infraestruturas¹⁴, e permitiu a utilização de diferentes materiais: cerâmicas^{15,16}, metal^{16,17}, cera¹⁸, entre outros^{19,20} em menor tempo e garantindo a precisão na interface entre o implante e a prótese²¹.

Abduo et al. 2014¹⁰ afirma, em sua revisão sistemática, que estruturas produzidas pelos sistemas CAD-CAM têm melhores valores de desadaptação em comparação com

as fabricadas pela técnica convencional da cera perdida. Porém, outros estudos²²⁻²⁴ reportaram uma maior desadaptação em infraestruturas confeccionadas pelos sistemas CAD/CAM quando comparadas a técnica convencional.

Branemark et al.²⁵ preconizou que o gap formado entre a infraestrutura e o implante não poderia ser maior que 10 μ m. Outros autores²⁶⁻³¹ preconizaram desadaptações aceitáveis entre 50-200 μ m. A presença da desadaptação pode resultar na aplicação de cargas excessivas à restauração, implante e osso^{32,33}. A desadaptação também está relacionada a adesão de bactérias, causa de reações inflamatórias nos tecidos peri implantares. Ocorrem também complicações mecânicas como a perda da cimentação da infraestrutura, lascamento e/ou fratura da cerâmica e o afrouxamento do parafuso do abutment³⁴. Não há um consenso na literatura quanto a melhor técnica ou material para a confecção de próteses fixas e nem qual ao valor ideal para a desadaptação de infraestruturas. Dessa forma, há que se pesquisar técnicas e materiais que levem a menor desadaptação possível das infraestruturas, afim de obter uma maior longevidade das próteses fixas implantossuportadas.

Portanto, este estudo tem o objetivo de avaliar a desadaptação marginal vertical e horizontal de infraestruturas de próteses fixas de 3 elementos sobre implantes, confeccionadas através de diferentes técnicas e materiais. A primeira hipótese nula é a de que não há diferença entre os grupos analisados quanto à desadaptação marginal vertical. A segunda hipótese nula é a de que não há diferença entre os grupos analisados quanto à desadaptação marginal horizontal.

2.4 Materiais e Métodos

A partir da metodologia que será descrita a seguir, foram obtidos três grupos para análise da adaptação de próteses fixas implantossuportadas de 3 elementos sobre implantes de conexão hexágono externo. (Tabela 1)

Tabela 1- Descrição dos Grupos

Grupo	Método de Confeção	Material	Número de amostras (n)
G1	Convencional (Técnica da cera perdida- UCLA com cinta de CrCo (Conexão®))	NiCr	10
G2	CAD/CAM- Escaneamento extra-oral (Sistema 3S)	Zircônia	10
G3	CAD/CAM- Escaneamento extra-oral (Sistema Amann Girrbach)	Fresagem em cera e fundição em NiCr	10

2.4.1 Confeção da matriz metálica e obtenção dos modelos de gesso

Foram selecionados dois implantes com conexão de hexágono externo (H.E. Ø4,1x10mm comprimento) (Conexão Sistemas de Prótese Ltda, Arujá, São Paulo) que foram incluídos em resina acrílica autopolimerizável (JET, Clássico, São Paulo, SP, Brasil), simulando a situação de uma prótese fixa implantossuportada de 3 elementos na região posterior da maxila (24, 25 (pôntico), 26) (Figura 1).

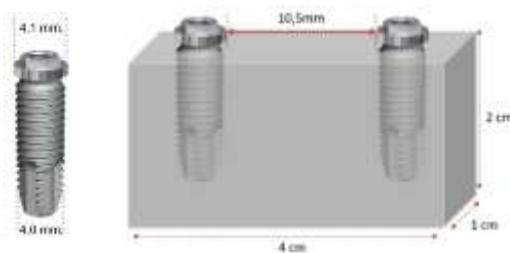


Figura 1. Imagem ilustrativa com dimensões da matriz e dos implantes.

A partir da matriz confeccionada foram realizadas 10 moldagens dos implantes, originando 10 modelos de gesso para confecção das infraestruturas dos grupos G1, G2 e G3. Foi realizada a técnica da dupla mistura, realizada com silicone de adição (Elite H-D Putty Soft Normal Setting e Elite H-D Light Body Normal Setting- Zhermack SpA, Badia Polesine, Rovigo, Itália), de acordo com a recomendação do fabricante.

Sobre os moldes obtidos foi aplicado um líquido redutor de tensão superficial (Surfacer®, Polidental Ind. e Com. Ltda., Cotia, SP, Brasil) e o excesso do líquido foi removido com 20s de jato de ar, com o objetivo de evitar a formação de bolhas no momento do vazamento do gesso. O vazamento foi realizado com gesso tipo IV (Elite Rock Thixotropic, Zhermack SpA, Badia Polesine, Rovigo, Itália) 24 horas após a obtenção de cada molde.

2.4.2 Confeção das infraestruturas

Grupo G1 (Convencional)

Foram confeccionadas 10 infraestruturas metálicas através da técnica convencional (fundição por cera perdida). Vinte componentes protéticos do tipo UCLA com cinta de cromo-cobalto sem hexágono (055025- Conexão Sistemas de Próteses Ltda., Arujá, SP, Brasil) (Figura 2) foram posicionados dois a dois sobre os dez modelos de gesso. Após parafusar os UCAs sobre os análogos, foi utilizado um molde bipartido em silicone de laboratório (Zetalabor, Zhermack SpA, Badia Polesine, Rovigo, Itália) para padronizar as dimensões das estruturas durante a fase de enceramento.



Figura 2. Componente protético utilizado para confecção das infraestruturas

O molde foi preenchido com resina acrílica (Pattern Resin® GC America- Alsip, Illinois, EUA) e após sua completa polimerização os possíveis excessos foram removidos com broca de tungstênio (KPMG, Seabra, Bahia, Brasil), e o conjunto foi incluído em material de revestimento para fundição (Liga de Níquel- Cromo sem berílio Fit Cast- SB Plus, Talmax, Curitiba, Paraná, Brasil).

Grupo G2 (CAD/CAM extra oral 3S)

Os modelos de gesso obtidos na etapa anterior foram escaneados com a utilização de um sistema CAD/CAM extra-oral – 3Series (DWOS, Dental Wings, Montreal, Quebec, Canada). Para a digitalização e aquisição do posicionamento dos implantes foram utilizados componentes protéticos cilíndricos (Scan Body, Dental Wings, Montreal, Quebec, Canada) e estes foram parafusados aos análogos e posteriormente posicionados sobre um dispositivo próprio do sistema 3S e o conjunto foi inserido na câmara de escaneamento do sistema 3Series (Figura 3).



Figura 3. Scanner de laboratório do sistema 3 Series (Dental Wings, DWOS, Montreal, Quebec, Canadá) (Imagem obtida no site www.dentalwings.com.br)

Foram realizadas dez aquisições no formato STL., enviados diretamente para o software *Implant Abutment Module* (DWOS, Dental Wings, Montreal, Quebec, Canadá) onde foram desenhados os protótipos de cada infraestrutura. O desenho obtido foi visualizado em todos os ângulos para a observação de eventuais falhas. Os protótipos foram transferidos e fresados em zircônia pré-sinterizada (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha) na central de fresagem do complexo industrial da Conexão Sistemas de Prótese (Sistema CAD CAM Conexão, Precision System, Arujá, SP, Brasil)

Levando-se em consideração as dimensões pré-determinadas das infraestruturas, o software calcula a porcentagem de contração do material que ocorrerá após os processos de sinterização e materializa uma estrutura com dimensões aproximadamente 20% maiores do que o projetado. A sinterização das peças foi realizada em forno específico de alta temperatura (InFire HTC Speed, Sirona, Bensheim, Hessen, Alemanha) (1500° C por 8 horas, com aumento gradual da temperatura).

Grupo G3 (CAD/CAM extra-oral Amann Girrbach)

Este grupo é responsável por uma combinação da técnica de CAD/CAM com a técnica convencional por cera perdida. Um suporte para os modelos de gesso foi confeccionado para que os escaneamentos fossem realizados sempre na mesma posição. Os modelos de gesso obtidos na etapa inicial foram escaneados com a utilização de um sistema extra-oral Amann Girrbach (Ceramill map 400+, Amann Girrbach, Koblach, Austria). Para a digitalização e aquisição do posicionamento dos implantes foram utilizados componentes protéticos cilíndricos (Scan Body, Amann Girrbach, Koblach, Austria) (Figura 4A) e estes foram parafusados aos análogos e o conjunto foi inserido no scanner Ceramill map 400+ (Amann Girrbach, Koblach, Austria) com adição do pó de contraste (Metal-Check, Bragança Paulista, SP, Brasil) para uma melhor aquisição da leitura da peça e referenciar o posicionamento correto dos implantes.

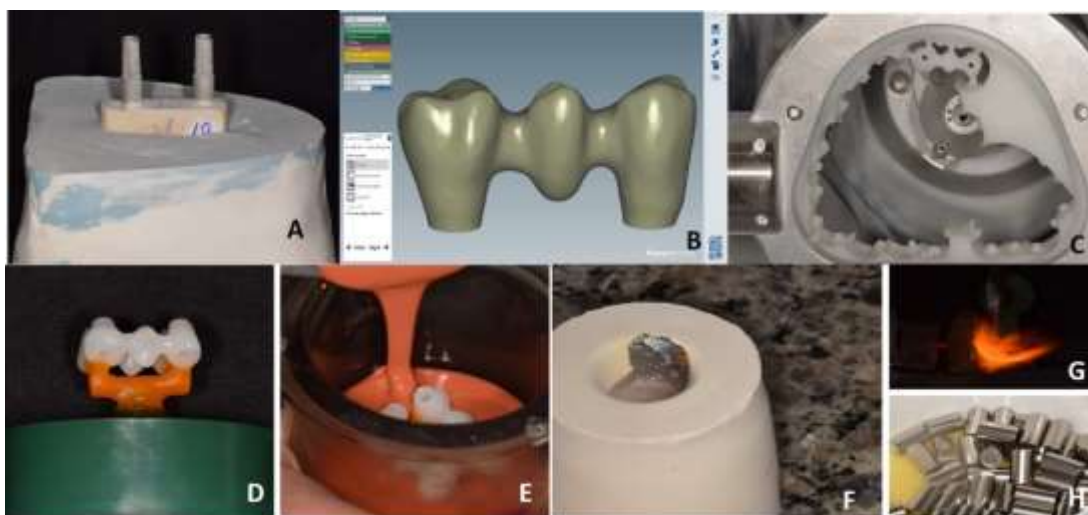


Figura 4. A) Posicionamento do Scan Body; B) Imagem digital da infraestrutura; C) Infraestrutura fresada em cera; D e E) Inclusão da infraestrutura em material de revestimento; F, G e H) Fundição da infraestrutura em liga metálica (Ni-Cr).

O software disponibiliza em sua biblioteca a configuração da marca de implante utilizada, de forma que as infraestruturas vão ser construídas com as dimensões equivalentes ao real (Figura 4B). Após a obtenção final da imagem os dados foram enviados para a fresadora *Ceramill® Motion 2* (Amann Girrbach, Koblash, Austria) para fresagem da estrutura de prótese fixa de 3 elementos em cera fundida (*Ceramill® Wax*, Amann Girrbach, Koblash, Austria) (Figura 4C).

Após a fresagem em cera, as infraestruturas foram incluídas em material de revestimento (Micro-Fine C&B High Heat Casting Investment, Germany) (Figura 4D e 4E) e levadas ao forno por 3 horas em 950°C, com posterior fundição em metal NiCr (Figura 4F, 4G e 4H)

A realização de ajustes manuais foi evitada no intuito de se verificar a precisão das diferentes técnicas avaliadas após a confecção das infraestruturas, eliminando a interferência de fatores externos. Com todas as peças finalizadas, foram realizadas as análises da adaptação marginal vertical e horizontal.

2.4.3. Análise da adaptação marginal vertical e horizontal

A princípio, foram realizadas marcações em nove pontos equidistantes entre si abaixo da plataforma de cada implante na matriz de resina com o intuito de padronizar os pontos de referência para a leitura das desadaptações marginais verticais e horizontais. Posteriormente as infraestruturas foram parafusadas aos implantes na matriz com torque no parafuso de 30N. O conjunto matriz/infraestrutura foi posicionado perpendicular ao feixe de luz, em uma prensa para a padronização da posição de todas as infraestruturas na mesa do microscópio (Figura 5).



Figura 5. Matriz e infraestruturas posicionados para a leitura dos pontos de desadaptação.

A leitura das desadaptações marginais verticais e horizontais (positiva e negativa) foram realizadas em microscópio óptico tridimensional (Quick Scope, Mitutoyo, Takatsu-Ku, Kawasaki, Japão) com mesa digital e aumento de até 350x com precisão de 1 μ m (micrômetro). As medidas foram calculadas através do software QSPAK (Mitutoyo, Takatsu-ku, Kawasaki, Japão) através da função de ponto a reta.

A desadaptação marginal vertical foi mensurada na interface entre a infraestrutura e o implante no meio de cada um dos nove pontos demarcados abaixo da plataforma do implante. Os valores de desadaptação marginal horizontal negativa (sub contorno) foram assinalados de forma negativa e os de desadaptação marginal horizontal positiva (sobre contorno) foram mantidos de forma positiva.

2.4.4 Análise da adaptação marginal interna

O corpo de prova dos grupos G1, G2 e G3 que apresentaram maior média de desadaptação vertical ou horizontal foi realizada a microtomografia para avaliar a desadaptação interna das infraestruturas. Para tal, os corpos de prova foram levados ao microtomógrafo SkyScan 1272 (Skyscan 1272, Brunner, Kontich, Belgium). Os corpos de prova foram escaneados com uma fonte de energia de 100 kV /100 μ A, com filtro de

0.11 mm de cobre (Cu) e um tamanho de 10.5µm de pixels. As imagens foram obtidas usando passos de rotação 0,5 e rotação de 360°. O tempo de varredura para cada imagem foi de aproximadamente 2h15min. As imagens em 3D foram geradas através do software CT Analyser (Skyscan, Bruker, Kontich, Bélgica).

2.4.5 Randomização

Inicialmente, um primeiro examinador (E.P.P) foi responsável pela numeração das 30 infraestruturas, em seguida um segundo examinador (C.A.A.L) realizou a randomização, através de um site específico (www.randomizer.com.br). Um terceiro examinador (J.M.L.G) foi responsável pela mensuração das desadaptações marginais verticais e horizontais. Submetido posteriormente a uma análise estatística intra-examinador, realizando a leitura de 20% da amostra total duas vezes.

2.4.6 Análise Estatística

As variáveis experimentais foram: “Desadaptação marginal vertical e os grupos” e a “Desadaptação marginal horizontal e os grupos”.

Os valores das mensurações foram submetidos a análise estatística no programa computacional SigmaPlot (Sigma Plot 13, Systat Software, San Jose, Califórnia, EUA). O nível de significância foi de 5%.

2.5 Resultados

2.5.1 Análise intra-examinador

Análise intra-examinador foi realizada utilizando 20% da amostra total empregada na pesquisa (n= 6 de 30). Assim, o observador em períodos distintos, analisou as amostras novamente. A análise foi verificada quando a desadaptação marginal vertical e horizontal para os dentes pré-molares e molares. Para dados oriundos de pré-molares, na aplicação do erro sistemático observou-se que não houve diferenças entre as amostras nos períodos

analisados (teste t pareado = 0,573, $p = 0,568$), o teste de erro casual (Dahlberg) = 0,06, ou seja, a margem de erro esteve localizada com uma variação de $\pm 0,06 \mu\text{m}$. Em uma análise das desadaptações registradas nos dentes molares, observou-se que não houve diferenças significativa entre as amostras nos períodos analisados (teste t pareado= 1,931, $p=0,056$). O teste de erro casual (Dahlberg) = 0,1, ou seja, indicou uma margem de erro localização na faixa de $\pm 0,1 \mu\text{m}$.

2.5.2 Desadaptação Marginal Vertical (DMV)

Na análise com relação a desadaptação marginal vertical foi observada diferença significativa entre todos os grupos ($p < 0,001$). Em uma análise mais detalhada por grupo, foi observado um maior valor médio de desadaptação para o grupo G3 ($83,5 \mu\text{m}$), seguido pelo grupo G1 ($55 \mu\text{m}$). O grupo G2 apresentou o menor valor médio de desadaptação ($42 \mu\text{m}$) (Figura 6).

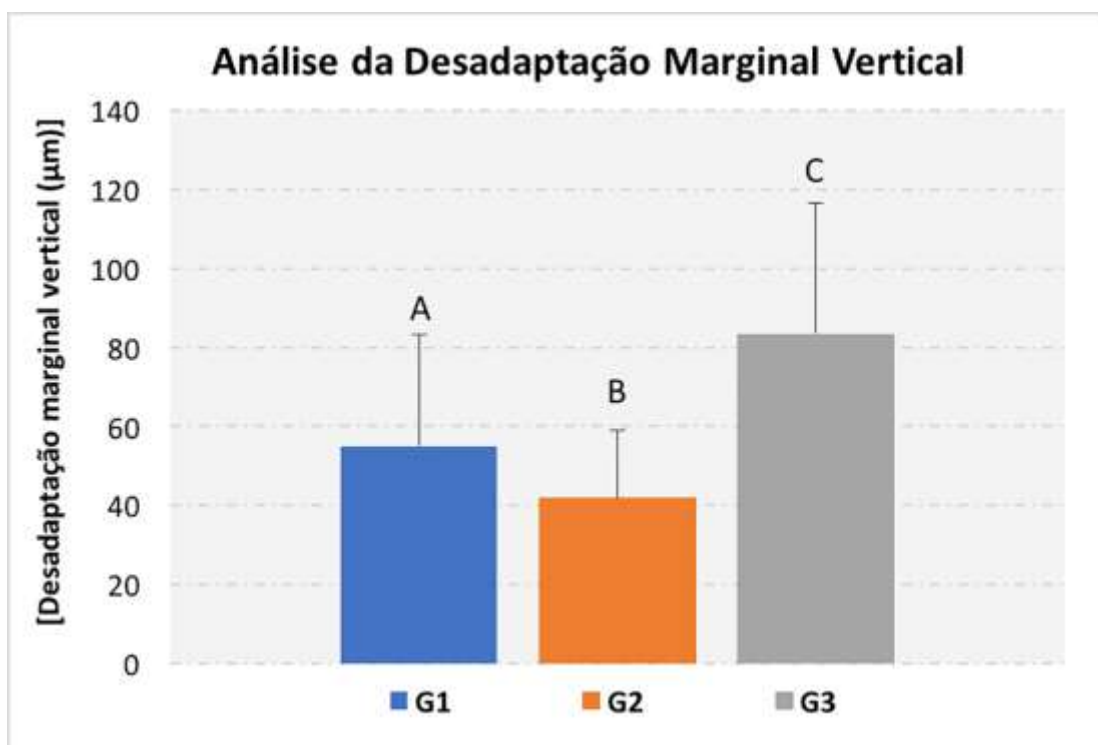


Figura 6. Análise comparativa entre os grupos G1, G2 e G3 quanto à Desadaptação Marginal Vertical (DMV). Letras maiúsculas (A, B, C), indicam $p < 0,00$.

