



ANTONIO MARCOS MONTAGNER

**“ANÁLISE COMPARATIVA DO DESAJUSTE MARGINAL DE
INFRAESTRURAS DE TITÂNIO SOBRE IMPLANTES
PREPARADAS POR TÉCNICAS DE FUNDIÇÃO E CAD-CAM”**

PIRACICABA
2013



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

ANTONIO MARCOS MONTAGNER

**“ANÁLISE COMPARATIVA DO DESAJUSTE MARGINAL DE
INFRAESTRURAS DE TITÂNIO SOBRE IMPLANTES
PREPARADAS POR TÉCNICAS DE FUNDIÇÃO E CAD-CAM”**

TESE DE DOUTORADO APRESENTADA À
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
DA UNICAMP PARA OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
DOUTOR EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA NA ÁREA
DE PRÓTESE DENTAL

Orientador: Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani

Este exemplar corresponde à versão final
da Tese defendida pelo aluno Antonio Marcos Montagner, e orientada pelo Prof. Dr. Rafael
Leonardo Xediek Consani

Assinatura do Orientador

PIRACICABA
2013

Ficha catalográfica
Universidade Estadual de Campinas
Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba
Marilene Girello - CRB 8/6159

M76a Montagner, Antonio Marcos, 1971-
Análise comparativa do desajuste marginal de infraestruturas de titânio sobre implantes preparadas por técnica de fundição e CAD-CAM. / Antonio Marcos Montagner. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2013.

Orientador: Rafael Leonardo Xediek Consani.
Tese (doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Implantes dentários. 2. Titânio. 3. Projeto auxiliado por computador. I. Consani, Rafael Leonardo Xediek, 1974-. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações para Biblioteca Digital

Título em outro idioma: Comparative analysis of misfit infraestructure on titanium implants prepared by casting technique an CAD-CAM

Palavras-chave em inglês:

Dental implants

Titanium

Computer-aided design

Área de concentração: Prótese Dental

Titulação: Doutor em Clínica Odontológica

Banca examinadora:

Rafael Leonardo Xediek Consani [Orientador]

Carlos Nelson Elias

Marcelo Lucchesi Teixeira

Marcelo Ferraz Mesquita

Wander José da Silva

Data de defesa: 23-08-2013

Programa de Pós-Graduação: Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de Doutorado, em sessão pública realizada em 23 de Agosto de 2013, considerou o candidato ANTONIO MARCOS MONTAGNER aprovado.

Prof. Dr. RAFAEL LEONARDO XEDIEK CONSANI

Prof. Dr. CARLOS NELSON ELIAS

Prof. Dr. MARCELO LUCCHESI TEIXEIRA

Prof. Dr. MARCELO FERRAZ MESQUITA

Prof. Dr. WANDER JOSÉ DA SILVA

ABSTRACT

The objective of this study was to determine and compare the mismatch between prosthetic frameworks and prosthetic cylinders type mini tapered pillar and analogue produced by casting and machining for CAD-CAM. We selected two groups of prostheses prepared with two laboratory techniques to manufacture a conventional titanium castings lost wax and another based on milling prefabricated parts for CAD-CAM system and joined by laser welding. Titanium framawork have been prepared on a metallic stainless steel which have been adapted so aligned four analogues Micro-Unit (Conexão Sistemas de Prótese) to simulate a fixed prosthesis on implants with two premolars and two molars. The milled parts were machined individually and then laser welded. The castings were on cylinders calcinable waxed and cast monoblock. Both groups called for the control group and the test group merged infrastructure for infrastructure milled had their misfit measured by scanning electron microscopy. We determined the horizontal and vertical misalignment of the parts. Misfits were measured at four time points for each group. In the control group the measurements were the initial, after waxing, after casting and after cycling. In the test group the measures were the start, after milling, after welding and after cycling. The values were measured in micrometers and horizontal misalignment positive values when the cylinders have been described possess the largest dimension of the analogue, while it was negative for the cases of less than prosthetic cylinder base analogue, suggesting "switching" platform. All readings and measurements were performed by a single operator. The results showed a statistically significant difference in both the horizontal and the vertical misfit, with the lowest values for the test group (CAD-CAM) in the vertical misfit and control (casting) in horizontal misfit. The average vertical misfit at the end of the elaborate pieces was $10.16 \pm 6.55 \mu\text{m}$ for the test group and $251.49 \pm 72.3 \mu\text{m}$ for the control group, while in the horizontal direction was $143.37 \pm 159.77 \mu\text{m}$ for the test group and $-11.47 \pm 50.29 \mu\text{m}$ for the control group. The greater occurrence of negative values in the horizontal direction is given to the control group, suggesting the existence of cylinder "switching" platform. This result can be justified due to lack of learning curve and failure stipulation parameters of CAD/CAM system used in the experiment for the test group (BIOGENIE® Rio de Janeiro, Brazil). Concluded that the titanium metal frameworks prepared methodology for CAD/CAM, is a viable alternative and that it is possible to produce frameworks prostheses with vertical misfit lower than that obtained by the technique of lost wax casting.

Keywords: Dental implants, titanium, computer aided design.

RESUMO

O objetivo do presente trabalho foi determinar e comparar o desajuste entre infraestruturas protéticas e cilindros protéticos do tipo mini pilar cônico e análogo

produzidos por fundição e usinagem por CAD-CAM. Foram selecionados dois grupos de próteses preparadas com duas técnicas de confecção laboratorial, uma convencional com fundição de titânio por cera perdida e outra baseada na fresagem de peças pré-fabricadas por sistema de CAD-CAM e unidas por soldagem a laser. As infraestruturas de titânio foram elaboradas sobre uma matriz metálica de aço inox onde foram adaptados de forma alinhada quatro análogos de Micro-Unit (Conexão[®] Sistemas de Prótese) para simular uma prótese fixa sobre implantes com dois pré-molares e dois molares. As peças fresadas foram usinadas individualmente e depois soldadas a laser. As fundições foram sobre cilindros calcináveis encerados e fundidos em monobloco. Os dois grupos denominados grupo controle para o das infraestruturas fundidas e grupo teste para o das infraestruturas fresadas tiveram seu desajuste marginal mensurado por meio de microscopia eletrônica de varredura. Determinou-se o desajuste vertical e horizontal das partes. Os desajustes foram medidos em quatro tempos para cada grupo. No grupo controle as medidas foram a inicial, após enceramento, após fundição e após ciclagem. No grupo teste as medidas foram a inicial, após fresagem, após soldagem e após ciclagem. Os valores foram medidos em micrometros e para desajuste horizontal, valores positivos foram descritos quando os cilindros possuíam dimensão maior que a do análogo, enquanto que negativo foi para os casos de cilindro protético menor que a base do análogo, sugerindo plataforma “*switching*”. Todas as leituras e medidas foram realizadas por um único operador. Os resultados mostraram uma diferença estatística significativa tanto no desajuste horizontal como no vertical, com os menores valores médios para o grupo teste (CAD-CAM) no desajuste vertical e para o controle (fundição) no desajuste horizontal. A média de desajuste vertical ao final das peças elaboradas foi de $10,16 \pm 6,55 \mu\text{m}$ para grupo teste e $251,49 \pm 72,3 \mu\text{m}$ para grupo controle, enquanto no sentido horizontal foi de $143,37 \pm 159,77 \mu\text{m}$ para grupo teste e $-11,47 \pm 50,29 \mu\text{m}$ para grupo controle. A maior ocorrência de valores negativos no sentido horizontal se deu para o grupo controle, sugerindo a existência de cilindros com plataforma “*switching*”. Este resultado pode ser justificado devido a falta de curva de aprendizado e falha na estipulação de parâmetros do sistema CAD/CAM utilizado no experimento para o grupo teste (Biogenie[®] Rio de Janeiro, Brasil). Concluiu-se que as infraestruturas metálicas em titânio preparadas pela metodologia CAD/CAM, é uma alternativa viável e que é possível produzir infraestruturas para próteses com desajuste vertical menor que o obtido pela técnica de fundição por cera perdida.

Palavras-chave: Implantes dentários, titânio, projeto auxiliado por computador.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	1
2 REVISÃO DA LITERATURA	4
3 PROPOSIÇÃO	22
4 MATERIAL E MÉTODOS	23
4.1 Delineamento geral da pesquisa	23
4.2 Confeção das infraestruturas	25
<i>4.2.1 Confeção das infraestruturas do grupo controle (Ti Fundido)</i>	<i>25</i>
<i>4.2.2 Confeção das infraestruturas do grupo teste (Ti Fresado)</i>	<i>30</i>
4.3 Análise dos dados	37
5 RESULTADOS	43
6 DISCUSSÃO	52
7 CONCLUSÃO	58
REFERÊNCIAS	59
ANEXO 1 - TERMO DE AUTORIZAÇÃO - TESES	62
ANEXO 2 - DECLARAÇÃO	63

DEDICATÓRIA

À Deus, pelo conforto espiritual, por me guiar nesta jornada e iluminar momentos em que tudo pareceu mais difícil.

Aos meus pais Antonio e Anna Maria, pelo incentivo a estas e a tantas outras jornadas vividas.

À minha família, esposa Silvia e filhos Gabriel e Pedro, por sempre acharem que o marido e pai “tiraria esta de letra”, mesmo quando a dificuldade se apresentava.

À família estendida, compreendida por irmãos e parentes, consanguíneos ou não, pela amizade, compreensão, parceria e suporte.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu Orientador, Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani, por acreditar no projeto, por seus ensinamentos acadêmicos, pela amizade e parceria. Também por encampar, colaborar e ajudar a melhorar ideias, projetos e materiais que beneficiam àqueles que precisam de tratamento da saúde.

Ao meu parceiro de bancada Dr. Silvio Castelo Branco de Luca, pela amizade, respeito, apoio incondicional, ideais positivos e inovadores, e por todo o suporte no experimento realizado.

AGRADECIMENTOS

À Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), na pessoa do Magnífico Reitor, Prof. Dr. José Tadeu Jorge.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas na pessoa do seu Diretor, Prof. Dr. Jacks Jorge Junior e Diretor Associado Prof. Dr. Alexandre Augusto Zaia.

À Coordenadora dos Cursos de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas Profa. Dra. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia

Aos Profs. Drs. Marcelo Ferraz Mesquita, Guilherme Peçanha Henriques, Mauro Antônio de Arruda Nóbilo pela amizade, divisão de experiências e conhecimentos, sábios conselhos tanto na Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, quanto fora dela.

Aos funcionários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, em especial aos Srs. Adriano Luis Martins e Marcos Blanco Cangiani que sempre conseguiram disponibilizar para me ajudar.

À Clínica De Luca no Rio de Janeiro, por sempre me receber com educação e presteza, independente de dia e horário.

À CONEXÃO SISTEMAS DE PRÓTESE, pelo suporte à pesquisa, independente do resultado e favorecimento, apenas apoiando pesquisa brasileira.

Ao laboratório de prótese VAIAZZI (SP) nas figuras de Antonio Vaiano e Rômulo Gavazzi (*in memoriam*) pelo suporte às ideias e experimentos.

Ao laboratório Destak (SP), na figura de Gerson que produziu as peças do ensaio.

Ao laboratório Joel Soares (SP) dos técnicos Joel e Cristiano Soares, que realizou a soldagem e ciclagem cerâmica das peças do ensaio.

À empresa Biogènie (RJ), por poder utilizar seu sistema de CAD/CAM para a execução na fresagem das próteses.

Ao meu primo Robinson Gomes e sua empresa ATLANTA, pela ajuda e suporte à minha pesquisa com a confecção da matriz metálica.

Aos Professores com que trabalho na Faculdade São Leopoldo Mandic de Campinas/SP. Cristina, André Held, Thiago, Alessandro e Shimaoka e os de Fortaleza/CE Ricardo Abreu, Fernando, Alexandre e Volpi, que por tantas vezes me ouviram falar sobre paradigmas, laboratório de prótese, excelência dos trabalhos e juntos pudemos criar uma relação sólida e ao mesmo tempo irrequieta sobre Odontologia.

À Leila Antonietto, que trabalhou junto nesta tese, pelo seu carinho e dedicação.

À todos os colegas da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, pelo convívio sadio e amizade perene.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Base metálica em aço inox com análogos de micro-unit (MU) posicionados.	23
Figura 2 - Esquema do delineamento geral da pesquisa.	24
Figura 3 - Cilindros plásticos calcináveis adaptados aos análogos de UM.	25
Figura 4 - Cilindros calcináveis banhados com ouro para leitura em MEV, grupo controle após fase 1.	26
Figura 5 - Molde de silicone para cópia no enceramento. Grupo controle após fase 2.	27
Figura 6 - Enceramento das infraestruturas, grupo controle após fase 3.	27
Figura 7 - Infraestruturas fundidas em titânio, grupo controle após fase 3.	28
Figura 8 - Procedimento de cocção da porcelana simulada.	29
Figura 9 - Infraestruturas fundidas em titânio após ciclagem para aplicação cerâmica, grupo controle após fase 4.	29
Figura 10 - Desenho do cilindro Micro-unit® experimental e do suporte para fresadora.	30
Figura 11 - Cilindro experimental em titânio para Micro-unit®.	31
Figura 12 - Imagem de desenho virtual elaborado em CAD.	33
Figura 13 - Unidade CAM usinando cilindro experimental. Grupo teste após fase 1.	33
Figura 14 - Cilindros fresados em posição para união com solda à laser. Grupo teste após fase 2.	34
Figura 15 - Equipamento para soldagem à laser Nd-Yag.	35
Figura 16 - Infraestrutura soldada à laser, grupo teste após fase 3.	35

Figura 17 - Procedimento de cocção da porcelana.	36
Figura 18 - Infraestrutura fresada após ciclagem de aplicação de cerâmica.	36
Figura 19 - Cilindro calcinável para pilar micro-unit (MU) após enceramento.	38
Figura 20 - Infraestrutura fundida após simulação da ciclagem de aplicação de cerâmica. Grupo controle após fase 4.	39
Figura 21 - Cilindro experimental (MU) após fresagem em CAM, grupo teste após fase 2.	40
Figura 22 - Infraestrutura fresada após simulação da ciclagem de aplicação de cerâmica.	41
Figura 23 - Desajuste na interface Cilindro / Análogo UM.	44
Figura 24 - Desajuste na interface Cilindro / Análogo UM.	45
Figura 25 - Desajuste na interface Cilindro / Análogo.	45
Figura 26 - Médias finais de desajuste para os grupos.	46
Figura 27 - Incidência de desajuste horizontal negativo nos grupos.	46
Figura 28 - Cilindro experimental de titânio para MU, MEV, grupo teste.	47
Figura 29 - Cilindro experimental de titânio para MU, MEV, grupo teste.	48
Figura 30 - Infraestrutura em titânio fresada soldada e concluída, grupo teste Segue abaixo exemplo de infraestrutura fundida em titânio.	48
Figura 31 - Cilindros Calcináveis em acrílico para MU, grupo controle.	49
Figura 32 - Imagem MEV de Cilindros Calcináveis em acrílico para MU, Mev, Grupo Controle.	49
Figura 33 - Infraestrutura em titânio fundido, grupo controle.	50
Figura 34 - Imagem MEV de infraestrutura em titânio fundido, MEV, grupo controle.	50

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Desajuste dos Grupos na Fase Inicial.	43
Tabela 2 - Valores dos desajustes dos Grupos nos Tempos 2 e 3.	44

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

μm	- micrometro
AuPt	- Ouro Platina
CAD	- <i>Computer Aided Design</i>
CAM	- <i>Computer Aided Manufactured</i>
CNC	- <i>Computer Numeric Control</i>
CoCr	- Cobalto Cromo
CoCrW	- Cobalto Cromo Tungstênio
MEV	- Microscópio Eletrônico de Varredura
MU	- Micro-Unit
Ti	- Titânio
Ti c.p.	- Titânio comercialmente puro
ZrO	- Óxido de Zircônio
ZrO ₂	- Dióxido de Zircônio

1 INTRODUÇÃO

A metodologia de confecção laboratorial das infraestruturas metálicas de próteses sobre implantes osseointegráveis é realizada de forma expressiva com emprego da fundição por cera perdida. Os resultados dependem do domínio da técnica pelos técnicos de prótese dentária. O custo também é um fator determinante para o uso da técnica da fundição presente na maioria dos laboratórios. Os sistemas CAD-CAM (*Computer Aided Design - Computer Aided Manufacturing*) que substituem a fundição ainda tem seu custo elevado em virtude do conjunto necessitar de um programa computacional e uma máquina fresadora com capacidade para personalizar próteses a partir do desenho elaborado no programa computacional correspondente. Porém, apesar de todo esforço empregado por profissionais, técnicos e pesquisadores em trabalhos descritos na literatura como os de Kano *et al.* (2004), Fragoso (2005) e Daroz (2006), a metodologia de fundição por cera perdida apresenta limitação em relação ao desajuste marginal entre as partes constituintes do conjunto implante/prótese, o desajuste influencia na biomecânica e biologia dos implantes dentais osseointegrados, ativados em carga imediata, precoce ou tardia.

A obtenção de infraestruturas metálicas por meio de fresagem é uma metodologia em evolução, com o aprendizado para manuseio e uso constantemente alterados, mesmo existindo particularidades e especificidade para a utilização de cada sistema de CAD/CAM. A tríade sustentáculo da produção continua a mesma, com empresa e produto, técnico de laboratório e cirurgião-dentista envolvidos na preparo de infraestruturas para reabilitações protéticas sobre implantes osseointegráveis. As experiências obtidas e os resultados dos experimentos melhoram a curva de aprendizado dos profissionais. Paralelamente, a melhoria e aperfeiçoamento das empresas fabricantes dos sistemas, dos técnicos de laboratório que juntamente com os anteriores buscam dar fidelidade, rapidez, melhoria na qualidade do produto e dos pacientes, contribuem para o

aumento do emprego dos sistemas CAD-CAM. Neste contexto encontra-se o cirurgião dentista que é capaz de mensurar sucesso a partir do estabelecimento de critérios severos de qualidade do produto na instalação, nas manutenções dos retornos clínicos e índices de satisfação dos pacientes por ele atendidos.

Pesquisas conduzidas na última década apresentam resultados que apontam para esta mudança de comportamento na confecção de infraestruturas metálicas para prótese sobre implante. Al-Fadda (2007), Welander *et al.* (2009), Drago *et al.* (2010) e Almasry (2011) encontraram em pesquisas laboratoriais e de revisão literária diferenças estatísticas significantes na adaptação marginal de componentes protéticos fresados e fundidos. Mesmo com a disponibilidade de dados na literatura, é importante pesquisar essas técnicas e compará-las na busca da excelência clínica nos trabalhos protéticos realizados. Porém, talvez o principal determinante seja a mudança no ponto de vista inicial da reabilitação protética para elementos dentais e para implantes osseointegráveis. Diferenciar que as estruturas circundantes destes dois elementos possuem comportamento e resposta diferente, criaram uma lacuna e um distanciamento na produção capaz de tratamento diferenciado a ambos. Periodonto saudável é composto por ligamento periodontal, remodelável, elástico e capaz de absorver cargas funcionais mastigatórias com eficiência e equilíbrio, enquanto a osseointegração comporta-se como uma anquilose, onde a dissipação das cargas acontece no tecido ósseo, muito menos qualificado para isso.

Baseado no desejo de construção de uma prótese sobre implante mais rápida, eficaz e com embasamento na qualidade técnica laboratorial, e ainda buscando acompanhar a necessidade de obter melhores respostas biológicas e biomecânicas dos tecidos peri-implantares, esta pesquisa se propõe a formular e comparar uma nova modalidade de construção de infraestruturas metálicas para prótese sobre implante. E feita a proposta do emprego da tecnologia CAD/CAM e comparação dos resultados com o método tradicional da fundição de infraestruturas por cera perdida e injeção de metal liquefeito em matriz refratária.

Para isso, a execução da proposta e avaliação do desempenho das próteses produzidas pela metodologia proposta será utilizada a microscopia eletrônica de varredura, com leituras das adaptações em quatro tempos distintos. Foram comparadas as adaptações de próteses fabricadas pelo método da fundição com as produzidas por usinagem usando sistema CAD-CAM. As infraestruturas fundidas serão o grupo controle e terão mensuração inicial dos cilindros plásticos, após enceramento dos cilindros para inclusão, após fundição de titânio e após ciclagem de aplicação de cerâmica. Já as peças fresadas serão o grupo teste e terão avaliação inicial dos cilindros de titânio, após fresagem para infraestruturas, após soldagem a laser e após ciclagem de aplicação de cerâmica. Tal pesquisa justifica-se pela necessidade de melhoria na adaptação de infraestruturas protéticas sobre implantes osseointegráveis, visando redução dos espaços entre os componentes, com consequente redução do biofilme dental e melhoria no tempo de elaboração destas próteses.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Strub *et al.* (1997) descreveram formas e possibilidades de construção de infraestruturas metálicas para próteses sobre implante. Colocaram as possibilidades de trabalho com o titânio como metal base, expondo as dificuldades de manuseio e apresentam as técnicas para tal utilização. A fundição do titânio, soldagem a laser, colagem de cilindro pré-fabricado e fresagem das partes constituintes estão entre as metodologias citadas. O sistema Procera™ (Nobelpharma, Gotheborg, Suécia) estabeleceu novos padrões quanto ao ajuste passivo das restaurações, em virtude da união entre componentes pré-fabricados para pilares padronizados Bränemark® (Nobelpharma, Gotheborg, Suécia) produzidos em torno CNC e pela personalização de infraestruturas fresadas por um sistema de CAD/CAM. No Procera™, as duas partes são unidas por meio de solda a laser e posteriormente recobertas por revestimento estético adequado. Citaram ainda uma necessária mudança na produção de próteses sobre dentes e sobre implantes, visto que “o procedimento para a construção de próteses parciais fixas implantossuportadas não pode seguir o mesmo protocolo das confecções convencionais de coroa e ponte, devido às imprecisões resultantes da produção de um modelo cortado com serra e uma possível distorção do enceramento quando ele é dissipado antes de ser feito o revestimento, resultando em um ajuste intra-oral insatisfatório”. Descreveram ainda que por razões relativas ao processo de fundição, os cilindros plásticos calcináveis quando fundidos individualmente não mostram a mesma precisão de ajuste marginal, como ocorrem com os cilindros metálicos pré-fabricados. Os cilindros fundidos tem a desvantagem de terem sido pré-contornados nas regiões marginais, necessitando assim de processamento mecânico adicional do mesmo com provável subcontorno como resultado deste ajuste.

