UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

Rafael Cândido Pedroso e Silva

**Avaliação de dois diferentes planejamentos de próteses totais fixas
implantossuportadas, comparando as técnicas de fabricação das infraestruturas:
tecnologia *CAD-CAM*, fundição convencional e Barra Articulada**

Ribeirão Preto

2015

Rafael Cândido Pedroso e Silva

**Avaliação de dois diferentes planejamentos de próteses totais fixas
implantossuportadas, comparando as técnicas de fabricação das infraestruturas:
tecnologia *CAD-CAM*, fundição convencional e Barra Articulada**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para a obtenção do título de Doutor em Odontologia pelo Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral.

Área de concentração: Reabilitação Oral

Orientadora: Profa. Dra. Renata Cristina
Silveira Rodrigues Ferracioli

VERSÃO CORRIGIDA

Ribeirão Preto

2015

**AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO DO TEOR TOTAL OU PARCIAL DESTES
TRABALHO POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS
DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.**

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca Central do Campus USP - Ribeirão Preto

Pedroso e Silva, Rafael Cândido

Avaliação de dois diferentes planejamentos de próteses totais fixas implantossuportadas, comparando as técnicas de fabricação das infraestruturas: tecnologia *CAD-CAM*, fundição convencional e Barra Articulada.

Ribeirão Preto, 2015.

175p. :83 il. ; 30 cm

Tese de Doutorado apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Reabilitação Oral.

Versão corrigida da tese. A versão original se encontra disponível na Unidade que aloja o Programa.

Orientadora: Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli.

1. Próteses e implantes; 2. *CAD-CAM*; 3. Adaptação marginal; 4. Torque; 5. Ciclagem termomecânica; 6. Resistência à fratura.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Rafael Cândido Pedroso e Silva

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para a obtenção do título de Doutor em Odontologia pelo Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral

Área de concentração: Reabilitação Oral

Orientadora: Profa. Dra. Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli

Aprovado em: ____/____/____

Banca Examinadora

Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Dedicatória

Aos meus pais **Cândido e Olívia**,

graças ao seu amor, dedicação, carinho e incentivo, estou realizando mais uma vitória. Com sua luta diária, me transmitiram os valores mais importantes que uma pessoa pode levar para a vida. Obrigado pelas tantas horas dedicadas à minha formação e pelo apoio incondicional em todos os momentos. Tenho muito orgulho de ser filho de pais maravilhosos. Amo vocês.

Aos meus avós **Joaquim e Antônio ("in memorian"); Leontina e Lygia**,

pessoas admiráveis, que estiveram sempre presentes em minha vida, ensinando, incentivando e torcendo pelo êxito dos meus estudos.

Aos meus irmãos **Luis Henrique e Aline**,

pelo amor, respeito e amizade que compartilhamos durante todos estes anos.

À minha esposa **Talitha**,

pelo amor, carinho e companheirismo concedidos durante todos os momentos. Seu apoio e compreensão foram imprescindíveis para a realização desta conquista. Te amo!

Ao meu filho **Guilherme**,

por trazer tantas alegrias para nossas vidas!

Dedico este trabalho.

Agradecimentos Especiais

Agradecimento Especial

À **Profª. Drª. Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli**, pela excelente orientação que me foi atribuída, além do exemplo de pessoa e profissional que é. Admiro muito a serenidade com que conduziu este trabalho, incentivando sempre na busca do que há de melhor, desde a elaboração de simples relatórios até as mais complexas etapas laboratoriais. Agradeço a compreensão e paciência durante períodos mais complicados, além da simpatia com que trata o seu dia-a-dia, as quais foram essenciais para um bom convívio e produtividade durante estes anos. Professora Renata, muito obrigado pela sua amizade, pela extrema dedicação e principalmente pela confiança depositada em mim.

Também de forma especial agradeço

Ao **Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro**, que esteve presente desde o início desta jornada, participando ativamente das diversas etapas do projeto e co-orientando em momentos importantes e decisivos para a finalização deste trabalho. Obrigado pela amizade, seriedade e por todos os ensinamentos transmitidos.

À **Drª. Adriana Cláudia Lapria Faria Queiroz**, pelo profissionalismo, disponibilidade e pela imprescindível ajuda durante todo o desenvolvimento deste projeto. Sem a sua ajuda não seria possível concretizar esta tese. Muito obrigado pela amizade e boa convivência em todas as horas.

Agradecimentos

Agradecimentos

A **Deus**, pela presença constante em minha vida, pela saúde e bênção proporcionadas por todos estes anos.

À **Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo**, representada por seu Diretor, **Prof. Dr. Valdemar Mallet da Rocha Barros**, por me proporcionar uma formação de excelência desde a graduação.

Ao **Programa de Pós Graduação em Reabilitação Oral**, com a coordenação da **Profa. Dra. Rossana Pereira de Almeida Antunes**, pela seriedade, respeito e busca constante de melhorias.

À **Profª. Drª. Maria da Glória Chiarello de Mattos**, pela amizade, ajuda dispensada em diversos momentos, por sua dedicação e entusiasmo durante todo este período de nossa convivência.

A todos os **docentes** do Programa de Pós-Graduação na Área de Reabilitação Oral da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, pelos ensinamentos transmitidos.

Aos companheiros de laboratório **Érica, Tiossi, Vitor, Fábio, Murillo, Izabela, Denise, Danilo, Cristian, Raniel, Francielle, Talita, Suleima e Renata**, pela amizade consolidada durante estes anos, proporcionando intercâmbio de conhecimento e apoio constante durante inúmeras etapas desta pesquisa.

Ao técnico **Luiz Sérgio Soares**, do Departamento de Materiais Dentários e Prótese, pela sua diária disposição em ajudar, além do desenvolvimento e aperfeiçoamento de importantes dispositivos utilizados neste estudo.

À engenheira **Ana Paula Macedo**, por toda sua disponibilidade. Agradeço a amizade e o empenho que teve em todos os momentos em que precisei.

À **Profª. Drª Yara T. C. Silva Sousa**, por ter sido tão solícita e ter me dado a oportunidade de realizar os escaneamentos no microCT (UNAERP).

Ao **João Felipe Bonatto Bruniera**, por ter realizado os escaneamentos das próteses por meio do microCT.

Ao **Rodrigo Ferreira da Silva**, pela análise das amostras no MEV.

À **Isabel Cristina Galino Sola** e **Regiane Cristina Moi Sacilotto**, secretárias da Seção de Pós-Graduação da FORP-USP, pela solicitude e disposição.

À **Ana Paula Xavier**, **Regiane de Cássia Tirado Damasceno** e **Fernanda Talita de Freitas**, secretárias do Departamento de Materiais Dentários e Prótese, pela disponibilidade e competência.

Aos técnicos, **José de Godoy Filho**, **Lício Firmino Júnior**, **Marcelo Aparecido Vieira** e **Paulo Sérgio Ferreira**, pela colaboração durante a confecção das próteses.

A todos os amigos que fiz na pós-graduação, pela alegre convivência e amizade durante todo este período.

À **CAPES**, pela bolsa concedida durante o curso de doutorado.

À **FAPESP**, pela concessão de auxílio financeiro a esta pesquisa (Processo Fapesp: 2013/16639-0).

A todos que contribuíram direta e indiretamente para a realização deste trabalho.

Meus sinceros agradecimentos.