Quando avaliada a DMV intra-grupos, ou seja, a avaliação das infraestruturas de cada grupo, entre os grupos (G1;G2;G3) foi observado uma diferença significativa entre as desadaptações das infraestruturas por grupo ($p < 0,001$) (Figura 7).

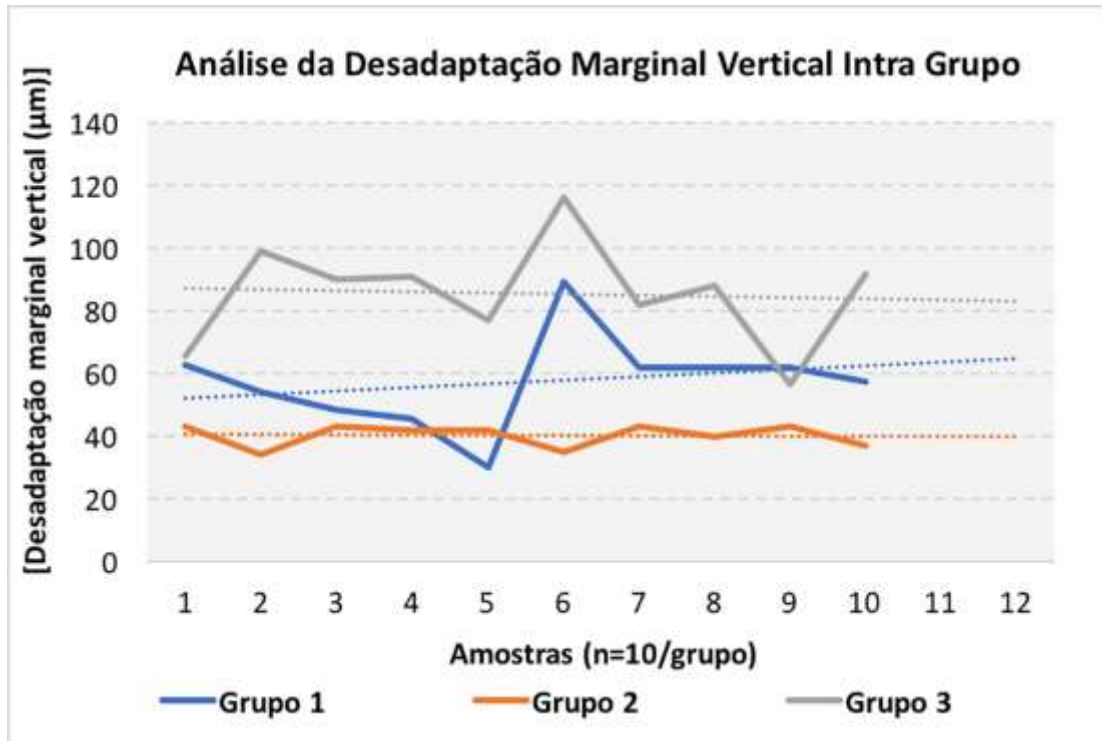


Figura 7. Análise das desadaptações marginais verticais intra-grupo.

Através da microtomografia de raio x foram analisadas internamente as infraestruturas com os maiores valores de desadaptação marginal vertical para cada grupo G1, G2 e G3 (Figura 8)

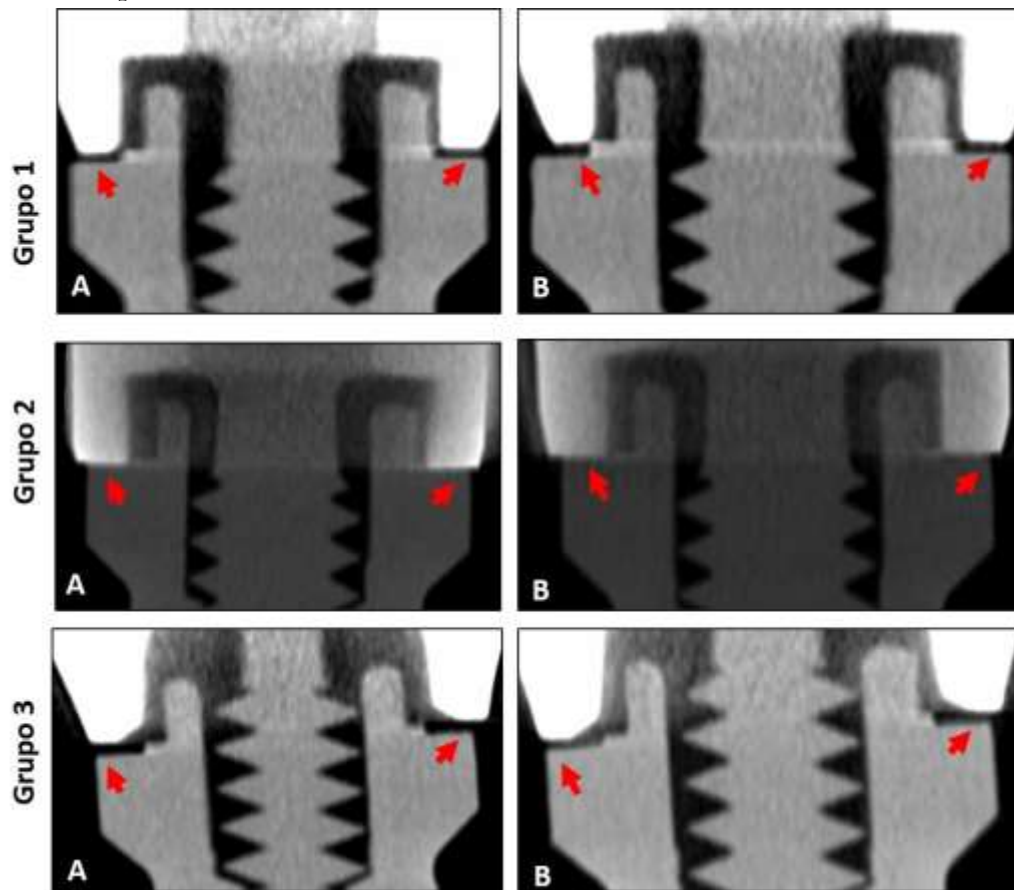


Figura 8. Análise interna dos maiores valores de desadaptação vertical entre as infraestruturas analisadas, sendo CP-G1: 95.8 μ m, CP-G2: 46 μ m e CP-G3: 124 μ m. (A: Pré-Molar/B: Molar)

2.5.3 Desadaptação Marginal Horizontal (DMH)

Em uma análise da DMH o grupo G1 apresentou uma DMH negativa (Mediana: - 85 μ m) apresentando diferença significativa dos demais grupos ($p < 0,001$). Já em uma comparação entre o grupo G2 (118 μ m) e G3 (102 μ m) não houve diferença significativa e ambos apresentaram uma DMH positiva (Figura 9).

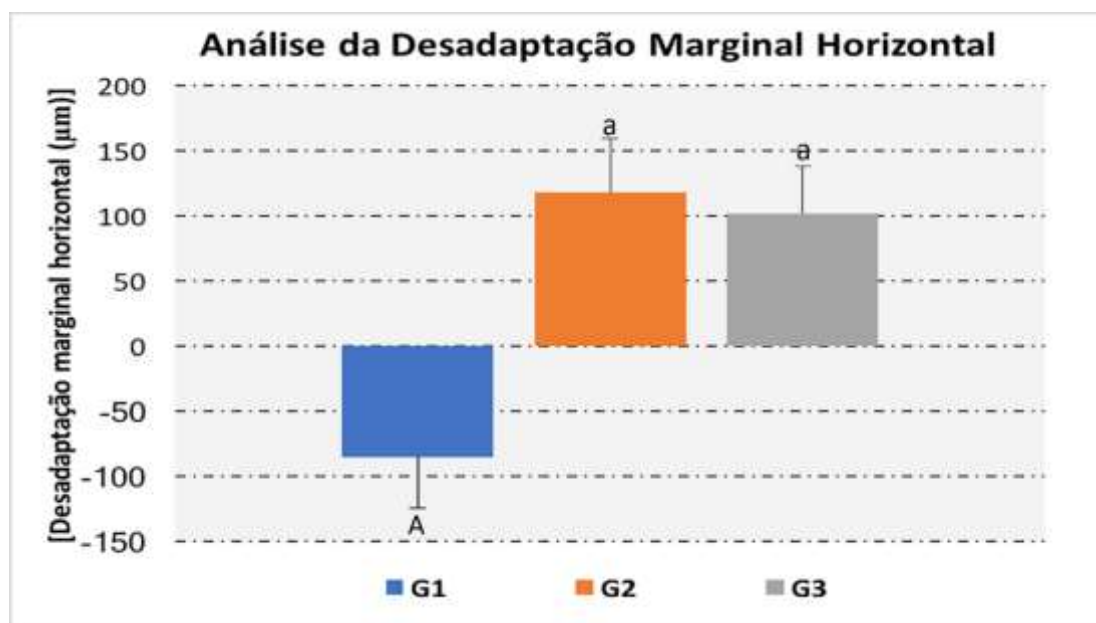


Figura 9. Análise comparativa entre os grupos G1, G2 e G3 quanto à Desadaptação Marginal Horizontal (DMH). Letras maiúsculas A indicam $p < 0,001$ e letras minúsculas indicam $P > 0,005$.

Quando avaliada a DMH intra-grupos, ou seja, a avaliação das infraestruturas de cada grupo, observa-se um padrão quanto as infraestruturas confeccionadas em cada grupo de forma que não foi observado uma diferença significativa entre as desadaptações das infraestruturas por grupo (G1: $p = 0,779$; G2: $p = 0,220$; G3: $p = 0,088$) (Figura 10).

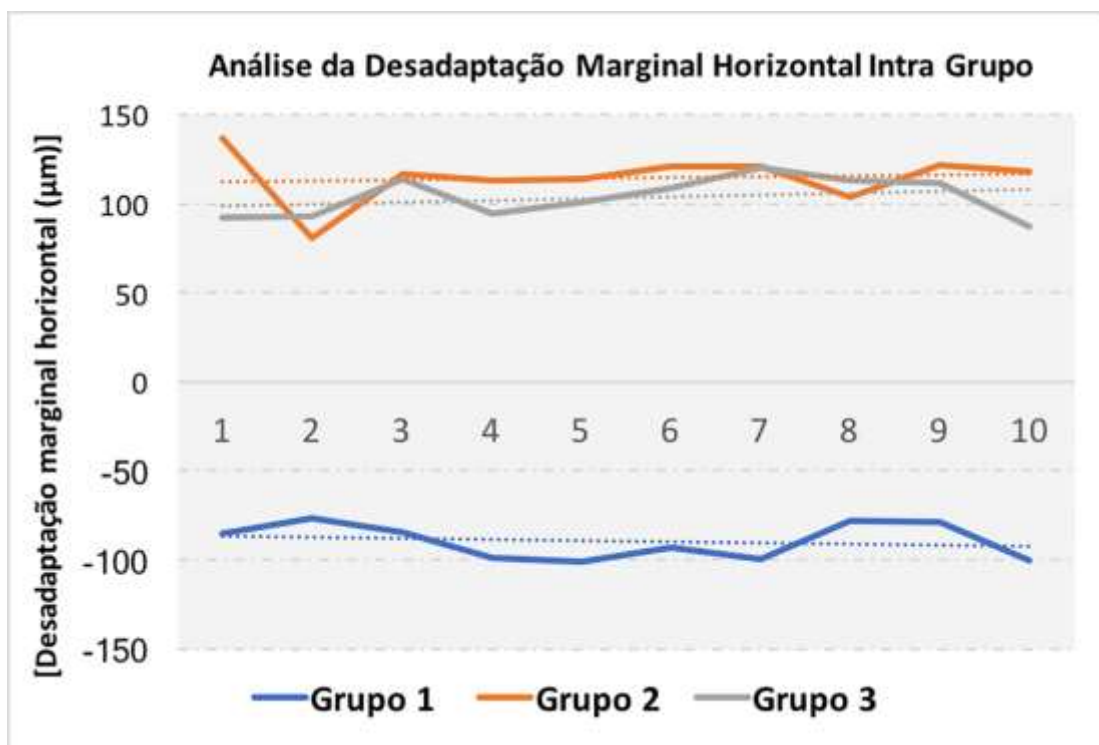


Figura 10. Análise da desadaptação marginal horizontal intra-grupo.

Através da microtomografia de raio x foram analisadas internamente as infraestruturas com os maiores valores de desadaptação marginal horizontal para cada grupo G1, G2 e G3 (Figura 11)

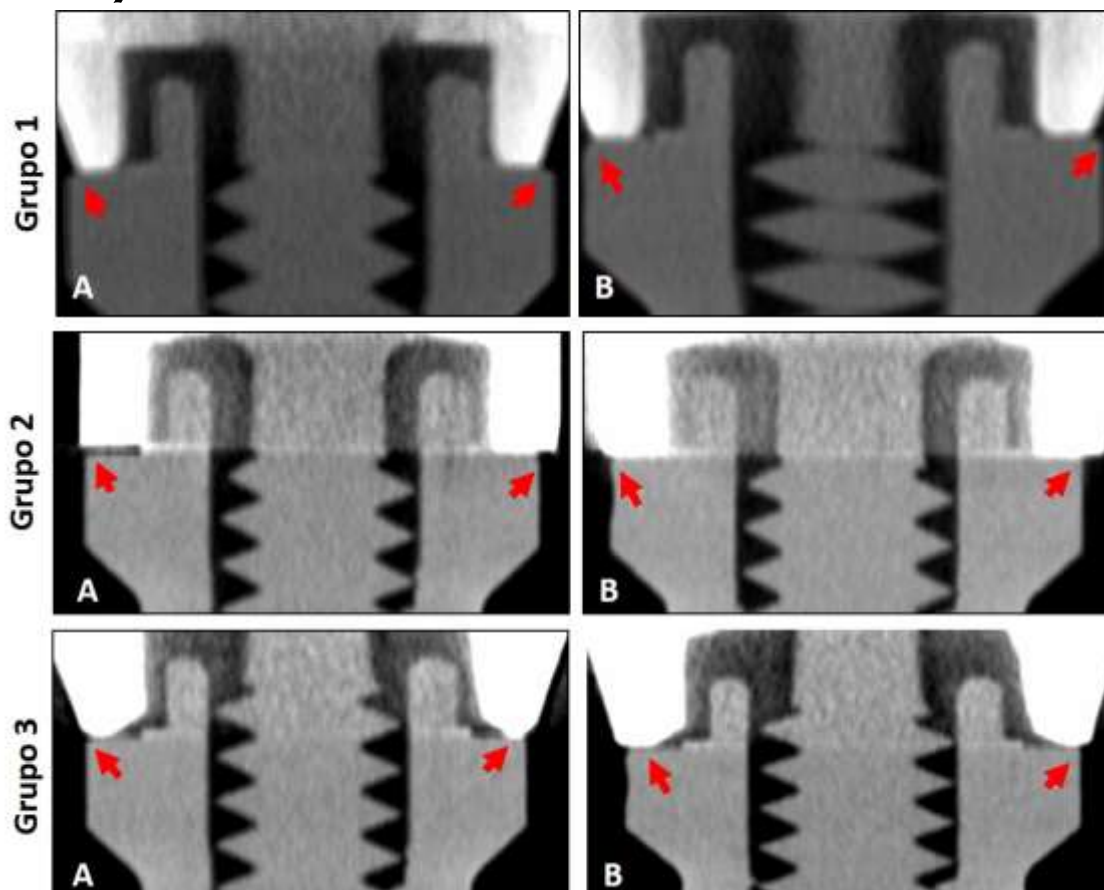


Figura 11. Análise interna dos maiores valores de desadaptação horizontal entre as infraestruturas analisadas, sendo CP-G1: $-100\mu\text{m}$, CP-G2: $148\mu\text{m}$ e CP-G3: $119\mu\text{m}$. (A: Pré-Molar/B: Molar)

2.5.4 Correlação

Analisando uma correlação entre os grupos, quanto à DMV e a DMH, não foi observada correlação para entre os grupos (G1; G2; G3). Observando a tendência do grupo 1 de apresentar maior DMH negativa, o grupo 2 a tendência de maior DMH positiva e o grupo G3 apresentar maior DMV (Figura 12).