Sadowsky (1997) apresentou as considerações sobre o desenho de prótese sobre implante para trabalhos de arcada total. Passa por todas as

possibilidades reabilitadoras de maxila e mandíbula, tanto para trabalhos fixos como para removíveis. Separa as reabilitações em indivíduos com pouca ou nenhuma reabsorção e indivíduos com grande reabsorção e sugere a partir de aspectos técnicos, de suporte labial, fonéticos e de higiene a reabilitação mais indicada para cada caso. As reabilitações planejadas com implantes inicialmente com objetivos funcionais ganham nova dimensão quando indivíduos com outro perfil físico e facial passam a ser beneficiados por este tipo de reabilitação. Sadowsky citou a possibilidade do emprego de desenhos alternativos de supraestrutura metálica. Conclui que tanto para mandíbula, quanto para maxila os trabalhos do tipo sobredentadura apresentam mais complicações e manutenções que as próteses fixas.

Abrahamsson *et al.* (1998), em um estudo com cães, propuseram avaliar o comportamento da mucosa periimplantar ao redor de implantes osseointegrados. Para isso elaborou pilares intermediários em titânio, alumina sinterizada, ouro e por último em titânio revestido por cerâmica para ouro, ou seja, porcelana feldspática. Após o sacrifício dos animais, foram feitas lâminas a partir de cortes histológicos dos tecidos adjacentes e implantes. Os resultados mostraram recessão dos tecidos moles e reabsorção óssea para os pilares elaborados em ouro e porcelana feldspática e manutenção do volume tecidual periimplantar para os pilares de titânio e alumina (Al_2SO_3). Concluíram que não houve selamento tecidual ao redor dos pilares fabricados com ouro e porcelana feldspática e que o material utilizado nesta confecção pode interferir na estabilidade dos tecidos ao redor de implantes osseointegráveis e osseointegrados.

Sahin & Çehreli (2001), em uma revisão da literatura, observaram alguns fatores que regem e conservam a osseointegração e, portanto o sucesso das reabilitações protéticas sobre implantes, relacionando o nível de desadaptação marginal com o assentamento passivo das infraestruturas. Uma adaptação marginal precisa entre a estrutura protética e os implantes foi

considerada um dos pré-requisitos mais significativos para a manutenção da união osso-implante, sem que fossem gerados carregamentos indesejados ao tecido ósseo circundante. Em situações de união rígida entre implantes decorrentes das restaurações protéticas foram observadas forças que promovem complicações relacionadas à perda ou fratura do parafuso do pilar protético, fratura da estrutura metálica e até a perda óssea peri-implantar. O estabelecimento do nível de desajuste tolerável foi considerado bastante complexo e de definição imprecisa, uma vez que foi influenciado por diversos fatores. Mesmo em circunstâncias extremas de desajuste marginal entre os componentes protéticos, frequentemente, não foram registrados comprometimentos da osseointegração. Portanto, foi relevante a avaliação da qualidade óssea, número, localização, comprimento e diâmetro dos implantes. Os métodos clínicos para o julgamento da adaptação passiva eram empíricos, visto que se basearam em visualização direta e sensibilidade tátil, proporcionando diferentes resultados entre examinadores. As estruturas metálicas longas geraram uma soma de desajustes na união com os pilares protéticos e espaços marginais superiores a 150 μm , tendo sido considerado inaceitável, requerendo o emprego de técnicas que promovessem passividade. Dentre as quais foi priorizado o seccionamento da peça e união por soldagem tipo brasagem ou laser. Concluíram que os materiais e técnicas usados para a fabricação de estruturas fundidas foram dimensionalmente imprecisos e que a obtenção da adaptação passiva podia não ser alcançada.

Naconecy *et al.* (2004), em uma pesquisa laboratorial, avaliaram a influência da precisão, com o auxílio de *strain gauges* posicionados diretamente sobre infraestruturas fundidas. Foram usadas três técnicas de moldagem na confecção de próteses implanto-suportadas. Inicialmente, foi produzido um modelo de resina epóxica onde foram introduzidos cinco análogos de pilares intermediários do modelo mini pilar cônico tipo micro-unit, estes dispostos de maneira a simular um protocolo mandibular de Bränemark. Moldeiras individuais foram elaboradas, reservando espaço interno uniforme de 3 mm para o material de impressão. Destas, duas possuíam furos para a passagem dos parafusos de

fixação dos transferentes dos pilares intermediários, sendo utilizadas, respectivamente, nas técnicas de moldagem direta, referenciada como de moldeira aberta, com os transferentes ferulizados e sem ferulização dos transferentes. Uma outra moldeira foi finalizada sem furos para a técnica de moldagem indireta, chamada de moldeira fechada. As impressões foram realizadas com poliéter de consistência regular, seguido da fixação de réplicas dos pilares protéticos e preenchimento do molde com gesso especial tipo IV. Fundiram quinze infraestruturas sendo cinco para cada técnica e um total de oito pares de strain gauges foram colados sobre a superfície de cada, de modo a formar uma disposição de quatro pontes completas de Wheatstone. Sobre o modelo mestre, as estruturas metálicas tiveram seus parafusos protéticos apertados com 10 N.cm e as tensões induzidas foram calculadas por meio de um programa computacional para a unidade de microstrain (μ Strain). Os resultados apresentaram que a deformação foi significativamente menor nas peças metálicas provenientes do processo de moldagem direta com transferentes ferulizados, quando comparado com as demais técnicas. Concluiu-se que o procedimento mais preciso e confiável de moldagem foi representado pela técnica direta empregando a união rígida dos transferentes.

Kano *et al.* (2004), em um trabalho laboratorial, pesquisou a adaptação marginal de infraestruturas metálicas feitas com ligas básicas. O objetivo foi analisar o desajuste marginal em quinze estruturas elaboradas pelo método de fundição convencional, ou seja, por cera perdida de cinco amostras de cada uma das seguintes ligas básicas e materiais: (1) cilindros plásticos fundidos em liga cobalto cromo; (2) cilindros plásticos fundidos em liga de níquel cromo; (3) cilindros pré-fabricados com cinta metálica em paládio. A análise do desajuste foi na junção pilar intermediário/cilindro protético. Foram determinados o desajuste (A) vertical, (B) horizontal e (C) profundidade de fenda. As amostras foram analisadas no microscópio ótico Mitutoyo TM505 (Mitutoyo Corporation, Tokyo, Japan) com 150X de aumento. Os resultados encontrados foram sempre melhores para o grupo que utilizou cilindros pré-fabricados produzidos em CNC. Após

análise estatística concluiu que não foram encontradas diferenças estatísticas entre os grupos fundidos (grupo 1 e 2), porém, observaram uma adaptação marginal significativamente superior com os cilindros pré-fabricados quando comparado aos cilindros plásticos fundidos com níquel-cromo e cobalto-cromo para todas as análises.

Fragoso (2005) descreveu uma nova técnica de preparação de infraestruturas metálicas implanto-retidas, e a comparou com peças metálicas fundidas em monobloco e com outras obtidas pela incorporação de cilindros cimentados. A partir de uma matriz metálica mandibular contendo cinco análogos de pilares intermediários tipo mini pilar cônico, modelo micro-unit da empresa Conexão® Sistemas de Prótese, 10 estruturas foram confeccionadas de modelos elaborados em revestimento pela fundição sobre análogos. Estruturas com cilindros incorporados mediante cimentação por agente resinoso e pela técnica convencional em monobloco foram manufaturadas a partir de 20 modelos elaborados em gesso tipo IV. As leituras de desajuste foram realizadas no microscópio óptico com aumento de 120X. Os componentes foram apertados com 10 N.cm em um único parafuso distalmente posicionado. Pela Análise de Variância e teste de Tukey foram constatadas diferenças estatísticas significativas ($P \leq 0,01$) entre os valores médios de desajustes do grupo cilindro cimentado ($27,90 \pm 6,61 \mu\text{m}$), monobloco ($332,87 \pm 63,91 \mu\text{m}$) e fundição sobre análogos ($97,70 \pm 40,53 \mu\text{m}$). Concluiu que as estruturas metálicas implanto-retidas obtidas pela técnica de fundição sobre análogos apresentaram menor desajuste marginal que as fundidas em monobloco, mas com maior desajuste que as estruturas com cilindros cimentados.

Mishin & Wiens (2005) realizaram uma revisão da literatura entre 1980 e 2004 para saber qual proposta que induzia melhor comportamento do tecido mole ao redor dos implantes. A maior parte da literatura que tratava de tecido mole referia-se à trabalhos fixos parciais principalmente em região de maxila anterior. Poucos eram os estudos sobre desdentados totais. Foram analisados trabalhos

em modelo animal e estudos em humanos. Constataram uma preocupação em relação à liga usada na fabricação dos pilares protéticos intermediários, se em titânio ou outras ligas. Analisaram inter-relação com o tecido mole ao redor dos implantes, e a formação ou não de tecido com função de barreira e selamento bacteriano preventivo da peri-implantite, para evitar a recessão tecidual ao redor dos implantes. Concluíram que a cicatrização dos tecidos duro e mole ao redor dos implantes dentários é afetada pela saúde do indivíduo, cuidados, higiene e utilização da prótese, bem como da forma e fabricação do conjunto implante-pilar protético, posicionamento e aumento cirúrgico, e por fim a concepção da prótese definitiva.

Daroz (2006), em uma pesquisa laboratorial determinou o desajuste marginal de infraestruturas metálicas implanto-retidas tipo monobloco antes e após o fresamento corretivo com retificador manual. Avaliou a hipótese e que os procedimentos de fresamento corretivo poderiam ter influência sobre a confiabilidade do teste do parafuso único utilizado para averiguação de adaptação marginal de peças múltiplas sobre implantes. Foram confeccionadas 40 infraestruturas metálicas pela técnica do monobloco, sendo 20 fundidas em titânio comercialmente puro (Ti c.p.) e outras 20 fundidas em liga de cobalto-cromo (Co-Cr). Utilizou uma matriz metálica para simular a disposição clínica de implantes osseointegrados na região interforames mentonianos contendo cinco análogos de mini pilares cônicos para peças múltiplas padrão Branemark e cilindros protéticos calcináveis correspondentes. As peças confeccionadas em Ti c.p. e em Co-Cr foram subdivididas em dois subgrupos (n=10) de acordo com a sequência de retificação a que foram impostas. Na sequência A, ocorreu o fresamento corretivo das bordas de adaptação dos cilindros protéticos seguido do fresamento corretivo da base de assentamento da cabeça do parafuso protético ao pilar. Na sequência B, foi procedido o fresamento corretivo da base de assentamento da cabeça do parafuso protético ao pilar seguido do fresamento corretivo das bordas de adaptação dos cilindros protéticos. Foram analisados quatro grupos experimentais (Ti c.p. A e B; Co-Cr A e B). Leituras de desajuste marginal foram realizadas sobre

a matriz metálica e com auxílio de um microscópio óptico. Para aperto foi usada a técnica do parafuso único e realizadas em cada estrutura antes e após cada etapa de retificação corretiva. Os resultados demonstraram que nos grupos Ti c.p. A e B, assim como no grupo Co-Cr A, não foi observada diferença significativa entre as condições experimentais. Porém, diferenças estatisticamente significativa foram observadas no Grupo Co-Cr B após a retificação corretiva das bordas dos cilindros fundidos. Foi concluído que os procedimentos de fresamento corretivo não mostraram efeito significativo sobre a adaptação marginal das peças de titânio. Entretanto, em um grupo de peças fundidas em Co-Cr, a retificação das bordas dos cilindros mostrou efeito adverso sobre a passividade. Os procedimentos de fresamento corretivo adotados não apresentaram influência significativa sobre a confiabilidade do teste do parafuso único.

Al-Fadda *et al.* (2007), em um estudo *in vitro*, compararam tridimensionalmente a precisão do ajuste de infraestruturas metálicas para prótese sobre implante em titânio. Analisaram a preparação pela metodologia convencional da fundição e por escaneamento a laser e usinagem da estrutura em torno CNC. Após a seleção de nove modelos de indivíduos, fundiu as estruturas metálicas e depois sobre os mesmos modelos duplicou estas estruturas por meio de escaneamento a laser e usinagem em torno CNC. A precisão do ajuste marginal foi mensurada por uma máquina para medição de contato por coordenadas e um programa computacional desenvolvido especificamente para esta proposta. Os dados foram submetidos a análise estatística por testes pareados. Os resultados foram melhores para as peças fresadas em CNC, porém os resultados significativos foram para as distorções nos planos transversal e horizontal (CNC 33,7 μm e 56 μm contra fundição com 49,2 μm e 85 μm respectivamente), já que no plano vertical e sagital, estas diferenças não foram estatisticamente significantes. Concluíram que dentro das limitações do estudo, a produção de supraestrutura metálica para prótese sobre implante utilizando a técnica de fresagem CNC resulta em um ajuste marginal mais preciso do que a

técnica de fundição. Estudos *in vivo* são necessários para investigar o significado clínico da diferença registrada.

Welander *et al.* (2008), em uma pesquisa laboratorial com seis cães da raça labrador com um ano de idade, estudaram a formação de uma barreira de tecido conectivo ao redor de componentes protéticos sobre implante elaborados com várias ligas diferentes. Como metodologia, instalaram quatro implantes OsseoSpeed™, 4.5 X 9 mm (Astra Tech Dental, Mölndal, Sweden) nos animais após três meses da extração dos dentes. Um mês depois os componentes protéticos foram trocados por outros quatro diferentes instalados de maneira randomizada, dois de titânio, um de ZrO₂ e outro de liga Au-Pt. Realizaram cinco meses de controle de placa e começaram as avaliações histológicas a partir do terceiro mês. Os resultados mostraram que o volume de tecido ao redor dos componentes protéticos pode em alguns momentos do trabalho até ser igual, porém uma diferença significativa na qualidade foi observada nas lâminas. Nos componentes protéticos elaborados com liga de Au-Pt houve retração de tecidos tanto ósseo quanto mole. Quanto à qualidade, enquanto os componentes protéticos de titânio e de zircônia apresentaram grande volume de fibras colágenas e fibroblastos, os de Au-Pt apresentaram grande volume de leucócitos e tecido celular inflamatório. Concluíram que os componentes protéticos devem do ponto de vista biológico ser confeccionados com titânio ou zircônia.

Tan *et al.* (2008) estudaram a desadaptação marginal de coroas fabricadas por três técnicas diferentes. Relataram a importância da adaptação marginal, pois a mesma pode levar a irritação gengival e solubilização do cimento, fatores clínicos que interferem na longevidade das próteses. Compararam a desadaptação de próteses confeccionadas pelas metodologias de CAD/CAM, CERA/CAM e CERA/FUNDIÇÃO de liga nobre. O sistema de CAD/CAM utilizado foi o Everest™ Kavo USA (Lake Zurich, IL) e o escaneamento e enceramento foram realizados sobre modelo laboratorial com preparo do primeiro molar superior direito, com os devidos requisitos de preparo dental observados. Elaboraram 30

coroas, sendo 20 em titânio e 10 em liga nobre. Os resultados encontrados foram: CAD/CAM $79,43 \pm 25,46 \mu\text{m}$, CERA/CAM $73,12 \pm 24,15 \mu\text{m}$, CERA/FUNDIÇÃO $23,91 \pm 9,80 \mu\text{m}$. Citaram que a limitação do estudo foi a avaliação apenas da desadaptação vertical e não da horizontal, visto que sobre ou sub contorno podem ter significância no acúmulo de biofilme e irritação gengival. Explanaram também que revisões e evoluções no sistema poderão levar a resultados melhores em futuros trabalhos. Concluíram que não há diferença estatisticamente significativa entre os grupos CAD/CAM e CERA/CAM e que os melhores resultados encontrados foram para a técnica CERA/FUNDIÇÃO.

Oyagüe *et al.* (2009) pesquisaram *in vitro* a desadaptação de próteses fixas de três elementos posteriores inferiores feitos pelo método da fundição por cera perdida. Elaboraram com ligas metálicas trinta estruturas, sendo dez em cobalto-cromo (C) marca IPS d.SIGN30™ (Ivoclar Vivadent, Madrid, Spain), dez em titânio (T) marca Titan 15™ (J. Morita, Kyoto, Japan) e dez em paládio-ouro (P) marca IPS d.SIGN84™ (Ivoclar Vivadent, Madrid, Spain). Cimentaram as estruturas metálicas sobre uma base com dois pilares intermediários para prótese cimentadas em titânio com 6 mm de altura (ref. PCM7013, Implant Microdent System, Barcelona, Spain), que simulavam o primeiro molar e o primeiro pré-molar com Temp Bond™ (Kerr, OK, USA). O tempo e a pressão de cimentação foram controlados de maneira uniforme para todos os experimentos. As avaliações foram no microscópio eletrônico de varredura (SEM, JSM-5600LV, Jeol, Tokyo, Japan). Após testes estatísticos, encontraram os seguintes resultados para desadaptação: C = 79,65 (17,07), T = 31,88 (7,63) e P = 23,91 (4,48). Os resultados para desadaptação com estruturas parciais cimentadas foram controversos, pois essa modalidade de avaliação quase sempre é aplicada a estruturas para próteses parafusadas, próteses estas com princípios de construção e comportamento biomecânicos diferentes. Concluíram que dentro das limitações do estudo, todas as discrepâncias marginais encontradas independentes da liga utilizada são clinicamente aceitáveis. A liga de titânio e paládio-ouro tiveram resultados próximos e desajuste marginal significativamente menor que as estruturas

confeccionadas com liga de cobalto-cromo. A escolha da técnica de polimento das estruturas feitas em titânio poderia melhorar a precisão destas estruturas.

Harder & Kern (2009), em uma revisão sistemática da literatura eletrônica MEDLINE, buscaram estudos coorte prospectivos e retrospectivos sobre as taxas de sobrevivência e fracasso de próteses sobre implantes construídas por meio de CAD/CAM comparada às feitas pela técnica convencional. O critério de seleção foi baseado que deveriam ter acompanhamento clínico mínimo de um ano. Após aplicação na busca pelas palavras-chave, foram encontrados 617 artigos. Após seleção crítica dos artigos, com os critérios de inclusão e exclusão definidos, restaram somente quatro artigos para discussão. Dentre os critérios de exclusão, estavam estatísticas errôneas, não uso de sistemas CAD/CAM para a construção das restaurações, casos clínicos ou variadas publicações utilizando mesmo grupo de indivíduos e também estudos clínicos com número de indivíduos menor que 15. Com base na análise estatística, concluíram que existem poucos estudos clínicos sobre a confecção de restaurações implanto-suportadas por CAD/CAM e que apenas um estudo foi planejado para analisar as diferenças no resultado de trabalhos com CAD-CAM comparados à técnica de fabricação convencional. Em virtude da falta de suporte científico nas comparações entre as técnicas, é impossível ampliar o espectro de aplicação.

Welander *et al.* (2009) realizaram uma pesquisa para avaliar a cicatrização óssea ao redor de implantes de duas partes instalados em posição infra-óssea. Para isso, instalaram quatro implantes OsseoSpeed™ (OsseoSpeed™ 3,5 mm X 8 mm, Astra Tech Dental, Mölndal, Sweden) na mandíbula de cães mestiços com dois anos de idade, 2 mm abaixo do nível da crista óssea. Foram analisados dois implantes no grupo controle e dois do grupo teste. Pilares intermediários foram imediatamente instalados: um regular com superfície usinada - controle (Zebra™ 4,5 mm, Astra Tech Dental) e outro experimental com superfície modificada para teste (TiOblast™ 4,5 mm, AstraTech

Dental). Após sacrifício dos animais, prepararam lâminas para avaliação histológica e produção de dados estatísticos. Encontraram formação óssea cicatricial sobre os pilares intermediários modificados, levando assim à uma formação óssea mais coronal para estes implantes. Quanto à composição do tecido conectivo periimplantar o grupo teste apresentou maior volume de colágeno enquanto o grupo controle mais fibroblastos. Concluíram, portanto, que pode ocorrer osseointegração em pilares intermediários instalados em posição infra-óssea de sistemas de implantes de duas partes, ou seja, mais coronal em relação à junção implante-pilar intermediário. Entretanto isto parece depender de características superficiais dos componentes do sistema de implante.

Fuster-Torres *et al.* (2009), em um estudo de revisão da literatura nas bases de dados Medline e Scopus sobre os assuntos CAD/CAM dental, pilares intermediários para implantes e guias cirúrgicos com CAD/CAM, encontraram 59 artigos, entre os quais selecionaram 29 para análise dos dados. Após discorrerem sobre sistemas, marcas comerciais e seus resultados para cada tipo de indicação e trabalhos que podem executar, concluíram que: a tecnologia CAD/CAM aplicada à cirurgia de implantes permite a produção de restaurações com resistência mecânica, e a fabricação de pilares intermediários para implantes e guias cirúrgicos; existe perfeita adaptação e personalização dos pilares intermediários para implantes; é possível a construção de guias cirúrgicos capazes de transferir um planejamento computacional para o campo cirúrgico.