Resumo

PEDROSO e SILVA, R.C. Avaliação de dois diferentes planejamentos de próteses totais fixas implantossuportadas, comparando as técnicas de fabricação das infraestruturas: tecnologia *CAD-CAM*, fundição convencional e Barra Articulada. Ribeirão Preto, 2015. 175p. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar dois diferentes planejamentos de próteses totais fixas implantossuportadas, comparando as técnicas de fabricação das infraestruturas: tecnologia *CAD-CAM*, fundição convencional e Barra Articulada. Após ciclagem termomecânica, foram analisadas a perda de torque dos parafusos protéticos e adaptação marginal vertical e horizontal. Ao final, as próteses foram submetidas a ensaios de fadiga acelerada progressiva e resistência à fratura. Foram confeccionadas 48 próteses totais fixas implantossuportadas, as quais foram divididas inicialmente em dois grupos, G1 – protocolo convencional; G2 – “All-on-4”. De acordo com a técnica de fabricação das infraestruturas, estes grupos foram divididos em três subgrupos, A – tecnologia *CAD-CAM*; B – fundição convencional; C – Barra Articulada, proporcionando seis amostragens diferentes: G1A, G1B, G1C, G2A, G2B e G2C (n=8). Todas as próteses foram avaliadas em relação à adaptação marginal vertical e horizontal, utilizando MicroCT, antes e após a ciclagem termomecânica (2.000.000 de ciclos). A perda de torque dos parafusos protéticos foi analisada antes (T0), após 1.000.000 (T1) e 2.000.000 de ciclos (T2). Após este ensaio, as próteses foram submetidas ao teste de fadiga acelerada progressiva (n=8) e em sequência, ensaio de resistência à fratura (n=6). A perda de torque teve diferença significativa para todos os tempos comparados ($p<0,01$), exceto em G2B, onde a comparação entre T1 - T2 não mostrou diferença significativa ($p=0,72$). A comparação entre G1 e G2 não foi significativa. A comparação entre os subgrupos A, B e C teve diferenças significantes em G1T1, G1T2, G2T1 e G2T2 quando comparados os subgrupos A – B e B – C, todos com ($p<0,01$). Não houve diferenças significantes para a adaptação marginal vertical e horizontal antes e depois da ciclagem em todos os grupos. Na comparação de G1 e G2, houve diferença significativa para a adaptação vertical e horizontal apenas no subgrupo B, nos dois tempos, ambos com ($p<0,01$). Na comparação dos subgrupos A, B e C, houve diferenças significantes em G1 antes e depois; e G2 antes e depois, quando comparados os subgrupos A – B e B – C, todos com ($p<0,01$) para a adaptação vertical e horizontal. Já para a adaptação horizontal, esta comparação foi significativa apenas em G2 antes e depois, ambos com ($p=0,02$). Em relação à resistência à fratura, a comparação entre G1 e G2, foi significativa em todos os subgrupos, A e C ($p<0,01$), B ($p=0,02$). A comparação dos subgrupos A, B e C, também foi significativa em relação à resistência à fratura das próteses em todos os grupos ($p<0,01$). Pode-se concluir que a simulação de ciclos mastigatórios teve influência significativa sobre a perda de torque dos parafusos protéticos, porém não influenciou significativamente a adaptação marginal vertical e horizontal das próteses; desadaptações marginais influenciaram significativamente no afrouxamento dos parafusos protéticos; as próteses dos subgrupos A e C obtiveram resultados significativamente melhores para a adaptação marginal vertical e horizontal quando comparadas às do subgrupo B, sendo que na adaptação horizontal, as do subgrupo A tiveram resultados melhores que as do C; a quantidade e distribuição dos implantes não influenciou na perda de torque dos parafusos protéticos em todas as situações, porém teve influência significativa na adaptação marginal vertical e horizontal das próteses do subgrupo B; todas as próteses sobreviveram ao ensaio de fadiga acelerada progressiva; em relação ao ensaio de resistência à fratura, as próteses do G2, tiveram resultados significativamente melhores que as do G1, o subgrupo B obteve valores significativamente maiores de resistência na região do cantilever, quando comparadas ao subgrupos A e C; o subgrupo A obteve os menores valores de resistência.

Palavras chave: Próteses e implantes, *CAD-CAM*, Adaptação marginal, Torque, Ciclagem termomecânica, Resistência à fratura

Abstract

PEDROSO e SILVA, R.C. Evaluation of two different designs of full-arch implant-supported fixed dentures, comparing the infrastructure manufacturing techniques: CAD-CAM technology, conventional casting and Articulated Bar. Ribeirão Preto, 2015. 175p. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

ABSTRACT

The objective of this study was evaluate two different designs of full-arch implant-supported fixed dentures, comparing the infrastructure manufacturing techniques: CAD-CAM technology, conventional casting and Articulated Bar. After thermomechanical cycling, were analyzed prosthetic screws loosening and vertical and horizontal marginal adaptation. In the end, the prostheses were submitted to tests of progressive accelerated fatigue and fracture resistance. Were made 48 implant-supported fixed dentures, which initially were divided into two groups, G1 - conventional protocol; G2 - "All-on-4". According to the technique of manufacturing infrastructure, these groups were divided into three subgroups: A - CAD-CAM technology; B - conventional casting; C - Articulated bar, providing six different samples: G1A, G1B, G1C, G2A, G2B e G2C (n=8). All samples were evaluated in the vertical and horizontal marginal adaptation using MicroCT before and after the thermomechanical cycling (2,000,000 cycles). The loosening of the prosthetic screws was analyzed before (T0), 1,000,000 (T1) and 2,000,000 cycles (T2). After this test, the prostheses were submitted to progressive accelerated fatigue test (n = 8) and sequentially fracture resistance test (n = 6). The prosthetic screw loosening has significant difference for all time compared (p <0.01), except in G2B where the comparison between T1 - T2 showed no significant difference (p = 0.72). The comparison between G1 and G2 was not significant. The comparison between subgroups A, B and C had significant differences in G1T1, G1T2, G2T1 and G2T2 compared subgroups A - B, B - C, all of (p <0.01). There were no significant differences for vertical and horizontal marginal adaptation before and after cycling in all groups. Compared to G1 and G2, there was a significant difference for vertical and horizontal adjustment only in the subgroup B in two stages, both (p <0.01). In the comparison of subgroups A, B and C, there were significant differences G1 before and after; and G2 before and after, when compared subgroups A - B, B - C, all of (p <0.01) for vertical and horizontal adaptation. As for the horizontal adaptation, this comparison was significant only in G2 before and after, with both (p = 0.02). With regard to fracture resistance, the comparison between G1 and G2 was significant in all subgroups, A and C (p <0.01), B (p = 0.02). The comparison of subgroups A, B and C was also significant compared to the fracture resistance of the prosthesis in all groups (p <0.01). It can be concluded that the simulation of mechanical cycling had significant influence on the loosening of prosthetic screws, but did not significantly influence the vertical and horizontal marginal fit of the prosthesis; marginal adaptation significantly influenced the loosening of prosthetic screws; the prostheses of the subgroups A and C had significantly better results for the vertical and horizontal marginal adaptation when compared to the subgroup B, and in the horizontal adaptation, the sub-group A had better results than those of C; the amount and distribution of the implants did not affect the prosthetic screws loosening in all situations, but had significantly influence in vertical and horizontal marginal adaptation of subgroup B prostheses; all samples survived in progressive accelerated fatigue test; in relation to the fracture resistance test, the prosthesis G2, had significantly better results than the G1, the B subgroup achieved significantly higher values of resistance in the cantilever region, when compared to subgroups A and C; the subgroup C obtained the smallest resistance.

Keywords: Prostheses and implants, CAD-CAM, Marginal adaptation, Torque, Thermomechanical cycling, Fracture resistance

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

1. INTRODUÇÃO e REVISÃO DE LITERATURA.....	31
2. PROPOSIÇÃO.....	49
3. MATERIAL E MÉTODO.....	53
3.1. Matrizes iniciais (grupo 1 e grupo 2).....	56
3.2. Obtenção dos “modelos de trabalho” e “modelos de ensaio”.....	61
3.3. Confeção das próteses: planejamento inicial.....	68
3.4. Subgrupo A – obtenção das infraestruturas por tecnologia <i>CAD-CAM</i>	72
3.5. Subgrupo B – obtenção das infraestruturas por fundição convencional.....	76
3.6. Subgrupo C – obtenção das infraestruturas pela técnica da Barra Articulada.....	85
3.7. Acrilização das próteses.....	89
3.8. Verificação da adaptação marginal.....	95
3.9. Verificação do torque/destorque.....	98
3.10. Ensaio de ciclagem termomecânica.....	100
3.11. Ensaio de fadiga acelerada progressiva.....	102
3.12. Ensaio de resistência à fratura.....	103
3.13. Análise qualitativa dos componentes.....	104
3.14. Análise dos resultados.....	107
4. RESULTADOS.....	109
4.1. Perda de torque.....	111
4.2. Adaptação marginal vertical.....	114
4.3. Adaptação marginal horizontal.....	118
4.4. Resistência à fratura.....	122
4.5. Análise qualitativa dos componentes.....	125
5. DISCUSSÃO.....	131
6. CONCLUSÕES.....	151
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	155
ANEXOS.....	167

1. Introdução e Revisão de Literatura

1. INTRODUÇÃO e REVISÃO DE LITERATURA

A prótese total fixa implantossuportada é uma das alternativas para pacientes totalmente edêntulos, com rebordo ósseo que não proporcionam retenção e nem estabilidade para uma prótese total convencional (Rivaldo *et al.*, 2007). Brånemark preconizou um protocolo para reabilitação inferior de pacientes desdentados totais de longa data que, devido à indisponibilidade óssea em regiões posteriores, necessitavam de adequada estabilidade anterior para suportar extensões *cantilever* que se projetavam distalmente. Isto foi possível com a instalação de quatro a seis implantes com diâmetro de 3,75mm entre os forames mentuais, proporcionando sustentação para próteses fixas que se estendem posteriormente a estes. Este tratamento ficou mundialmente conhecido como Protocolo de Branemark (Naconecy, 2006; Oliveira *et al.*, 2010).