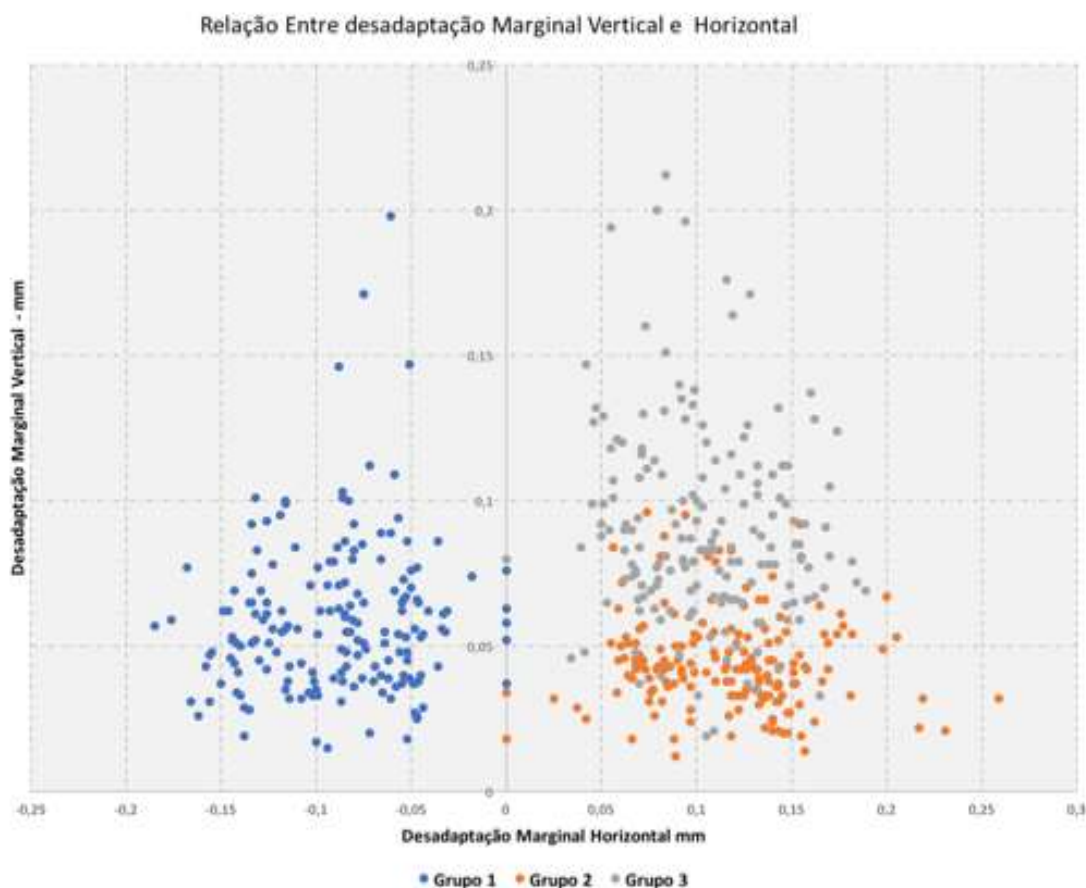


Figura 12. Gráfico de dispersão quanto à correlação entre a DMV e a DMH entre os grupos.

2.6 Discussão

A primeira hipótese nula que afirma não haver diferença entre os grupos analisados quanto à desadaptação marginal vertical (DMV), foi rejeitada. Na comparação entre os grupos G1 (55 μ m) e G2 (42 μ m), os sistemas CAD/CAM apresentaram menores valores de DMV. Estes dados corroboram com outros estudos encontrados na literatura^{14, 16,17}. Autores^{16,35,36} afirmam que atualmente nenhuma técnica de confecção de infraestruturas apresenta melhor padronização, rapidez, baixo custo e precisão que os sistemas CAD/CAM, isto também foi verificado em nossos resultados, entretanto o grupo G2 apresentou melhor padronização entre as infraestruturas confeccionadas (Figura 7).

Quando comparado o grupo G1(55 μm) com o grupo G3(83.5 μm), um menor valor de DMV do grupo G1 pode estar relacionado ao uso de um pilar pré-fabricado, com cinta metálica, havendo, portanto, uma sobre fundição na confecção das infraestruturas. A presença da cinta metálica minimiza as distorções na base do cilindro durante o processo de fundição, garantindo um contato mais próximo entre a infraestrutura protética e o implante⁵.

A técnica utilizada em G3 é descrita por Ortorp et al. 2011²³ na confecção de infraestruturas de próteses fixas sobre dentes como a união de antigas e novas técnicas de fabricação. Não foram encontrados na literatura estudos que utilizaram esta técnica na confecção de infraestruturas de próteses sobre implantes. Este estudo apresentou um maior valor de desadaptação do grupo G3 comparado aos demais grupos (G1 e G2). Nesta técnica, o material pode ser considerado peça chave, de forma que a fresagem em sistema CAD/CAM, utilizou a cera, formando uma infraestrutura calcinável. Byrne et al.⁶ reportou maiores distorções quando as infraestruturas eram inteiramente calcináveis. Porém autores^{18, 37} afirmam que as ceras utilizadas para os sistemas CAD/CAM são sólidas, produzidas por reação de polimerização, sendo menos sensíveis a condições de temperatura, quando comparadas as ceras manuais. Entretanto, semelhante a ceras manuais há o posterior processo de inclusão e fundição em liga metálica destas infraestruturas e este mecanismo também irá promover certa contração do material durante o processo de resfriamento, promovendo distorções das infraestruturas^{5, 22, 24}.

A segunda hipótese nula deste estudo que afirma não haver diferença entre os grupos com relação a DMH, foi parcialmente aceita. Quando comparado o grupo G1 (-85 μm) aos grupos G2 (118 μm) e G3 (102 μm), houve diferença significativa, já que os grupos G2 e G3 apresentaram médias positivas de DMH. Entretanto foi verificada padronização entre as infraestruturas confeccionadas em cada grupo (Figura 10).

O grupo G1 (-85 μm) apresentou uma DMH negativa, sendo caracterizada por um sub contorno. Esta infraestrutura foi confeccionada a partir de um UCLA com cinta pré-usinada em metal pelo fabricante na plataforma do implante de mesma marca e apenas o cilindro é calcinável⁵. Estudos^{5, 6} reportam que no momento da sobre fundição a cinta pode sofrer um certo grau de distorção. Outros estudos^{7, 12, 33} avaliam que a sobre fundição não interfere na adaptação da infraestrutura. Ainda, há a possibilidade de a cinta ter sido confeccionada direto na fábrica já com a presença de um sub contorno.

Por outro lado, o grupo G3 (102 μm) que se assemelha ao grupo G1 (-85 μm) no processo de fundição apresentou valor de DMH positiva. Um sobre contorno nas infraestruturas pode estar relacionada a expansão que o material de revestimento sofre durante o aquecimento, ocorrendo um aumento das desadaptações marginais ou ainda a fresagem da infraestrutura ocorreu em um tamanho levemente maior.

Já o sobre contorno encontrado nas infraestruturas do grupo G2 (118 μm) está relacionada a fresagem em zircônia pré-sinterizada. Ao ser identificado pelo sistema a fresadora confecciona a infraestrutura com 20% a mais do tamanho desenhado no CAD, já que a zircônia pré-sinterizada ao ser levada ao forno apresentará uma contração de até 20% da infraestrutura^{16, 38}. Porém, não foi identificado no grupo G2 que a contração foi efetiva a ponto de haver uma completa adaptação entre a infraestrutura e os implantes.

Há uma certa tolerância biológica para a desadaptação³⁹, porém o sobre contorno (DMH positiva) presente nas infraestruturas dos grupos G2 (102 μm) e G3(118 μm) é reportado na literatura^{14, 21, 40} como mais danoso ao sistema implante/prótese tornando a manutenção da higiene mais difícil, com presença de espaços que podem atuar como um reservatório para microrganismos, resultando em reabsorção óssea periimplantar e consequente falha no implante⁴¹.

Quando realizamos uma correlação entre a DMV e a DMH (Figura 12), foi observado que apenas no grupo G3 houve um maior valor de DMV e a presença de DMH positiva (sobre contorno). A literatura não apresenta um consenso quanto aos valores de desadaptação marginal vertical variando entre 10 μ m a 200 μ m²³⁻²⁹, sendo o valor de DMV mais alto encontrado entre os grupos de 83.5 μ m. Não há como mensurar o efeito deste valor de desadaptação na clínica, entretanto, estudos^{31, 42} afirmam que qualquer desadaptação entre a infraestrutura e os implantes osseointegrados, clinicamente detectável ou não, induz estresses internos na estrutura da prótese, influenciando na distribuição do estresse no parafuso com perda antecipada do torque¹⁴, carga sobre os implantes e no osso periimplantar^{31, 42}.

Este estudo realizou uma técnica de fabricação no grupo G3, onde foi subtraída a parte manual da técnica da cera perdida e substituída pela tecnologia CAD/CAM. Há uma tendência dos laboratórios de prótese, a fim de economizar tempo e custos de produção de realizar este tipo de técnica. Porém, há que se ter um cuidado especial, já que este grupo apresentou, dentro dos grupos analisados, os piores valores de DMV (83.5 μ m) e DMH (102 μ m).

Dentro das limitações de um estudo *in vitro* e baseado nos resultados encontrados, há a necessidade de se realizar novos estudos avaliando o comportamento biomecânico e biológico quando há a presença de desadaptações em infraestruturas de próteses fixas implantossuportadas, a fim de obter-se um limite clínico aceitável para o sucesso das reabilitações.

2.7 Conclusão

- A confecção de infraestruturas através dos sistemas CAD/CAM (G2) apresentou os menores valores de DMV, enquanto que a associação dos sistemas CAD/CAM com a técnica convencional da cera perdida (G3), apresentou os maiores valores de DMV.
- A DMH foi mais favorável quando confeccionadas infraestruturas pela técnica da cera perdida (G1), apresentando sub-contorno.

2.8 Referências

1. Yao J, Tang H, Gao XL, McGrath C, Mattheos N. Patients' expectations to dental implant: a systematic review of the literature. *Health Qual Life Outcomes*. 2014;12:153.
2. Lofgren N, Larsson C, Mattheos N, Janda M. Influence of misfit on the occurrence of veneering porcelain fractures (chipping) in implant-supported metal-ceramic fixed dental prostheses: an in vitro pilot trial. *Clin Oral Implants Res*. 2016.
3. Fernandez M, Delgado L, Molmeneu M, Garcia D, Rodriguez D. Analysis of the misfit of dental implant-supported prostheses made with three manufacturing processes. *J Prosthet Dent*. 2014;111(2):116-23.
4. Gigandet M, Bigolin G, Faoro F, Burgin W, Bragger U. Implants with original and non-original abutment connections. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014;16(2):303-11.
5. Bhering CL, Takahashi JM, Luthi LF, Henriques GE, Consani RL, Mesquita MF. Influence of the casting technique and dynamic loading on screw detorque and misfit of single unit implant-supported prostheses. *Acta Odontol Scand*. 2013;71(3-4):404-9.
6. Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent*. 1998;80(2):184-92.
7. Neves FD, Elias GA, da Silva-Neto JP, de Medeiros Dantas LC, da Mota AS, Neto AJ. Comparison of implant-abutment interface misfits after casting and soldering procedures. *J Oral Implantol*. 2014;40(2):129-35.
8. Carr AB. Comparison of impression techniques for a two-implant 15-degree divergent model. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7(4):468-75.
9. Del'Acqua MA, Arioli-Filho JN, Compagnoni MA, Mollo Fde A, Jr. Accuracy of impression and pouring techniques for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23(2):226-36.
10. Abduo J, Judge RB. Implications of implant framework misfit: a systematic review of biomechanical sequelae. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(3):608-21.
11. Ramos MB, Pegoraro LF, Takamori E, Coelho PG, Silva TL, Bonfante EA. Evaluation of UCLA implant-abutment sealing. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(1):113-20.
12. De Mori R, Ribeiro CF, da Silva-Concilio LR, Claro Neves AC. Evaluation of castable and premachined metal base abutment/implant interfaces before and after cyclical load. *Implant Dent*. 2014;23(2):212-7.
13. Abduo J, Lyons K, Bennani V, Waddell N, Swain M. Fit of screw-retained fixed implant frameworks fabricated by different methods: a systematic review. *Int J Prosthodont*. 2011;24(3):207-20.
14. de Franca DG, Morais MH, das Neves FD, Carreiro AF, Barbosa GA. Precision Fit of Screw-Retained Implant-Supported Fixed Dental Prostheses Fabricated by CAD/CAM, Copy-Milling, and Conventional Methods. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017;32(3):507-13.
15. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent*. 2001;26(4):367-74.
16. de Franca DG, Morais MH, das Neves FD, Barbosa GA. 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.

17. Mello C, Santiago Junior JF, Galhano G, Quinelli Mazaro JV, Scotti R, Pellizzer E. Analysis of Vertical Marginal Adaptation of Zirconia Fixed Dental Prosthesis Frameworks Fabricated by the CAD/CAM System: A Randomized, Double-Blind Study. *Int J Prosthodont.* 2016;29(2):157-60.
18. Shamseddine L, Mortada R, Rifai K, Chidiac JJ. Marginal and internal fit of pressed ceramic crowns made from conventional and computer-aided design and computer-aided manufacturing wax patterns: An in vitro comparison. *J Prosthet Dent.* 2016;116(2):242-8.
19. Abdullah AO, Tsitrou EA, Pollington S. Comparative in vitro evaluation of CAD/CAM vs conventional provisional crowns. *J Appl Oral Sci.* 2016;24(3):258-63.
20. Mesmar S, Ruse ND. Interfacial Fracture Toughness of Adhesive Resin Cement-Lithium-Disilicate/Resin-Composite Blocks. *J Prosthodont.* 2017.
21. Neves FD, Prado CJ, Prudente MS, Carneiro TA, Zancope K, Davi LR, et al. Micro-computed tomography evaluation of marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated by using chairside CAD/CAM systems or the heat-pressing technique. *J Prosthet Dent.* 2014;112(5):1134-40.
22. Karl M, Graef F, Wichmann M, Krafft T. Passivity of fit of CAD/CAM and copy-milled frameworks, veneered frameworks, and anatomically contoured, zirconia ceramic, implant-supported fixed prostheses. *J Prosthet Dent.* 2012;107(4):232-8.
23. Ortorp A, Jonsson D, Mouhsen A, Vult von Steyern P. The fit of cobalt-chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: a comparative in vitro study. *Dent Mater.* 2011;27(4):356-63.
24. Zaghoul HH, Younis JF. Marginal fit of implant-supported all-ceramic zirconia frameworks. *J Oral Implantol.* 2013;39(4):417-24.
25. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, et al. 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.
26. Kim KB, Kim JH, Kim WC, Kim HY. Evaluation of the marginal and internal gap of metal-ceramic crown fabricated with a selective laser sintering technology: two- and three-dimensional replica techniques. *J Adv Prosthodont.* 2013;5(2):179-86.
27. Tioosi R, Falcao-Filho HB, de Aguiar FA, Jr., Rodrigues RC, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. Prosthetic misfit of implant-supported prosthesis obtained by an alternative section method. *J Adv Prosthodont.* 2012;4(2):89-92.
28. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kastner K, Walter MH. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent.* 2000;84(4):419-24.
29. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci.* 2005;113(2):174-9.
30. Wolfart S, Wegner SM, Al-Halabi A, Kern M. Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *Int J Prosthodont.* 2003;16(6):587-92.
31. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6(3):270-6.

32. Alikhasi M, Monzavi A, Bassir SH, Naini RB, Khosronedjad N, Keshavarz S. A comparison of precision of fit, rotational freedom, and torque loss with copy-milled zirconia and prefabricated titanium abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28(4):996-1002.
33. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An in vitro evaluation of titanium, zirconia, and alumina procera abutments with hexagonal connection. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21(4):575-80.
34. Bayramoglu E, Ozkan YK, Yildiz C. Comparison of marginal and internal fit of press-on-metal and conventional ceramic systems for three- and four-unit implant-supported partial fixed dental prostheses: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2015;114(1):52-8.
35. Jemt T, Hjalmarsson L. In vitro measurements of precision of fit of implant-supported frameworks. A comparison between "virtual" and "physical" assessments of fit using two different techniques of measurements. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14 Suppl 1:e175-82.
36. Yamamoto E, Marotti J, de Campos TT, Neto PT. Accuracy of four transfer impression techniques for dental implants: a scanning electron microscopic analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(6):1115-24.
37. Anusavice KJ, de Rijk WG. Performance of dental biomaterials: conference report. *Dent Mater.* 1990;6(1):69-72.
38. Drago C, Saldarriaga RL, Domagala D, Almasri R. Volumetric determination of the amount of misfit in CAD/CAM and cast implant frameworks: a multicenter laboratory study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(5):920-9.
39. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11(5):620-5.
40. Calderon PS, Dantas PM, Montenegro SC, Carreiro AF, Oliveira AG, Dantas EM, et al. Technical complications with implant-supported dental prostheses. *J Oral Sci.* 2014;56(2):179-84.
41. Nascimento C, Ikeda LN, Pita MS, Pedroso e Silva RC, Pedrazzi V, Albuquerque RF, et al. Marginal fit and microbial leakage along the implant-abutment interface of fixed partial prostheses: An in vitro analysis using Checkerboard DNA-DNA hybridization. *J Prosthet Dent.* 2015;114(6):831-8.
42. Buzayan MM, Yunus NB. Passive Fit in Screw Retained Multi-unit Implant Prosthesis Understanding and Achieving: A Review of the Literature. *J Indian Prosthodont Soc.* 2014;14(1):16-23.

Capítulo 2

Este capítulo está apresentado em formato de artigo e de acordo com as normas do periódico “Journal of Prosthetic Dentistry” - Qualis A1 – Fator de Impacto: 2.095.

3. A técnica do ponto de solda influencia na adaptação marginal de infraestruturas de próteses fixas implantossuportadas? Uma Revisão Sistemática e Meta-Análise.

3.1 Resumo

O objetivo desta revisão sistemática e meta-análise foi avaliar se a soldagem de infraestruturas de próteses fixas implantossuportadas influencia em uma melhor adaptação quando comparada a peças confeccionadas em monobloco. A busca foi realizada nas bases de dados Pubmed/MEDLINE, Scopus and The Cochrane Library com artigos publicados até novembro de 2017. Esta revisão seguiu o critério PRISMA e está cadastrada na plataforma PROSPERO (CRD81865). A questão PICO foi: “*A técnica do ponto de solda contribui para uma melhor adaptação quando comparada a confecção em monobloco de infraestruturas e próteses fixas implantossuportadas?*”. Doze estudos foram selecionados para análise qualitativa e 7 estudos para análise quantitativa. Um total de 189 espécimes foram avaliados, em diferentes ligas metálicas (cp-Ti; Ni-Cr; Cr-Co e ligas nobres) e técnicas de soldagem: laser welding, solda convencional, TIG e brazing. As desadaptações marginais verticais foram mensuradas através de microscópio óptico, estereomicroscópio e MEV. Uma análise qualitativa dos estudos foi realizada demonstrando um efeito positivo da soldagem na adaptação das infraestruturas quando comparadas aquelas confeccionadas em monobloco. A meta-análise confirmou o efeito positivo da soldagem na adaptação ($P < 0.00001$; MD: -36.14; IC 95%: -48.69 to -23.59). Dentro das limitações desta revisão de estudos *in vitro*, é possível concluir que a técnica do ponto de solda é eficaz para obtenção de menores valores de desadaptação marginal, sendo a técnica do laser (laser welding) a mais eficaz.