Hjalmarsson (2009), num estudo *in vitro* descreveu que as ligas de cobalto-cromo (CoCr) têm sido utilizados na Odontologia há décadas, mas muito pouco se sabe sobre seu comportamento e impacto biológico como materiais para infraestruturas em implantodontia, visto que poucos estudos avaliaram e compararam os resultados clínicos e radiográficos. Sendo assim, investigou as infraestruturas de CoCr e de titânio comercialmente puro (CP) quanto à precisão de ajuste marginal, degradação dos materiais e possíveis respostas celulares adversas. Conjuntamente, avaliou retrospectivamente a evolução clínica e

radiográfica de cinco anos de pilares de próteses confeccionadas em CoCr revestidas em porcelana, comparados próteses em titânio CP revestidas por acrílico, com ou sem pilares intermediários. Elaborou próteses fresadas e fundidas e dividiu o trabalho em três partes: I Mensurar adaptação das infraestruturas, II Mergulhar as peças em saliva artificial para observar liberação de íons metálicos, III Viabilidade das células epiteliais e cultura de fibroblastos sobre as estruturas metálicas e IV um grupo teste (n = 40) composto de indivíduos tratados com as próteses realizadas ao nível do implante em liga de CoCr revestida por porcelana dental (n = 15) ou em titânio CP revestido por acrílico (n = 25). Um grupo controle (n = 40) foi construído com próteses feitas por meio de fresagem em CNC ao nível do pilar protético, elaboradas em titânio CP revestida com acrílico. Os dados clínicos e radiográficos foram avaliados após cinco anos. Como resultado para cada grupo encontrou: menor desajuste marginal vertical para as infraestruturas fresadas; maior liberação de íons cobalto do que de titânio ou cromo e todas as estruturas apresentaram rugosidade ao final; ambos os grupos celulares foram mais viáveis na superfície do titânio do que na de Co-Cr; não encontrou diferenças significativas entre sobrevivência e nível ósseo ao redor dos implantes tanto para o grupo teste quanto para o controle. Concluiu que nenhuma das infraestruturas apresentou um "ajuste passivo" perfeito. Houve indicações de ativos processos corrosivos para ambos os implantes e materiais de confecção de infraestruturas. Células epiteliais e fibroblastos tiveram maior adesão ao titânio do que nas superfícies de Co-Cr. Os comportamentos clínicos das próteses feitas no nível da plataforma do implante em Co-Cr revestidos de porcelana ou de titânio revestidas em acrílico parece comparável a prótese de titânio revestidas em acrílico feitas ao nível do pilar protético.

Abduo *et al.* (2010), em um trabalho de revisão da literatura, compararam as metodologias clínicas e laboratoriais disponíveis para avaliação do desajuste das próteses sobre implante. Para isso fizeram uma busca às bases de dados MEDLINE utilizando palavras-chave relativas ao assunto, com data final em 28 de setembro de 2008. Foram selecionados 1.053 artigos. Destes, alguns foram

considerados irrelevantes e removidos da amostra, sobrando 505. Após definidos os critérios de inclusão e exclusão, restaram 54 ao final. Estes foram categorizados em dois grupos: estudos *in vivo* (22) e *in vitro* (32). Dentre as metodologias clínicas, pode avaliar os seguintes aspectos: pressão manual, inspeção visual, sensação tátil, radiografias, *Sheffield test* ou teste do parafuso único, materiais divulgadores, teste de resistência de parafusos e outras técnicas. Já para os estudos *in vitro* separou em dois grupos: um para técnicas de modelagem onde pode estudar análise fotoelástica de tensão, análise com *strain gauge*, análise de elementos finitos e outro para técnicas dimensionais para analisar as mensurações microscópicas, técnica fotogramétrica, máquinas de medição de coordenadas. Concluíram que as técnicas clínicas são subjetivas, com muitas variáveis, dependentes da habilidade do operador e, portanto devem ser utilizadas de forma combinada. Já para os estudos *in vitro* deve-se utilizar uma combinação de técnicas de modelagem e dimensionais, pois proporciona informação útil tanto para o clínico quanto para o técnico de prótese dentária dando bases para aceitar ou rejeitar uma supraestrutura para implantodontia.

Byrne (2011) realizou pesquisa de revisão literária, onde destaca introdutoriamente que a solda usada na odontologia foi desenvolvida de uma forma bastante empírica para a produção comercial de joias. A união por soldagem continua sendo uma ferramenta importante para, superar as deficiências de adaptação e passividade de próteses fixas extensas, principalmente em implantodontia. Existem duas maneiras de se trabalhar na Odontologia: solda/brasagem e soldagem de ligas, conceitos que na Odontologia se misturam, pois o que comumente é chamado de soldagem, na verdade sob a forma conceitual é brasagem. A união por brasagem é feita abaixo de 450°C e uso de uma liga com temperatura de fusão baixa. Já para a soldagem de ligas por métodos como laser e/ou TIG (corrente elétrica) a soldagem se dá pela fusão dos metais a serem unidos sem interposição de uma liga diferente. A solda é um procedimento útil e técnico sensível. Ela pode melhorar os resultados em próteses fixas múltiplas, porém muitas variáveis afetam o resultado. CAD/CAM e soldagem

a laser serão os prováveis substitutos desta técnica, que apesar das limitações ainda deve perdurar por longo tempo.

Miyazaki & Hotta (2011), em uma pesquisa bibliográfica revisaram o estado da produção por meio de CAD/CAM na Odontologia. Mostraram a metodologia de produção das próteses dentais convencionais e sobre implante, ou seja, com fundição por cera perdida e aplicação personalizada de revestimentos estéticos e o início dos sistemas de CAD/CAM na década de 80. Citaram que em virtude da dificuldade do controle da fundição de titânio, pesquisadores introduziram o processamento de estruturas metálicas por meio de CAD/CAM. Discutiram sobre os materiais, técnicas e marcas comerciais, incluindo trabalhos com zircônia e porcelana na qual analisaram técnicas como às que se utiliza porcelana fresada e colada sobre supraestrutura metálica ou de zircônia. Concluíram que a tecnologia CAD/CAM na Odontologia oferecia uma inovação ao estado da arte odontológica a serviço dos indivíduos. A tecnologia laboratorial convencional e as habilidades dos técnicos em prótese dentária são importantes uma vez que a restauração sobre dentes e implantes não é somente um produto industrial, mas dispositivos funcionais agregados ao corpo humano. Portanto, é preciso combinar as novas tecnologias com a tecnologia convencional para atender às demandas e necessidades dos indivíduos.

Almasry *et al.* (2011), em um estudo laboratorial, compararam o desajuste entre a plataforma dos implantes e as infraestruturas confeccionadas por duas tecnologias: CAD/CAM e cera perdida com fundição convencional. Fundiu cinco estruturas com liga nobre de paládio para prótese sobre cinco implantes em modelo que simulava implantes instalados de maneira interforaminal. Executaram as outras cinco barras da amostra com liga de TiAl6V4 elaboradas pela técnica de CAD/CAM (Biomet 3i™, Palm Beach Gardens, FL). As análises das dez barras foram realizadas em um mesmo ciclo de verificação e apresentaram resultados estatísticos com diferença de desajuste volumétrico. As barras de titânio produzidas por CAD/CAM apresentaram desajuste 1,8 mm³

menor que as barras fundidas. Concluiu que as barras fabricadas por CAD/CAM apresentaram maior precisão que as fundidas pela técnica convencional podendo ser consideradas uma alternativa viável. Porém sugere novos estudos clínicos e laboratoriais e a utilização de outros sistemas de implante.

Abduo (2011), em uma revisão da literatura investigou a precisão do ajuste marginal de infraestruturas metálicas para prótese fixa sobre implantes confeccionados por diferentes materiais e métodos. Para isso fez uma busca na base de dados MEDLINE dos artigos publicados até maio de 2010, valendo-se para isso de uma combinação de palavras-chave, mais uma busca manual por trabalhos relacionados. Entre os 248 selecionados, 29 compreenderam a amostra final baseado nos critérios de exclusão. Compilando estes, pode concluir que infraestruturas fundidas em liga nobre têm um ajuste previsível e um tratamento adicional para refinamento do ajuste não é indicado em condições bem controladas. A técnica de fundição de ligas básicas não fornece ajuste satisfatório, a menos que seja acrescida a execução de tratamento marginal de refinamento, como o corte da supraestrutura e soldagem a laser ou eletroerosão. A eletroerosão, colagem de infraestruturas sobre cilindros de pilares pré-fabricados, e CAD/CAM são metodologias viáveis para preparar as infraestruturas de prótese sobre implante com uma excelente adaptação; os sistemas CAD/CAM são consistentes e possuem menor dependência do técnico.

Karl & Taylor (2011), em um estudo *in vitro* utilizaram a técnica de *strain gauge*, compararam a tensão em três infraestruturas de próteses dentárias fixas (PDF), fabricadas por meio de tecnologia CAD/CAM. Constataram que a deformação é significativamente mais elevada para PDF parafusadas. Confeccionou-se um modelo em resina onde foram instalados dois implantes ladeados por sensores de strain gauge. Sete grupos (n = 10) de PDF cimentadas foram fabricados a partir de todos os materiais restauradores disponíveis para o sistema Etkon CAD/CAM (Straumann™ CAD/CAM). Três grupos (n = 10) de infraestruturas protéticas parafusadas e cimentadas, fundidas convencionalmente

serviram como grupo controle. A tensão durante a fixação PDF foi registrada, e o logaritmo dos valores absolutos da deformação foi utilizado para a análise estatística. O resultado foi que as restaurações cimento-retidas fundidas de maneira convencional apresentaram tensão significativamente maior em relação às elaboradas pela técnica CAD/CAM de produção de estruturas em titânio e bloco usinados de zircônia. As infraestruturas parafusadas coladas a cilindros de ouro apresentaram níveis significativamente menores de tensão que PDF feitos de titânio assim como bloco usinado de zircônia. Não houve diferenças significativas entre os grupos de restaurações feitas por CAD/CAM, exceção para as restaurações de resina-poliâmida que apresentaram níveis de tensão significativamente maiores que o das restaurações InCeram Zirconia™. Concluíram que as restaurações confeccionadas por sistemas CAD/CAM apresentaram melhor ajuste marginal das infraestruturas em relação as convencionalmente fabricadas. O material restaurador tem pouca influência na adaptação passiva.

van Noort (2012), em uma revisão da literatura das duas últimas décadas apresentou uma visão geral das mudanças ocorridas nos laboratórios de prótese como resultado das novas tecnologias digitais. Iniciou o trabalho relatando sobre a história e autores que em cada momento da produção dental laboratorial tiveram sua importância na evolução e busca pelo novo. Após uma primeira revolução digital e a chegada ao mercado odontológico de sistemas CAD/CAM, por um período de tempo agregou-se estas novas tecnologias à rotina dos laboratórios de prótese. O desenvolvimento desta tecnologia, bem como a racionalização financeira de produtos e sistemas levou ao surgimento de vários sistemas de várias marcas comerciais. Novas tecnologias surgiram e o autor citou as seguintes: CAD/CAM com as modalidades subtrativa ou aditiva, estereolitografia, modelagem por fusão e deposição, fusão seletiva por feixe de elétrons, sinterização a laser, tecnologias de impressão a jato de tinta, com suas respectivas possibilidades e aplicações. Cada uma delas apresenta melhor resultado para determinados materiais, ligas e polímeros, tanto nas reabilitações

dentais quanto nas ortopédicas e por isso, algumas se complementarão no futuro. Concluiu que as tecnologias digitais estão evoluindo rapidamente na Odontologia e que o desafio para a comunidade pesquisadora dos materiais dentários será selecionar a tecnologia adequada para os materiais usados na odontologia, levando potencialmente as pesquisas destes materiais a uma direção totalmente diferente.

Drago & Howell (2012), em uma pesquisa laboratorial relataram conceitos para desenho e fabricação de infraestruturas metálicas para próteses híbridas sobre implantes. Revisaram os dados disponíveis na literatura com o intuito de discutir benefícios, limitações e complicações. Citaram a dificuldade para se conseguir passividade em estruturas metálicas, as consequências biológicas mal compreendidas e analisaram os princípios básicos de engenharia utilizados a partir da construção de barras com perfil I e L para a obtenção de melhores resultados clínicos. Discutiram a imprecisão da adaptação de estruturas fundidas e implantes, melhor adaptação das estruturas confeccionadas pelo sistema CAD/CAM, extensão dos prolongamentos das barras quando em extremos livres (*cantilever*) e propriedades mecânicas associadas com o desenho em perfil das estruturas metálicas. Sugeriram algumas diretrizes para a confecção de estruturas metálicas de qualidade como: materiais, ligas e protocolos de trabalho laboratorial adequados para melhorar a adaptação das partes; estruturas metálicas que resistam a tensão e forças compressivas tanto na função normal mastigatória, quanto na parafunção; respeito a espaços e distâncias pertinentes aos vários materiais utilizados na confecção; dependência da extensão do cantilever das prótese quanto à liga metálica, número e posição dos implantes na arcada.

Katsoulis *et al.* (2012), em uma pesquisa laboratorial *in vitro*, analisaram a precisão de ajuste de infraestruturas de zircônia (Zr_2O_3) para prótese implantossuportada parafusada construídas por meio de sistema de CAD/CAM. A partir de um enceramento de um protocolo sobre modelo ideal, foi feita a redução da estrutura em resina e posterior inserção neste modelo de seis análogos de

implante (Replace Select™ Tapered RP; Nobel Biocare, Gothenburg Sweden), nas posições dos elementos dentais 15, 13, 11, 21, 23, e 25. A modelagem virtual foi feita por escaneamento a laser para os grupos ZrO-L e para TIT-L e com escaneamento mecânico por contato para o grupo ZrO-M. Havia ainda um grupo com peças fundidas em liga de CoCrW (60,5% Co, 28% Cr, 9% W; Remanium Star CoCrW, DENTAURUM, Ispringen, Germany). As peças foram usinadas por um sistema CAM e adaptada sobre seis implantes para as leituras de desajuste vertical. Após análise dos resultados, concluíram que o escaneamento a laser e por contato e a produção com tecnologia CAD/CAM facilitaram a fabricação de estruturas parafusadas com alta precisão para implantodontia feitas a partir de ZrO. Já o escaneamento a laser e produção sobre CAD/CAM para titânio apresentou uma precisão mais consistente, enquanto que o desajuste da estrutura de arco completo com liga fundida foi clinicamente inaceitável.

3 PROPOSIÇÃO

A presente pesquisa teve por objetivo analisar as infraestruturas para prótese sobre implante em titânio em relação aos seguintes parâmetros:

- a) Comparar as dimensões das infraestruturas dos grupos teste (fresadas) e controle (fundidas) em relação ao desajuste marginal vertical;
- b) Comparar as dimensões das infraestruturas dos grupos teste (fresadas) e controle (fundidas) em relação ao desajuste marginal horizontal;
- c) No desajuste horizontal, determinar os grupos que apresentaram desajustes médios mais positivos e negativos, em relação ao diâmetro final dos cilindros de micro-unit;
- d) Determinar a fase da preparação que exerce maior influência no desajuste;
- e) Avaliar a influência dos ciclos de cocção da cerâmica no desajuste marginal;
- f) Comparar as microestruturas dos grupos quanto à qualidade dos bordos dos cilindros de micro-unit, em observações do MEV.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Delineamento geral da pesquisa

Foi confeccionada uma base metálica retangular em aço inox com dimensões de 40 mm de comprimento 20 mm de largura e 20 mm de altura. Na base foram encaixados de forma alinhada quatro análogos de componente tipo mini pilar cônico (Micro-unit® - 147000 - Conexão Sistemas de Prótese® Arujá/SP Brasil) simulando uma prótese sobre implantes osseointegrados composta de dois pré-molares e dois molares. Mostra-se na figura 1 o dispositivo com os análogos de mini pilar fixados.

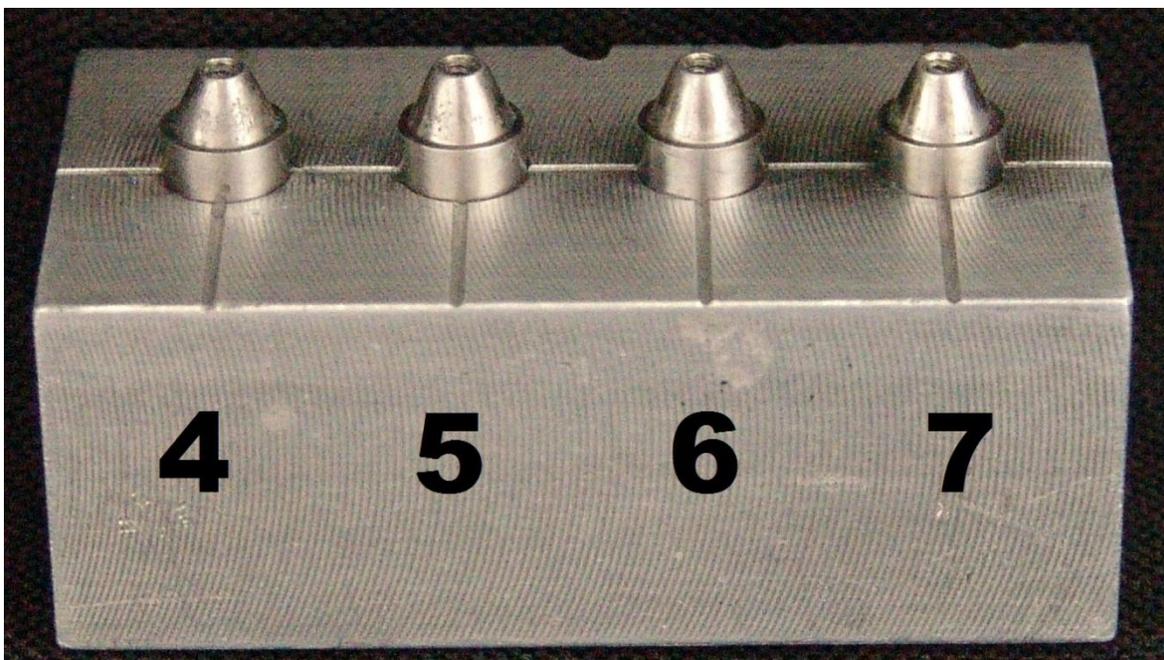


Figura 1 - Base metálica em aço inox com análogos de micro-unit (MU) posicionados.

O esquema a seguir apresenta de forma resumida como foi planejado o delineamento da pesquisa e os passos seguidos para a elaboração dos experimentos:

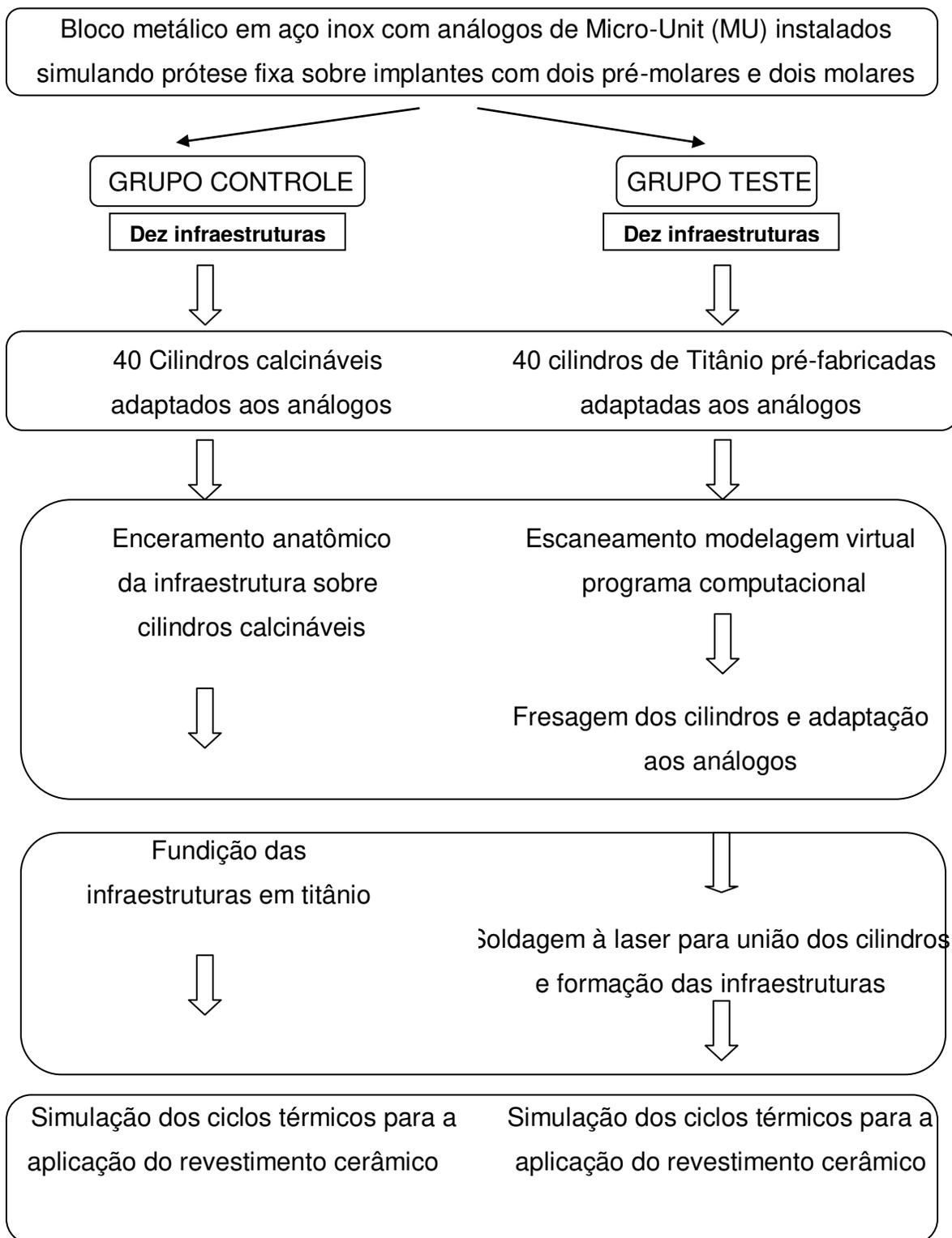


Figura 2 - Esquema do delineamento geral da pesquisa.