Desde o final da década de 60, até os acompanhamentos longitudinais mais recentes, esta modalidade de tratamento vem evidenciando elevados índices de sucesso (Bezerra *et al.*, 1999; Sahin *et al.*, 2002). Isto graças ao desenvolvimento de técnica segura e confiável, comprovada cientificamente por vários autores, destacando-se os estudos de Brånemark (Bezerra *et al.*, 1999; Oliveira *et al.*, 2010).

O protocolo convencional de reabilitação dos rebordos edêntulos com próteses fixas implantossuportadas preconiza a instalação de múltiplos implantes paralelos, nas regiões anteriores da maxila e mandíbula (Branemark *et al.*, 1995). Migliorança, 2008 relata que a maior parte da força aplicada nas extensões distais destas próteses é absorvida pelo implante mais posterior, independentemente do número de implantes utilizados.

Em 2003, Maló, Rangert e Nobre publicaram um protocolo no qual as próteses totais parafusadas são instaladas na mandíbula imediatamente após a cirurgia, foi preconizada a utilização de quatro implantes, sendo dois inclinados e dois retos, esse conceito recebeu a denominação de “*All-on-4*”. Utilizando esse protocolo foram instalados 176 implantes em 44

pacientes com carga imediata, a perda óssea marginal foi pequena, a taxa de sucesso dos implantes foi de 96,7% e não ocorreu insucesso nas próteses (Maló *et al.*, 2006).

Em estudo *in vitro*, Naconecy (2006), comparou a biomecânica de reabilitações orais fixas com três, quatro e cinco implantes, e relatou que a inclinação dos implantes mais posteriores promove diminuição da força e momentos fletores nos pilares protéticos, independentemente do número de implantes utilizados. Em outro estudo, através da análise de elementos finitos, os autores concluíram que configurações com quatro ou cinco implantes paralelos mostraram distribuição de tensões semelhantes no osso, implantes e infraestrutura protética. Além disso, o chamado método de reabilitação “*All-on-4*”, com os implantes posteriores inclinados distalmente em 34° resultaram em redução favorável de tensões ao osso, implantes e infraestrutura (Fazi, *et al.*, 2011).

A definição adequada do número ideal de implantes para suportar uma reabilitação total implantossuportada deve ir além de apenas uma listagem do número de implantes utilizados no plano de tratamento, ela deve ser baseada numa análise biomecânica levando em conta vários fatores: os locais dos implantes na mandíbula; a qualidade e quantidade de osso no qual eles estão colocados; as cargas (forças e momentos) que se desenvolvem sobre os implantes; as grandezas de tensão e deformação que se desenvolvem na estrutura óssea, assim como nos implantes e próteses. Em geral, a determinação de um número ótimo de implantes para utilização em um paciente deve responder a uma questão biomecânica inerente a cada situação (Brunski, 2014).

Em estudo *in vitro* recente, Francetti *et al.* (2015), avaliaram o padrão de tensão nos componentes protéticos em reabilitações totais implantossuportadas utilizando duas configurações diferentes, um grupo com cinco implantes e outro simulando o sistema “*All-on-4*”. Concluíram que não houve diferença significativa entre os dois modelos, de modo que o

uso de implantes inclinados com pilares angulados para reduzir o comprimento do *cantilever* pode ser considerada uma opção clinicamente viável.

Apesar destes estudos, ainda não há um consenso clínico de qual o melhor protocolo de instalação dos implantes na mandíbula. A maioria dos estudos que comparam os diferentes posicionamentos de implantes em reabilitações totais são os que promovem análises de tensões ao redor dos implantes e componentes. Além destes, casos clínicos são amplamente relatados na literatura. Por isso, novas pesquisas são necessárias para comparar a longevidade das barras e próteses fixas sobre implantes em diferentes configurações de posicionamento e angulação.

Ainda que possa ser considerado um tratamento consagrado na Odontologia, com elevadas taxas de sucesso clínico, as próteses tipo protocolo podem falhar estruturalmente, comprometendo o prognóstico das mesmas. As falhas mecânicas mais frequentes nas próteses sobre implantes são o afrouxamento e fratura do parafuso da prótese ou do pilar intermediário, ou até mesmo a fratura do acrílico e da barra na área da solda (Goodacre *et al.*, 1999; Rivaldo *et al.*, 2007). Grandes extensões de *cantilever* especialmente quando os implantes são colocados em linha reta, em vez de um arranjo semilunar, parecem estar associadas à fratura dos componentes protéticos (Zarb e Bolender, 2006).

Uma das complicações mecânicas frequentemente relatadas na área da implantodontia é o afrouxamento dos parafusos (Jemt, 1991; Jemt *et al.*, 1992; Naert *et al.*, 1992; Jemt e Lekholm, 1993; Jemt, 1994; Kallus e Bessing, 1994; Behr *et al.*, 1998; Behring *et al.*, 2015). O afrouxamento dos parafusos tem sido associado ao desajuste das próteses e a outros fatores, como: cargas compressivas de magnitude igual ou superior à pré-carga do parafuso (McAlarney e Stavropoulos, 1996; Alkan *et al.*, 2004; Yousef *et al.*, 2005), forças de tensão que causem deformação plástica e consequente redução da força de união parafuso/pilar (McAlarney e Stavropoulos, 1996); carga oclusal cíclica com micro movimentação entre

implante e prótese (Jornéus *et al.*, 1992; Duyck *et al.*, 1997); assentamento ou relaxamento do parafuso (Jornéus *et al.*, 1992; Siamos *et al.*, 2002); e diferenças na forma e material de confecção (Yousef *et al.*, 2005). A sobrecarga gerada pode favorecer a fratura de componentes ou a perda óssea ao redor dos implantes.

Uma interação de fatores clínicos é relatada como possível causa do afrouxamento dos parafusos. Quando carga de aperto é aplicada ao parafuso, criam-se cargas compressivas no implante e cargas de tração no parafuso, proporcionais ao torque aplicado. Para que ocorra um afrouxamento desta junta parafusada a magnitude da força externa deve ser maior do que a força à qual estas estruturas estão conectadas (Haack *et al.*, 1995; McGlumphy *et al.*, 1998; Alkan *et al.*, 2004). A força que mantém estas estruturas parafusadas é conhecida como carga de aperto, carga inicial ou pré-carga.

A pré-carga deve ser muito bem controlada para proporcionar boa retenção entre os componentes, pois pré-cargas de baixa intensidade não proporcionam boa retenção, e pré-cargas muito altas podem levar a deformações permanentes, ou até mesmo à fratura dos componentes. Esta pré-carga deve ser maior do que as forças às quais o parafuso será submetido na boca, e menor do que o limite de escoamento do material do parafuso. De forma geral, o torque necessário para a remoção do parafuso é menor do que o torque de instalação, devido ao relaxamento do material, ou ao assentamento e deformação entre as superfícies de contato (Haack *et al.*, 1995; Elias e Figueira, 2003).

De acordo com Bickford (1981), o processo de afrouxamento do parafuso pode ser descrito em dois estágios. No primeiro estágio, forças externas tais como forças mastigatórias aplicadas sobre a junta parafusada causam movimentação no parafuso, contribuindo com a diminuição da pré-carga do parafuso. O segundo estágio envolve o afrouxamento contínuo do parafuso diminuindo a pré-carga abaixo de valores críticos, permitindo o giro das roscas e o afrouxamento da junta parafusada. Para manter a junta parafusada, a magnitude da força da

pré-carga deve ser maior que a força oclusal, caso contrário, o limite de escoamento do parafuso pode ser excedido, causando dessa forma afrouxamento e deformação do parafuso, sendo que para manter a junta parafusada as forças oclusais não devem ultrapassar 60% a 75% do limite de escoamento do material no caso o parafuso de fixação do pilar (Jorneus *et al.*, 1992; Haack *et al.*, 1995; McGlumphy *et al.*, 1998). Sakaguchi e Borgensen (1995) analisaram através de método de elementos finitos, a distribuição de tensão nos parafusos dos pilares e nos parafusos protéticos após a aplicação do torque. Após a pré-carga, encontraram valores de tensão máximos abaixo de 55% do limite de escoamento do material em ambos os parafusos.