Palavras Chaves: Prótese Dentária sobre implantes; Adaptação Marginal Dentária; soldagem em odontologia

3.2 Abstract

The aim of this systematic review and meta-analysis was to evaluate the effect of welding technique on implant-supported prostheses and the influence in a better adaptation when compared to one piece cast. The search was performed in the Pubmed/MEDLINE, Embase and The Cochrane Library databases with articles published until November 2017. This review followed the PRISMA criteria and is registered on the PROSPERO platform (CRD81865). The PICO question was: "*Does the welding technique contribute to a better adaptation when compared to the one-piece cast of implanted fixed-implant infrastructures and/or prostheses?*". Twelve studies were selected for qualitative analysis and 7 studies for quantitative analysis. A total of 189 specimens were evaluated in fabricated in different metal alloys (cp-Ti, Ni-Cr, Cr-Co and noble alloys) and welding techniques: laser welding, conventional welding, TIG and brazing. Vertical marginal misfit were measured by optical microscope, stereomicroscope and/or SEM. The qualitative analysis of the studies was performed demonstrating a positive effect of welding on the adaptation of the infrastructures when compared to those made in one piece cast. The meta-analysis also confirmed the positive effect of welding on adaptation ($P < 0.00001$; MD: -36.14; 95% CI: -48.69 to -23.59). Within the limitations of this review of *in vitro* studies, it is possible to conclude that the welding technique is effective to obtain lower values of marginal misfit, and the Laser Welding was the most effective technique.

Keywords: Dental Prosthesis, Implant-Supported; Dental Marginal Adaptation; Dental soldering.

3.3 Introdução

A precisão na adaptação entre a prótese e o implante tem sido considerado pré-requisito para o sucesso a longo prazo das reabilitações implantossuportadas¹. A desadaptação formada na interface entre o implante e a infraestrutura transfere tensões a prótese e ao osso periimplantar, com consequente respostas biológicas adversas e complicações protéticas^{2,3}.

Vários métodos de confecção de infraestruturas sobre implantes são propostos a fim de minimizar as distorções, e consequentemente reduzir a desadaptação marginal⁴. Entretanto, estudos afirmam⁵⁻⁷ que durante o processo de confecção das infraestruturas a distorção é inevitável, sendo limitada pelas alterações dimensionais dos materiais e o processo de confecção, nas etapas de moldagem, confecção do modelo de gesso, inclusão em material de revestimento e a fundição em liga metálica. Novas tecnologias, como os sistemas CAD/CAM apresentam uma maior precisão das peças confeccionando as infraestruturas em monobloco^{8,9}, omitindo certas etapas de fabricação quando comparada a técnica convencional da cera perdida³.

Todavia, um dos procedimentos frequentemente utilizados para reduzir a distorção das infraestruturas, é o seccionamento com posterior soldagem. Esse procedimento recebe a denominação de ponto de solda, e foi proposta em 1987 como um método alternativo as peças confeccionadas em monobloco a fim de promover uma melhor adaptação entre a prótese e o implante¹⁰, permitindo um menor estresse residual as próteses e ao osso¹¹. Diferentes métodos são empregadas para a técnica de soldagem, dentre elas, destacamos: solda convencional¹², “gas-torch brazing” (G-TB), (Laser Welding) e “Tungsten Inert Gas” (TIG)¹³.

Alguns estudos^{6,14,15} afirmam que a realização do ponto de solda em infraestruturas implantossuportadas é capaz de reduzir as desadaptações entre o implante e a prótese.

Entretanto, diferentes estudos reportam a ausência de influência^{11, 16}, ou mesmo, um efeito negativo¹² na desadaptação marginal quando utilizada a técnica do ponto de solda. Não havendo, portanto, um consenso na literatura sobre qual técnica utilizar que apresente os melhores valores de adaptação.

Dessa forma, essa revisão sistemática da literatura buscou avaliar se a técnica do ponto de solda influencia em uma melhor adaptação das infraestruturas protéticas quando comparada a peças confeccionadas em monobloco. A hipótese nula afirma que não há diferença entre as peças confeccionadas em monobloco quando comparadas a peças confeccionadas através da técnica do ponto de solda, quanto à desadaptação marginal.

3.4 Material e Método

3.4.1 Protocolo de Registro

Esta revisão sistemática seguiu o critério PRISMA¹⁷ e está de acordo com algumas revisões sistemática da literatura^{18, 19}. Além disso, os métodos de condução da revisão foram registrados na plataforma de registro PROSPERO (Prospective Register of Systematic Reviews) (CDR 81865).

3.4.2 Critérios de Elegibilidade

Os estudos elegíveis para esta revisão sistemática seguiram os critérios: (1) Estudos clínicos (Estudos controlados e randomizados, prospectivos e/ou retrospectivos); (2) Estudos *in vitro* (3) Estudos que realizassem a comparação direta entre infraestruturas fundidas em monobloco (one piece cast) comparadas a infraestruturas com a realização do ponto de solda (soldering); (4) Estudos que avaliaram a desadaptação marginal vertical; (6) Estudos publicados em inglês.

Os critérios de exclusão dos estudos foram: (1) Casos Clínicos; (2) Série de Casos; (3) Estudos *In Vivo* (Animais); (4) Estudos que avaliassem apenas a confecção das infraestruturas em monobloco;

A pergunta PICO formulada foi “*A técnica do ponto de solda contribui para uma melhor adaptação quando comparada a confecção em monobloco de infraestruturas e próteses fixas implantossuportadas?*”. A População foi composta por infraestruturas de próteses fixas implantossuportadas de três elementos; Intervenção foi composta pela realização da técnica do ponto de solda; Comparação foi composta pela confecção da infraestrutura em monobloco; O Outcome (desfecho) foi avaliar a influência das duas técnicas em relação a desadaptação marginal vertical(μm) das infraestruturas implantossuportadas.

3.4.3 Estratégia de Busca

Uma busca eletrônica foi realizada por dois pesquisadores independentes (J.M.L.G e C.A.A.L) nas bases de dados PUBMED/Medline, Scopus e Embase para os artigos publicados até outubro de 2017, seguindo os critérios de elegibilidade. Os unitermos utilizados foram: “*soldering and implant supported prostheses OR soldering and framework OR soldering and misfit OR soldering and fit OR soldering and adaptation OR welding and implant supported prostheses OR welding and framework OR welding and misfit OR welding and fit OR welding and adaptation OR one piece cast and implant supported prostheses OR one piece cast and framework OR one piece cast and fit OR one piece cast and misfit OR one piece cast and adaptation*”.

Além da busca convencional nas bases de dados, foi realizada uma busca manual, nos periódicos de maior impacto nas áreas prótese dentária e da implantodontia: *International Journal of Prosthodontics, Journal of Prosthetic Dentistry, Clinical*

Implant Dentistry and Related Research, Clinical Oral Implants Research, International Journal of Oral and Maxillofacial Implants, International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, Journal of Clinical Periodontology, Journal of Dental Research, Journal of Oral Implantology, Journal of Oral Rehabilitation, Journal of Periodontology, and Periodontology 2000, International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry, European Journal of Esthetic Dentistry, and Journal of Prosthodontics.

Durante o processo de seleção, os estudos foram avaliados verificando se as informações presentes no título e resumo atendiam os critérios de elegibilidade. Em caso de discordância entre os dois primeiros, um terceiro pesquisador (E.P.P) foi consultado, e a concordância foi obtida através de uma reunião de consenso.

3.4.4 Análise dos Dados

Um autor (J.M.L.G) foi responsável pela coleta e tabulação dos dados relevantes dos artigos incluídos, e após a tabulação estes foram checados por outro pesquisador (S.L.D.M.). Os dados coletados dos artigos selecionados foram: autor, ano do estudo, tipo do estudo, número de amostras, materiais utilizados, tipo de prótese, sistema de implante ou intermediário utilizado, técnica de soldagem, método de mensuração, desadaptação marginal vertical (média/desvio padrão) para cada um dos grupos avaliados (monobloco e após técnica de soldagem), conclusão, e efeito da técnica de soldagem.

3.4.5 Risco de Viés

O risco de viés dos estudos foi analisado através da JBI Critical Appraisal Checklist for Quasi-Experimental Studies (non-randomized experimental studies). A JBI estipula uma análise crítica da qualidade metodológica dos estudos selecionados. Essas ferramentas estão incorporadas no seu primeiro módulo de software do Sistema JBI para Gerenciamento, Avaliação e Revisão Unificada de Informação (SUMARI;

<http://joannabriggs.org/sumari.html>)²⁰. Cada estudo é avaliado individualmente e a JBI dá 10 itens a serem selecionados de acordo com as características dos estudos em: "Sim", "Não", "Não está claro" ou "Não aplicável". A análise é realizada por dois examinadores e depois realizada uma pontuação da união de todos os estudos. (Tabela 3).

3.4.6 Avaliações dos resultados

Além dos resultados qualitativos, foi optado também pela realização de uma análise quantitativa, através do programa Reviewer Manager 5.3 (The Nordic Cochrane Centre, Copenhagen, Denmark). Com o intuito de avaliar o nível de desadaptação marginal (μ m) comparando a influência da técnica de soldagem, foi realizada uma análise através de um desfecho contínuo pela inversão de variância comparando as diferenças de médias (MD) com intervalo de confiança (IC) de 95%), sendo considerados significativos valores de $p < 0.05$. Além disso, foi gerado um gráfico de funil para verificar a heterogeneidade dos resultados.

3.4.7 Análise Adicional

Para mensurar a concordância entre os pesquisadores durante as etapas de seleção dos artigos em cada uma das bases de dados, um teste estatístico inter-examinador foi realizado, determinando o coeficiente *kappa*.

3.5 Resultados

3.5.1 Estratégia de Busca

A busca nas bases de dados selecionou 1164 estudos, incluindo 593 no Pubmed/MEDLINE, 515 na Embase e 56 na The Cochrane Library. Todas as referências duplicadas foram excluídas, restando um total de 1086 artigos para avaliação dos títulos e resumos. Após uma leitura detalhada do título e aplicados os critérios de elegibilidade e exclusão, foram selecionados um total de 27 artigos para leitura completa. Após a leitura completa do artigo, 15 artigos foram excluídos e as razões para exclusão dos estudos estão

detalhadas na Tabela 1. Sendo assim, 12 artigos foram incluídos para análise dos resultados ^{2, 5-7, 11, 12, 14-16, 21-23} e 7 estudos selecionados para análise quantitativa ^{5-7, 14, 21-23}. Detalhes sobre a estratégia de busca está exemplificada na Figura 1.

Tabela 1. Estudos excluídos e as razões para a exclusão.

Razões para Exclusão	Referências
Dados insuficientes	Clelland 1996 ²⁴ ; Zervas 1999 ²⁵ ; Lencioni 2015 ⁴
Próteses protocolo ou overdentures	Alvarez 2014 ²⁶ ; Costa 2004 ²⁷ ; Riedy 1997 ²⁸ ; Rubenstein 1999 ²⁹ ; Silva 2008 ¹⁰ ; Silveira 2009 ³⁰ ; Yannikakis 2013 ¹ ; Sousa 2008 ³¹
Estudos sem grupo comparativo	Barbi 2012 ¹³ ;
Próteses Fixas Sobre Dentes	Byrne 1992 ³² ; Jei 2014 ³³ ;
Casos Clínicos	Evans 1997 ³⁴ ;

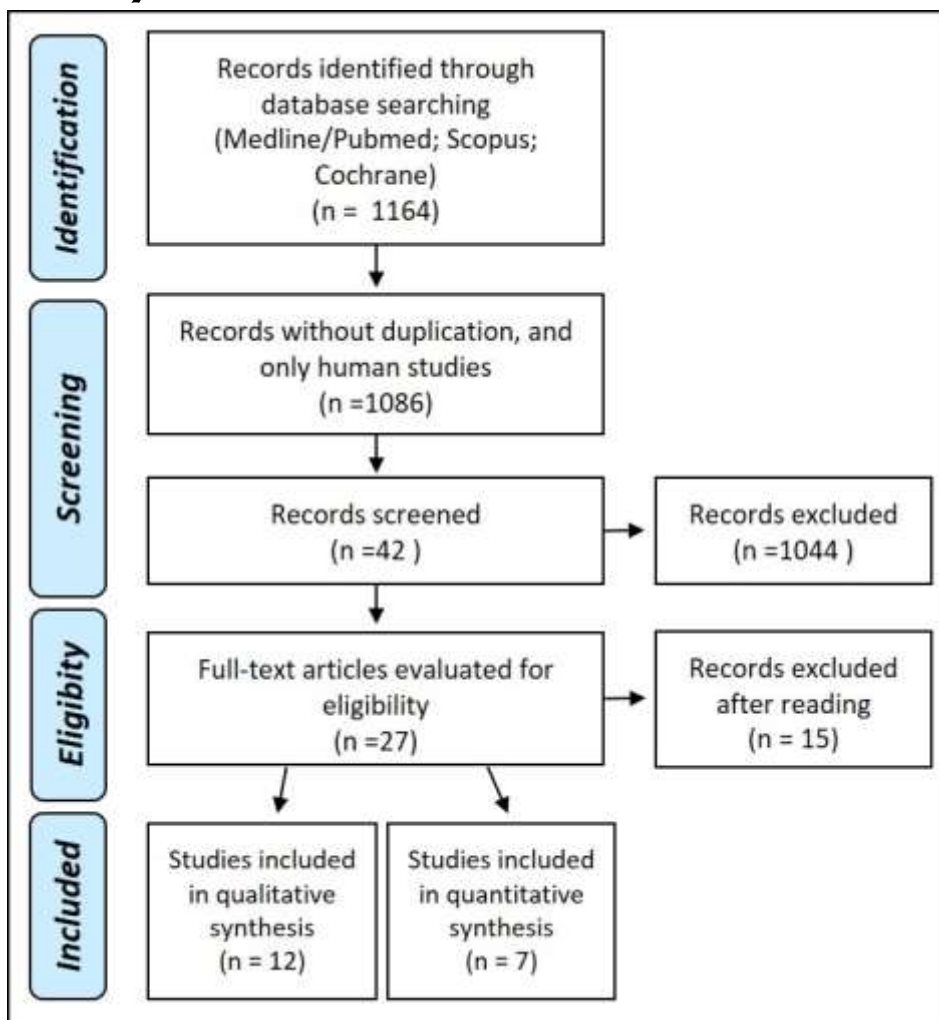


Figura 1. FlowChart demonstrando detalhes sobre a estratégia de busca.

Em relação a avaliação do teste inter-examinador foi observado um elevado grau de concordância entre os pesquisadores: PubMed/Medline ($kappa = 0.87$), Embase ($kappa = 0.90$), e Cochrane Library ($kappa = 1$).

3.5.2 Características dos Estudos

Matrizes, Infraestruturas e Implantes

As características dos estudos incluídos estão listadas na Tabela 2. Foram selecionados um total de 12 estudos^{2, 5-7, 11, 12, 14-16, 21-23}, publicados entre os anos de 1996 até 2017. Todos os estudos selecionados foram considerados *in vitro*, com avaliação de infraestruturas de próteses fixas implantossuportadas de 3 elementos. Os estudos

apresentaram um total de 189 amostras (range 3 to 20 por grupo). As infraestruturas foram confeccionadas em diversos materiais: cp-Ti ^{5, 6, 11, 14, 21, 23}, Ni-Cr ^{2, 7, 12, 14, 15}, Cr-Co ^{6, 11, 14}, Ag-Pd ²² e “3 high noble alloy” ¹⁶.

Para análises da adaptação das infraestruturas foram utilizados implantes e abutments de diferentes sistemas/marcas comerciais, sendo utilizado Neodent ^{2, 5, 15, 21, 23}, Conexão Sistemas de Prótese Ltda ^{2, 11, 12, 14, 22}. Neves et al. 2014² utilizou também o sistema Biomet 3i, Koke et al. 2004⁶ o sistema Friadent GmbH e May et al. 1996¹⁶ o sistema Self Tapping, Branemark. Em relação aos sistemas de conexão dos implantes/análogos, seis estudos avaliaram conexão externa^{2, 12, 16, 21, 22} e quatro a conexão interna^{7, 14, 15, 23}, enquanto que outros estudos não reportaram o tipo de conexão do implante^{5, 6}.