Os componentes foram usados face sua indicação para próteses múltiplas parafusadas. Constituíram-se dois grupos para o experimento. Um grupo controle com infraestruturas confeccionadas de forma convencional, ou seja, pelo método da fundição por cera perdida e outro grupo, este denominado teste onde a metodologia de construção foi por meio de tecnologia fresagem CAD/CAM e soldagem a laser.

4.2 Confeção das infraestruturas

4.2.1 Confeção das infraestruturas do grupo controle (Ti Fundido)

Mostra-se na figura 3 os quatro cilindros calcináveis pré-fabricados em acrílico (144001 - Conexão Sistemas de Prótese® Arujá/SP Brasil) os quais foram adaptados aos análogos dos componentes protéticos Micro-unit (MU) para cada exemplar da amostra, que foi constituída de dez exemplares (n=10).

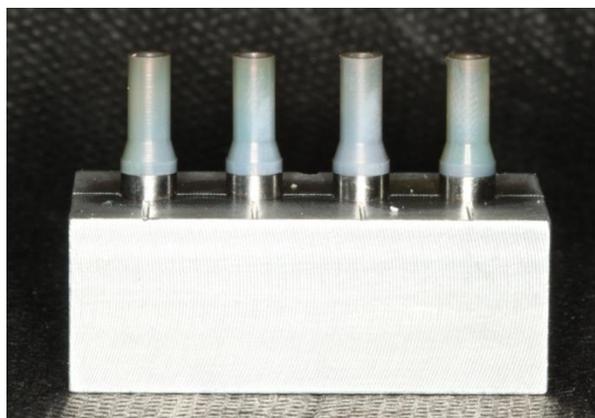


Figura 3 - Cilindros plásticos calcináveis adaptados aos análogos de UM.

Para a leitura dos desajustes marginais inicial, os cilindros plásticos foram recobertos por um filme de ouro para permitir sua leitura no MEV (microscópio eletrônico de varredura) em virtude dos mesmos serem fabricados

em acrílico o que não permite visualização neste tipo de equipamento, como é mostrado na figura 4.



Figura 4 - Cilindros calcináveis banhados com ouro para leitura em MEV, grupo controle após fase 1.

Após a fixação dos cilindros de plástico foram realizados os enceramentos das infraestruturas utilizando procedimento similar ao fresado obtido com um molde de silicone de condensação. O objetivo foi obter infraestruturas metálicas com forma mais próximo possível entre os grupos teste e controle. Para visualização no MEV, todo o dispositivo foi submetido ao recobrimento com ouro, visto que a cera também não tem propriedades que permitam sua leitura no equipamento utilizado (figura 5).



Figura 5 - Molde de silicone para cópia no enceramento. Grupo controle após fase 2.

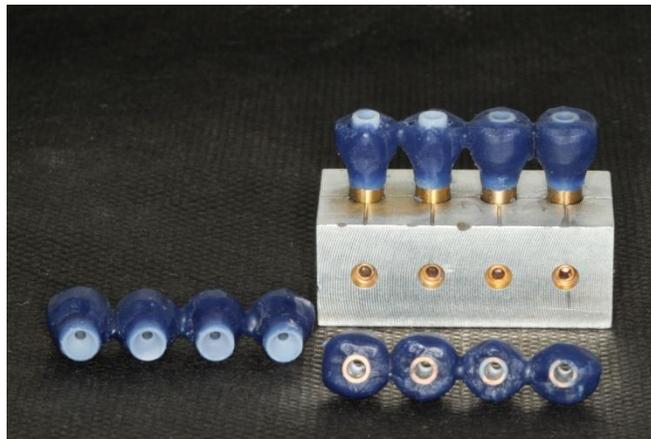


Figura 6 - Enceramento das infraestruturas, grupo controle após fase 3.

As dez infraestruturas posicionadas em anéis para fundição, foram incluídas em revestimento Rematitan Plus™ - Dentaurum (Ispringen, Germany) proporção de 250 g de pó para 40 ml de líquido e espatulado por três a quatro minutos seguindo instruções do fabricante (figura 6). Seguiu-se à eliminação da cera em forno e posterior preenchimento dos anéis de revestimento por metal liquefeito em equipamento de fundição por indução Autocast Universal® -

Dentaurum (Ispringen, Germany), utilizando-se liga de titânio Grau 1 marca comercial Tritan (99,5% de Ti c.p.) em lingotes de 22g - Dentaurum (Ispringen, Germany). Após a fundição o bloco de revestimento foi imediatamente esfriado em água, conforme a recomendação do fabricante. Após remoção do revestimento, as amostras foram jateadas com partículas de óxido de alumínio de 100 µm de granulação para limpeza das peças e os condutos de alimentação seccionados com disco de óxido de alumínio Dentaurum. Esse processamento foi realizado na sua totalidade pelo mesmo técnico de prótese dentária no laboratório DESTAK (São Paulo/SP). Nova leitura no MEV foi realizada nesta fase do procedimento. Mostra-se na figura 7 um dos modelos preparados após o jateamento com alumina.



Figura 7 - Infraestruturas fundidas em titânio, grupo controle após fase 3.

Submeteu-se as amostras a uma ciclagem de aplicação de cerâmica, respeitando a sequência, tempo e as temperaturas indicadas pelo fabricante da cerâmica Triceram[®] - Dentaurum (Ispringen, Germany) específica para a liga. Uma última leitura das amostras no MEV foi realizada, para verificar se esta fase com

temperaturas altas e vários ciclos de aplicação seria capaz de alterar o desajuste marginal das infraestruturas metálicas (figura 9).

Cerâmica Triceram Dentaurum	Temperatura inicial (°C)	Tempo de Cocção (min)	Temperatura final (°C)	Temperatura Taxa de aquecimento (°C/min)	Tempo Aguardo (min)
Adesivo	500	4	795	65	1
Opaco	500	4	795	65	1
Primeira camada dentina	500	6	755	40	1
Segunda camada dentina	500	4	755	40	1

Figura 8 - Procedimento de cocção da porcelana simulada.



Figura 9 - Infraestruturas fundidas em titânio após ciclagem para aplicação cerâmica, grupo controle após fase 4.

4.2.2 Confeção das infraestruturas do grupo teste (Ti Fresado)

Para o grupo teste, outras dez infraestruturas com mesmo desenho e extensão foram confeccionadas utilizando o sistema de fresagem. A preparação foi iniciada pelo corte de cilindros de Ti C.P. com dimensões de 9,5 mm de diâmetro por 11 mm de altura, o qual possui na parte interna o perfil interno do componente base e um furo para permitir a fixação protética e passagem do parafuso de retenção. Mostra-se nas figuras 10 e 11 o desenho e um cilindro experimental usado.

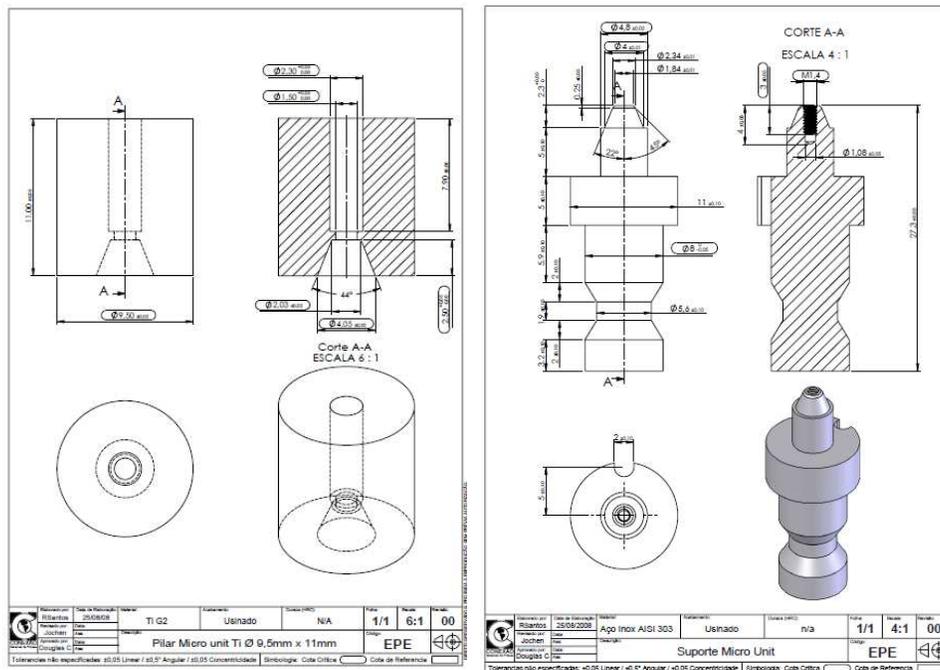


Figura 10 - Desenho do cilindro Micro-unit[®] experimental e do suporte para fresadora.

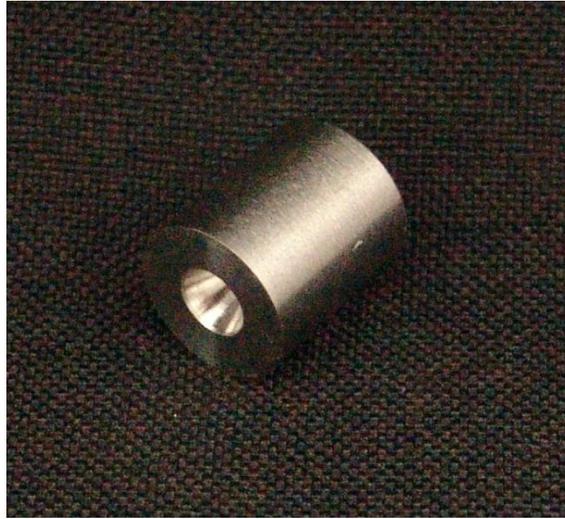


Figura 11 - Cilindro experimental em titânio para Micro-unit®.

A construção da infraestrutura foi feita de forma individual, onde cada barra constituiu um elemento da prótese fixa com forma do pré-molar ou molar, visto que o equipamento só trabalha na confecção de elementos unitários. As especificações do sistema CAD/CAM produzido pela empresa brasileira Biogènie foram:

CAD e CAM:

- a) Máquina de três eixos para usinagem de metal, sendo dois eixos lineares e um rotacional (Eugenia, Rio de Janeiro/RJ);
- b) Placa e computador Pentium III de 800 MHz com 1GB compact flash;
- c) 512 MB RAM d3 e memória;
- d) PC 104 com cartão IO digital com micro controlador 8255;
- e) PC 194 frame Graber;
- f) Interface eletrônica multifuncional.

Ferramenta de usinagem:

- a) Ferramenta com revestimento de carbide com corte de topo com 2 mm de diâmetro e 45 graus na ponta de corte;
- b) Velocidade de corte de 12.000 rpm;
- c) Velocidade de corte de 300 mm/minuto.

Dados técnicos do equipamento:

- a) Voltagem de 110 a 240 V AC;
- b) Frequência de 50 até 60 Hertz, fase simples;
- c) Corrente de 0,8 até 5 ampères;
- d) Potência máxima de 450 W;
- e) Temperatura operacional de 0 até 50 graus centígrados;
- f) Umidade relativa de 20% até 80%, não condensante.

Lubrificação:

- a) Lubrificação durante a usinagem com ar comprimido.

O desenho dos elementos dentais a serem produzidos foram elaborados em programa computacional (CAD) desenvolvido pela empresa Biogenie® (RJ) com tecnologia nacional. O programa é dedicado a comandar a fresadora do sistema de produção em estudo. Mostra-se na figura 12 a imagem virtual do elemento dental usado.

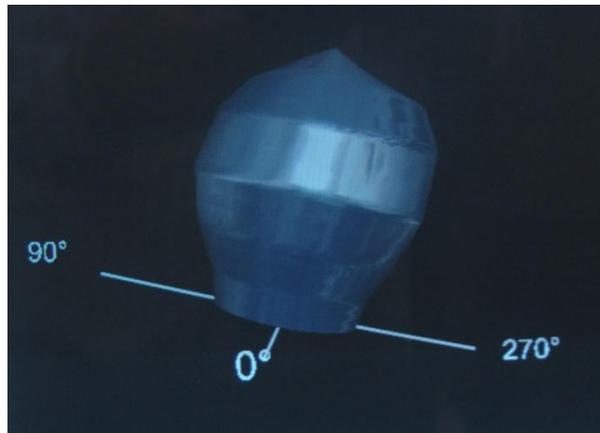


Figura 12 - Imagem de desenho virtual elaborado em CAD.

As barras pré-fabricadas foram usinadas na unidade fresadora (CAM), obedecendo a desenho, forma e perfil de emergência pretendido para a supraestrutura. Esta usinagem teve tempo médio de execução de 20 minutos para cada elemento. Mostra-se na figura 13 o sistema de usinagem preparando um dos cilindros experimentais.



Figura 13 - Unidade CAM usinando cilindro experimental. Grupo teste após fase 1.

Após usinagem, as barras foram adaptadas à base metálica e unidas com soldagem à laser para formar uma infraestrutura de prótese do tipo fixa parafusada, mantendo-se a personalização que cada elemento dental requer (figura 14).



Figura 14 - Cilindros fresados em posição para união com solda à laser. Grupo teste após fase 2.

A união para formar as infraestruturas de titânio para prótese fixa foi por meio de equipamento de solda laser (LM-D60 SISMA™. Piovene Rocchette Itália). (figura 15). Mostra-se na figura 16 uma das infraestruturas após a união por soldagem a laser.



Figura 15 - Equipamento para soldagem à laser Nd-Yag.

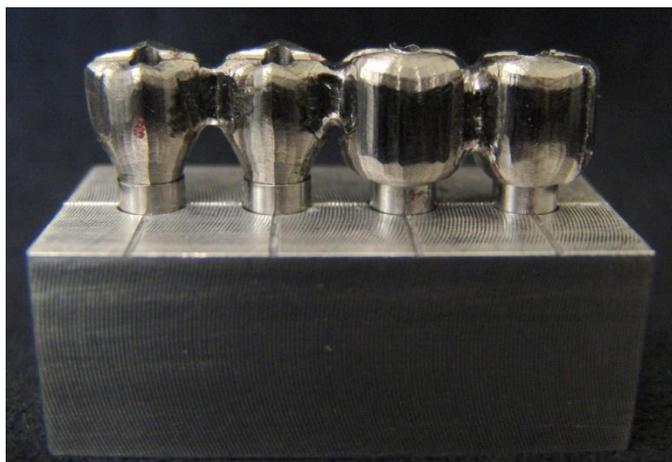


Figura 16 - Infraestrutura soldada à laser, grupo teste após fase 3.

As amostras foram submetidas a ciclagem de aplicação de cerâmica, respeitando a sequência, tempo e as temperaturas indicadas pelo fabricante da cerâmica Triceram[®] - Dentaurum (Ispringen, Germany) específica para a liga, como apresentado na figura 17. Uma última leitura das amostras no MEV foi

realizada, para verificar se a fase dos ciclos de cocção em altas temperaturas influencia no desajuste marginal das infraestruturas. Mostra-se na figura 18 uma infraestrutura após aplicação simulatória de cerâmica.

Cerâmica Triceram Dentaurum	Temperatura inicial (°C)	Tempo de Cocção (min)	Temperatura final (°C)	Temperatura Taxa de aquecimento (°C/min)	Tempo Aguardo (min)
Adesivo	500	4	795	65	1
Opaco	500	4	795	65	1
Primeira camada dentina	500	6	755	40	1
Segunda camada dentina	500	4	755	40	1

Figura 17 - Procedimento de cocção da porcelana.



Figura 18 - Infraestrutura fresada após ciclagem de aplicação de cerâmica.

4.3 Análise dos dados

Os corpos de prova do grupo controle e grupo teste foram avaliados no MEV (microscópio eletrônico de varredura) JSM 5600LV, (JEOL, Tóquio, Japão) em quatro fases de preparação das amostras de cada grupo. Os dados de desajuste foram anotados seguindo uma tabulação produzida sempre pelo mesmo observador com o programa computacional Image J, processador de imagens de base JAVA, de domínio público.

As fases das leituras foram diferentes entre os dois grupos, uma vez que foram usadas metodologias diferentes para a produção das infraestruturas. O objetivo das medidas das dimensões e desadaptações teve como objetivo determinar a melhor metodologia de produção da prótese sobre implantes.

Para o grupo controle as fases da leitura foram os seguintes:

- a) Inicial: após a fixação dos cilindros plásticos calcináveis serem adaptados aos análogos de micro-unit do modelo em aço inox;
- b) Após enceramento da supraestrutura sobre os cilindros calcináveis, momento este em que inicia a influencia do profissional no processamento, podendo ou não gerar alterações dimensionais mesmo antes da fundição. Mostra-se na figura 19 um dos modelos após o enceramento;

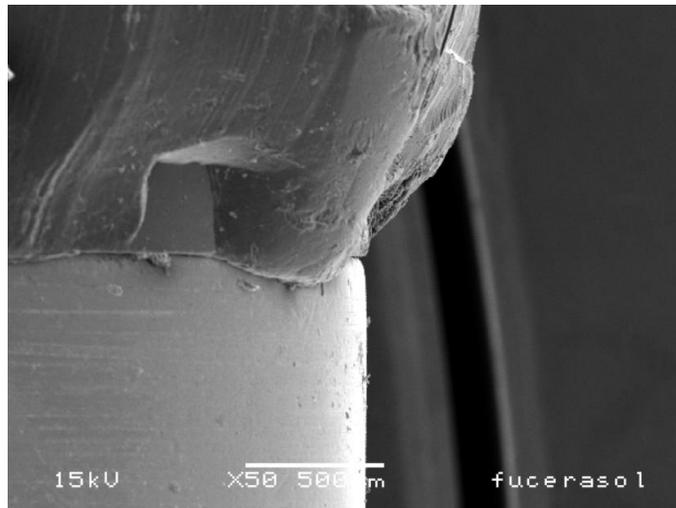


Figura 19 - Cilindro calcinável para pilar micro-unit (MU) após enceramento.

- c) Após a fundição das infraestruturas, momento em que os processos e materiais interagem, expondo as dificuldades inerentes à sensibilidade que cada um dos elementos envolvidos apresentam suas particularidades e deformações elásticas e plásticas;
- d) Após ciclagem simulatória de aplicação das várias camadas de revestimento cerâmico, e os efeitos da variação térmica no desajuste marginal de infraestruturas sobre implantes confeccionadas em titânio. Mostra-se na figura 20 um dos modelos após a aplicação de cerâmica.

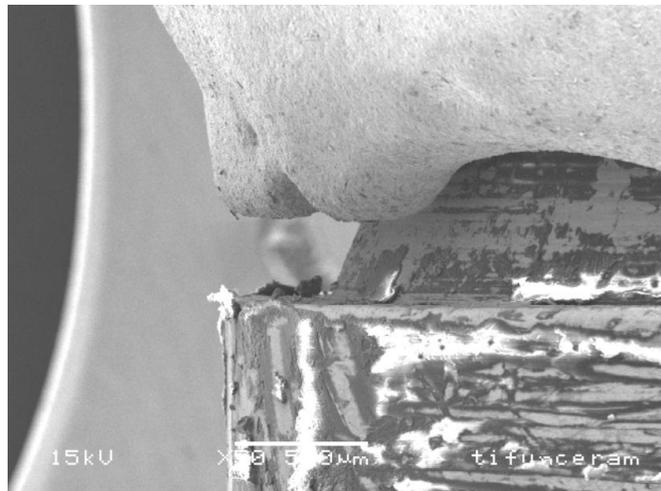


Figura 20 - Infraestrutura fundida após simulação da ciclagem de aplicação de cerâmica. Grupo controle após fase 4.

Para o grupo teste os momentos de leitura foram os seguintes:

- a) Inicial, onde os cilindros experimentais foram adaptados aos análogos de micro-unit do modelo em aço inox assim que chegaram do fabricante;
- b) Após fresagem unitarizada dos cilindros experimentais, com os contornos de pré-molar e molar já realizados e os mesmos adaptados novamente aos análogos de micro-unit do modelo em aço inox, observando o padrão de desajuste produzido pela unidade CAM do sistema em obediência ao desenho virtual produzido pela unidade CAD. Mostra-se na figura 21 um dos cilindros após a usinagem;

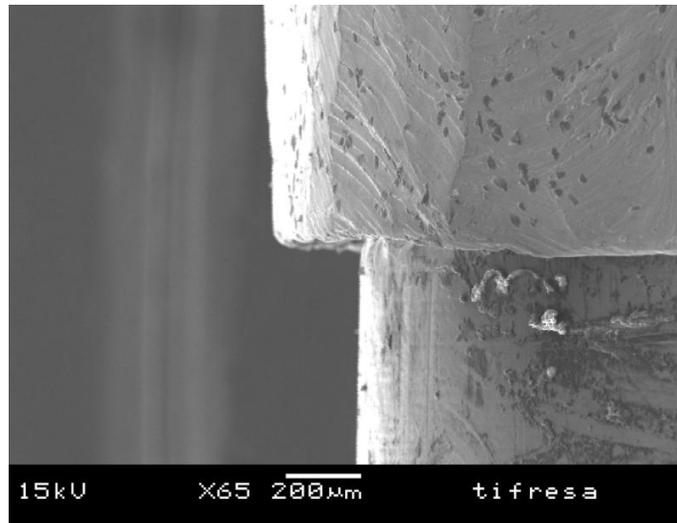


Figura 21 - Cilindro experimental (MU) após fresagem em CAM, grupo teste após fase 2.