Os trabalhos encontrados na literatura que verificaram a instabilidade da junta parafusada e, conseqüentemente, o afrouxamento do parafuso de fixação, utilizaram-se de experimentos *in vitro*, simulando a função mastigatória por meio da aplicação de cargas verticais, pontuais e estáticas, as quais representariam os contatos cêntricos da mastigação. Os contatos cêntricos sobre pontas de cúspides podem exceder o limiar das forças de aperto, especialmente em pacientes com grande capacidade mastigatória e que apresentem hábitos parafuncionais. Contudo, as forças de separação mais comuns são geradas por contatos excêntricos (McGlumphy *et al.*, 1998).

Em um estudo com objetivo de avaliar o comportamento do parafuso de fixação dos pilares protéticos, Alkan *et al.* (2004) através do método do elemento finito, encontraram maiores valores de estresse concentrados na região entre o corpo e a primeira rosca do parafuso tanto do pilar quanto do parafuso protético após aplicação da pré-carga submetidos a 3 diferentes cargas oclusais (carga horizontal=10N, carga vertical=35N e carga oblíqua=70N), sendo que nas três condições testadas, o valor máximo do estresse não alcançou o limite de escoamento do parafuso do pilar e do parafuso protético.

Outro problema relatado é a fratura da barra que pode ocorrer quando ela está incorretamente dimensionada e/ou quando o braço do *cantilever* é muito extenso, superior a 14 mm (Rivaldo *et al.*, 2007).

As barras de próteses totais fixas implantossuportadas são geralmente confeccionadas em ligas de cobalto-cromo, devido às suas propriedades. Esta liga foi inserida no meio odontológico por Erdle e Prange (1934) na tentativa de substituir as ligas de ouro para confecção de estruturas de próteses parciais removíveis. Os autores desenvolveram técnicas de fundição odontológica para uma liga à base de cobalto-cromo (Estelita), utilizada na indústria automobilística, nomeando-a Vitallium (Henriques, 1995). Paffenbarger *et al.*, em 1943, compararam as ligas de cobalto-cromo existentes no mercado com as ligas de ouro e mostraram que estas ligas alternativas apresentavam propriedades como resistência à corrosão, dureza, resistência mecânica e à abrasão semelhantes ou até mesmo superiores às das ligas de ouro sendo, portanto, passíveis de substituí-las.

Apesar de possuir propriedades físicas desejáveis, as infraestruturas das próteses podem falhar devido à ocorrência de fraturas. Essa condição é decorrente de falhas no processo laboratorial, que podem causar defeitos estruturais como porosidades impostas por técnicas de fundição e problemas no processo de solda. Além disso, ajustes mecânicos a frio e má arquitetura da infraestrutura metálica também podem levar à ocorrência de falhas (Harcourt, 1964; Lewis, 1978; Morris, 1979; Noort e Lamb, 1984; Ben-Ur, 1986; Henriques, 1995; Zarb e Bolender, 2006).

As propriedades dos diferentes materiais das infraestruturas protéticas podem afetar, significativamente, as tensões no tecido ósseo ao redor dos implantes. Uma infraestrutura composta de um material com baixo módulo de elasticidade, como o ouro, aparentemente oferece menor resistência às forças laterais durante a função do que as ligas rígidas não preciosas, conseqüentemente, aumentando a tensão local ao osso. Além disso, diferenças nas

propriedades do material, e forma da infraestrutura também pode ter efeito sobre as tensões nos implantes, assumindo que a infraestrutura age como uma viga e que será tensionada, principalmente, durante condições severas de mastigação (Pinto, 2011).

Uma mudança no módulo de elasticidade e/ou na forma da secção transversal de uma barra pode afetar a quantidade de deflecção da infraestrutura e, conseqüentemente, as tensões nos implantes. Na evolução da fabricação das próteses, os clínicos relataram fratura da prótese primariamente ao pilar distal e na junção do cantilever. A fadiga é o fator primário de durabilidade clínica. A fadiga da liga metálica consiste: 1) na deformação e desenvolvimento de linhas e bandas de enfraquecimento do material enquanto a estrutura pode resistir às tensões recebidas; 2) a continuidade das tensões até ocorrer o crack inicial; e 3) propagação do crack até a fratura total da estrutura. As propriedades mecânicas do material e um desenho que minimize a deflecção são primordiais para o sucesso mecânico da infraestrutura (Stewart *et al.*, 1992).

Os desenhos longitudinais e da secção transversal de uma estrutura de *cantilever* estão diretamente relacionados à resistência à deflexão. O momento de força criado por um *cantilever* é igual à força aplicada multiplicada pelo comprimento do braço de alavanca. O comprimento do cantilever é significativo para flexão, por isso, deve ser bem justificado clinicamente. As infraestruturas apresentam boa rigidez e durabilidade melhorada pelo aumento de metal na junção do *cantilever* com o pilar mais distal. Entretanto, os benefícios em limitar-se as dimensões da prótese incluem interferência reduzida com as estruturas orais e acesso adequado para higiene. A extensão vertical da estrutura é determinada pela extensão mais oclusal dos dentes remanescentes. A largura vestibulo-lingual da barra é influenciada pelo posicionamento e largura do dente e relação espacial entre a língua e as bochechas. A estrutura deveria permitir pelo menos 2mm de distância para o tecido gengival, permitindo espaço para a higiene. A secção transversal em viga I pode minimizar a concentração de

tensões na porção terminal dos implantes de uma prótese protocolo (Cox e Zarb, 1985; Pinto, 2011).

Infraestruturas de próteses múltiplas implanto-retidas devem exibir adaptação passiva aos pilares (Hecker e Eckert, 2003), portanto, uma boa adaptação marginal é indispensável para o sucesso das reabilitações. Biologicamente, desadaptações marginais podem levar ao aumento da microinfiltração bacteriana e acúmulo de biofilme, podendo causar doenças periimplantares. Mecanicamente, próteses desadaptadas geram maior tensão ao redor dos implantes, quando comparadas a próteses adaptadas (Pedroso e Silva, 2012).

Além dos fatores anteriormente citados, a falta de adaptação passiva entre coroa e o pilar também pode interferir na perda de torque dos parafusos. As desadaptações podem ser classificadas como: vertical, horizontal, angular e rotacional (Assunção *et al.*, 2011) e desajustes de 10µm são capazes de sobrecarregar os parafusos que passam a ser utilizados para fechar a interface comprometendo a estabilidade da conexão (Sakaguchi e Borgensen, 1993).

A falta de adaptação dos componentes pode alterar a pré-carga inicial, colocando os parafusos sob tensão e reduzindo o seu tempo de fadiga. Os defeitos de fundição podem impedir o correto assentamento da prótese sobre os pilares além de dificultar a obtenção de pré-carga satisfatória (Rangert *et al.*, 1997).

Apesar dos diversos problemas relacionados a desadaptação marginal, há relatos na literatura de que níveis de desajuste entre 10 e 150µm poderiam ser clinicamente aceitáveis (Brånemark, 1983; Jemt, 1991). O que se deve ter em mente é que os procedimentos clínicos e laboratoriais, mesmo quando realizados com rigor de técnica, invariavelmente acabarão por gerar algum nível de distorção na prótese finalizada, em decorrência de técnicas e materiais de moldagem utilizados, modelos de gesso, obtenção do padrão em cera, procedimentos de fundição, acabamento e polimento, aplicação de porcelana ou resina acrílica sobre a

infraestrutura (Wee *et al.*, 1999), e todos podem, de alguma forma e em algum grau, comprometer o assentamento passivo da prótese.

A confecção de próteses extensas é passível de maior distorção que as próteses unitárias. Ao fazer a fundição de vários pilares unidos, a contração do metal poderá induzir desajustes sobre cada componente, produzindo uma peça em monobloco com grande desajuste entre os pilares e as plataformas dos implantes (Schiffleger *et al.*, 1985; Jemt, 1994; Rangert *et al.*, 1995; Cariello, 2009). A desadaptação de uma infraestrutura implantossuportada pode ser corrigida através da secção e união dos segmentos entre os pilares por soldagem. Após este procedimento, a barra ainda poderá apresentar pequenos desajustes marginais e a região da soldagem será um ponto de fragilidade da estrutura protética (Riedy *et al.*, 1997; Ford, 2003; Cariello, 2009).