Tabela 2. Características dos estudos incluídos

Autor/Ano	Design do estudo (n° de amostras)	Liga Metálica	Conexão do Implante ou abutment/ Sistema	Técnica de Soldagem	Método de avaliação da desadaptação marginal	Vertical Misfit (Mean±SD) (µm)		Conclusão dos estudos	Efeito da técnica de soldagem
						Monobloco	Ponto de Solda		
Rodrigues <i>et al.</i> 2017	G1: OPC (n=20) G2: LW (n=10) G3: TIG (n=10)	cp-Ti	HE; mini abutment; Neodent, Brasil	G1: Laser (390 V/9 ms); G2: TIG (36A/60 ms);	Dois pontos avaliados (V e L); Microscópio óptico e microtomografia de raio X.	G1: 203.09 ± 51.11	G2: 42.58 ± 23.58 G3: 52.40 ± 26.46	A técnica TIG e a Laser welding foram efetivas na redução marginal e interna das desadaptações.	POSITIVO
Spazzin <i>et al.</i> 2016	G1: OPC (n=10) G2:FCPA(n=10) G3: LW (n=10)	cp-Ti	Multi-unit aburment;Neodent, Brasil	G3: Laser Welding	Oito pontos avaliados; Microscópio Óptico	G1: 111±42.6	G2: 27.4±3.3 G3: 61.1±31.4	LW e a FCPA são recomendadas para melhorar a adaptação de próteses fixas implantossuportadas.	POSITIVO
Neves <i>et al.</i> 2014	G1: PUN (n=3) G2: PUC (n=3) G3: PU3i (n=3) G4: PUTN (n=3)	Ni-Cr	HE; analog; Conexão;Neodent; Biomet 3i	Ni-Cr-Co-Mo-, brazing (1200°C-1315°C)	6 fotos na mesial e distal de cada pilar; Estereomicroscópio	% DMV (≤10µm) G1:33.3% G2: 33.3% G3:33.3% G4:83.25%	%DMV (≤10µm) G1:16.6% G2:38.85% G3:27.75% G4:50%	O procedimento de soldagem não influenciou em um aumento na desadaptação marginal em todos grupos.	NENHUM
Tiossi <i>et al.</i> 2012	G1: OPC (n=6) G2: LW DA (n=6) G3 LW DS (n=6)	Ni-Cr	Conexão Interna; Neodent, Brazil	G2;G3: Laser (300V/9ms)	3 pontos na face V, L, P; Microscópio óptico	Parafuso lado esquerdo G1: 16.5±7.55 Parafuso no lado direito G1: 58.66±14.30	Parafuso lado esquerdo G2: 16.27±1.71 G3: 6.43±3.24 Parafuso no lado direito G2: 39.48±12.03 G3: 23.13±8.24	Aumentou a precisão da adaptação e da passividade das estruturas, ajudando assim a criar uma reabilitação protética bem sucedida.	POSITIVO
Bianchini <i>et al.</i> 2011	G1: OPC (n=6) G2: Conventional Soldering (n=6) G3: LW (n=6)	Ag-Pd	HE, Conexão, Brazil	G2: Solda Convencional G3: Laser Welding	Microscópio Óptico	G1: 28.67±12.92	G2: 5.50±1.50 G3:6.17±2.14	Os resultados confirmam os achados de estudos prévios de que a soldagem das próteses implantossuportadas otimiza o ajuste protético.	POSITIVO
Tiossi <i>et al.</i> 2010	G1: OPC NiCr (n=6) G2: OPC cp-Ti (n=6) G3: LW NiCr (n=6) G4: LW cp-Ti (n=6)	Ni-CR cp-Ti	Conexão Interna; Neodent, Brazil	Laser	3 pontos na face V, L, P; Microscópio Óptico	G1:11.19±2.54 G2: 27.57±5.06	G3:12.88 ±2.93 G4:13.77±1.51	Os resultados encontrados mostraram que a soldagem das estruturas de cp Ti é capaz de baixar os níveis de desadaptação e também melhorar os níveis de passividade para os mesmas infraestruturas quando comparados às estruturas confeccionadas em monobloco.	POSITIVO

Aguiar Júnior et al. 2009	G1: OPC (n=3) G2: LW D(n=3) G3: LW T (n=3)	Ni-Cr	Conexão Interna; Neodent, Brazil	Laser (300V/9ms)	3 pontos na face V, L, P; Microscópio Óptico	G1:11.18±2.54	G2:19.19±11.83 G3:10.08±3.73	Os resultados deste estudo sugerem que as estruturas que foram submetidas a soldagem reduzem os níveis de desadaptação protética em estruturas implantossuportadas e também melhoram significativamente a passividade quando comparadas com peças em monobloco	POSITIVO		
Tioosi et al. 2008	G1: OPC (n=6) G2: Laser Welding (n=6)	Co-Cr Ni-Cr cpTi	Conexão Interna, Conexão, Brazil	Laser Welding	3 pontos na face V, L, P; Microscópio Óptico	G1: Cr-Co: 54.23±37.10 Ni-Cr:25.00±7.92 cpTi:48.41±26.69	G2: Cr-Co:21.49±9.08 Ni-Cr:13.10±1.81 cpTi:17.70±11.70	A soldagem dos espécimes, seguida de soldagem a laser, é um procedimento adequado para alcançar valores de desadaptação mais baixos e promover uma melhor passividade.	POSITIVO		
Barbosa et al. 2007	G1: Lab1(n=2) G2: Lab 2 (n=2) G3: Lab 3 (n=2)	Ni-Cr	HE; Conexão Sistemas de Prótese, Brazil	Solda Convencional	2 fotos na face mesial e distal; MEV	% DMV (≤10µm) G1:95% G2:70.8% G3:87.5%	% DMV (≤10µm) G1:70.8% G2:70.8% G3:79.1%	A solda aumentou o grau de desadaptação da estrutura, independentemente do laboratório que o fez.	NEGATIVO		
Castillo et al. 2006	G1-S (n=10) G1-H (n=10) G2-S (n=10) G2-H (n=10)	cp-Ti Co-Cr	HE; Conexão Sistemas de Prótese, Brazil	Laser (300V/10ms)	12 pontos; Microscópio Digital	G1S	C1:25.08+6.30 C2:25.99±8.01 C3:24.83±3.73	G1S	C1:15.83+4.57 C2:19.49±4.30 C3:15.75±3.60	Os valores de adaptação marginal para parafusos ranhurados não foram diferentes com ou sem soldagem a laser, mas diferenças significativas foram encontradas para parafusos hexagonais nas mesmas condições.	NENHUM/POSITIVO
						G1H	C1:24.99+4.27 C2:22.80±2.70 C3:25.33±6.90	G1H	C1:19.08+6.86 C2:18.99±4.86 C3:16.33±2.86		
						G2S	C1:22.91+3.97 C2:25.33±3.02 C3:24.16±2.58	G2S	C1:23.91+4.52 C2:21.41±4.60 C3:22.83±3.10		
						G2H	C1:29.83+7.66 C2:26.74±3.54 C3:27.24±4.96	G2H	C1:24.83+6.07 C2:21.07±5.39 C3:19.33±3.12		
Koke et al. 2004	G1: Ti G2: Cr-Co	Cr-Co and cp-Ti	Friadent GmbH, Germany	Laser	8 pontos; Microscópio de Luz	G1: 40±11 G2:72±40	G1 e G2: 17±6	A fabricação das peças em monobloco e, em seguida, a soldagem proporciona uma melhor adaptação marginal.	POSITIVO		
May et al. 1996	G1: OPC G2: SSAC G3: SSIC	3 high noble alloy	HE; Self tapping implants (Branemark)	Solda Convencional	3 pontos; Periotest	G1: RA: -6.6±1.2; C: -3.4±3.4; LA: -6.6±0.9	G2: RA: -8.0±0; C: -6.4±2.5; LA: -8.0±0; G3: RA: -6.4±0,5; C: -2.4±4.2; -6.3±0.7	Os procedimentos utilizados para fabricar um ajuste mais preciso entre a estrutura e os implantes de suporte são influenciados pela habilidade do clínico e técnico. G1 em comparação com G2 (p <0,001); G1 em comparação com G3 (p> 0,005)	NENHUM/POSITIVO		

Legenda: HE: Hexágono externo; V: face vestibular; L: face lingual; D: face distal; M: face mesial; MEV: Microscópio Eletrônico de Varredura

Técnica do Ponto de Solda

A técnica de ponto de solda variou entre os estudos selecionados. A maioria dos estudos incluídos avaliaram a técnica de soldagem a partir do Laser Welding^{5-7, 11, 14, 15, 21-23}. Alguns estudos relataram que a potência do laser esteve entre 390V/9ms e 300V/9ms^{5, 6, 15, 21, 23}, enquanto que outros estudos^{5, 6, 23} não reportaram a potência do laser utilizado para a soldagem da infraestrutura. Além do Laser Welding para soldagem, três estudos realizaram a técnica convencional de soldagem^{12, 16, 22}, um estudo utilizou a técnica de TIG (36A/60ms)²¹ e um estudo utilizou a técnica de “brazing” (1200°C- 1315°C)².

Além do tipo de técnica, alguns estudos compararam a influência do corte do ponto de solda, comparando forma transversal^{7, 21} e/ou diagonal^{7, 14, 15, 23}, enquanto que outros estudos não reportaram em que posição foi realizado o ponto de solda^{2, 5, 6, 11, 12, 16}.

Mensuração das desadaptações marginais

Para mensurar as desadaptações, a maioria dos estudos utilizaram microscópio óptico^{5, 7, 14, 15, 21, 23}. Além do microscópio óptico, também foram utilizados estereomicroscópio², Scanning eletron microscope¹², Microscópio digital¹¹, Microscópio de luz⁶ e Periotest¹⁶. Apenas o estudo de Rodrigues et al. 2017²¹ avaliou a desadaptação interna das infraestruturas a partir do escaneamento com a microtomografia de raio X.

As mensurações ocorreram na interface entre o implante/abutment foram realizadas de maneira diferente dentre os estudos selecionados e estão descritos na Tabela 2. Além disso, alguns estudos^{5, 7, 14, 15, 23} avaliaram a desadaptação marginal através do “single screw test”.

Foram realizadas outras análises nos estudos além da desadaptação marginal em alguns estudos: teste do torque do parafuso²¹, strain gague²¹.

3.5.3 Desfechos (Outcomes)

Dentre os estudos selecionados, oito^{5-7, 14, 15, 21-23} apresentaram um efeito positivo da soldagem na adaptação de infraestruturas de fixas sobre implantes. Três estudos, apresentaram efeito positivo em apenas um dos grupos analisados^{2, 11, 16}, dois estudos não verificaram uma melhora quando realizado o ponto de solda¹².

3.5.4 Meta-Análise

Cinco estudos não foram considerados na meta-análise uma vez que não apresentaram dados suficientes quanto à desadaptação marginal vertical descritos e média e desvio padrão^{2, 11, 12, 15, 16}. Dessa forma, sete estudos foram considerados para a meta-análise^{5-7, 14, 21-23}. Em relação a análise quantitativa, através da diferença de médias foi possível observar um menor valor de desadaptação marginal para os grupos com a técnica de soldagem, quando comparado com a técnica de monobloco (P<0.00001; MD: -36.14; IC 95%: -48.69 to -23.59) (Figura 2).

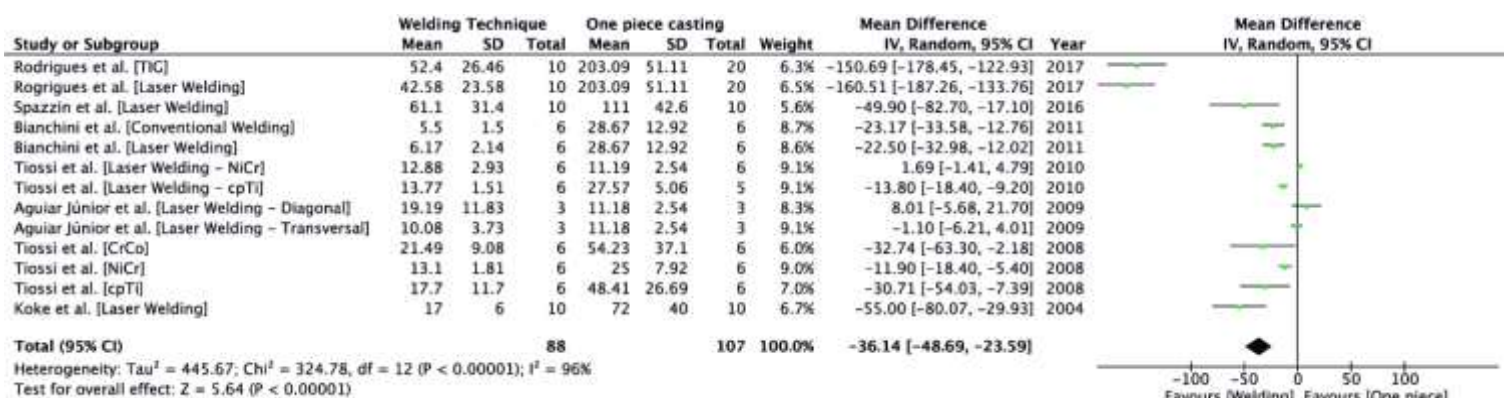


Figura 2. Florest Plot- Desfecho: Desadaptação Marginal (Soldagem vs. Monobloco). IV: Inverse Variance, R.E.: Random Effect.

O efeito randomizado da análise foi utilizado, uma vez que foi observado elevado valor de heterogeneidade dos estudos incluídos (I² = 96%), com valor estatisticamente significativo (p<0,00001). Além disso, é possível observar através do gráfico de funil, a assimetria dos estudos incluídos, indicando a possibilidade da presença do viés de publicação (Figura 3).

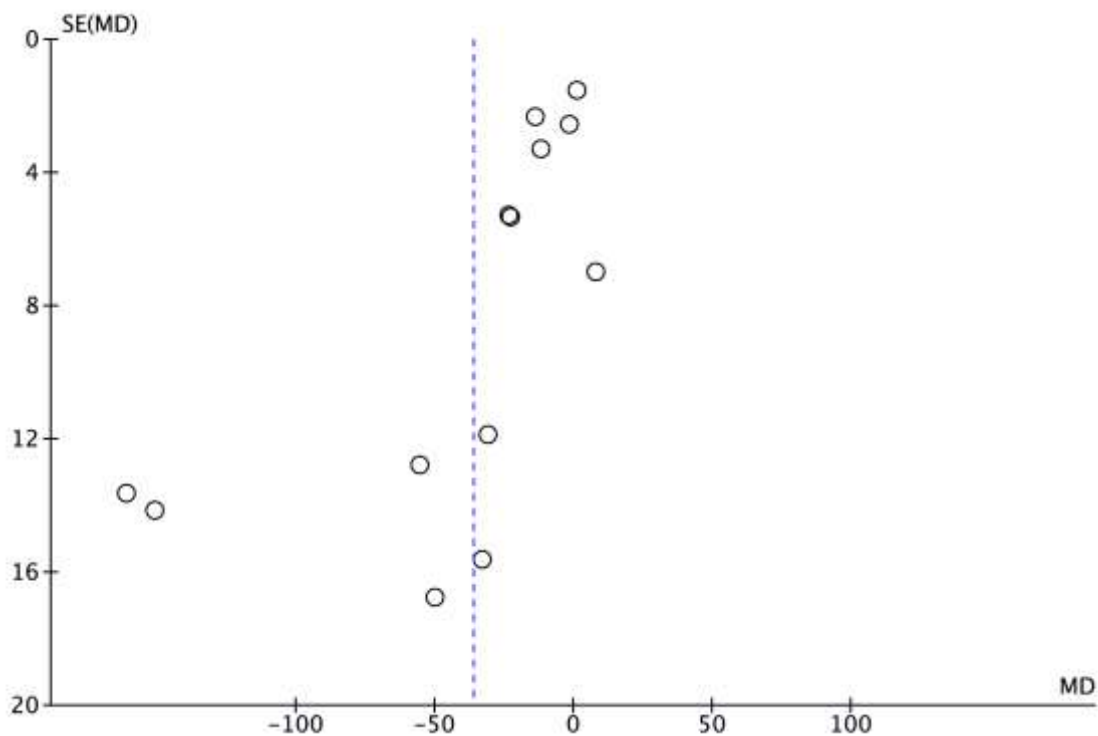


Figura 3. Funil Plot. Análise da heterogeneidade dos estudos incluídos.

3.5.5 Risco de viés

A análise do risco de viés entre os estudos demonstrou baixo risco de viés, já que a maioria dos itens selecionados foi julgado como “sim”, de forma que isto confere um aumento na qualidade aos estudos incluídos. Vale ressaltar, que a pergunta sobre o período de acompanhamento foi julgada como “não aplicável” para os estudos selecionados, já que todos foram estudos selecionados foram considerados *in vitro*. (Tabela 3)

Tabela 3. Risco de Viés – JBI Critical Appraisal Checklist for Quase-Experimental Studies (non-randomized experimental studies)

Questões- JBI Critical Appraisal Checklist		Revisor 1				Revisor 2			
		SIM	NÃO	NÃO ESTÁ CLARO	N.A.	SIM	NÃO	NÃO ESTÁ CLARO	N.A.
1	Is it clear in the study what is the 'cause' and what is the 'effect' (i.e. there is no confusion about which variable comes first)?	10				10			
2	Were the participants included in any comparisons similar?	10				10			
3	Were the participants included in any comparisons receiving similar treatment/care, other than the exposure or intervention of interest?	8	2			8	2		
4	Was there a control group?	8	2			8	2		
5	Were there multiple measurements of the outcome both pre and post the intervention/exposure?	10				10			
6	Was follow up complete and if not, were differences between groups in terms of their follow up adequately described and analyzed?				10				10
7	Were the outcomes of participants included in any comparisons measured in the same way?	10				10			
8	Were outcomes measured in a reliable way?	10				10			
9	Was appropriate statistical analysis used?	8	2			8	2		

Legenda: N.A: Não Aplicável.

3.6 Discussão

A hipótese nula deste estudo que afirma não haver diferença entre a confecção em monobloco e a técnica do ponto de solda quanto à adaptação marginal foi rejeitada, uma vez que a maioria dos estudos selecionados apresentaram característica favorável para a técnica do ponto de solda, bem como os resultados quantitativos mostraram uma significância favorável para a soldagem das infraestruturas ($P < 0.00001$; MD: -36.14; IC 95%: -48.69 to -23.59). Estes dados estão de acordo com outros estudos encontrados na literatura^{3, 13, 26, 36}. A melhora na desadaptação da maioria das infraestruturas após o seccionamento e soldagem pode estar relacionado ao fato desta técnica permitir uma redução das distorções geradas pela técnica de fundição em monobloco, geradas pelo enceramento, inclusão em revestimento e a moldagem^{21, 37, 38}.

A grande maioria dos estudos que observaram diferenças favoráveis para a técnica de soldagem foram realizados utilizando a técnica de Laser Welding^{5-7, 15, 21, 23}. A soldagem através da técnica do Laser Welding apresenta vantagens como fácil aplicação⁵ e quando comparada a técnica do Laser Welding com TIG²¹ ou com a técnica convencional²², o laser apresenta a vantagem de utilizar mínima parte da estrutura no momento da soldagem, promovendo maior longevidade mecânica a infraestrutura³.

Em contrapartida, dois estudos selecionados^{21, 22} avaliaram a técnica de Laser Welding, e outros métodos de soldagem comparado ao monobloco. No estudo de Rodrigues et al. 2017²¹ os valores de desadaptações após a soldagem com TIG (52.4 μ m) e Laser Welding (42.58 μ m) foram similares entre as técnicas de ponto de solda. Já no estudo de Bianchini et al., 2011²², além do Laser Welding (6.17 μ m) também foi avaliado a soldagem através da técnica de soldagem convencional (5.50 μ m). Diante disso, o método de soldagem parece não ter tanta

influência sobre os valores de desadaptação marginal vertical, em comparação com a utilização ou não de soldagem.

Um único estudo entre os selecionados¹² relatou efeito negativo da utilização da técnica de soldagem convencional quanto á adaptação marginal. Nesse estudo, os valores de desadaptação até o limite de $\leq 10 \mu\text{m}$ ocorreram em média 84.43% (70.8%-95%) das infraestruturas confeccionadas em monobloco e a média foi de 73.56% (70.8%-79.1%) para as infraestruturas com a realização do ponto de solda. Uma das justificativa por parte dos autores para esses resultados é de que a soldagem convencional pode apresentar maiores distorções a peça no momento de sua execução, e assim permite um aumento dos níveis de desadaptação.