- a) Após união das peças unitárias (dois pré-molares e dois molares) por meio de soldagem a laser para a confecção das infraestruturas e as possíveis alterações que o processo de solda para união pode produzir no desajuste destas;
- b) Após ciclagem simulatória de aplicação das várias camadas de revestimento cerâmico sobre as infraestruturas, e os efeitos da variação térmica no desajuste marginal de infraestruturas sobre implantes confeccionadas em titânio. Mostra-se na figura 22 parte de uma infraestrutura após a aplicação cerâmica.

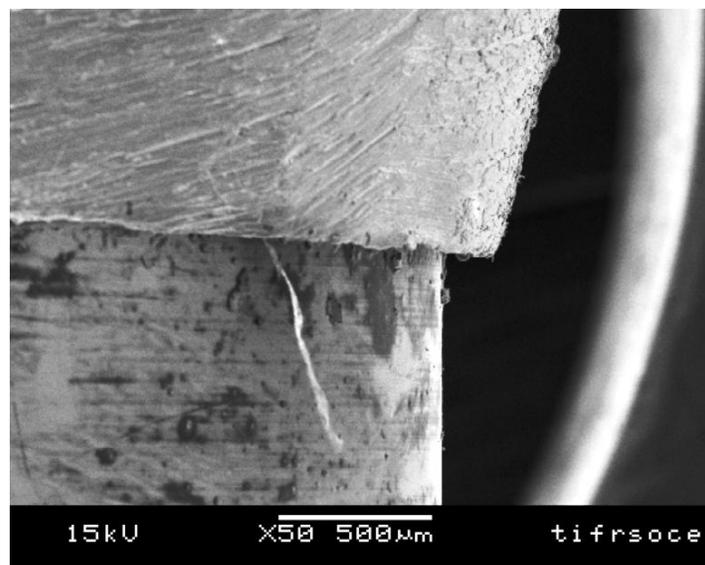


Figura 22 - Infraestrutura fresada após simulação da ciclagem de aplicação de cerâmica.

Com um $n=10$ para cada grupo, a análise estatística foi elaborada sobre os resultados de desajuste marginal nas posições mesial e distal de cada elemento constituinte da prótese fixa, subdividindo o desajuste marginal das porções mesial e distal em vertical e horizontal. As medidas no MEV foram na junção cilindro protético e análogo do componente, tanto para o grupo fresado (nominado teste) quanto para o fundido (nominado controle). O número de leituras de desadaptação foi de 160 para cada grupo em cada fase da avaliação, ou seja, oito interfaces pilar protético/análogo de componente micro-unit. As medidas das desadaptações foram de 640 para cada grupo avaliado e de 1280 quando contabilizadas todas as leituras. Todas as infraestruturas foram medidas no MEV com os quatro parafusos protéticos hexagonais para componente micro-unit® (157004 - Conexão Sistemas de Prótese® Arujá/SP Brasil) apertados com 10 N.cm. Não foram realizadas leituras das infraestruturas para o teste do parafuso único (*Sheffield test*).

As quatro fases da leitura estão assim descritos: cilindro para Micro-unit calcinável (inicial), enceramento das infraestruturas (enceramento), fundição de

titânio (fundição) e após os ciclos simulatórios de aplicação de cerâmica (ciclagem) para o grupo controle (fundido) e cilindro experimental (inicial), fresagem dos cilindros (fresado), soldagem a laser das infraestruturas (soldado) e após os ciclos simulatórios de aplicação de cerâmica (ciclagem) para o grupo teste (fresado).

5 RESULTADOS

Na análise do desajuste marginal vertical e horizontal, os dados coletados nos quatro tempos propostos: Inicial, Fresagem/Enceramento, Soldagem/Fundição e Ciclagem mostraram que a metodologia de preparação influencia na desadaptação. Os valores das desadaptações medidas são apresentadas na tabela 1 e na figura 24 em μm (micrometros).

As medidas na fase inicial das amostras controle e teste mostraram que existe diferença na média de desajuste marginal horizontal, enquanto que para o desajuste vertical estes valores foram menores, como mostra a tabela abaixo:

Tabela 1 - Desajuste dos Grupos na Fase Inicial.

Inicial	Vertical		Horizontal	
	Teste	Controle	Teste	Controle
Média	5,92	10,50	2.200	4,47
Desvio Padrão	1,20	4,00	0,00	14,23

O valor do desajuste horizontal encontrado no grupo teste é relativo ao fato desta leitura ser realizada com as peças na condição em que foram usinadas pelo fabricante, ou seja, prévias à personalização. Portanto o desajuste horizontal do grupo teste está representado pelo valor da precisão dimensional oriunda do processo de fabricação e do controle de qualidade do componente fabricado pela empresa fornecedora do mesmo - Conexão[®] Sistemas de Prótese. Quanto ao desajuste vertical, mesmo utilizando cilindros do mesmo fabricante tanto em titânio quanto em acrílico, onde a margem de tolerância para usinagem e injeção dos materiais é igual, o valor numérico da diferença de desajuste é pequeno, mas quantitativamente a diferença é da ordem de 100% maior.

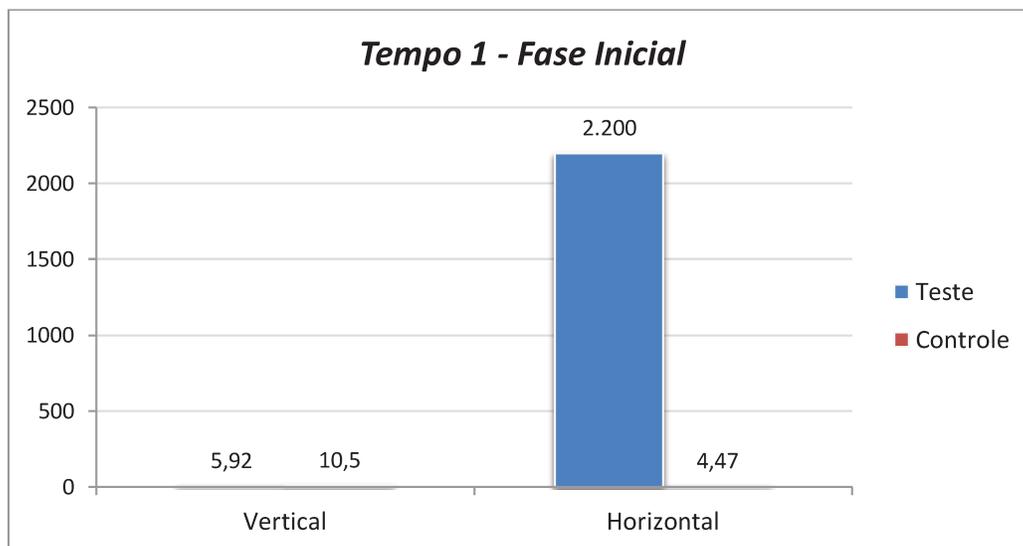


Figura 23 - Desajuste na interface Cilindro / Análogo UM.

Mostra-se na tabela 2 e nas figuras 24 e 25 os valores dos desajustes medidos na fase 2 e 3. As diferenças no desajuste vertical, entre os grupos 2 e 3 foram significativas. Os tempos 2 e 3 do processamento ocorre entre o enceramento para a inclusão e fundição das infraestruturas. Já para o desajuste horizontal, a grande mudança se refere ao grupo teste, que após a fresagem (tempo 2) apresenta valores menores que os iniciais, porém ainda muito superiores ao grupo controle.

Tabela 2 - Valores dos desajustes dos Grupos nos Tempos 2 e 3.

Tempo 2	Vertical		Horizontal	
	Teste	Controle	Teste	Controle
Média	7,36	11,70	96,31	-0,14
Desvio Padrão	3,09	3,66	161,99	55,43

Tempo 3	Vertical		Horizontal	
	Teste	Controle	Teste	Controle
Média	10,04	234,75	124,57	-12,95
Desvio Padrão	7,82	93,88	164,12	54,44

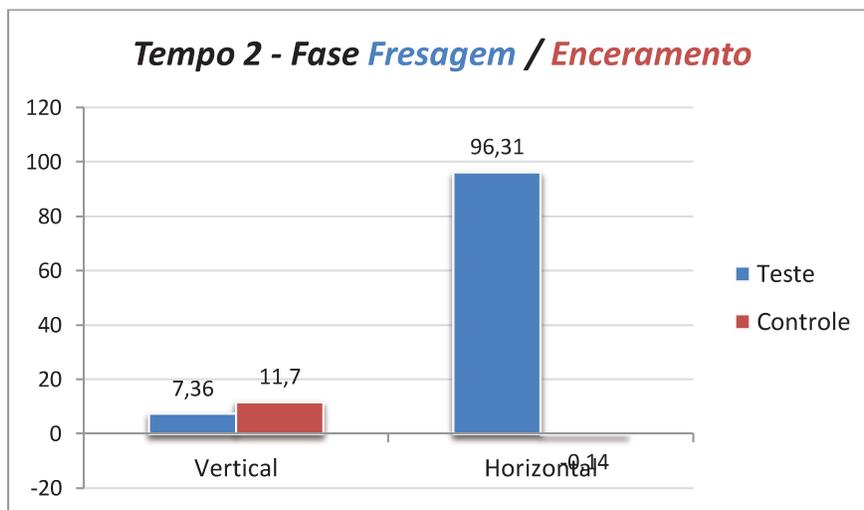


Figura 24 - Desajuste na interface Cilindro / Análogo UM.

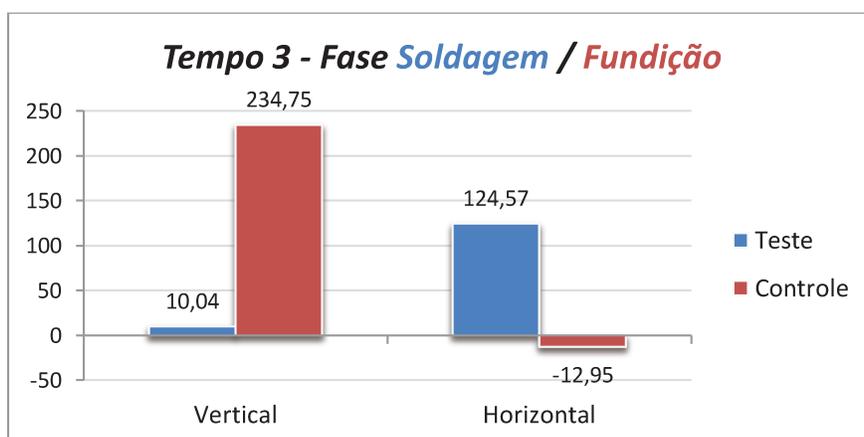


Figura 25 - Desajuste na interface Cilindro / Análogo.

Os valores dos desajustes medidos na fase 4 são mostrados na figura 26. Pode-se observar que na fase 4, após aplicação simulatória dos ciclos cerâmicos sobre a infraestrutura, o comportamento dos grupos foi semelhante ao da fase 3. Inclusive os valores nas fases 3 e 4 foram semelhantes.

Um resultado importante refere-se ao fato da presença de valores numéricos positivos e em alguns momentos negativos. Esses valores só ocorreram nas avaliações de desajuste horizontal, ou seja, foram detectados

quando o diâmetro do cilindro a ser avaliado era menor que o do análogo do componente micro-unit (MU). Nas avaliações verticais os números foram sempre positivos.

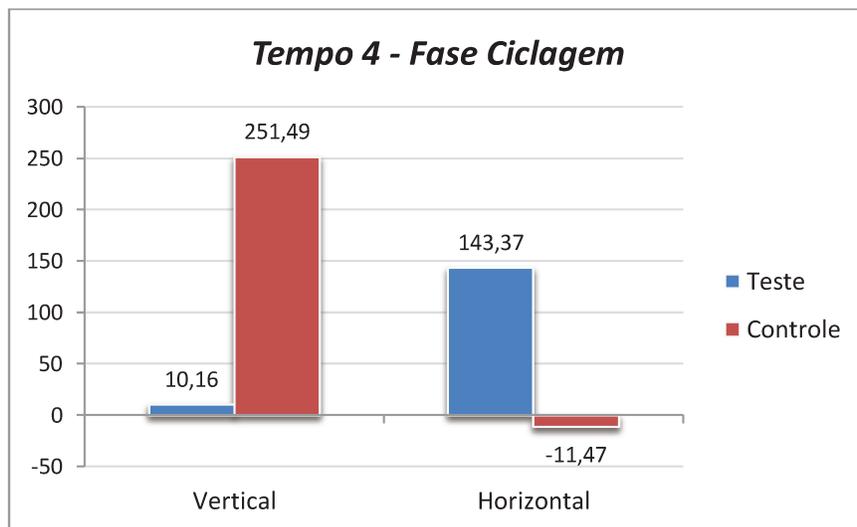


Figura 26 - Médias finais de desajuste para os grupos.

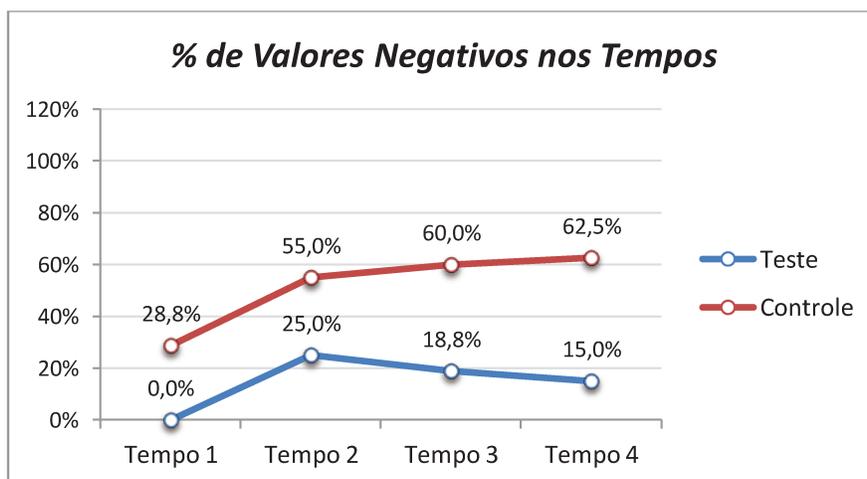


Figura 27 - Incidência de desajuste horizontal negativo nos grupos.

Na figura 27 é feita a apresentação da incidência do desajuste horizontal negativo nos grupos para as diferentes fases de preparação da

infraestrutura. Este gráfico mostra o percentual de amostras de cada grupo em cada fase onde os valores de desajuste horizontal aconteceram e a diminuição ou não dos cilindros no processo de produção das infraestruturas. Melhores resultados foram para o grupo teste quanto a desajuste vertical e para o grupo controle para desajuste horizontal.

Nas figuras 28 a 34 são apresentadas imagens das infraestruturas nas diferentes fases de preparação das amostras, onde as figuras 28 a 30 representam o grupo teste e as figuras 31 a 34 representam o grupo controle. Segue abaixo exemplo de infraestrutura fresada em titânio:

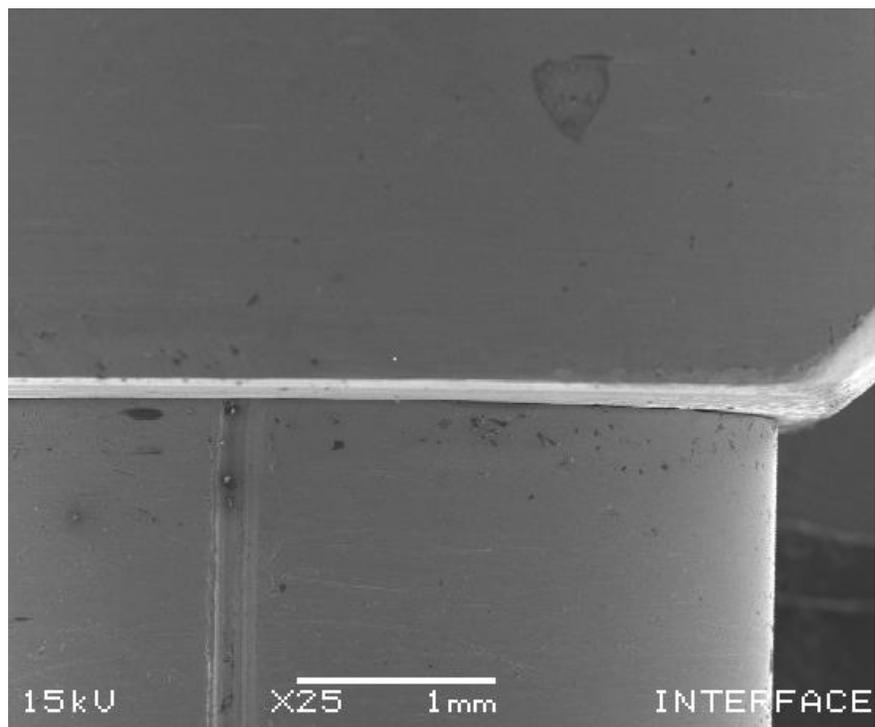


Figura 28 - Cilindro experimental de titânio para MU, MEV, grupo teste.

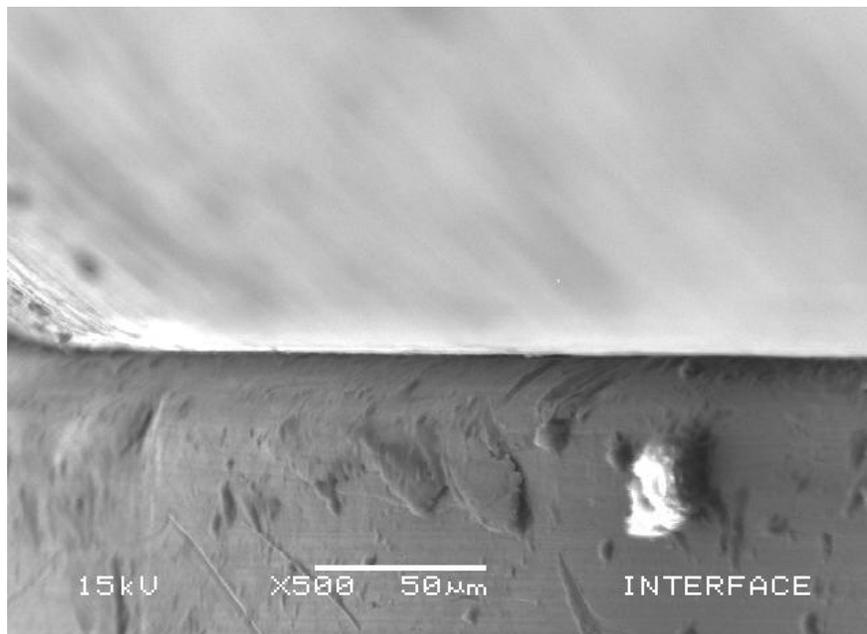


Figura 29 - Cilindro experimental de titânio para MU, MEV, grupo teste.

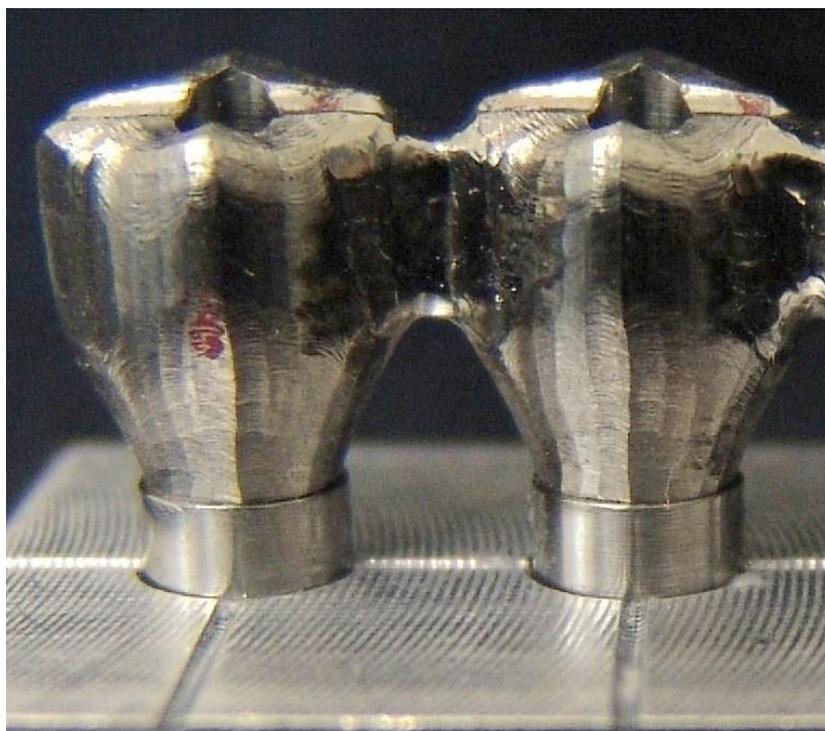


Figura 30 - Infraestrutura em titânio fresada soldada e concluída, grupo teste Segue abaixo exemplo de infraestrutura fundida em titânio.