Diversos estudos têm sido desenvolvidos tentando testar novos materiais e técnicas mais aprimoradas com a finalidade de reduzir drasticamente ou eliminar o problema das desadaptações marginais de reabilitações implantossuportadas. Paniz *et al.* (2013) investigaram a adaptação marginal em infraestruturas de titânio comercialmente puro e cobalto-cromo obtidas através de sistemas *CAD-CAM*, comparando os resultados com infraestruturas obtidas de maneira convencional. Concluíram que a adaptação passiva absoluta não pode ser alcançada, independentemente dos materiais e diferentes técnicas de confecção, mas as infraestruturas de titânio e cobalto-cromo fresadas por processo *CAD-CAM* tiveram melhor adaptação marginal que as infraestruturas obtidas por fundição.

Em estudo semelhante, Alfadda (2014) comparou a diferença entre a adaptação marginal vertical de infraestruturas fundidas convencionalmente e outras fresadas por sistema *CAD-CAM*. Concluiu que nenhuma das técnicas promove completa ausência de desadaptação marginal, porém, relatou que as infraestruturas fresadas tiveram resultados significativamente melhores do que as fundidas.

Para a avaliação da adaptação marginal de próteses sobre implantes, diferentes metodologias podem ser utilizadas. Classicamente nos consultórios a avaliação da adaptação marginal é feita utilizando explorador e espelho clínico, além do exame de radiografias periapicais. Em laboratório essa avaliação normalmente tem sido feita com auxílio de um microscópio óptico. Atualmente um novo método não destrutivo utilizando um microtomógrafo computadorizado (MicroCT) tem sido utilizado para avaliação da adaptação marginal. Este método permite a avaliação da adaptação marginal e do espaço interno em 2 dimensões (2D) e 3 dimensões (3D) dentro do intervalo de alguns micrômetros, em diferentes locais e direções (Seo *et al.*, 2009; Pelekanos *et al.*, 2009).

Considerando as complicações mecânicas às quais o conjunto prótese/pilar/implante está submetido durante a função mastigatória fisiológica, esta não deve ter influência na adaptação passiva entre implante e seus componentes protéticos. Para a realização de um estudo laboratorial, pode-se utilizar a ciclagem mecânica para simulação do ato mastigatório, de modo a aproximar o ensaio das condições normalmente encontradas no meio bucal (Itinocche *et al.*, 2004). O ensaio é realizado submetendo-se a estrutura a ser avaliada a ciclos repetitivos em meio aquoso, com intensidade, frequência e temperatura controladas (Itinocche, 2002).

A força mastigatória pode ser definida como toda a força transferida para os arcos dentais quando o bolo alimentar é mastigado. As medidas durante a mastigação variam amplamente, com forças de 17 até 450N (Mornenburg *et al.*, 2002).

Para simular as condições intra-orais, Attia e Kern (2004), utilizaram um aparelho de simulação de ciclos mastigatórios em ambiente aquoso, por 600.000 ciclos mastigatórios. A frequência dos ciclos foi de 1,2Hz, com carga máxima de 49N. Segundo os autores, a força máxima média durante a mastigação e deglutição humana é de 40N, enquanto forças máximas de mastigação posterior variam de 200 a 540N.

Atualmente, a busca por tratamentos envolvendo maior rapidez, aliados à máxima precisão, tem se tornado constante na Odontologia. Com o advento da computação gráfica, ocorreu uma evolução significativa na Odontologia, onde os sistemas dentários de tecnologia *CAD-CAM* podem combinar qualidade das restaurações com a automatização do processo e simplificar o esforço requerido para sua produção. Quando usados no consultório, muitos dos sistemas eliminam a necessidade de moldagens, permitindo a confecção rápida de uma peça protética, possibilitando ao paciente a restauração do dente em sessão única (Rekow e Thompson, 2005; Ichi, 2010). A tecnologia *CAD-CAM* já vem sendo aplicada com sucesso na Odontologia para confecção de restaurações *inlays* e *onlays*, coroas e próteses fixas, implantossuportadas e bucomaxilofaciais. (Bibb e Brown, 2000; Mormann e Bindl, 2000; Raigrodski, 2004; Menezes et al., 2008; Ichi, 2010).

A sigla *CAD* é a abreviação do termo em inglês “*computer-aided design*” e significa desenho auxiliado por computador, e a sigla *CAM* é a abreviação do termo em inglês “*computer-aided manufacturing*” e significa manufatura auxiliada por computador. O termo *CAD-CAM* não dá qualquer informação quanto ao método de fabricação. Todos os sistemas *CAD-CAM* são compostos por três fases: a primeira se baseia na conversão de uma imagem do caso ou da sua réplica em gesso por meio de um digitalizador ou escâner em dados digitais que podem ser processados por um computador, criando uma imagem virtual em três dimensões (3D). Uma vez obtida esta imagem digital 3D, a próxima fase será desenhar a estrutura protética com o uso de um *software* (*CAD*) de acordo com requisitos odontológicos preconizados. A terceira fase é a transformação dos dados digitais do desenho elaborado no produto desejado por meio do sistema *CAM* (Strub *et al.*, 2006; Velasco, 2007; Beuer *et al.*, 2009; Ichi, 2010).

O sistema *CAM* possui uma variedade de tecnologias disponíveis. O sistema mais usado para a confecção de trabalhos na Odontologia é realizado através do desgaste de um

bloco pré-fabricado de determinado material (cera, resina, metal, cerâmica, zircônia) com o uso de pontas ou discos diamantados até ser alcançado o formato desejado, o chamado “método subtrativo”, “usinagem” ou “fresagem” (Gebhardt, 2003; Strub *et al.*, 2006; Noorani, 2006; Ichi, 2010).

O conceito de produção por sistema *CAD-CAM* em Odontologia depende da localização dos equipamentos do sistema. Existem hoje três modelos de produção: os localizados no próprio consultório dentário, os localizados nos laboratórios protéticos e os sistemas centralizados de produção (Beuer *et al.*, 2009 e Ichi, 2010).

A tecnologia *CAD-CAM* vem sendo aplicada há mais de uma década para a confecção de trabalhos protéticos odontológicos e bucomaxilofaciais. A utilização desta tecnologia em tratamentos odontológicos reabilitadores pode trazer inúmeras vantagens, como: diminuição do número total de consultas, reduzindo custos com materiais (moldagem, enceramento, gesso, resinas para provisórias) e gastando menor tempo com procedimentos, gerando maior eficiência no consultório (Trost *et al.*, 2006).

Esta tecnologia possibilita ainda, a administração de menores dosagens de anestesia; limitação do uso de restaurações provisórias, diminuindo o problema da perda de restaurações temporárias e consultas intermediárias para nova cimentação; controle total da restauração, acabamento e escultura; viabilização de uma nova ferramenta de comunicação entre o cirurgião-dentista e o laboratório, permitindo ao clínico dar maior atenção à preparação do dente, instalação e acabamento final. Além disso, o processo digital reduz o risco de falhas internas no material da peça, mantendo suas melhores propriedades físicas e reduz consideravelmente o risco de possíveis erros do processo manual realizado nos laboratórios (Drago, 2006; Ichi, 2010).

Como alternativas a estes processos já conhecidos, alguns profissionais e empresas vêm buscando uma solução prática e rápida para confecção de barras para próteses totais fixas

implantossuportadas, onde o profissional possa obter uma solução confiável, diminuindo o tempo de entrega da prótese, possibilitando a entrega do trabalho final em poucas horas e reduzindo o custo final do tratamento (Vieira *et al.*, 2006; Margonar *et al.*, 2010).

A necessidade de se estabelecer um protocolo cirúrgico adequado atingindo estabilidade primária, ausência de trauma cirúrgico e distribuição dos implantes favorecendo a biomecânica é um consenso geral (Becker *et al.*, 1997; Branemark, 2001; Barone *et al.*, 2003; Gapski *et al.*, 2003). Alguns sistemas alternativos foram desenvolvidos, objetivando a reabilitação imediata do arco inferior. Estes protocolos envolvem cirurgias guiadas por barras metálicas pré fabricadas (Vieira *et al.*, 2006).