Entretanto, outros estudos incluídos^{16,22} verificaram efeito positivo da técnica de soldagem convencional em comparação com a técnica monobloco. A justificativa está no uso de ligas nobres por estes estudos, Ag-Pd²² e “3 noble alloy”¹⁶. As ligas nobres estão relacionadas a uma melhor adaptação marginal tanto em peças confeccionadas em monobloco como utilizando a técnica do ponto de solda³⁹. Outros estudos incluídos nesta revisão^{6, 7, 11, 14, 15, 21, 23} que avaliaram ligas não nobres (Ni-Cr, Cr-Co, cpTi) optaram pelo uso da técnica a Laser Welding, a fim de obter melhor precisão na adaptação, garantida pela técnica.

Além disso, alguns estudos não verificaram influência da técnica de soldagem comparado ao monobloco^{2, 11, 16}. No estudo de Neves et al. 2014² a ausência de diferença com o tipo de soldagem “brazing”. A técnica apresenta vários passos (união dos pontos com resina acrílica, inclusão em material de revestimento e soldagem) para confecção da infraestrutura^{13, 38}, permitindo mais chances de distorção a peça da mesma forma que a técnica convencional para a confecção em monobloco. O estudo de Castilho et al. 2006¹¹ pode estar relacionado a influência dos diferentes parafusos em relação aos cilindros utilizados, os parafusos com ranhuras neste estudo são confeccionados em ouro, com um alto módulo de elasticidade e

consequente deformação das suas roscas no momento de aplicação de carga, o que pode ter dificultado em um melhor assentamento da infraestrutura ao implante ^{11, 21}.

O tipo do corte utilizado para a soldagem também é outro fator que pode influenciar nos resultados. Alguns estudos realizaram o corte do ponto de solda na forma diagonal e transversal ^{7, 23}, e relatam que o corte diagonal irá influenciar em uma menor quantidade de material na região a ser soldada, levando a menores distorções das estruturas quando o metal sofrer a contração por resfriamento.

Em relação ao tipo de conexão, baixos valores de desadaptação marginal após a soldagem, foram observados utilizando conexão interna nos implantes/abutments ^{7, 14, 15, 23}. A conexão interna é reportada na literatura, como aquela que apresenta menores valores de desadaptação, em comparação as conexões externas ^{40, 41}. Porém, alguns estudos incluídos demonstraram resultados semelhantes de adaptação marginal, sem identificar qual a conexão utilizada, ou utilizando conexão do tipo hexágono externo ^{2, 11, 16, 22}. Esta escolha por estar associada a utilização de componentes protéticos pré-fabricados ^{11, 22} ou calcináveis com cinta metálica ^{2, 16} da mesma marca do implante, pois eles apresentam melhor adaptação, com menores distorções durante o processo de confecção das infraestruturas já que é fabricado direto na plataforma do implante utilizado^{42, 43}.

Os estudos selecionados nesta revisão encontraram médias de desadaptação para infraestruturas confeccionadas em monobloco que variaram entre 11.18µm a 203µm. Já para as infraestruturas confeccionadas através da soldagem os valores variaram de 10.8 µm a 61.1 µm. Destaca-se, portanto, os menores valores encontrados nas infraestruturas confeccionadas pela técnica do ponto de solda, demonstrando o benefício da mesma na adaptação marginal de infraestruturas de próteses fixas sobre implantes.

Os resultados observados nessa revisão sistemática devem ser interpretados com cautela, uma vez que foi possível observar uma gama de fatores que podem influenciar nos resultados finais do trabalho. Na meta-análise foi possível observar uma elevada heterogeneidade, e isso pode ser justificado por ser dados relacionados a estudos *in vitro*, e a ausência de padronização por parte dos estudos incluídos podem influenciar no aumento desse padrão. Além disso, os estudos apresentaram limitações quanto a padronização das técnicas utilizadas para confecção das infraestruturas em monobloco e da técnica do ponto de solda. Ainda, o método de avaliação da desadaptação marginal variou entre os equipamentos utilizados e pontos avaliados. Quanto ao tamanho das infraestruturas também não houve uma padronização, influenciando na efetividade da soldagem ²².

Dentro das limitações encontradas, essa revisão sistemática de estudos *in vitro* procurou avaliar a desadaptação marginal de infraestruturas de próteses fixas implantossuportadas confeccionadas através da confecção em monobloco comparada a técnica da soldagem, apresentando melhores resultados de desadaptação marginal vertical para infraestruturas confeccionadas a partir da técnica da soldagem. Todavia, mais estudos são necessários avaliando o comportamento biomecânico e biológicos dessas infraestruturas, bem como a influência do ponto de solda na adaptação de próteses fixas implantossuportadas

3.7 Conclusão

Dentro das limitações deste estudo, conclui-se que a técnica do ponto de solda é eficaz para obtenção de menores valores de desadaptação marginal. Entre as técnicas de soldagem analisadas, a técnica do Laser Welding é a mais indicada.

3.8 Referências

1. Yannikakis S, Prombonas A. Improving the fit of implant prosthetics: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28(1):126-34.
2. Neves FD, Elias GA, da Silva-Neto JP, de Medeiros Dantas LC, da Mota AS, Neto AJ. Comparison of implant-abutment interface misfits after casting and soldering procedures. *J Oral Implantol*. 2014;40(2):129-35.
3. Abduo J, Lyons K, Bennani V, Waddell N, Swain M. Fit of screw-retained fixed implant frameworks fabricated by different methods: a systematic review. *Int J Prosthodont*. 2011;24(3):207-20.
4. Lencioni KA, Macedo AP, Silveira Rodrigues RC, Ribeiro RF, Almeida RP. Photoelastic comparison of as-cast and laser-welded implant frameworks. *J Prosthet Dent*. 2015;114(5):652-9.
5. Spazzin AO, Bacchi A, Trevisani A, Farina AP, Dos Santos MB. Fit Analysis of Different Framework Fabrication Techniques for Implant-Supported Partial Protheses. *Int J Prosthodont*. 2016;29(4):351-3.
6. Koke U, Wolf A, Lenz P, Gilde H. In vitro investigation of marginal accuracy of implant-supported screw-retained partial dentures. *J Oral Rehabil*. 2004;31(5):477-82.
7. de Aguiar FA, Jr., Tioosi R, Rodrigues RC, Mattos Mde G, Ribeiro RF. An alternative section method for casting and posterior laser welding of metallic frameworks for an implant-supported prosthesis. *J Prosthodont*. 2009;18(3):230-4.
8. Ortorp A, Jemt T, Back T, Jalevik T. Comparisons of precision of fit between cast and CNC-milled titanium implant frameworks for the edentulous mandible. *Int J Prosthodont*. 2003;16(2):194-200.
9. Al-Fadda SA, Zarb GA, Finer Y. A comparison of the accuracy of fit of 2 methods for fabricating implant-prosthodontic frameworks. *Int J Prosthodont*. 2007;20(2):125-31.
10. Silva TB, De Arruda Nobilo MA, Pessanha Henriques GE, Mesquita MF, Guimaraes MB. Influence of laser-welding and electroerosion on passive fit of implant-supported prosthesis. *Stomatologija*. 2008;10(3):96-100.
11. Castilio D, Pedreira AP, Rossetti PH, Rossetti LM, Bonachela WC. The influence of screw type, alloy and cylinder position on the marginal fit of implant frameworks before and after laser welding. *J Appl Oral Sci*. 2006;14(2):77-81.
12. Barbosa GA, Simamoto Junior PC, Fernandes Neto AJ, de Mattos Mda G, Neves FD. Prosthetic laboratory influence on the vertical misfit at the implant/UCLA abutment interface. *Braz Dent J*. 2007;18(2):139-43.
13. Barbi FC, 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):377-85.
14. Tioosi R, Rodrigues RC, de Mattos Mda G, 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.
15. Tioosi R, Falcao-Filho HB, de Aguiar FA, Jr., Rodrigues RC, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. Prosthetic misfit of implant-supported prosthesis obtained by an alternative section method. *J Adv Prosthodont*. 2012;4(2):89-92.
16. May KB, Edge MJ, Lang BR, Wang RF. The Periotest method: implant-supported framework precision of fit evaluation. *J Prosthodont*. 1996;5(3):206-13.

17. Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG. Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: the PRISMA statement. *Bmj*. 2009;339:b2535.
18. Lemos CA, Ferro-Alves ML, Okamoto R, Mendonca MR, Pellizzer EP. Short dental implants versus standard dental implants placed in the posterior jaws: A systematic review and meta-analysis. *J Dent*. 2016;47:8-17.
19. Lemos CA, Verri FR, Batista VE, Junior JF, Mello CC, Pellizzer EP. Complete overdentures retained by mini implants: A systematic review. *J Dent*. 2017;57:4-13.
20. Tufanaru C, Munn Z, Aromataris E, Campbell J, Hopp L. Chapter 3: Systematic reviews of effectiveness. In: Aromataris E, Munn Z (Editors). *Joanna Briggs Institute Reviewer's Manual*. The Joanna Briggs Institute, 2017. Available from <https://reviewersmanual.joannabriggs.org/>.
21. Rodrigues SA, Presotto AGC, Barao VAR, Consani RLX, Nobilo MAA, Mesquita MF. The role of welding techniques in the biomechanical behavior of implant-supported prostheses. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2017;78:435-42.
22. Bianchini MA, Souza JG, Souza DC, Magini RS, Benfatti CA, Cardoso AC. Are sectioning and soldering of short-span implant-supported prostheses necessary procedures? *Acta Odontol Latinoam*. 2011;24(1):21-8.
23. Tioffi R, Falcao-Filho H, Aguiar Junior FA, Rodrigues RC, Mattos Mda G, Ribeiro RF. Modified section method for laser-welding of ill-fitting cp Ti and Ni-Cr alloy one-piece cast implant-supported frameworks. *J Oral Rehabil*. 2010;37(5):359-63.
24. Clelland NL, Carr AB, Gilat A. Comparison of strains transferred to a bone simulant between as-cast and postsoldered implant frameworks for a five-implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthodont*. 1996;5(3):193-200.
25. Zervas PJ, Papazoglou E, Beck FM, Carr AB. Distortion of three-unit implant frameworks during casting, soldering, and simulated porcelain firings. *J Prosthodont*. 1999;8(3):171-9.
26. Alvarez A, Lafita P, de Llanos H, Gago A, Brizuela A, Ellacuria JJ. A comparison of two soldering techniques on the misfit of bar-retained implant-supported overdentures. *J Prosthodont*. 2014;23(2):163-70.
27. Costa EM, Hocoya LS, Bottino MA. The fitness of copings constructed over UCLA abutments and the implant, constructed by different techniques: casting and casting with laser welding. *J Appl Oral Sci*. 2004;12(4):349-54.
28. Riedy SJ, Lang BR, Lang BE. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. *J Prosthet Dent*. 1997;78(6):596-604.
29. Rubenstein JE, Ma T. Comparison of interface relationships between implant components for laser-welded titanium frameworks and standard cast frameworks. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14(4):491-5.
30. da Silveira-Junior CD, Neves FD, Fernandes-Neto AJ, Prado CJ, Simamoto-Junior PC. Influence of different tightening forces before laser welding to the implant/framework fit. *J Prosthodont*. 2009;18(4):337-41.
31. de Sousa SA, de Arruda Nobilo MA, Henriques GE, Mesquita MF. Passive fit of frameworks in titanium and palladium-silver alloy submitted the laser welding. *J Oral Rehabil*. 2008;35(2):123-7.
32. Byrne G, Laub LW, Hu JY, Land MF. The fit of fixed partial dentures joined by infrared soldering. *J Prosthet Dent*. 1992;68(4):591-6.
33. Jei JB, Mohan J. Comparative Evaluation of Marginal Accuracy of a Cast Fixed Partial Denture Compared to Soldered Fixed Partial Denture Made of Two Different Base Metal

- Alloys and Casting Techniques: An In vitro Study. *J Indian Prosthodont Soc.* 2014;14(1):104-9.
34. Evans DB. Correcting the fit of implant-retained restorations by electric discharge machining. *J Prosthet Dent.* 1997;77(2):212-5.
 35. Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics.* 1977;33(1):159-74.
 36. Abduo J, Bennani V, Waddell N, Lyons K, Swain M. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(3):506-15.
 37. Pantoja JM, Farina AP, Vaz LG, Consani RL, Nobilo MA, Mesquita MF. Fatigue strength: effect of welding type and joint design executed in Ti-6Al-4V structures. *Gerodontology.* 2012;29(2):e1005-10.
 38. Romero GG, Engelmeier R, Powers JM, Canterbury AA. Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. *J Prosthet Dent.* 2000;84(6):602-7.
 39. de Franca DG, Morais MH, das Neves FD, Carreiro AF, Barbosa GA. Precision Fit of Screw-Retained Implant-Supported Fixed Dental Prostheses Fabricated by CAD/CAM, Copy-Milling, and Conventional Methods. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2017;32(3):507-13.
 40. Gehrke SA, Delgado-Ruiz RA, Prados Frutos JC, Prados-Privado M, Dedavid BA, Granero Marin JM, et al. Misfit of Three Different Implant-Abutment Connections Before and After Cyclic Load Application: An In Vitro Study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2017;32(4):822-9.
 41. Nascimento C, Ikeda LN, Pita MS, Pedroso e Silva RC, Pedrazzi V, Albuquerque RF, et al. Marginal fit and microbial leakage along the implant-abutment interface of fixed partial prostheses: An in vitro analysis using Checkerboard DNA-DNA hybridization. *J Prosthet Dent.* 2015;114(6):831-8.
 42. Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent.* 1998;80(2):184-92.
 43. Bhering CL, Takahashi JM, Luthi LF, Henriques GE, Consani RL, Mesquita MF. Influence of the casting technique and dynamic loading on screw detorque and misfit of single unit implant-supported prostheses. *Acta Odontol Scand.* 2013;71(3-4):404-9.

Anexos

ANEXO A- Norma do periódico ao qual serão submetidos os capítulos originados nesta dissertação.

Periódico de escolha para submissão: The Journal of Prosthetic Dentistry

Qualis Capes: A1

Fator de Impacto: 2.095

Normas para submissão estão disponíveis no link:

<http://www.thejpd.org/content/authorinfo#idp1570240>

Editor: Stephen F. Rosenstiel, Columbus, Ohio

Editorial Office

The Journal of Prosthetic Dentistry

The Dental College of Georgia at Augusta University

1120 15th St., GC3094

Augusta, GA 30912-1255

Phone: (706) 721-4558

E-mail: JPD@augusta.edu

Website: <http://www.prosdent.org>

Online submission: <http://www.ees.elsevier.com/jpd/>



ANEXO B- Este anexo contém a metodologia completa realizada no desenvolvimento do Capítulo 1.

Material e Método

A partir da metodologia que será descrita a seguir, foram obtidos três grupos para análise da adaptação de próteses fixas implantossuportadas de 3 elementos sobre implantes de conexão hexágono externo:

Tabela 1- Descrição dos Grupos

Grupo	Método de Confeção	Material	Número de amostras (n)
G1	Convencional (Técnica da cera perdida- UCLA com cinta de CrCo (Conexão®))	NiCr	10
G2	CAD/CAM- Escaneamento extra-oral (Sistema 3S)	Zircônia	10
G3	CAD/CAM- Escaneamento extra-oral (Sistema Amann Girrbach)	Fresagem em cera e fundição em NiCr	10

Confeção da matriz de resina

Foram selecionados dois implantes com conexão de hexágono externo (H.E. Ø4,1x10mm comprimento) (Conexão Sistemas de Prótese Ltda, Arujá, São Paulo) e sobre cada um dos implantes foi parafusado um transferente cônico de moldeira fechada (Conexão Sistemas de Prótese Ltda, Arujá, São Paulo) e 1mm abaixo da plataforma de cada implante foi realizada uma marcação.

O conjunto implante e transferente foram posicionados de forma que os transferentes foram fixados em um disco posicionado no delineador tipo Ney. Com a ajuda da haste móvel do delineador cada implante foi imerso até o limite da marcação de 1mm abaixo da plataforma, em uma moldeira individual perfurada (3x2x6cm) posicionada na base do delineador

preenchida com resina acrílica autopolimerizável transparente (JET Clássico, São Paulo, SP, Brasil).

Os implantes foram posicionados paralelos com uma distância de 10,5mm entre si, tamanho necessário para a confecção de uma infraestrutura de prótese fixa de 3 elementos parafusada com pântico central, simulando os dentes posteriores da maxila (24,25 (pântico), 26). Foi realizado um acabamento na matriz de resina até se obter o formato retangular com dimensões de 2x1x4cm (Figura 1), obtendo-se uma matriz de referência para a confecção das infraestruturas nas etapas seguintes de forma padronizada.

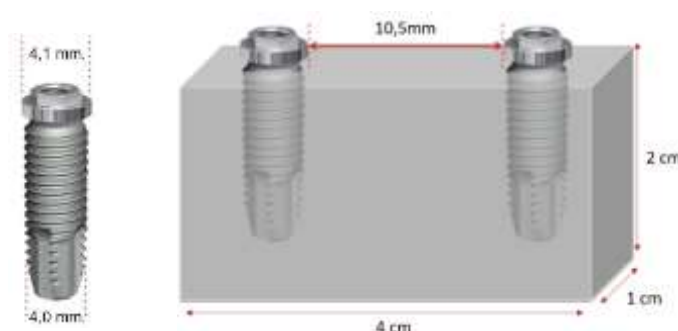


Figura 1. Imagem ilustrativa com dimensões da matriz e dos implantes.

Técnica de moldagem

A partir da matriz confeccionada foram realizadas 10 moldagens dos implantes, originando 10 modelos de gesso para confecção das infraestruturas dos grupos G1, G2 e G3.

Sobre cada implante na matriz de resina, foram parafusados nos transferentes quadrados de moldeira aberta (Conexão Sistemas de Próteses Ltda, Arujá, SP, Brasil), após o correto posicionamento, os transferentes foram unidos com fio dental e resina acrílica (Pattern Resin® -GC America – Alsip, Illinois, EUA). Após a polimerização da resina acrílica, foi realizada uma secção com disco diamantado na região entre o pré-molar (24) e o pântico (25) e unidas

novamente com a mesma resina, a fim de aliviar a tensão induzida pela contração de polimerização do material.