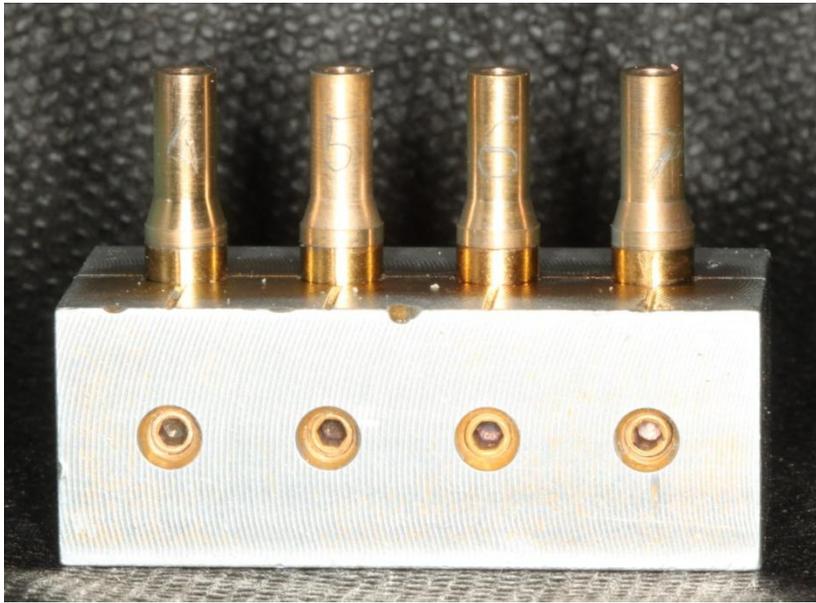


Figura 31 - Cilindros Calcináveis em acrílico para MU, grupo controle.

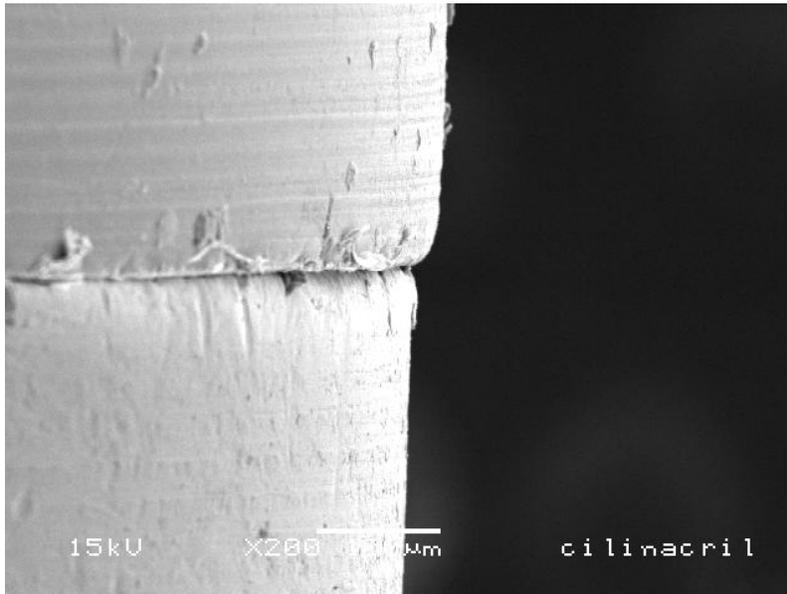


Figura 32 - Imagem MEV de Cilindros Calcináveis em acrílico para MU, Mev, Grupo Controle.



Figura 33 - Infraestrutura em titânio fundido, grupo controle.

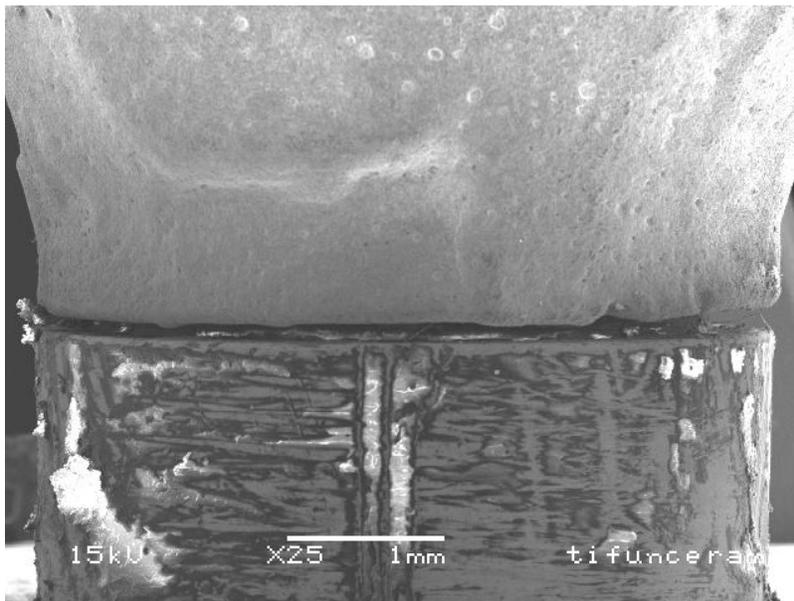


Figura 34 - Imagem MEV de infraestrutura em titânio fundido, MEV, grupo controle.

As Infraestruturas do grupo teste (fresadas) apresentaram acabamento de bordo na junção cilindro protético e análogo MU superior às do grupo controle (fundidas). Os bordos do grupo controle apresentaram-se a olho nu clinicamente aceitáveis, porém quando observados no microscópio sugerem que alguma falha possa ter ocorrido no processo de produção, prejudicando o acabamento do bordo dos cilindros. As possíveis falhas podem ser associadas a temperatura de fundição inadequada em relação ao ponto de fusão da liga, manipulação inadequada dos contornos estruturais com a cera, preparo deficiente do revestimento de inclusão, limpeza das peças pós-fundição, acabamento e preparo do metal, entre outros.

6 DISCUSSÃO

O trabalho com tecnologia CAD/CAM é uma realidade importante para os protesistas reabilitadores que utilizam a implantodontia osseointegrável como ferramenta em seus planejamentos. Entre as vantagens desta técnica destacam-se: ajuste preciso, assentamento passivo, adaptação marginal de bordo, redução da tensão em infraestruturas, biocompatibilidade e cicatrização ordenada. Estas vantagens têm sido analisadas em pesquisas laboratoriais que comparam com as técnicas convencionais de fundição, associadas ou não a técnicas complementares como retificação, eletroerosão entre outras, para atender os requisitos necessários quanto aos aspectos biomecânicos e de longevidade. Contudo, esses trabalhos sempre tiveram um sucesso discreto e discutível, visto que a comparação foi realizada entre trabalhos com o mesmo nível de limitação técnica.

Não foi objetivo do autor fazer uma revisão histórica do assunto, nem confrontar trabalhos e resultados de um período em que as metodologias não estavam bem compreendidas para a modalidade de construção proposta nesta pesquisa. Porém, a evolução da informática e do conhecimento humano na área, melhorias dos componentes e equipamentos dos sistemas de CAD/CAM tornaram-se constantes e são influenciadas por novas descobertas.

Os valores encontrados nesta pesquisa, quando comparados com a literatura, mostram concordância de resultados, visto que a adaptação marginal das peças fresadas tem seus valores numéricos verticais sempre melhores que os trabalhos realizados por fundição.

A busca por prováveis momentos do processo de construção laboratorial em que as alterações acontecem, faz com que as pesquisas tentem detalhar todo o processo para minimizar falhas, iniciando pela moldagem de transferência. O tipo de moldagem e moldeira, técnica, material e vazamento de

modelo são pesquisados para tentar saber em qual momento acontecem as maiores deformações. Naconecy *et al.* (2004) e Fragoso (2005) publicaram sobre esse processo.

Quanto aos materiais constituintes das próteses, autores como Sahin & Çehreli (2001) mostraram preocupação quanto ao sucesso das reabilitações protéticas sobre implantes e a dependência da desadaptação marginal com o assentamento passivo das infraestruturas. Çehreli concluiu que o assentamento e a passividade em infraestruturas fundidas pode ser um objetivo inalcançável, pois o processo tem particularidades incontroláveis como contração e expansão dos materiais. Outros autores, com base nas propriedades das ligas para fundição mais utilizadas pelos profissionais, buscaram melhorar e aperfeiçoar metodologias existentes, como por exemplo, Kano *et al.* (2004), Fragoso (2005), Oyagüe *et al.* (2009) e Hjalmarsson (2009). Os resultados obtidos e considerados clinicamente aceitáveis, ou mesmo que não apresentaram assentamento passivo para nenhuma das infraestruturas foram divergentes.

Na análise de desadaptação marginal entre várias ligas, Oyagüe *et al.* (2009) encontraram resultados que chamaram de clinicamente aceitáveis para os casos, que tinham como particularidade não ser parafusado e sim cimentado. Próteses fundidas e cimentadas sobre implante talvez não sejam um bom indicativo sobre adaptação e passividade.

Tais dados nos levaram à busca de como produzir peças com configuração ideal. Se separarmos os momentos de construção laboratorial, conseguimos utilizar as melhores técnicas e materiais para cada um dos passos do processo de acordo com pesquisas relacionadas. Aspectos biológicos levaram à escolha da liga. A adaptação, assentamento e a escolha da fresagem e soldagem à laser são apresentadas na literatura como solução para a união de infraestruturas metálicas. A ciclagem simulatória da aplicação de cerâmica e a avaliação da variação da temperatura das estruturas são parâmetros que influenciam nos resultados. No presente trabalho, a variação da temperatura foi

um fator não relevante nas alterações qualitativas e quantitativas das desadaptações.

Em relação ao desajuste marginal horizontal das infraestruturas, valores positivos representaram que o diâmetro do cilindro protético do componente micro-unit estava maior em do que da plataforma do análogo. Nos trabalhos do grupo teste, feitos de forma fresada, eles aparecem em 85% das interfaces avaliadas no MEV. Isto significa um degrau na construção que pode ser interpretado sob alguns aspectos:

- a) Erro no desenho da infraestrutura durante a programação computacional (CAD) pelo operador/pesquisador;
- b) Erro na comunicação da informação entre as unidades CAD e CAM do sistema utilizado;
- c) Tolerância dimensional inadequada da fresadora (CAM) em relação aos parâmetros utilizados;
- d) Falta de curva de aprendizado do operador/pesquisador quanto ao conjunto CAD/CAM utilizado;
- e) Possibilidade intrínseca do operador/pesquisador em obter ao final das fresagens de pequena margem para ajuste manual das infraestruturas anteriormente à aplicação de revestimento cerâmico.

Já para o grupo controle, os valores positivos da desadaptação foram menores que no grupo teste. Este resultado ocorreu desde o momento inicial e culminando com um número de leituras de valores positivos próximo de 37% da amostra. Tais dados mostram que a confecção manual tende a reduzir as dimensões dos cilindros protéticos durante o processo, principalmente da fase inicial para a fase do enceramento das infraestruturas. Após esta fase onde o volume de redução foi de 27%, as desadaptações finais foram 8% ainda menor em seu diâmetro. Este resultado sugere a possibilidade de construções do ponto de vista horizontal com plataforma *switching* (reduzida) das infraestruturas

metálicas em relação ao análogo do componente protético. Tal achado torna-se relevante se analisarmos uma aplicação de revestimento até a base do componente, pois com o cilindro ficando menor que o análogo após aplicação de cerâmica, não teríamos próteses com sobrecontorno e possível área de retenção de biofilme passível de colonização bacteriana. Neste aspecto, os números encontrados ilustram um comportamento positivo das infraestruturas do grupo controle. Porém, as infraestruturas do grupo teste também são passíveis de tal refinamento manual com possível melhoria nos números encontrados. Entretanto, este não foi objeto de estudo neste momento.

Os dados do desajuste marginal vertical encontrados na pesquisa mostram que o processamento feito no grupo teste foi significativamente superior ao grupo controle. Ambos os grupos na avaliação inicial, tinham valores numéricos próximos, mas com os diferentes processamentos, as diferenças de adaptação e assentamento das infraestruturas foram significativas a partir do tempo 3, denominado de fundição para o grupo controle. Valores médios próximos de 235 μm após fundição e de 250 μm após ciclagem cerâmica, indicam que o método de fundição por cera perdida é limitado e corrobora com autores que sugeriram ser a adaptação um item complexo de ser obtido por tal método. Neste item, o grupo teste mostrou resultados melhores com média próxima de 10 μm , valores estes aceitáveis pela comunidade científica como ideais.

A observação do desajuste marginal em quatro momentos mostrou resultados previstos e esperados. Como descrito por Abduo (2011), a construção por meio de CAD/CAM é o processamento menos técnico sensível. A maior diferença estatística encontrada foi entre os passos dois e três dos trabalhos elaborados por fundição, onde a eliminação de cera e preenchimento do espaço por metal liquefeito faz com os desajustes aumentem. Pode-se justificar tal efeito deletério ao fato de ser uma fundição em monobloco, mas um trabalho de apenas quatro elementos em linha não parece ser extenso suficiente para ser elaborado em partes e depois unido por soldagem. Fresar infraestruturas no formato unitário

e uni-las por meio de soldagem tem benefícios e vantagens para estruturas com esta configuração. A elaboração personalizada das unidades a serem recobertas por revestimento estético, troca individualizada de eventuais cilindros em que a fresagem em CNC falhe por algum motivo técnico e velocidade de produção por simplificação de equipamento e tecnologia, apresentam vantagens.

Entretanto, os modos de fabricação utilizados induzem hipóteses pertinentes que devem ser analisadas. A unitarização com posterior união por soldagem a laser proposta nas peças do grupo teste (fresado) também poderia ser aplicada às peças feitas no grupo controle (fundido), e assim os resultados teriam valores médios numéricos próximos. Porém tal hipótese não se justifica para este experimento, visto que o autor considera uma infraestrutura de quatro elementos de extensão em linha, relativamente pequena para que soldagens sejam incluídas no processo de preparação das peças fundidas. Releve-se ainda que as infraestruturas do grupo controle tiveram seu enceramento feito de forma manual, mas a base acrílica sobre a qual foram elaboradas era pré-fabricada pelo fornecedor do mesmo sistema de componentes para ambos os grupos e tiveram comportamentos próximos na fase inicial, o que denota que o modo de construção e os passos envolvidos são diretamente proporcionais aos resultados encontrados. Este resultado corrobora com os autores abaixo que descrevem que o assentamento e passividade de infraestruturas construídas pela metodologia da fundição convencional apresentam dificuldade e pormenores de técnica sempre levam a resultados insatisfatórios. Nos trabalhos de Kano *et al.* (2004), Daroz (2006) e Tan *et al.* (2008), os índices de sucesso foram comparados com a fundição de várias ligas. Os resultados foram melhores para sobrefundição de peças pré-fabricadas, retificação do bordo dos cilindros calcináveis e ainda com corte e soldagem de infraestruturas mais extensas.

Do ponto de vista qualitativo, o autor analisou as peças quanto ao assentamento no índice e o acabamento das mesmas por si. Porém, ao comparar imagens de MEV as áreas avaliadas a olho nu observou-se grande diferença nos

bordos dos cilindros, sobremaneira nos do grupo controle. Tais bordos muitas vezes apresentavam falta de material no término do cilindro, mostrando que as peças podem muitas vezes ter assentamento ou mesmo passividade, mas possuem reentrâncias que funcionarão como nichos para microrganismos. As eventuais falhas foram ponderadas sobre os seguintes aspectos:

- a) Se para infraestruturas de quatro elementos, onde um deles apresentar falha de bordo, a peça for descartada da análise, o número de peças da amostra deverá então ser aumentado consideravelmente;
- b) Infraestruturas elaboradas para experimentação científica tem sempre um cuidado com documentação e execução maiores, portanto se há dificuldades e problemas nelas, em escala comercial isto provavelmente seja comprometedor;
- c) Como disposição final, parece inevitável que se o objetivo dos profissionais reabilitadores for o de oferecer a seus pacientes próteses com infraestruturas de qualidade, elaboradas sob conceitos adequados, a metodologia que emprega a fundição por cera perdida deve ser substituída pela elaborada por metodologia CAD/CAM, utilizando-se do sistema nesta pesquisa proposto ou por outros existentes no mercado. Contudo, a mudança de paradigmas, o controle dos parâmetros dos equipamentos, bem como o acompanhamento da evolução dos mesmos torna-se a nova fronteira para trabalhos protéticos reabilitadores sobre implantes osseointegráveis e osseointegrados.

Os resultados obtidos no presente trabalho mostram que produzir próteses sobre implante com tecnologia nacional CAD/CAM é viável e ao alcance dos clínicos. Novos estudos devem ser conduzidos para avaliar e confirmar se com a tecnologia proposta é possível obter melhores resultados ao longo do tempo.

7 CONCLUSÃO

Após elaboração e análise do experimento, análise dos dados, discussão perante a literatura pertinente, é lícito concluir que:

- a) O grupo teste apresentou as menores médias para o desajuste marginal vertical, melhor assentamento e adaptação;
- b) O grupo controle apresentou as menores médias para o desajuste marginal horizontal, porém sugere-se novos trabalhos como forma de melhorar o entendimento deste resultado;
- c) Os valores de desajuste horizontais negativos foram mais presentes para as infraestruturas do grupo controle, enquanto os positivos foram para grupo teste;
- d) A maior diferença estatística para desajuste marginal vertical ocorreu entre as fases dois e três do grupo controle;
- e) Os ciclos de cocção da cerâmica não aumentaram significativamente os desajustes marginais para os dois grupos;
- f) Quanto às avaliações qualitativas, o grupo teste apresentou o melhor acabamento dos bordos dos cilindros de micro-unit.

REFERÊNCIAS¹

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 May-June; 25(3): 506-15.

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; May-June; 24(3): 207-20.

Abduo J. Fit of CAD/CAM Implant Frameworks: A Comprehensive Review. *J Oral Implantol*. 2012 Sep 25.

Abrahamsson I, Berglundh T, Glantz PO, Lindhe J. The mucosal attachment at different abutments. An experimental study in dogs. *J Clin Periodontol*. 1998 Sept; 25(9): 721-7.

Al-Fadda SA, Zarb GA, Finer Y. A comparison of the accuracy of fit of 2 methods for fabricating implant-prosthetic frameworks. *Int J Prosthodont*. 2007 Mar-Apr; 20(2): 125-31.

Almasri R, Drago CJ, Siegel SC, Hardigan PC. Volumetric misfit in CAD/CAM and cast implant frameworks: a university laboratory study. *J Prosthodont*. 2011 June; 20(4): 267-74.

Byrne G. Soldering in Prosthodontics - An Overview, Part I. *J Prosthodont*. 2011 Apr; 20(3): 233-43

Daroz LGD. Fresamento corretivo de estruturas implanto-retidas: influencia na adaptação marginal e na confiabilidade do teste do parafuso único [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2006.

Drago C, Howell K. Concepts for designing and fabricating metal implant frameworks for hybrid implant prostheses. *J Prosthodont*. 2012 July; 21(5): 413-24.

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 Sept-Oct; 25(5): 920-9.

Fragoso WS. Adaptação marginal de infra-estruturas implanto-retidas obtidas por técnica de fundição-sobre-análogos [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2005.

Fuster-Torres MA, Albalat-Estela S, Alcañiz-Raya M, Peñarrocha-Diago M. CAD / CAM dental systems in implant dentistry: update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2009 Mar 1; 14(3): E141-5.

¹De acordo com a norma da UNICAMP/FOB, baseadas na norma do International Committee of Medical Journal Editors - Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com a Medline.

- Ganz SD, Desai N, Weiner S. Marginal integrity of direct and indirect castings for implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006 July-Aug; 21(4): 593-9.
- Harder S, Kern M. Survival and complications of computer aided-designing and computer-aided manufacturing vs. conventionally fabricated implant-supported reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2009 Sept; 20 Suppl 4: 48-54.
- Hjalmarsson L. On cobalt-chrome frameworks in implant dentistry. *Swed Dent J Suppl*. 2009; (201): 3-83.
- Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res*. 2008 Feb; 19(2): 119-30.
- Kano SC, Bonfante G, Hussne R, Siqueira AF. Use of base metal casting alloys for implant framework: marginal accuracy analysis. *J Appl Oral Sci*. 2004 Dec; 12(4): 337-43.
- Karl M, Taylor TD. Effect of material selection on the passivity of fit of implant-supported restorations created with computer-aided design/computer-assisted manufacture. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011 July-Aug; 26(4): 739-45.
- Katsoulis J, Mericske-Stern R, Rotkina L, Zbären C, Enkling N, Blatz MB. Precision of fit of implant-supported screw-retained 10-unit computer-aided-designed and computer-aided-manufactured frameworks made from zirconium dioxide and titanium: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res*. 2012 Oct 2.
- Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J*. 2011 June; 56 Suppl 1: 97-106.
- Myshin HL, Wiens JP. Factors affecting soft tissue around dental implants: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2005 Nov; 94(5): 440-4.
- Naconecy MM, Teixeira ER, Shinkai RS, Frasca LC, Cervieri A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004 Mar-Apr; 19(2): 192-8.
- Oyagüe RC, Turrión AS, Toledano M, Monticelli F, Osorio R. In vitro vertical misfit evaluation of cast frameworks for cement-retained implant-supported partial prostheses. *J Dent*. 2009 Jan; 37(1): 52-8.
- Sadowsky SJ. The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: design considerations. *J Prosthet Dent*. 1997 July; 78(1): 28-33.
- Sahin S, Çehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent*. 2001; 10(2): 85-92.
- Strub JR, Witkowski S, Einsele F. Aspectos protéticos em Implantodontia. São Paulo: Santos; 1997. p. 30-49.