Podemos citar dois sistemas que se destacaram comercialmente, o pioneiro Novum (Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia) (Branemark, 2001; Parel *et al.*, 2002; Popper *et al.*, 2003; Parel e Triplett, 2004) e o sistema Neopronto (Neodent, Curitiba, Brasil) (Engstrand *et al.*, 2001; Thomé *et al.*, 2004; Vieira *et al.*, 2006).

O sistema Neopronto, além de apresentar uma técnica simples de ser executada, exhibe algumas vantagens, entre elas, baixo custo, diminuição do tempo de trabalho laboratorial, permitindo eliminar a fase de fundição da barra protética e minimizando o tempo entre a inserção do implante e a instalação da prótese, além disso, apresenta níveis de adaptação e passividade mais previsíveis, por ser cimentada sobre os cilindros. A reversibilidade para protocolo convencional é possível caso algum dos pré-requisitos não possam ser atingidos durante o ato cirúrgico (Vieira *et al.*, 2006 ; Margonar *et al.*, 2010).

No entanto, estas técnicas possuem desvantagens, tais como um leque pouco variado de indicações clínicas, restringindo a utilização destas barras a alguns casos e diminuindo a versatilidade dos procedimentos cirúrgicos e laboratoriais. As recomendações clínicas para o uso de barras pré-fabricadas são em condições adequadas de volume e arquitetura óssea, pois esta técnica deve ser indicada a pacientes com morfologia óssea e relação oclusal específica,

uma vez que não é flexível para adaptar ou modificar cirurgicamente o posicionamento dos implantes (Lekholm, 2001). Além disso, mandíbulas que apresentem implantes próximos às corticais vestibular ou lingual poderão sofrer maior tensão na região, induzindo perda óssea em longo prazo, levando ao insucesso da reabilitação (Margonar *et al.*, 2010).

Atualmente, uma nova técnica de confecção de infraestruturas para próteses implantossuportadas vem se apresentando como uma alternativa aos processos tradicionais de obtenção de barras, como a fundição e aos atuais processos de confecção por tecnologia *CAD-CAM*. A Barra Articulada (Protocolo de Iglesias), idealizada pelo cirurgião-dentista Rinês Iglesias e produzida atualmente pela empresa Dentoflex Sistema de Implantes, é fabricada em titânio comercialmente puro, sendo totalmente ajustável nos seus três eixos de movimento (horizontal, vertical e lateral), de acordo com a distância entre os implantes instalados, desde que os mesmos estejam localizados pelo menos 13mm de distância entre si (Dentoflex Sistema de Implantes).¹

A Barra Articulada é composta por luvas de titânio, que devem obrigatoriamente ser instaladas sobre mini-pilares, possuindo função de retenção da barra. Estas luvas podem ser ajustadas no sentido vestibulo-lingual e são ligadas através de extensores rosqueáveis (em dois tamanhos, pequeno e grande), que se movimentam no sentido horizontal, permitindo que esta barra obtenha tamanho maior ou menor em extensão, conforme a distância apresentada entre os implantes instalados. Os extensores possuem ainda um movimento vertical, compensando assim pequenos desnivelamentos entre os implantes. O fato da Barra Articulada ser montada sobre mini-pilares, permite adaptação passiva na inserção da prótese do tipo protocolo (Dentoflex Sistema de Implantes).

Esta Barra Articulada possibilita um grau de liberdade de movimentação tridimensional após ser montada, por isso é unida mecanicamente com resina

¹ www.dentoflex.com.br

autopolimerizável, tornando-a rígida, e permitindo assim, segundo seus idealizadores, sua instalação na maioria dos casos. Com a utilização desta barra torna-se possível a confecção e acrilização da prótese antes mesmo da instalação da barra, em casos de carga imediata ou tardia. Sendo assim, segundo o fabricante, esta barra oferece ao cirurgião-dentista uma solução eficaz, rápida, resistente e prática, otimizando o tempo necessário para uma reabilitação protética sobre implantes do tipo protocolo (Dentoflex Sistema de Implantes).

Os estudos mostram que a estabilidade de próteses sobre implantes depende de diversos fatores. Por isso, é necessário promover testes complementares para avaliação da longevidade das próteses sobre implantes, observando o grau de estabilidade das conexões internas pilar/implante e a manutenção da adaptação marginal entre as interfaces, isto, levando em consideração o tempo, a carga aplicada, anatomia da superfície antagonista, extensão da prótese fixa, os materiais utilizados em sua confecção e suas propriedades mecânicas. Além disso, sabe-se que procedimentos clínicos e laboratoriais acabarão por levar a algum nível de desadaptação da peça protética.

Apesar dos problemas amplamente relatados na literatura, a fundição convencional é ainda hoje a técnica mais utilizada para a confecção de barras e infraestruturas protéticas em geral. A tecnologia *CAD-CAM* tem mostrado bons resultados protéticos em curto prazo, mas ainda pouco se sabe sobre a longevidade das reabilitações orais utilizando este conceito, além do maior custo atribuído a esta técnica.

Observando a realidade atual, há necessidade evidente do desenvolvimento de novas técnicas, que proporcionem bons resultados com custos mais acessíveis. A Barra Articulada pode ser uma boa alternativa pela sua versatilidade, custo reduzido em relação às tecnologias *CAD-CAM* e por, segundo seus idealizadores, promover adaptação passiva aos implantes. Estudos clínicos e biomecânicos são necessários para comprovar esses benefícios, correlacionando os resultados com técnicas tradicionalmente utilizadas.

Sendo assim, o objetivo deste estudo será comparar próteses totais fixas implantossuportadas obtidas por três diferentes técnicas: usinagem utilizando a tecnologia *CAD-CAM*, fundição convencional e sistema de barras articuladas. Serão utilizadas duas configurações diferentes quanto à quantidade e posicionamento dos implantes, variando inclusive a extensão do cantilever.

2. Proposição

2. PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar dois planejamentos de próteses totais fixas implantossuportadas (5 ou 4 implantes), comparando as técnicas de fabricação das infraestruturas: tecnologia *CAD-CAM*, fundição convencional e Barra Articulada. Para isso, as amostras foram submetidas a:

- ciclagem termomecânica onde foram avaliadas: perda de torque dos parafusos protéticos e adaptação marginal vertical e horizontal das próteses/mini pilares;
- ensaio de fadiga acelerada progressiva para quantificar a sobrevivência das próteses.
- ensaio de resistência à fratura, para avaliar o limite de resistência das próteses na região de *cantilever*.

3. Material e Método

3. MATERIAL E MÉTODO

Para este estudo, foram confeccionadas próteses totais fixas mandibulares implantossuportadas com duas configurações diferentes quanto à quantidade e posicionamento dos implantes:

Grupo 1 (G1): Cinco implantes paralelos entre si na região interforames mentuais, simulando um protocolo convencional;

Grupo 2 (G2): "*All-on-4*" - Quatro implantes, sendo os dois mais anteriores paralelos entre si e os dois posteriores com inclinação distal de 30°, na região interforames mentuais.

Ao todo, foram obtidas 48 próteses totais fixas implantossuportadas, 24 para cada grupo relatado acima. As próteses foram obtidas por processos diferentes quanto à confecção das infraestruturas e, portanto, foram divididas em três subgrupos (n=8):

Subgrupo A: Próteses totais fixas implantossuportadas com infraestruturas delineadas por *CAD-CAM* e usinadas em cobalto-cromo;

Subgrupo B: Próteses totais fixas implantossuportadas com infraestruturas enceradas em laboratório e fundidas convencionalmente em cobalto-cromo;

Subgrupo C: Próteses totais fixas implantossuportadas utilizando o protocolo da Barra Articulada (fabricadas em Tícp - grau IV).

Portanto, neste estudo seis amostragens diferentes (n=8) foram analisadas:

G1A – Protocolo convencional utilizando a tecnologia *CAD-CAM*

G1B – Protocolo convencional utilizando a fundição convencional

G1C – Protocolo convencional utilizando a Barra Articulada

G2A – "*All-on-4*" utilizando a tecnologia *CAD-CAM*

G2B – "*All-on-4*" utilizando a fundição convencional

G2C – "*All-on-4*" utilizando a Barra Articulada

3.1. Matrizes iniciais (Grupo 1 e Grupo 2)

Para confeccionar as matrizes iniciais foram utilizadas duas mandíbulas edêntulas em poliuretano rígido (Nacional Ossos, Jaú, SP, Brasil) (Figura1). Foi realizada a simulação das duas configurações propostas neste estudo: G1- instalação de cinco implantes equidistantes e paralelos entre si, na região interforames mentuais. G2 - os dois implantes anteriores foram instalados paralelos entre si e os dois implantes posteriores com inclinação de 30° para distal, de acordo com a preconização da técnica “*All-on-4*” (Maló *et al.*, 2003). Nesta configuração, os implantes também foram posicionados equidistantes e na região interforames mentuais.