Em seguida a matriz foi invertida e sua base foi fixada na haste vertical móvel do delineador e uma moldeira individual redonda com 6cm de diâmetro foi posicionada sob o dispositivo receptor de moldeira que se encontrava na base do porta modelo, objetivando padronizar a inserção e a remoção da matriz na moldeira e facilitar a manutenção de espessura uniforme do material de moldagem durante o procedimento.

Foi realizada a técnica da dupla mistura, preconizada por Mantovani (1990), realizada com silicone de adição (Elite H-D Putty Soft Normal Setting e Elite H-D Light Body Normal Setting- Zhermack SpA, Badia Polesine, Rovigo, Itália), de acordo com a recomendação do fabricante. O material denso foi proporcionado, com as colheres dosadoras do kit, manipulados manualmente durante 30 segundos até a obtenção de uma massa homogênea e isenta de estrias, preenchendo o interior da moldeira.

Simultaneamente, o material fluido foi dispensado ao redor dos transferentes e sobre o material denso ainda não polimerizado. Após posicionamento da matriz na moldeira, aguardou-se 6 minutos para a completa polimerização do material. Em seguida dos transferentes foram desparafusados do molde e dos implantes e parafusados nos análogos (Conexão Sistemas de Próteses Ltda, Arujá, SP, Brasil), possibilitando a confecção dos modelos de gesso.

Confecção dos modelos de gesso

Sobre os moldes obtidos foi aplicado um líquido redutor de tensão superficial (Surfacer®, Polidental Ind. e Com. Ltda., Cotia, SP, Brasil) e o excesso do líquido foi removido com 20s de jato de ar, com o objetivo de evitar a formação de bolhas no momento do vazamento do gesso. O vazamento foi realizado com gesso tipo IV (Elite Rock Thixotropic, Zhermack SpA, Badia Polesine, Rovigo, Itália) 24 horas após a obtenção de cada molde.

A proporção do gesso utilizada foi de 100g de pó para 20ml de água destilada proporcionados com o auxílio de uma balança digital de alta precisão (Modelo Grey, Plenna, São Paulo, SP, Brasil) (Figura 2) e proveta plástica (Nalgon Equipamentos Científicos, Itupeva, SP, Brasil). A incorporação do pó na água foi realizada manualmente durante 15s, seguida da espatulação a vácuo (20psi) por 30s com 425rpm, em espatuladora mecânica (Modelo 1170/97, Polidental Ind. e Com. Ltda., Cotia, SP, Brasil) (Figura 2).



Figura 2. Espatuladora à vácuo e balança de precisão para manipulação do gesso.

Proporções de gesso preencheram o molde com o auxílio de pincel fino n°4 (Pincel pelo de marta Kolinsky, Talmax, Curitiba, Paraná, Brasil) e uma espátula n°7 (Quinelato, Rio Claro, SP, Brasil), com os moldes apoiados em vibrador de gesso (Vibramax, Bragança Paulista, SP,

Brasil). Após 45 minutos do vazamento dos moldes, estes foram separados e analisados visualmente. Caso fosse verificado a presença de bolhas na região próxima a plataforma do implante, a matriz de gesso era descartada e realizada uma nova moldagem.

Os modelos de gesso foram cortados em sua base com um recortador de gesso (Motor de indução monofásico- Kolhbach MOD 52, Wolfsberg, Áustria), mantendo a sua base lisa e paralela ao plano horizontal a fim de facilitar as etapas de escaneamento óptico. Todos os modelos foram identificados com lápis grafite com ponta grafite de 0,5mm (Faber-Castell, Stein/Nuremberg, Baviera, Alemanha), na área lateral do modelo.

Confeção das infraestruturas

Grupo G1 (Convencional)

Foram confeccionadas 10 infraestruturas metálicas através da técnica convencional (fundição por cera perdida). Vinte componentes protéticos do tipo UCLA com cinta de cromo-cobalto sem hexágono (055025- Conexão Sistemas de Próteses Ltda., Arujá, SP, Brasil) (Figura 3) foram posicionados dois a dois sobre os dez modelos de gesso. Após parafusar os UCAs sobre os análogos, foi utilizado um molde bipartido em silicone de laboratório (Zetalabor, Zhermack SpA, Badia Polesine, Rovigo, Itália) para padronizar as dimensões das estruturas durante a fase de enceramento.



Figura 3. Componente protético utilizado para confecção das infraestruturas

Este molde bipartido utilizado para a padronização da dimensão das estruturas é bipartido e as duas partes são unidas por um parafuso e em seu interior existe um negativo de uma infraestrutura de prótese fixa de 3 elementos, com as mesmas dimensões das infraestruturas obtidas a partir dos sistemas CAD/CAM. Através de um orifício em sua parte superior, o molde foi preenchido com resina acrílica (Pattern Resin® GC America- Alsip, Illinois, EUA) e após sua completa polimerização os possíveis excessos foram removidos com broca de tungstênio (KPMG, Seabra, Bahia, Brasil), e o conjunto desparafusado e incluído em material de revestimento para fundição (Liga de Níquel- Cromo sem berílio Fit Cast- SB Plus, Talmax, Curitiba, Paraná, Brasil).

Grupo G2 (CAD/CAM extra oral 3S)

Os modelos de gesso obtidos na etapa anterior foram escaneados com a utilização de um sistema CAD/CAM extra-oral – 3Series (DWOS, Dental Wings, Montreal, Quebec, Canada). Para a digitalização e aquisição do posicionamento dos implantes foram utilizados componentes protéticos cilíndricos (Scan Body, Simbiosi, Empoli Firenze, Itália) e estes foram parafusados aos análogos e posteriormente posicionados sobre um dispositivo próprio do sistema 3S e o conjunto foi inserido na câmara de escaneamento do sistema 3Series (Figura 4).



Figura 4. Scanner de laboratório do sistema 3 Series (Dental Wings, DWOS, Montreal, Quebec, Canadá) (Imagem obtida no site www.dentalwings.com.br)

Foram realizadas dez aquisições no formato STL., enviados diretamente para o software *Implant Abutment Module* (DWOS, Dental Wings, Montreal, Quebec, Canadá) onde foram desenhados os protótipos de cada infraestrutura. Após as imagens obtidas durante as fases de escaneamento, em uma ferramenta do software foram selecionados os pilares 24 e 26 onde formou-se uma infraestrutura personalizada com espessuras de 0,6mm para coroas e 3mm para os conectores de todos os protótipos.

O desenho obtido foi visualizado em todos os ângulos para a observação de eventuais falhas. Os protótipos foram transferidos e fresados em zircônia pré-sinterizada (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha) na central de fresagem do complexo industrial da Conexão Sistemas de Prótese (Sistema CAD CAM Conexão, Precision System, Arujá, SP, Brasil)

O software CAD CAM apresenta uma definição da melhor estratégia para a produção dos arquivos recebidos. Levando-se em consideração as dimensões pré-determinadas das infraestruturas, o software calcula a porcentagem de contração do material que ocorrerá após os processos de sinterização e materializa uma estrutura com dimensões aproximadamente 20%

maiores do que o projetado. A sinterização das peças foi realizada em forno específico de alta temperatura (InFire HTC Speed, Sirona, Bensheim, Hessen, Alemanha) (1500° C por 8 horas, com aumento gradual da temperatura).

Grupo G3 (CAD/CAM extra-oral Amann Girrbach)

Este grupo é responsável por uma combinação da técnica de CAD/CAM com a técnica convencional por cera perdida. A matriz de resina foi incluída em uma base de gesso e montada em articulador a fim de se obter um suporte com adaptação para os dez corpos de prova a cada escaneamento de laboratório. Os modelos de gesso obtidos na etapa inicial foram escaneados com a utilização de um sistema extra-oral Amann Girrbach (Ceramill map 400+, Amann Girrbach, Koblash, Austria). Para a digitalização e aquisição do posicionamento dos implantes foram utilizados componentes protéticos cilíndricos (Scan Body, Amann Girrbach, Koblash, Austria)(Figura 5)e estes foram parafusados aos análogos e o conjunto foi inserido no scanner Ceramill map 400+ (Amann Girrbach, Koblash, Austria) (Figura 6) com adição do pó de contraste (Metal-Check, Bragança Paulista, SP, Brasil) para uma melhor aquisição da leitura da peça e referenciar o posicionamento correto dos implantes.



Figura 5. Posicionamento do Scan Body nos análogos e aplicação do pó de contraste para aquisição das imagens.



Figura 6. Scanner de laboratório do sistema Amann Grrrbach – Ceramill map 400+ (Amann Grrrbach, Koblash, Austria) (Imagem obtida no site www.amanngrrrbach.com)

Foram realizadas dez aquisições no formato STL., enviados diretamente para o software *Ceramill® Mind* (Amann Grrrbach, Koblash, Austria) (Figura 7) onde os pilares 24 e 26 foram selecionados para o desenho de uma infraestrutura personalizada com espessuras de 0,6mm para coroas e 3mm para os conectores de todos os protótipos. O software disponibiliza em sua biblioteca a configuração da marca de implante utilizada, de forma que as infraestruturas vão ser construídas com as dimensões equivalentes ao real.

Os desenhos de cada infraestrutura seguiram uma sequência determinada pelo software formando a imagem a ser fresada (Figura 8) e após a obtenção final da imagem os dados foram enviados para a fresadora *Ceramill® Motion 2* (Amann Grrrbach, Koblash, Austria) para fresagem da estrutura de prótese fixa de 3 elementos em cera fundida (*Ceramill® Wax*, Amann Grrrbach, Koblash, Austria) (Figura 9).



Figura 7. Página inicial do software Ceramill® mind (Amann Girrbach, Koblach, Austria).

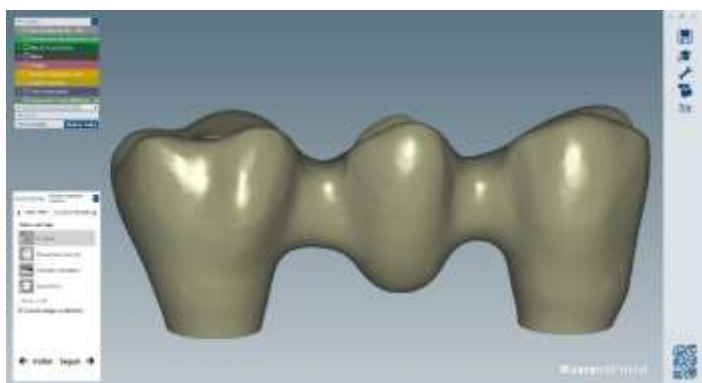


Figura 8. Desenho digital da infraestrutura a ser enviada para fresagem



Figura 9. Infraestrutura fresada na pastilha de Ceramill®wax (Amann Girrbach, Koblach, Austria).

Após a fresagem em cera, as infraestruturas foram incluídas em material de revestimento (Micro-Fine C&B High Heat Casting Investment, Germany) e levadas ao forno por 3 horas em 950°C, com posterior fundição em metal NiCr (Figura 11)



Figura 10. Inclusão das infraestruturas em material de revestimento



Figura 11. Fundição com a liga de Ni-Cr

A realização de ajustes manuais foi evitada no intuito de se verificar a precisão das diferentes técnicas avaliadas, imediata após a confecção das infraestruturas, eliminando a interferência de fatores externos.

Com todas as peças finalizadas, foram realizadas as análises da adaptação marginal vertical e horizontal.

Análise da adaptação marginal vertical e horizontal

A princípio, foram realizadas marcações em nove pontos equidistantes entre si abaixo da plataforma de cada implante na matriz de resina com o intuito de padronizar os pontos de referência para a leitura das desadaptações marginais verticais e horizontais (Figura 12).



Figura12. Matriz em resina com os nove pontos de referência para leitura das desadaptações em microscópio.

Posteriormente as infraestruturas foram parafusadas aos implantes na matriz com torque no parafuso de 30N. O conjunto matriz/infraestrutura foi posicionado perpendicular ao feixe de luz, em uma prensa para a padronização da posição de todas as infraestruturas na mesa do microscópio (Figura 13).



Figura 13. Matriz e infraestruturas posicionados para a leitura dos pontos de desadaptação.

A leitura das desadaptações marginais verticais e horizontais (positiva e negativa) foram realizadas em microscópio óptico tridimensional (Quick Scope, Mitutoyo, Takatsu-Ku, Kawasaki, Japão) com mesa digital e aumento de até 350x com precisão de 1 μm (micrômetro). As medidas foram calculadas através do software QSPAK (Mitutoyo, Takatsu-ku, Kawasaki, Japão) através da função de ponto a reta.

A intensidade da luz e o tipo de luz variaram de acordo com o material utilizado, a fim de evitar o reflexo da luz sobre a peça, favorecendo a observação das desadaptações. Para a infraestruturas em zircônia a análise de desadaptação marginal vertical era realizada com autofocus em menor aumento (50x) e 60% de luz tipo ring e no maior aumento (350x) era realizado a ajuste da luz ring para 85%. Enquanto que as infraestruturas em metal, a luz variava no menor aumento (50x) 70% de luz ring e no maior aumento (350x) houve uma combinação de luzes 100% da luz ring e 70% da luz coax. Nos dois tipos de materiais, para análise da desadaptação marginal horizontal, apenas utilizaram-se 80% da luz coax. Após o ajuste da luz sempre se realizava a função autofocus.

A desadaptação marginal vertical foi mensurada na interface entre a infraestrutura e o implante no meio de cada um dos nove pontos demarcados abaixo da plataforma do implante.

Na mensuração da desadaptação marginal horizontal, a partir do ponto de referência assinalado abaixo da plataforma do implante deslocou-se o corpo de prova no sentido oposto ao pântico até a extremidade da infraestrutura e realizava-se a mensuração da desadaptação marginal horizontal. Os valores de desadaptação marginal negativa (sub contorno) assinalados de forma negativa e os de desadaptação marginal positiva (sobre contorno) foram mantidos de forma positiva.

Análise da adaptação marginal interna

Análise da adaptação marginal interna

O corpo de prova dos grupos G1, G2 e G3 que apresentaram maior média de desadaptação vertical ou horizontal foi realizada a microtomografia para avaliar a desadaptação interna das infraestruturas. Para tal, os corpos de prova foram levados ao microtomógrafo SkyScan 1272 (Skyscan 1272, Bruker, Kontich, Belgium) (Figura 14). Os corpos de prova foram escaneados com uma fonte de energia de 100 kV /100 μ A, com filtro de 0.11 mm de cobre (Cu) e um tamanho de 10.5 μ m de pixels. As imagens foram obtidas usando passos de rotação 0,5 e rotação de 360°. O tempo de varredura para cada imagem foi de aproximadamente 2h15min. As imagens em 3D foram geradas através do software CT Analyser (Skyscan, Bruker, Kontich, Bélgica).



Figura 14. Microtomógrafo SkyScan 1272 modelo utilizado para análises da desadaptação interna das infraestruturas.

Randomização

Inicialmente, um primeiro examinador (E.P.P) foi responsável pela numeração das 30 infraestruturas, em seguida um segundo examinador (C.A.A.L) realizou a randomização, através de um site específico (www.randomizer.com.br). Um terceiro examinador (J.M.L.G) foi responsável pela mensuração das desadaptações marginais verticais e horizontais. Submetido posteriormente a uma análise estatística intra examinador, realizando a leitura de 20% da amostra total duas vezes.

Análise Estatística

As variáveis experimentais foram: “Desadaptação marginal vertical e os grupos” e a “Desadaptação marginal horizontal e os grupos”.

Os valores das mensurações foram submetidos a análise estatística no programa computacional SigmaPlot (Sigma Plot 13, Systat Software, San Jose, Califórnia, EUA). O nível de significância foi de 5%.

ANEXO C- Este anexo contém os relatórios das análises estatísticas realizadas no capítulo 1.

ESTATÍSTICA DESADAPTAÇÃO VERTICAL

One Way Analysis of Variance

sexta-feira, novembro 10, 2017, 13:03:56

Data source: Data 1 in Notebook5

Dependent Variable: Valor de desaptação

Normality Test (Shapiro-Wilk): Failed (P < 0,050)

Test execution ended by user request, ANOVA on Ranks begun

Kruskal-Wallis One Way Analysis of Variance on Ranks

sexta-feira, novembro 10, 2017, 13:03:56

Data source: Data 1 in Notebook5

Group	N	Missing	Median	25%	75%
G1	180	0	0,0550	0,0402	0,0710
G2	180	0	0,0420	0,0330	0,0510
G3	180	0	0,0835	0,0690	0,109

H = 210,742 with 2 degrees of freedom. (P = <0,001)

The differences in the median values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference (P = <0,001)

To isolate the group or groups that differ from the others use a multiple comparison procedure.

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Dunn's Method) :

Comparison	Diff of Ranks	Q	P	P<0,050
G3 vs G2	236,697	14,392	<0,001	Yes
G3 vs G1	145,294	8,834	<0,001	Yes
G1 vs G2	91,403	5,557	<0,001	Yes

Note: The multiple comparisons on ranks do not include an adjustment for ties.

ESTATÍSTICA DESADAPTAÇÃO HORIZONTAL

One Way Analysis of Variance

sexta-feira, novembro 10, 2017, 11:14:05

Data source: Data 1 in Notebook3

Dependent Variable: Valor de desadaptação

Normality Test (Shapiro-Wilk): Failed (P < 0,050)

Test execution ended by user request, ANOVA on Ranks begun

Kruskal-Wallis One Way Analysis of Variance on Ranks

sexta-feira, novembro 10, 2017, 11:14:05

Data source: Data 1 in Notebook3

Group	N	Missing	Median	25%	75%
G1	176	0	-0,0850	-0,123	-0,0563
G2	176	0	0,118	0,0830	0,141
G3	174	0	0,102	0,0737	0,132

H = 353,584 with 2 degrees of freedom. (P = <0,001)

The differences in the median values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference (P = <0,001)

To isolate the group or groups that differ from the others use a multiple comparison procedure.

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Dunn's Method) :

Comparison	Diff of Ranks	Q	P	P<0,050
G2 vs G1	277,091	17,102	<0,001	Yes
G2 vs G3	28,473	1,752	0,239	No
G3 vs G1	248,618	15,301	<0,001	Yes

Note: The multiple comparisons on ranks do not include an adjustment for ties.