Tan PL, Gratton DG, Diaz-Arnold AM, Holmes DC. An in vitro comparison of vertical marginal gaps of CAD/CAM titanium and conventional cast restorations. *J Prosthodont*. 2008 July; 17(5): 378-83.

van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater*. 2012 Jan; 28(1): 3-12.

Welander M, Abrahamsson I, Berglundh T. Subcrestal placement of two-part implants. *Clin Oral Implants Res*. 2009 Mar; 20(3): 226-31.

Welander M, Abrahamsson I, Berglundh T. The mucosal barrier at implant abutments of different materials. *Clin Oral Implants Res*. 2008 July; 19(7): 635-41.

ADANS

TÍTULO: Análise comparativa do desajuste marginal de supra-estrutura metálica sobre implantes construídas por técnicas de fundição e fresagem

PESQUISADOR(A): Antonio Marcos Montagner

ESTATÍSTICO: Jimmy Adans Costa Palandi (CONRE 8250-A)

SUMÁRIO

1.	TESTES ESTATÍSTICOS	66
1.1	Teste de ANOVA	66
1.2	Teste de Igualdade de Duas Proporções	67
1.3	Gráfico de Box-Plot	68
1.4	Intervalo de Confiança para Média	69
1.5	P-valor	69
2.	RESULTADOS	70
	Tabela 1: Compara Grupos no Tempo 1	70
	Tabela 2: Compara Grupos no Tempo 2	44
	Tabela 3: Compara Grupos no Tempo 3	71
	Tabela 4: Compara Grupos no Tempo 4	71
	Tabela 5: Compara Grupos por Fase para Distribuição de Valores Negativos	72
	Tabela 6: Compara Grupos por Fase para Distribuição de Valores Positivos	73
	Tabela 7: P-valores das Comparações entre Momentos por Grupo	73
3.	GRÁFICOS	75
	Gráfico 1: Compara Grupos na Fase Inicial	75
	Gráfico 2: Compara Grupos na Fase Enceramento	75
	Gráfico 3: Compara Grupos na Fase Fundição	76
	Gráfico 4: Compara Grupos na Fase Ciclagem	46
	Gráfico 5: Compara Grupos por Fase para Distribuição de Valores Positivos	76

Gráfico 6: Compara Grupos por Fase para Distribuição de Valores Negativos 77

Gráfico 7: Comparações entre as Fases no Teste 77

Gráfico 8: Comparações entre as Fases no Controle 78

Gráfico 9: Box-Plot das Fases por Grupo para Vertical Erro! Indicador não definido.

Gráfico 10: Box-Plot das Fases por Grupo para Horizontal Erro! Indicador não definido.

4. LEGENDA 79

5. SOFTWARES 79

6. BIBLIOGRAFIA 79

1. Testes Estatísticos

1.1 Teste de ANOVA

A ANOVA – Analysis of variance é um teste paramétrico bastante usual, ele faz uma comparação de médias utilizando a variância. No entanto devemos nos atentar ao fato de que para a realização deste teste, algumas suposições a priori devem ser satisfeitas. Por ser um teste paramétrico, supomos que $\varepsilon_{ij} \sim N(0, \sigma^2)$, em linguagem de leigos, isso quer dizer que os erros para cada observação tem que tem uma distribuição normal com média zero e variância constante.

Para a utilização da técnica da ANOVA os dados têm de estar dispostos da seguinte maneira:

Elemento da Amostra	Tratamentos				
	1	2	3	K	
1	x_{11}	x_{21}	x_{31}	...	x_{k1}
2	x_{12}	x_{22}	x_{32}	...	x_{k2}
⋮	⋮	⋮	⋮		⋮
n_i	x_{1n_i}	x_{2n_i}	x_{3n_i}	...	x_{kn_i}
Σ					
\bar{x}_i					\bar{x}

Assim, iremos realizar o seguinte teste nos dados amostrados:

$$\begin{cases} H_0 : \mu_A = \mu_B = \mu_C = \dots = \mu_N \\ H_1 : \text{pelo menos uma diferente} \end{cases}$$

Onde:

μ_A = média da variável A;

μ_B = média da variável B;

μ_C = média da variável C;

μ_N = média da n-ésima (última) variável.

Com os dados dispostos da maneira anterior, devemos calcular e montar a tabela abaixo que expressa de forma resumida e sucinta o teste realizado.

Tabela ANOVA

Fonte de Variação	Soma de Quadrados	Graus de Liberdade	Quadrados Médios	Teste F
Entre Grupos	Q_c	$k - 1$	$S_c^2 = \frac{Q_c}{k - 1}$	$F_{cal} = \frac{S_c^2}{S_r^2}$
Dentro dos Grupos	$Q_r = Q_t - Q_c$	$n - k$	$S_r^2 = \frac{Q_r - Q_c}{n - k}$	
Total	Q_t	$n - 1$		

Onde:

$$Q_c = \sum_i \left[\frac{\left(\sum_j x_{ij} \right)^2}{n_i} \right] - C \quad Q_t = \sum_{i=1}^k \sum_{j=1}^{n_i} x_{ij}^2 - C \quad C = \frac{\left(\sum_{i=1}^k \sum_{j=1}^{n_i} x_{ij} \right)^2}{n}$$

Assim se $F_{cal} > F_{(k-1, n-k)}$, concluímos pela hipótese nula, ou seja, a igualdade entre os grupos, caso contrário concluímos pela hipótese alternativa (H_1).

1.2 Teste de Igualdade de Duas Proporções

O Teste de Igualdade de duas Proporções é um teste não paramétrico que compara se a proporção de respostas de duas determinadas variáveis e/ou seus níveis é estatisticamente significantes. Assim trabalhamos com as seguintes hipóteses:

$$\begin{cases} H_0 : p_1 = p_2 \\ H_1 : p_1 \neq p_2 \end{cases}$$

Para realizarmos este teste devemos calcular $f_1 = \frac{x_1}{n_1}$, $f_2 = \frac{x_2}{n_2}$ e

$\hat{p} = \frac{x_1 + x_2}{n_1 + n_2}$. Com isso podemos agora calcular a estatística teste.

$$Z_{cal} = \frac{f_1 - f_2}{\sqrt{\hat{p}(1-\hat{p})\left(\frac{1}{n_1} + \frac{1}{n_2}\right)}}$$

Conclusões

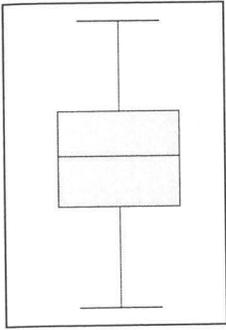
- Se $-Z_{\frac{\alpha}{2}} \leq Z_{cal} \leq Z_{\frac{\alpha}{2}}$, não se pode rejeitar H_0 , isto é, a um determinado risco α , dizemos que não existe diferença entre as proporções.
- Se $Z_{cal} > Z_{\frac{\alpha}{2}}$ ou $Z_{cal} < -Z_{\frac{\alpha}{2}}$, rejeita-se H_0 , concluindo-se, com risco α , que há diferença entre as proporções.

1.3 Gráfico de Box-Plot

Os gráficos de Box-Plot são gráficos que mostram a distribuição dos resultados das variáveis. Nestes gráficos nós temos medidas de posição, como quartis e mediana. Os limites do retângulo são os valores que acima foram chamados de Q1 e Q3, o primeiro e o terceiro quartis, assim chamados porque deixam um quarto (25%) dos valores abaixo dele (o Q1) e um quarto acima do outro o Q3. O segmento no meio do retângulo corresponde à mediana, também na lista de valores anteriormente apresentados.

A mediana divide o conjunto de valores ao meio, deixando metade abaixo e metade acima dela. As linhas se estendem a partir do retângulo até alcançar os valores mínimo e máximo para esta variável. Estas linhas se estendem até um máximo de uma vez e meia a distância entre Q3 e Q1. Pontos que fiquem além dessas assim chamadas cercas são representados individualmente por pequenos círculos, os quais podemos chamá-los de “out-liers” (pontos aberrantes).

Exemplo de gráfico de Box-plot



1.4 Intervalo de Confiança para Média

O intervalo de confiança para a Média é uma técnica utilizada quando queremos ver o quanto a média pode variar numa determinada probabilidade de confiança. Essa técnica é descrita da seguinte maneira:

$$P\left(\bar{x} - Z_{\alpha/2} \frac{\sigma}{\sqrt{n}} \leq \mu \leq \bar{x} + Z_{\alpha/2} \frac{\sigma}{\sqrt{n}}\right) = 1 - \alpha$$

Onde:

\bar{x} = média amostral;

$Z_{\alpha/2}$ = percentil da distribuição normal;

σ = variância amostral (estatística não viciada da variância populacional);

μ = média populacional;

α = nível de significância.

1.5 P-valor

Lembramos que o resultado de cada comparação possui uma estatística chamada de p-valor. Esta estatística é que nos ajuda a concluir sobre o teste realizado. Caso esse valor seja maior que o nível de significância adotado (erro ou α), concluímos portanto que a H_0 (a hipótese nula) é a hipótese verdadeira, caso contrário ficamos com H_1 , a hipótese alternativa.

2. Resultados

Antes de iniciarmos com os resultados, vamos definir para este trabalho um nível de significância (quanto admitimos errar nas conclusões estatísticas, ou seja, o erro estatístico que estamos cometendo nas análises) de 0,05 (5%). Lembramos também que todos os intervalos de confiança construídos ao longo do trabalho, foram construídos com 95% de confiança estatística.

Lembramos que estamos utilizando testes estatísticos paramétricos, pois os dados são quantitativos e contínuos. Além disso temos uma amostragem superior a 25 sujeitos, o que pelo Teorema do Limite Central, garante que a distribuição tende a uma distribuição Normal. Também foi testada a normalidade dos resíduos deste modelo estatístico (teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov) e verificou-se que os mesmos possuem normalidade, o que garante o uso de teste paramétrico. Os testes paramétricos são mais poderosos que os testes não paramétricos.

Vamos começar os resultados comparando os grupos Teste e Controle através da média. A comparação será feita separadamente para Vertical e Horizontal e também nos 4 tempos (Inicial, Fresagem/Enceramento, Soldagem/Fundição e Ciclagem). Lembrando que estamos considerando tanto os dentes Molares quanto Pré Molares e também as duas posições de coleta, ou seja, Distal e Mesial.

Tabela 1: Compara Grupos no Tempo 1

Tempo 1	Vertical		Horizontal	
	Teste	Controle	Teste	Controle
Média	5,92	10,50	2.200	4,47
Mediana	5,85	9,87	2.200	8,98
Desvio Padrão	1,20	4,00	0,00	14,23
Min	3,30	4,94	2.200	-69,38
Max	8,75	29,60	2.200	37,60
N	80	80	80	80
IC	0,26	0,88	- x -	3,12
P-valor	<0,001		<0,001	

Tabela 2: Compara Grupos no Tempo 2

Tempo 2	Vertical		Horizontal	
	Teste	Controle	Teste	Controle
Média	7,36	11,70	96,31	-0,14
Mediana	6,50	11,34	168,82	-12,94
Desvio Padrão	3,09	3,66	161,99	55,43
Min	3,33	4,95	-344,00	-98,33
Max	21,54	26,67	394,28	293,35
N	80	80	80	80
IC	0,68	0,80	35,50	12,15
P-valor	<0,001		<0,001	

Tabela.3: Compara Grupos no Tempo 3

Tempo 3	Vertical		Horizontal	
	Teste	Controle	Teste	Controle
Média	10,04	234,75	124,57	-12,95
Mediana	7,14	226,11	183,73	-34,78
Desvio Padrão	7,82	93,88	164,12	54,44
Min	4,07	38,98	-320,36	-166,67
Max	35,77	519,15	399,27	98,03
N	80	80	80	80
IC	1,71	20,57	35,96	11,93
P-valor	<0,001		<0,001	

Tabela 4: Compara Grupos no Tempo 4

Tempo 4	Vertical		Horizontal	
	Teste	Controle	Teste	Controle
Média	10,16	251,49	143,37	-11,47
Mediana	7,80	275,48	201,20	-26,09
Desvio Padrão	6,55	72,31	159,77	50,29
Min	4,10	60,71	-312,90	-88,50
Max	34,10	342,73	410,52	85,32
N	80	80	80	80
IC	1,44	15,84	35,01	11,02
P-valor	<0,001		<0,001	

A mediana é uma medida de posição, ela nos divide a amostra ao meio, ou seja, que 50% dos indivíduos estão acima do valor da mediana e 50% abaixo. Esta é uma estatística analisada em relação à média, pois quanto mais próximo seu valor for em relação à média, mais simétrica será a distribuição e uma distribuição assimétrica, possui uma grande variabilidade com certeza.

A variabilidade é medida pelo desvio padrão. Quanto mais próximo (ou maior) esse valor for em relação à média, maior será a variabilidade, o que é ruim, pois assim não teremos uma homogeneidade dos dados.

O Coeficiente de Variação (CV) é uma estatística que avalia o quanto a variabilidade representa da média. O ideal é que este índice seja o mais baixo possível (<50%), pois desta forma, teremos uma baixa variabilidade e conseqüentemente uma homogeneidade dos resultados.

Os valores mínimo e máximo são respectivamente o menor e o maior valor encontrado na amostra, não tem nada a haver com mais ou menos um desvio padrão.

O intervalo de confiança (IC) ora somado e ora subtraído da média, nos mostra a variação da média segundo uma probabilidade estatística. Também aqui, esses limites não tem nada a haver com o cálculo de mais ou menos um desvio padrão em relação à média. Lembrando que o IC é mais confiável pois temos uma probabilidade estatística associada em seu cálculo.

Concluimos que existe diferença média estatisticamente significativa entre os grupos tanto na Vertical quanto na Horizontal em todos os quatro tempos analisados. Vamos exemplificar pelo tempo 4, de Ciclagem (tabela 4), onde verificamos que a média na Vertical foi de 10,16 no Teste contra 251,49 no Controle (p-valor <0,001).

A seguir nós categorizamos os valores numéricos em positivo/negativo e então utilizando o teste de Igualdade de Duas Proporções, nós vamos novamente comparar os dois grupos para a distribuição da frequência relativa (percentual) de positivo e também negativo. Essa comparação será feita tanto para a Vertical quanto para a Horizontal.

Tabela 5: Compara Grupos por Fase para Distribuição de Valores Negativos

	Negativo	Teste		Controle		P-valor
		N	%	N	%	
Tempo 1	Horizontal	0	0%	23	28,8%	<0,001
	Vertical	0	0%	0	0%	- x -
Tempo 2	Horizontal	20	25,0%	44	55,0%	<0,001
	Vertical	0	0%	0	0%	- x -
Tempo 3	Horizontal	15	18,8%	48	60,0%	<0,001
	Vertical	0	0%	0	0%	- x -
Tempo 4	Horizontal	12	15,0%	50	62,5%	<0,001
	Vertical	0	0%	0	0%	- x -

Tabela 6: Compara Grupos por Fase para Distribuição de Valores Positivos

	Positivo	Teste		Controle		P-valor
		N	%	N	%	
Tempo 1	Horizontal	80	100%	57	71,3%	<0,001
	Vertical	80	100%	80	100%	- x -
Tempo 2	Horizontal	60	75,0%	36	45,0%	<0,001
	Vertical	80	100%	80	100%	- x -
Tempo 3	Horizontal	65	81,3%	32	40,0%	<0,001
	Vertical	80	100%	80	100%	- x -
Tempo 4	Horizontal	68	85,0%	30	37,5%	<0,001
	Vertical	80	100%	80	100%	- x -

Averiguamos que existem diferenças entre os grupos na distribuição apenas para a Horizontal, pois na Vertical não houve variabilidade, ou seja, todos os valores foram positivos.

Note que os p-valores para a comparação em positivo ou negativo são os mesmo, isso porque as resposta são complementares. Assim, se analisarmos a distribuição de negativo (por exemplo), nós temos sempre uma maior porcentagem no grupo Controle, isso em todos os quatro tempos. Citando a fase de ciclagem, nós temos 15,0% no Teste contra 62,5% no Controle.

Por fim, nós vamos comparar os quatro tempos para essa distribuição das frequências de positivo/negativo. Continuamos a utilizar o teste de Igualdade de Duas Proporções.

Tabela 7: P-valores das Comparações entre Momentos por Grupo

		Tempo 1	Tempo 2	Tempo 3	
Teste	Horizontal	Tempo 2	<0,001		
		Tempo 3	<0,001	0,339	
		Tempo 4	<0,001	0,114	0,527
	Vertical	Tempo 2	- x -		
		Tempo 3	- x -	- x -	
		Tempo 4	- x -	- x -	- x -
Controle	Horizontal	Tempo 2	<0,001		
		Tempo 3	<0,001	0,522	
		Tempo 4	<0,001	0,335	0,746
	Vertical	Tempo 2	- x -		
		Tempo 3	- x -	- x -	
		Tempo 4	- x -	- x -	- x -

Notemos que para a Vertical não existe comparação, pois como explicamos anteriormente, não temos variabilidade das respostas.

Em ambos os grupos nós encontramos diferença estatística entre o tempo 1 em comparação com os demais. Se olharmos novamente para a distribuição de Negativo, como exemplo, vamos dizer que no grupo Controle, o tempo 1 teve 28,8% contra 55,0% no tempo 2, 60,0% no tempo 3 e 62,5% no tempo 4.