Figura 1. Modelo de mandíbula edêntula em poliuretano rígido, vista de diversos ângulos.

Em ambos os grupos, na região interforames mentuais foi feita a delimitação dos leitos com paquímetro e compasso de pontas secas, para que os implantes fossem instalados equidistantes e paralelos entre si (Figura 2). A fresagem dos leitos foi realizada com micromotor elétrico de bancada e fresa de tungstênio maxicut com 6mm de diâmetro. Sendo assim, foi realizada sobre-fresagem lateral e vertical, proporcionando espaço suficiente para a

instalação passiva dos implantes (Figura 3).

Figura 2. Delimitação do posicionamento dos implantes na região interforames mentuais.

Figura 3. Sobre-fresagem dos leitos, proporcionando espaço para os implantes.

Em seguida, as mandíbulas foram fixadas em placas de montagem para articuladores com cola à base de cianoacrilato (Super Bonder, Loctite, São Paulo, SP, Brasil) e posicionadas em um paralelômetro, com objetivo de tornar o plano oclusal perpendicular à trajetória de inserção dos implantes. Durante este processo, foi utilizada a técnica dos três pontos, um na região anterior do rebordo e os outros dois na região posterior direita e

esquerda (Figura 4).

Figura 4. Definição da melhor trajetória de inserção para a instalação dos implantes.

Definido o melhor plano de inserção, procedeu-se à instalação dos implantes nas fresagens previamente realizadas. Todos os implantes utilizados neste estudo possuem a seguinte especificação: hexágono externo de 3,75 x 11,0 mm (Titamax TI Cortical HE - Neodent, Curitiba, PR, Brasil). No G1, para cada um dos cinco implantes utilizados, foram instalados mini pilares cônicos sem angulação com cinta metálica de 2mm, para peças múltiplas padrão Brånemark de 4,1mm de plataforma (Neodent, Curitiba, PR, Brasil) (Figura 5). No G2, os dois implantes anteriores receberam mini pilares cônicos sem angulação (cinta metálica de 2mm) e os dois posteriores, mini pilares cônicos angulados em 30° com cinta metálica de 3mm, para peças múltiplas padrão Brånemark de 4,1mm de plataforma (Neodent, Curitiba, PR, Brasil) (Figura 6).

Figura 5. G1 – Protocolo convencional de instalação, com cinco implantes paralelos.

Figura 6. G2 – Protocolo de instalação “All-on-4”, com dois implantes anteriores paralelos e dois posteriores angulados.

Esta etapa foi realizada da seguinte forma: sobre os conjuntos mini pilar/implante foram instalados transferentes de moldeira aberta (Neodent, Curitiba, PR, Brasil). Estes componentes foram fixados ao mandril do paralelômetro através do parafuso do transferente (Figura 7).

Figura 7. A – Instalação dos transferentes nos conjuntos sem angulação.

B - Instalação dos transferentes nos conjuntos angulados.

C – Fixação no mandril do paralelômetro.

Desta maneira, cada conjunto mini pilar/implante foi colocado individualmente no seu sítio, sem interferência das paredes ósseas adjacentes e fixados com cola à base de cianoacrilato (Figura 8). O limite axial utilizado para a instalação foi até o recobrimento total das roscas dos implantes pelo alvéolo ósseo. Após a secagem da cola, os espaços vazios foram preenchidos com resina acrílica autopolimerizável (Dencôr, Artigos Odontológicos Clássico LTDA, São Paulo, SP, Brasil).

Figura 8. Instalação e fixação dos implantes nos dois grupos (G1 e G2).

Finalizada a instalação dos implantes, as placas de montagem para articulador foram removidas e as mandíbulas foram fixadas com silicone pesado (Zetalabor, Zhermack, Rovigo, Itália) sobre placas de vidro que serviram como base final para as matrizes. Após esta etapa, a superfície das matrizes foi recoberta com gengiva artificial (Gingifast, Zhermack, Rovigo, Itália), buscando maior proximidade com a realidade clínica (Figura 9).

Figura 9. Recobrimento dos rebordos com gengiva artificial.

3.2. Obtenção dos “modelos de trabalho” e “modelos de ensaio”

A partir deste momento, foi iniciada a duplicação das matrizes iniciais para a confecção dos 48 modelos de trabalho e 48 modelos de ensaio utilizados neste estudo. As diferenças entre os dois tipos de modelos serão descritas nos parágrafos seguintes. Inicialmente, todos os mini pilares cônicos foram apertados com torque de 20N.cm, de acordo com a recomendação do fabricante. Os transferentes foram reposicionados, reapertados (10N.cm) e unidos entre si com fio dental e resina Duralay (Reliance Dental Mfg. Co, Worth, IL, EUA) (Figura 10). Após a polimerização do material, as uniões obtidas foram seccionadas e nova porção de resina foi manipulada para o preenchimento destes espaços. Isto foi feito para diminuir a possibilidade de contração de polimerização e obter transferência mais fiel (Figura 11).

Figura 10. Esplintagem dos transferentes com fio dental e resina Duralay.

Figura 11. Seccionamento da esplintagem inicial e nova união com resina Duralay.

Na etapa seguinte, foram construídas muralhas em cera rosa nº7 ao redor das matrizes, com altura levemente aquém ao topo dos parafusos dos transferentes (Figura 12). Estas muralhas proporcionaram espaço para o vazamento do silicone para duplicação (Silicone Master, Talmax, Curitiba, PR, Brasil).

Figura 12. Muralha em cera rosa nº7, delimitando o espaço da moldagem.

As superfícies óssea e gengival foram isoladas com vaselina líquida com auxílio de um pincel. Para cada matriz foram manipulados 440ml do silicone para 20ml de catalisador durante 50 segundos. Em seguida, foi feito o preenchimento da muralha, deixando apenas os parafusos dos transferentes expostos (Figura 13). Após decorridos 60 minutos para a polimerização do silicone, conforme instruções do fabricante, os parafusos dos transferentes foram soltos para permitir a remoção do molde em silicone (Figura 14).

Figura 13. Preenchimento da muralha com silicone para duplicação em G1 e G2.

Figura 14. Detalhe dos moldes internamente, observando o arrasto total dos transferentes anteriormente esplintados.

Com as câmaras de molde confeccionadas, iniciou-se o processo de duplicação dos modelos. Os primeiros, denominados “modelos de trabalho” serviram exclusivamente para as etapas de obtenção das infraestruturas e acrilização das próteses nas três técnicas propostas. Para este processo, foram utilizados análogos dos mini pilares (Neodent, Curitiba, PR, Brasil) (Figura 15).

Figura 15. Análogo do mini pilar, utilizado nos modelos de trabalho.

Já os “modelos de ensaio”, confeccionados neste mesmo momento, foram utilizados somente após as próteses já finalizadas, para os processos de verificação da adaptação marginal, mensuração do torque/destorque e ensaios propostos. Nestes modelos os componentes utilizados foram mini pilares cônicos sobre análogos dos implantes (Neodent, Curitiba, PR, Brasil), simulando a junção parafusada que ocorre entre pilares e implantes (Figura 16).

Figura 16. Mini pilar rosqueado sobre análogo do implante, utilizado nos modelos de ensaio.

Um teste piloto foi realizado para saber se esta junção mini pilar/análogo poderia simular mecanicamente o que acontece na junção parafusada mini pilar/implante. Para isto foi dado torque de 20N.cm nos mini pilares sobre as duas situações, análogos e implantes (Figura 17). Foi constatado que a força utilizada para o destorque foi igual em ambas, avaliando o uso destes análogos para os ensaios propostos.

Figura 17. Comparação do torque entre análogos e implantes.

Portanto, para os modelos de trabalho os análogos dos mini pilares foram rosqueados pelos parafusos dos transferentes posicionados no molde (Figura 18).

Figura 18. Posicionamento dos análogos dos mini pilares dentro das câmaras de molde de G1 e G2.