Relação de comparação grupo 1 Vertical

One Way Analysis of Variance

sexta-feira, novembro 10, 2017, 14:07:40

Data source: Data 1 in Notebook6

Dependent Variable: Varlos

Normality Test (Shapiro-Wilk): Failed (P < 0,050)

Test execution ended by user request, ANOVA on Ranks begun

Kruskal-Wallis One Way Analysis of Variance on Ranks

sexta-feira, novembro 10, 2017, 14:07:40

Data source: Data 1 in Notebook6

Group	N	Missing	Median	25%	75%
1,000	18	0	0,0625	0,0493	0,0877
2,000	18	0	0,0540	0,0395	0,0660
3,000	18	0	0,0485	0,0425	0,0605
4,000	18	0	0,0455	0,0377	0,0535
5,000	18	0	0,0300	0,0238	0,0355
6,000	18	0	0,0890	0,0545	0,125
7,000	18	0	0,0620	0,0385	0,0788
8,000	18	0	0,0620	0,0452	0,0688
9,000	18	0	0,0620	0,0527	0,0775
10,000	18	0	0,0575	0,0498	0,0718

H = 52,855 with 9 degrees of freedom. (P = <0,001)

The differences in the median values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference (P = <0,001)

To isolate the group or groups that differ from the others use a multiple comparison procedure.

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Tukey Test):

Comparison	Diff of Ranks	q	P	P<0,050
6 vs 5	1925,500	8,710	<0,001	Yes
6 vs 4	1182,500	5,349	0,005	Yes
6 vs 3	957,500	4,331	0,067	No
6 vs 2	786,500	3,558	0,259	Do Not Test
6 vs 8	594,500	2,689	0,666	Do Not Test
6 vs 7	536,000	2,425	0,786	Do Not Test
6 vs 10	504,500	2,282	0,842	Do Not Test
6 vs 9	420,000	1,900	0,945	Do Not Test
6 vs 1	333,000	1,506	0,988	Do Not Test
1 vs 5	1592,500	7,204	<0,001	Yes
1 vs 4	849,500	3,843	0,166	No
1 vs 3	624,500	2,825	0,599	Do Not Test
1 vs 2	453,500	2,051	0,912	Do Not Test
1 vs 8	261,500	1,183	0,998	Do Not Test
1 vs 7	203,000	0,918	1,000	Do Not Test
1 vs 10	171,500	0,776	1,000	Do Not Test
1 vs 9	87,000	0,394	1,000	Do Not Test
9 vs 5	1505,500	6,810	<0,001	Yes
9 vs 4	762,500	3,449	0,302	Do Not Test
9 vs 3	537,500	2,431	0,784	Do Not Test
9 vs 2	366,500	1,658	0,977	Do Not Test
9 vs 8	174,500	0,789	1,000	Do Not Test
9 vs 7	116,000	0,525	1,000	Do Not Test
9 vs 10	84,500	0,382	1,000	Do Not Test
10 vs 5	1421,000	6,428	<0,001	Yes
10 vs 4	678,000	3,067	0,478	Do Not Test
10 vs 3	453,000	2,049	0,913	Do Not Test
10 vs 2	282,000	1,276	0,996	Do Not Test
10 vs 8	90,000	0,407	1,000	Do Not Test
10 vs 7	31,500	0,142	1,000	Do Not Test
7 vs 5	1389,500	6,285	<0,001	Yes

7 vs 4	646,500	2,924	0,549	Do Not Test
7 vs 3	421,500	1,907	0,944	Do Not Test
7 vs 2	250,500	1,133	0,999	Do Not Test
7 vs 8	58,500	0,265	1,000	Do Not Test
8 vs 5	1331,000	6,021	<0,001	Yes
8 vs 4	588,000	2,660	0,680	Do Not Test
8 vs 3	363,000	1,642	0,979	Do Not Test
8 vs 2	192,000	0,869	1,000	Do Not Test
2 vs 5	1139,000	5,152	0,009	Yes
2 vs 4	396,000	1,791	0,962	Do Not Test
2 vs 3	171,000	0,774	1,000	Do Not Test
3 vs 5	968,000	4,379	0,060	No
3 vs 4	225,000	1,018	0,999	Do Not Test
4 vs 5	743,000	3,361	0,339	Do Not Test

Note: The multiple comparisons on ranks do not include an adjustment for ties.

A result of "Do Not Test" occurs for a comparison when no significant difference is found between the two rank sums that enclose that comparison. For example, if you had four rank sums sorted in order, and found no significant difference between rank sums 4 vs. 2, then you would not test 4 vs. 3 and 3 vs. 2, but still test 4 vs. 1 and 3 vs. 1 (4 vs. 3 and 3 vs. 2 are enclosed by 4 vs. 2: 4 3 2 1). Note that not testing the enclosed rank sums is a procedural rule, and a result of Do Not Test should be treated as if there is no significant difference between the rank sums, even though one may appear to exist.

Relação de comparação grupo 2 Vertical

One Way Analysis of Variance

sexta-feira, novembro 10, 2017, 14:17:54

Data source: Data 1 in Notebook6

Dependent Variable: Varlos

Normality Test (Shapiro-Wilk): Failed (P < 0,050)

Test execution ended by user request, ANOVA on Ranks begun

Kruskal-Wallis One Way Analysis of Variance on Ranks

sexta-feira, novembro 10, 2017, 14:17:54

Data source: Data 1 in Notebook6

Group	N	Missing	Median	25%	75%
1,000	27	0	0,0430	0,0330	0,0540
2,000	27	0	0,0340	0,0250	0,0370
3,000	27	0	0,0430	0,0420	0,0500
4,000	27	0	0,0420	0,0360	0,0510
5,000	27	0	0,0420	0,0380	0,0500
6,000	27	0	0,0350	0,0300	0,0570
7,000	27	0	0,0430	0,0330	0,0510
8,000	27	0	0,0400	0,0310	0,0490
9,000	27	0	0,0430	0,0310	0,0560
10,000	27	0	0,0370	0,0330	0,0480

H = 20,115 with 9 degrees of freedom. (P = 0,017)

The differences in the median values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference (P = 0,017)

To isolate the group or groups that differ from the others use a multiple comparison procedure.

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Tukey Test):

Comparison	Diff of Ranks	q	P	P<0,050
3 vs 2	2349,500	5,791	<0,001	Yes
3 vs 10	1164,000	2,869	0,577	No
3 vs 8	1156,000	2,849	0,587	Do Not Test
3 vs 6	1144,500	2,821	0,601	Do Not Test
3 vs 4	915,000	2,255	0,851	Do Not Test
3 vs 1	891,000	2,196	0,871	Do Not Test
3 vs 9	664,500	1,638	0,979	Do Not Test
3 vs 5	608,000	1,498	0,989	Do Not Test
3 vs 7	607,500	1,497	0,989	Do Not Test
7 vs 2	1742,000	4,293	0,072	No
7 vs 10	556,500	1,372	0,994	Do Not Test
7 vs 8	548,500	1,352	0,995	Do Not Test
7 vs 6	537,000	1,323	0,995	Do Not Test
7 vs 4	307,500	0,758	1,000	Do Not Test
7 vs 1	283,500	0,699	1,000	Do Not Test
7 vs 9	57,000	0,140	1,000	Do Not Test
7 vs 5	0,500	0,00123	1,000	Do Not Test
5 vs 2	1741,500	4,292	0,072	Do Not Test
5 vs 10	556,000	1,370	0,994	Do Not Test
5 vs 8	548,000	1,351	0,995	Do Not Test
5 vs 6	536,500	1,322	0,995	Do Not Test
5 vs 4	307,000	0,757	1,000	Do Not Test
5 vs 1	283,000	0,697	1,000	Do Not Test
5 vs 9	56,500	0,139	1,000	Do Not Test
9 vs 2	1685,000	4,153	0,095	Do Not Test
9 vs 10	499,500	1,231	0,997	Do Not Test
9 vs 8	491,500	1,211	0,998	Do Not Test
9 vs 6	480,000	1,183	0,998	Do Not Test
9 vs 4	250,500	0,617	1,000	Do Not Test
9 vs 1	226,500	0,558	1,000	Do Not Test
1 vs 2	1458,500	3,595	0,245	Do Not Test
1 vs 10	273,000	0,673	1,000	Do Not Test
1 vs 8	265,000	0,653	1,000	Do Not Test
1 vs 6	253,500	0,625	1,000	Do Not Test
1 vs 4	24,000	0,0591	1,000	Do Not Test
4 vs 2	1434,500	3,535	0,267	Do Not Test
4 vs 10	249,000	0,614	1,000	Do Not Test
4 vs 8	241,000	0,594	1,000	Do Not Test
4 vs 6	229,500	0,566	1,000	Do Not Test
6 vs 2	1205,000	2,970	0,526	Do Not Test
6 vs 10	19,500	0,0481	1,000	Do Not Test
6 vs 8	11,500	0,0283	1,000	Do Not Test
8 vs 2	1193,500	2,941	0,540	Do Not Test
8 vs 10	8,000	0,0197	1,000	Do Not Test
10 vs 2	1185,500	2,922	0,550	Do Not Test

Note: The multiple comparisons on ranks do not include an adjustment for ties.

A result of "Do Not Test" occurs for a comparison when no significant difference is found between the two rank sums that enclose that comparison. For example, if you had four rank sums sorted in order, and found no significant difference between rank sums 4 vs. 2, then you would not test 4 vs. 3 and 3 vs. 2, but still test 4 vs. 1 and 3 vs. 1 (4 vs. 3 and 3 vs. 2 are enclosed by 4 vs. 2: 4 3 2 1). Note that not testing the enclosed rank sums is a procedural rule, and a result of Do Not Test should be treated as if there is no significant difference between the rank sums, even though one may appear to exist.

Relação de comparação grupo 3 Vertical

One Way Analysis of Variance

sexta-feira, novembro 10, 2017, 14:20:38

Data source: Data 1 in Notebook6

Dependent Variable: Varlos

Normality Test (Shapiro-Wilk): Failed (P < 0,050)

Test execution ended by user request, ANOVA on Ranks begun

Kruskal-Wallis One Way Analysis of Variance on Ranks

sexta-feira, novembro 10, 2017, 14:20:38

Data source: Data 1 in Notebook6

Group	N	Missing	Median	25%	75%
1,000	18	0	0,0655	0,0537	0,0725
2,000	18	0	0,0990	0,0820	0,113
3,000	18	0	0,0900	0,0785	0,117
4,000	18	0	0,0910	0,0788	0,122
5,000	18	0	0,0770	0,0628	0,102
6,000	18	0	0,116	0,0833	0,167
7,000	18	0	0,0820	0,0703	0,101
8,000	18	0	0,0880	0,0750	0,0958
9,000	18	0	0,0565	0,0403	0,0742
10,000	18	0	0,0915	0,0778	0,128

H = 51,605 with 9 degrees of freedom. (P = <0,001)

The differences in the median values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference (P = <0,001)

To isolate the group or groups that differ from the others use a multiple comparison procedure.

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Tukey Test):

Comparison	Diff of Ranks	q	P	P<0,050
6 vs 9	1659,500	7,507	<0,001	Yes
6 vs 1	1436,000	6,496	<0,001	Yes
6 vs 5	1012,000	4,578	0,039	Yes
6 vs 7	801,500	3,626	0,234	No
6 vs 8	624,500	2,825	0,599	Do Not Test

6 vs 4	432,000	1,954	0,934	Do Not Test
6 vs 3	389,500	1,762	0,966	Do Not Test
6 vs 10	356,500	1,613	0,981	Do Not Test
6 vs 2	288,500	1,305	0,996	Do Not Test
2 vs 9	1371,000	6,202	<0,001	Yes
2 vs 1	1147,500	5,191	0,008	Yes
2 vs 5	723,500	3,273	0,379	No
2 vs 7	513,000	2,321	0,828	Do Not Test
2 vs 8	336,000	1,520	0,987	Do Not Test
2 vs 4	143,500	0,649	1,000	Do Not Test
2 vs 3	101,000	0,457	1,000	Do Not Test
2 vs 10	68,000	0,308	1,000	Do Not Test
10 vs 9	1303,000	5,894	<0,001	Yes
10 vs 1	1079,500	4,883	0,019	Yes
10 vs 5	655,500	2,965	0,528	Do Not Test
10 vs 7	445,000	2,013	0,922	Do Not Test
10 vs 8	268,000	1,212	0,998	Do Not Test
10 vs 4	75,500	0,342	1,000	Do Not Test
10 vs 3	33,000	0,149	1,000	Do Not Test
3 vs 9	1270,000	5,745	0,001	Yes
3 vs 1	1046,500	4,734	0,027	Yes
3 vs 5	622,500	2,816	0,604	Do Not Test
3 vs 7	412,000	1,864	0,951	Do Not Test
3 vs 8	235,000	1,063	0,999	Do Not Test
3 vs 4	42,500	0,192	1,000	Do Not Test
4 vs 9	1227,500	5,553	0,003	Yes
4 vs 1	1004,000	4,542	0,042	Yes
4 vs 5	580,000	2,624	0,698	Do Not Test
4 vs 7	369,500	1,671	0,976	Do Not Test
4 vs 8	192,500	0,871	1,000	Do Not Test
8 vs 9	1035,000	4,682	0,031	Yes
8 vs 1	811,500	3,671	0,219	No
8 vs 5	387,500	1,753	0,967	Do Not Test
8 vs 7	177,000	0,801	1,000	Do Not Test
7 vs 9	858,000	3,881	0,155	No
7 vs 1	634,500	2,870	0,576	Do Not Test
7 vs 5	210,500	0,952	1,000	Do Not Test
5 vs 9	647,500	2,929	0,547	Do Not Test
5 vs 1	424,000	1,918	0,942	Do Not Test
1 vs 9	223,500	1,011	0,999	Do Not Test

Note: The multiple comparisons on ranks do not include an adjustment for ties.

A result of "Do Not Test" occurs for a comparison when no significant difference is found between the two rank sums that enclose that comparison. For example, if you had four rank sums sorted in order, and found no significant difference between rank sums 4 vs. 2, then you would not test 4 vs. 3 and 3 vs. 2, but still test 4 vs. 1 and 3 vs. 1 (4 vs. 3 and 3 vs. 2 are enclosed by 4 vs. 2: 4 3 2 1). Note that not testing the enclosed rank sums is a procedural rule, and a result of Do Not Test should be treated as if there is no significant difference between the rank sums, even though one may appear to exist.

Relação grupo análise horizontal – grupo 1

One Way Analysis of Variance

sexta-feira, novembro 10, 2017, 14:34:21

Data source: Data 1 in Notebook6

Dependent Variable: Varlos

Normality Test (Shapiro-Wilk): Passed (P = 0,098)

Equal Variance Test (Brown-Forsythe): Failed (P < 0,050)

Test execution ended by user request, ANOVA on Ranks begun

Kruskal-Wallis One Way Analysis of Variance on Ranks

sexta-feira, novembro 10, 2017, 14:34:21

Data source: Data 1 in Notebook6

Group	N	Missing	Median	25%	75%
1,000	18	0	-0,0855	-0,119	-0,0540
2,000	18	0	-0,0765	-0,108	-0,0648
3,000	18	0	-0,0845	-0,0912	-0,0575
4,000	17	0	-0,0990	-0,116	-0,0505
5,000	18	0	-0,101	-0,141	-0,0507
6,000	15	0	-0,0930	-0,116	-0,0610
7,000	18	0	-0,0995	-0,135	-0,0602
8,000	18	0	-0,0780	-0,105	-0,0478
9,000	18	0	-0,0790	-0,125	-0,0478
10,000	18	0	-0,1000	-0,132	-0,0507

H = 5,603 with 9 degrees of freedom. (P = 0,779)

The differences in the median values among the treatment groups are not great enough to exclude the possibility that the difference is due to random sampling variability; there is not a statistically significant difference (P = 0,779)

Relação grupo análise horizontal – grupo 2

One Way Analysis of Variance

sexta-feira, novembro 10, 2017, 14:35:50

Data source: Data 1 in Notebook6

Dependent Variable: Varlos

Normality Test (Shapiro-Wilk): Failed (P < 0,050)

Test execution ended by user request, ANOVA on Ranks begun

Kruskal-Wallis One Way Analysis of Variance on Ranks

sexta-feira, novembro 10, 2017, 14:35:50

Data source: Data 1 in Notebook6

Group	N	Missing	Median	25%	75%
1,000	18	0	0,137	0,121	0,163
2,000	14	0	0,0805	0,0340	0,171
3,000	18	0	0,117	0,0823	0,141
4,000	18	0	0,113	0,0795	0,147
5,000	18	0	0,114	0,0742	0,141
6,000	18	0	0,121	0,0868	0,141
7,000	18	0	0,121	0,0893	0,132
8,000	18	0	0,104	0,0805	0,136
9,000	18	0	0,122	0,0943	0,140
10,000	18	0	0,118	0,0783	0,142

H = 11,877 with 9 degrees of freedom. (P = 0,220)

The differences in the median values among the treatment groups are not great enough to exclude the possibility that the difference is due to random sampling variability; there is not a statistically significant difference (P = 0,220)

Relação grupo análise horizontal – grupo 3

One Way Analysis of Variance

sexta-feira, novembro 10, 2017, 14:37:25

Data source: Data 1 in Notebook6

Dependent Variable: Varlos

Normality Test (Shapiro-Wilk): Passed (P = 0,585)

Equal Variance Test (Brown-Forsythe): Passed (P = 0,094)

Group Name	N	Missing	Mean	Std Dev	SEM
1,000	16	0	0,0921	0,0352	0,00881
2,000	18	0	0,0931	0,0265	0,00625
3,000	18	0	0,114	0,0397	0,00936
4,000	17	0	0,0945	0,0453	0,0110
5,000	16	0	0,101	0,0408	0,0102
6,000	18	0	0,109	0,0333	0,00786
7,000	18	0	0,120	0,0375	0,00884
8,000	18	0	0,113	0,0435	0,0102
9,000	18	0	0,112	0,0216	0,00510
10,000	17	0	0,0876	0,0268	0,00650

Source of Variation	DF	SS	MS	F	P
Between Groups	9	0,0198	0,00220	1,720	0,088
Residual	164	0,210	0,00128		
Total	173	0,229			

The differences in the mean values among the treatment groups are not great enough to exclude the possibility that the difference is due to random sampling variability; there is not a statistically significant difference (P = 0,088).

Power of performed test with alpha = 0,050: 0,348

The power of the performed test (0,348) is below the desired power of 0,800.

Less than desired power indicates you are less likely to detect a difference when one actually exists. Negative results should be interpreted cautiously.