3. Gráficos

Gráfico 1: Compara Grupos na Fase Inicial

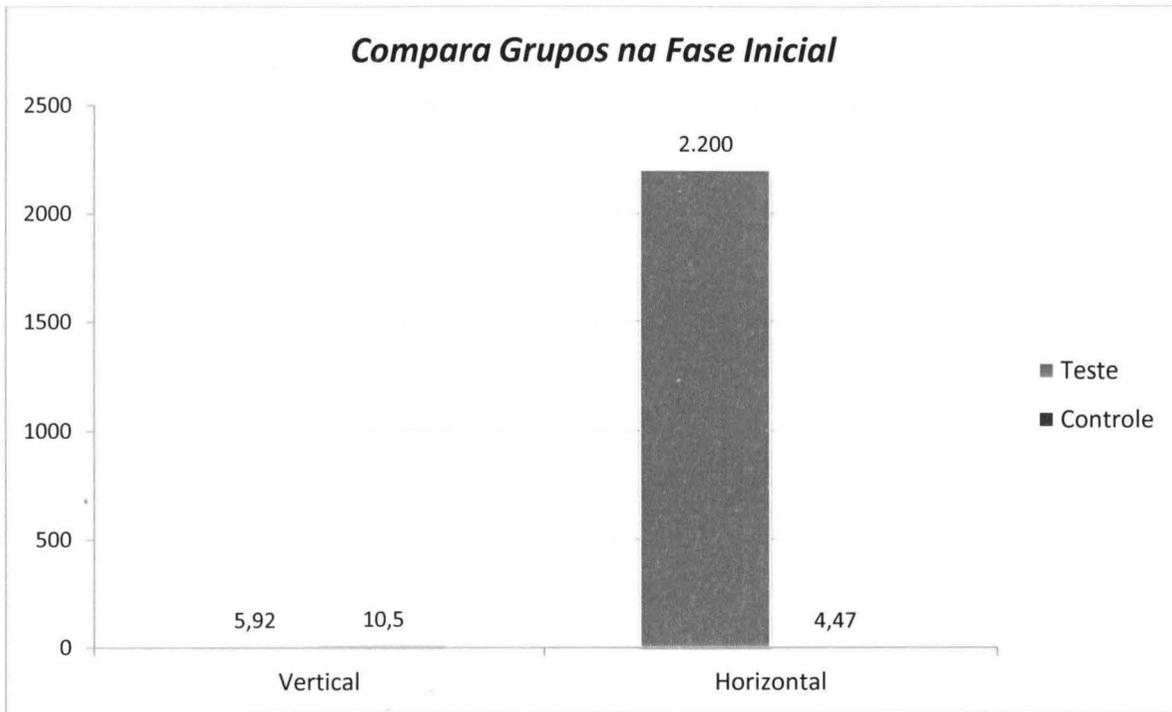


Gráfico 2: Compara Grupos na Fase Enceramento

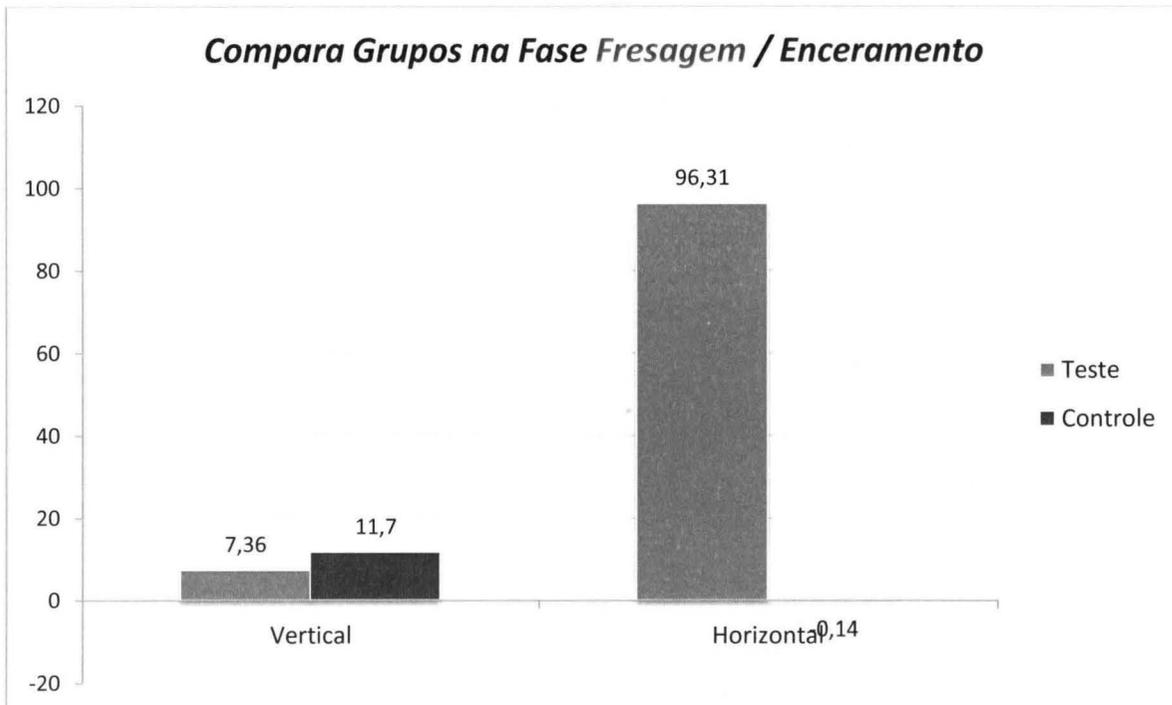


Gráfico 3: Compara Grupos na Fase Fundição

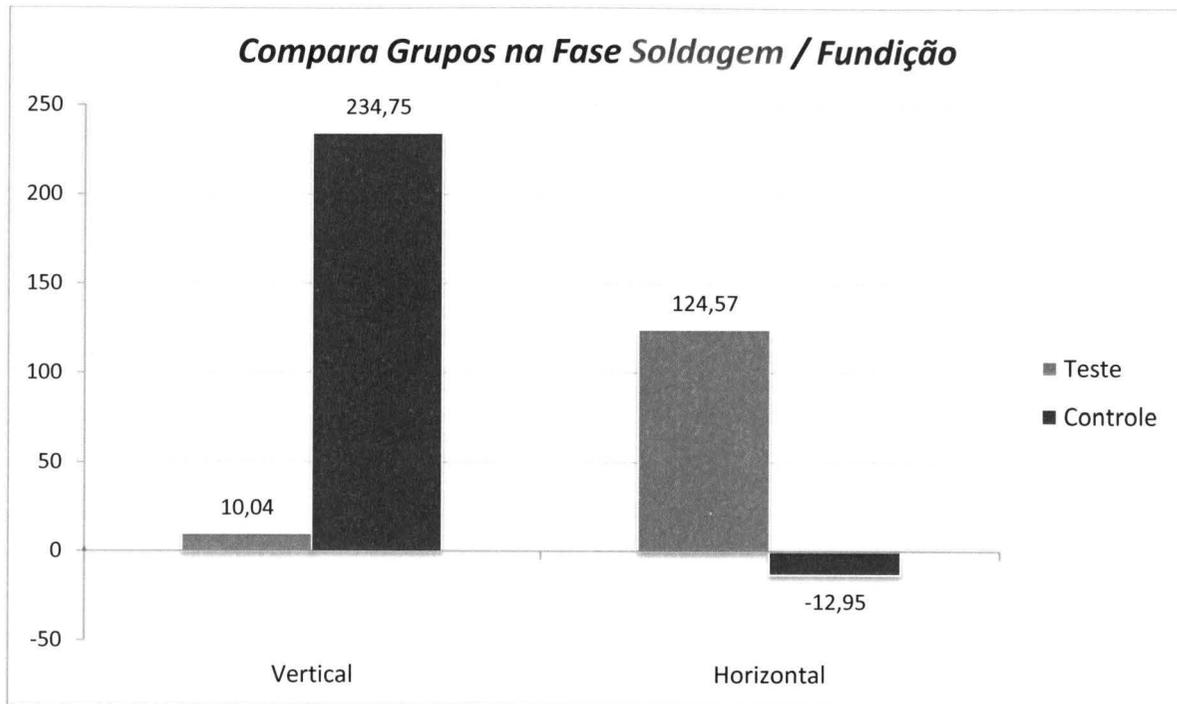


Gráfico 4: Compara Grupos na Fase Ciclagem

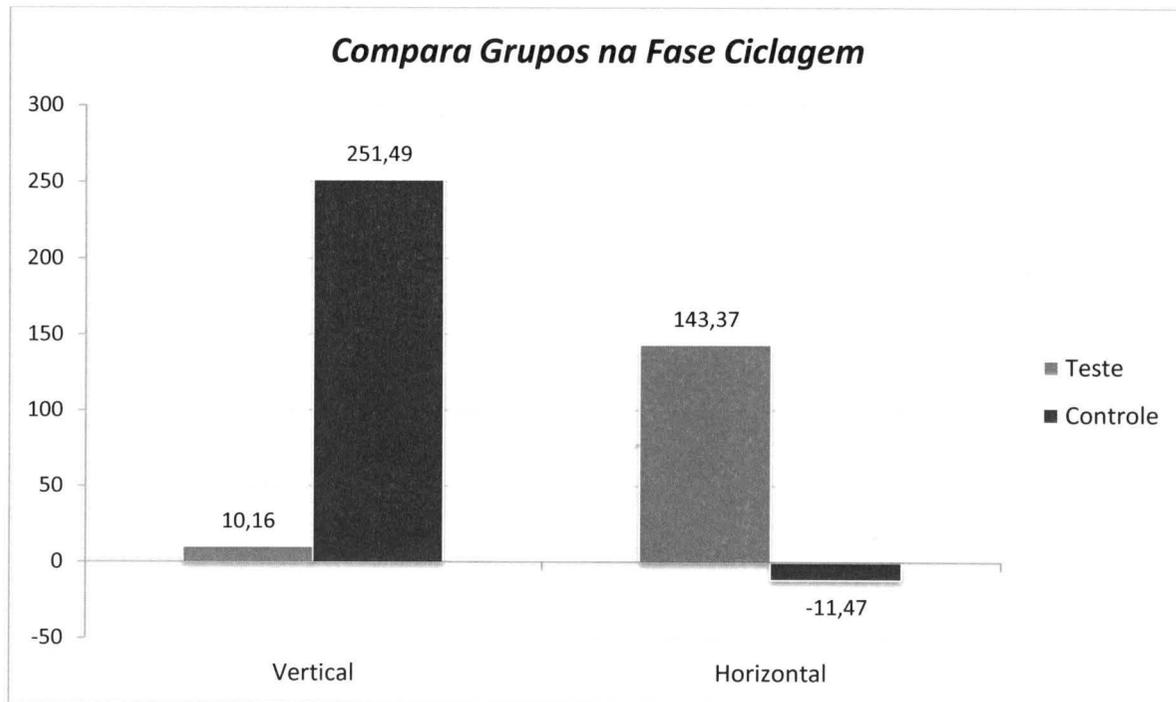


Gráfico 5: Compara Grupos por Fase para Distribuição de Valores Positivos

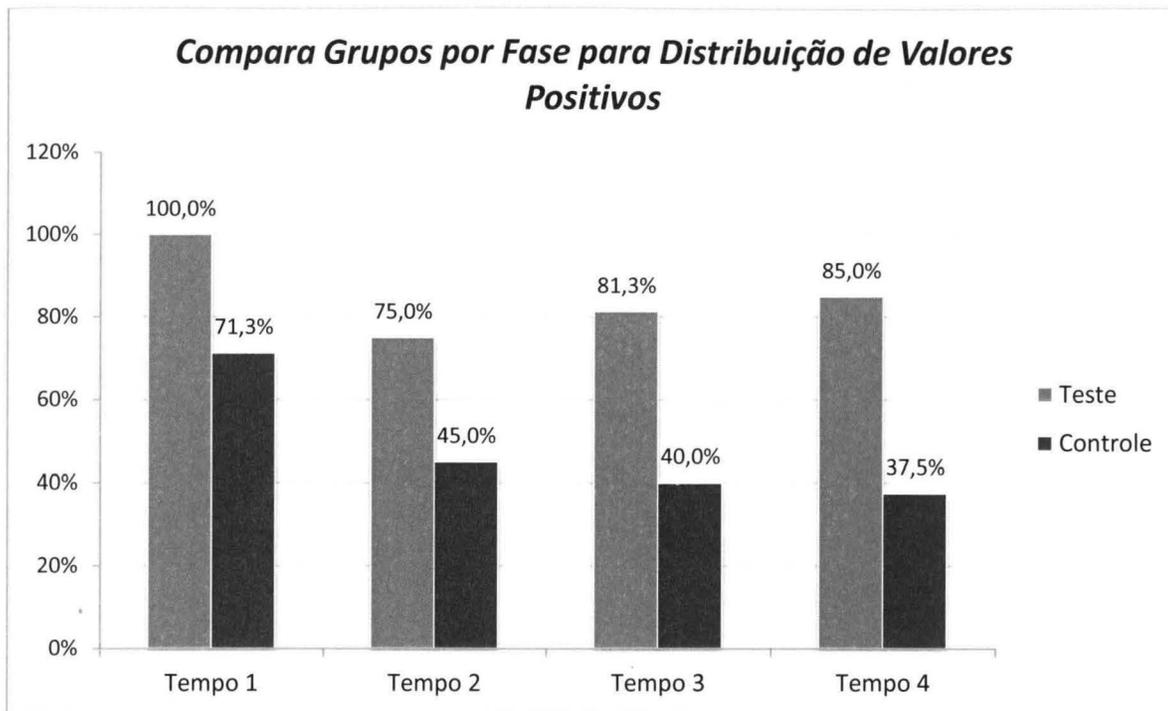


Gráfico 6: Compara Grupos por Fase para Distribuição de Valores Negativos

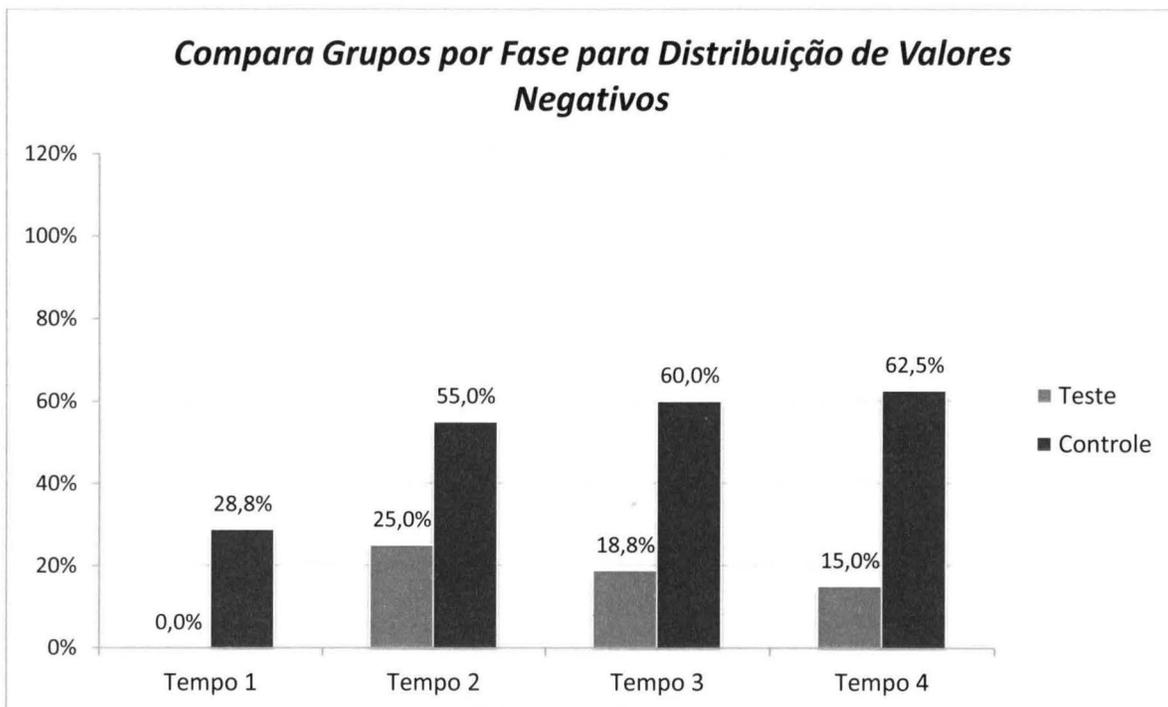


Gráfico 7: Comparações entre as Fases no Teste

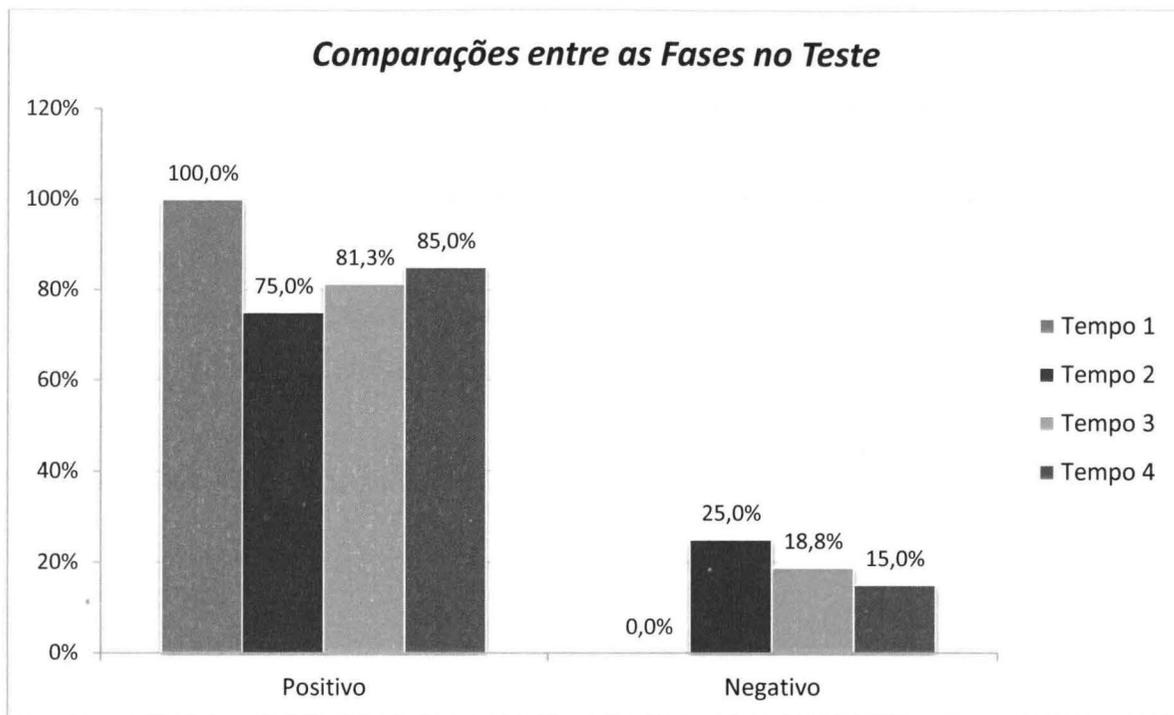
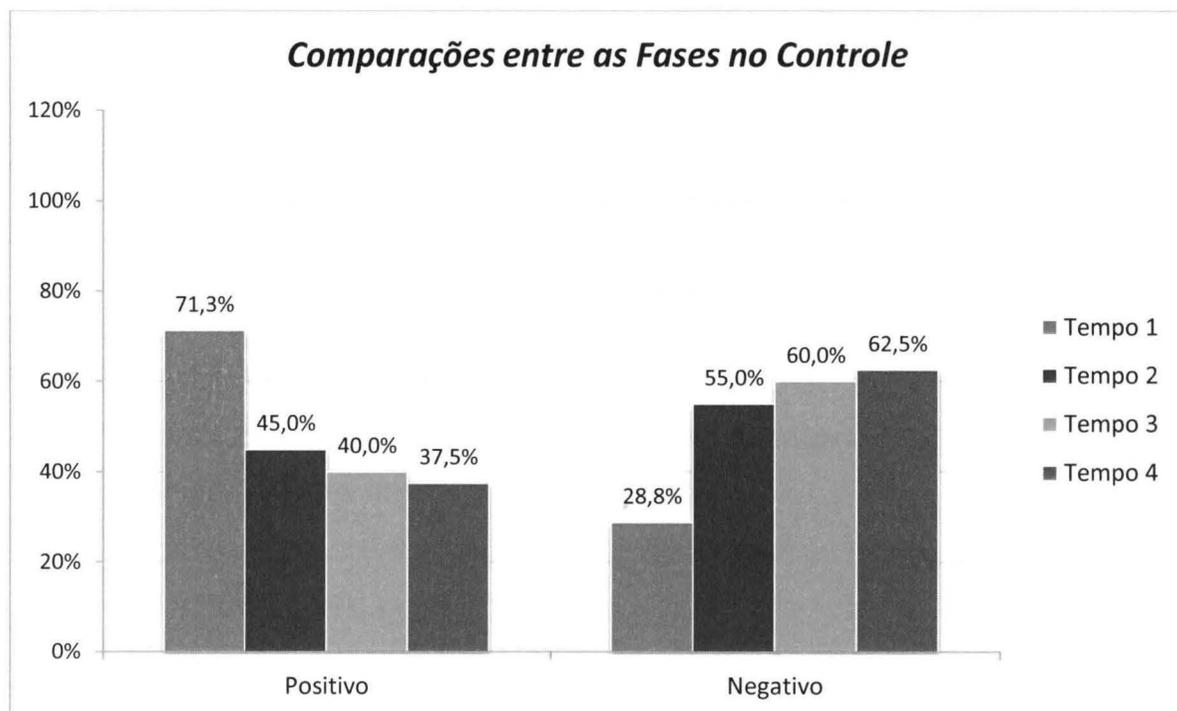


Gráfico 8: Comparações entre as Fases no Controle



4. Legenda

p-valores considerados estatisticamente significativos perante o nível de significância adotado.

p-valores que por estarem próximos do limite de aceitação, são considerados que tendem a ser significativos (até 5 pontos percentuais acima do valor do alfa adotado).

- x -, quando não foi possível utilizar a estatística, nós colocamos estes símbolos.

5. Softwares

Nesta análise estatística foram utilizados os softwares: SPSS V17, Minitab 16 e Excel Office 2010.

6. Bibliografia

Os livros citados abaixo são utilizados como referência de consulta para os testes estatísticos, não foram desenvolvidos por nenhum dos autores abaixo citados. O teste utilizado no trabalho por constar em mais de um livro.

- JAIRO, SIMON DA FONSECA & GILBERTO DE ANDRADE MARTINS, Curso de Estatística, 6ª Edição, Editora Atlas – São Paulo 1996, 320 págs.
- MURRAY, R. SPIEGEL, Estatística Coleção Schaum, 3ª Edição, Editora Afiliada, São Paulo 1993, 640 págs.
- Vieira, Sônia, Bio Estatística Tópicos Avançados, 2ª Edição, Editora Campus, Rio de Janeiro 2004, 212 págs.
- VIEIRA, Sônia. (1991). Introdução à Bioestatística. Rio de Janeiro: Campus.
- MAROCO, João, Análise Estatística com utilização do SPSS, 2ª Edição, Editora Silabo, Lisboa 2003, 508 págs.
- CONOVER, W. U. Practical Nonparametric Statistics, 1º edição, New York, Jonh Willy & Sons, 1971, 462 págs.
- DANIEL, W. W. (1995). Biostatistics: a foundation for Analysis in the Health Sciences. 6th. Ed. Georgia/USA: Jonh Wiley, 1995.

ANEXO 1 - TERMO DE AUTORIZAÇÃO - TESES

Eu, Antonio Marcos Montagner, Nacionalidade Brasileiro, estado civil casado, Profissão cirurgião-dentista, residente e domiciliado na Rua Vital Brasil 326 Cidade Campinas Estado São Paulo, portador do documento de identidade R.G., número 15.853.765-8, na qualidade de titular dos direitos morais e patrimoniais de autor da obra **ANÁLISE COMPARATIVA DO DESAJUSTE MARGINAL DE INFRAESTRURAS DE TITÂNIO SOBRE IMPLANTES PREPARADAS POR TÉCNICAS DE FUNDIÇÃO E CAD-CAM** tese de Doutorado apresentada na Universidade Estadual de Campinas em 23 de agosto de 2013.

1 – **AUTORIZO** a Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP, a reproduzir, disponibilizar na rede mundial de computadores – Internet e permitir a reprodução por meio eletrônico da **OBRA**, a partir da data da homologação.

2 – **AUTORIZO a partir de um ano após a data de homologação**, a Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP, a reproduzir, disponibilizar na rede mundial de computadores – Internet e permitir a reprodução por meio eletrônico, da OBRA.

Casos excepcionais serão tratados pela CPG.

Piracicaba, 22 de outubro de 2013

Assinatura do Aluno: _____

Ciente do Orientador: _____

ANEXO 2 - DECLARAÇÃO



Universidade Estadual de Campinas

Faculdade de Odontologia de Piracicaba

Declaro para os devidos fins e direitos que o conteúdo e a versão digital da minha Dissertação/Tese, defendida em 23 / 08 / 2013, “**ANÁLISE COMPARATIVA DO DESAJUSTE MARGINAL DE INFRAESTRURAS DE TITÂNIO SOBRE IMPLANTES PREPARADAS POR TÉCNICAS DE FUNDIÇÃO E CAD-CAM**”, corresponde ao original entregue para a homologação.

Piracicaba, 22 de Outubro de 2013

Autor: ANTONIO MARCOS MONTAGNER
RA.900209