Em seguida, foram vazados os modelos em poliuretano (Poliuretano para vazamento F16, Axson, Cergy, França), o qual foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante, sendo 15g da parte A (poliol) para 15g da parte B (isocianato) pelo período de 1 minuto, sendo aguardados 60 minutos para a polimerização do material (Figura 19).

Figura 19. Vazamento do poliuretano.

Após este tempo, os parafusos dos transferentes foram desrosqueados obtendo-se as réplicas das matrizes, denominadas modelos de trabalho (Figura 20). Foram confeccionados 48 modelos de trabalho em poliuretano, 24 para cada grupo, os quais serviram para a confecção das barras nos três subgrupos.

Figura 20. Exemplos dos modelos de trabalho em poliuretano (G1 e G2).

Para a obtenção dos modelos de ensaio foram utilizadas as mesmas câmaras de molde do processo anteriormente descrito. A grande mudança foi que neste caso, foram utilizados mini pilares sobre análogos dos implantes. Para os modelos referentes ao G1, cada um utilizou cinco mini pilares cônicos sem angulação sobre cinco análogos de implante. Já para os modelos do G2, cada duplicação utilizou dois mini pilares cônicos sem angulação sobre os análogos dos implantes anteriores. Para os análogos dos posteriores, foram utilizados mini pilares cônicos angulados em 30° (Figura 21).

Figura 21. Distribuição e posicionamento dos mini pilares sobre os análogos em ambos os grupos.

A partir daí, os processos de inserção dos componentes dentro das câmaras de molde, vazamento do poliuretano e remoção dos modelos foram idênticos aos relatados anteriormente. Foram confeccionados 48 modelos de ensaio em poliuretano, 24 para cada grupo, que foram utilizados para a mensuração da adaptação marginal, verificação do torque/destorque e ensaios mecânicos das próteses já finalizadas (Figura 22).

Figura 22. Exemplos dos modelos de ensaio em poliuretano (G1 e G2).

3.3. Confeção das próteses: planejamento inicial

Inicialmente, foi realizado um estudo para definir o melhor contorno da prótese final. Para isto, um modelo de trabalho previamente confeccionado foi escolhido aleatoriamente e montado em articulador semi-ajustável, para promover o enceramento e montagem dos dentes tanto da prótese mandibular, quanto de seu antagonista (Figura 23).

Figura 23. Enceramento de estudo em articulador semi-ajustável. Prótese implantossuportada mandibular e antagonista maxilar.

Esta etapa foi planejada para padronizar os limites finais das próteses neste estudo, ou seja, tanto as próteses do G1, quanto as próteses do G2 deveriam ter tamanhos idênticos. O mesmo comprimento, a mesma espessura, mesma altura, mesmo número e especificação dos dentes de estoque (Biotone, 2D e 30M, Dentsply Indústria e Comércio LTDA, Petrópolis, RJ, Brasil) (Figura 24).

Figura 24. Enceramento final, definindo os limites da prótese mandibular a ser confeccionada em ambos os grupos (G1 e G2).

Com o enceramento final realizado, procedeu-se à confecção dos protótipos das futuras próteses para as duas configurações, G1 e G2. Foi realizada uma duplicação do enceramento inicial em silicone de consistência pesada (Zetalabor). Após esta etapa, na região dos dentes foi vazada resina acrílica autopolimerizável na cor 62 (Dencôr, Artigos Odontológicos Clássico LTDA, São Paulo, São Paulo, Brasil) e na região gengival, resina acrílica autopolimerizável na cor rosa (Jet, Artigos Odontológicos Clássico LTDA). Para este processo foram utilizados cilindros de titânio (Neodent) sobre dois modelos de trabalho (Figura 25).

Figura 25. Confecção dos protótipos em resina acrílica em ambos os grupos (G1 e G2).

Com estes protótipos prontos, a possibilidade de uso do mesmo tamanho de prótese nos dois grupos foi confirmada. A única alteração relevante entre os grupos foi o tamanho final do *cantilever*. Para o G1, como os últimos implantes não tem inclinação para a distal, o *cantilever* ficou mais extenso: 16mm (medida linear entre a borda mais distal dos últimos mini pilares e o final da extensão protética em resina); já no G2, com a inclinação dos últimos implantes houve diminuição da extensão do *cantilever*: 12mm (medidos da mesma maneira) (Figura 26).

Figura 26. Diferença da extensão total do *cantilever* entre os dois grupos.

Entretanto, sabe-se da necessidade em reservar espaço para o recobrimento em resina em toda a superfície da infraestrutura, inclusive da extensão final da prótese. Nesta região especificamente, foi deixado espaço de 3mm, para ambas as situações. Portanto, foi padronizado que para todas as técnicas de obtenção das infraestruturas utilizadas neste estudo a extensão do *cantilever* metálico deveria ser de 13mm para o G1 e 9mm para o G2 (Figura 27).

Figura 27. Limitação da extensão final do *cantilever* metálico em ambos os grupos.

Após este estudo inicial, procedeu-se à fabricação das infraestruturas nas três técnicas propostas. Cada processo será escrito detalhadamente a seguir.

3.4. Subgrupo A - Obtenção das infraestruturas pela tecnologia *CAD-CAM*

Para o emprego da tecnologia *CAD-CAM*, foi utilizado o serviço da empresa Neodent Digital (Neodent). Para isto, foram enviados os dois protótipos em resina previamente confeccionados, para guiar os técnicos no desenho das infraestruturas. Também foram encaminhados 16 modelos de trabalho, sendo 8 do G1 e 8 do G2. Além disso, foi reforçado à empresa, da necessidade de padronização do *cantilever* nos dois grupos, como relatado anteriormente. As etapas do processo serão descritas abaixo:

1- Etapa *CAD* do sistema:

Nesta fase inicial, os protótipos das próteses e cada modelo de trabalho foram escaneados (escâner de mesa tridimensional da Neodent Digital D-700, 3Shape A/S, Copenhagen, Dinamarca) (Figura 28).

As medidas foram baseadas em um processo que envolve a iluminação do objeto medido com um padrão de franjas e uma câmera fotográfica utilizada para capturar as imagens. A forma da superfície foi calculada de acordo com o deslocamento resultante das franjas. Após a tomada de imagens de diferentes direções, um *software* integrado uniu as informações e determinou a forma 3D do objeto.

Figura 28. Escâner de mesa tridimensional D-700 3Shape (Neodent Digital) .

Em seguida, utilizando um *software* para desenho das estruturas, 3Shape Dental Designer™ 2010 (3Shape A/S, Copenhagen, Dinamarca) as imagens dos protótipos das próteses previamente obtidas foram utilizadas como guias para o desenho virtual em 3D das infraestruturas. Foram observados todos os detalhes de contorno, espessura e *cantilever* (Figura 29).

Figura 29. Planejamento digital das infraestruturas nos dois grupos.

Obtidos os modelos virtuais 3D, os mesmos foram salvos em arquivos tipo STL. Foram feitos 16 arquivos diferentes, um para cada modelo escaneado (Figura 30).

Figura 30. Desenho final das infraestruturas em ambos os grupos.

2- Etapa *CAM* do sistema:

Para a usinagem das infraestruturas, foi realizada a programação do *software* que opera a máquina do sistema *CAM*, determinando toda a sequência das etapas e ferramentas que foram utilizadas pela fresadora de cinco eixos simultâneos Ultrasonic 20 linear (Sauer - DMG/MORI SEIKI USA, Hoffman Estates, IL, EUA).

As usinagens foram feitas em discos de cobalto-cromo em um processo envolvendo 6 etapas: 1– fresagem grosseira no sentido da incisal para o terço médio da peça; 2 - fresagem grosseira no sentido do terço médio da peça para a região cervical; 3 – refinamento da fresagem no sentido da incisal para o terço médio, 4 - refinamento da fresagem no sentido do terço médio para a região cervical; 5 – refinamento da região de adaptação entre a peça e o componente protético; e 6 – confecção do furo para a passagem do parafuso de retenção (Figura 31).

Figura 31. Usinagem das infraestruturas em disco de cobalto–cromo.

Confeccionadas as infraestruturas, todas foram entregues embaladas e identificadas individualmente. Em análise visual, foi constatado bom assentamento das infraestruturas sobre os modelos de trabalho (Figura 32).

Figura 32. Infraestruturas entregues embaladas e identificadas. Detalhe do assentamento sobre os modelos.

Ao todo, foram fabricadas 16 infraestruturas usinadas em cobalto-cromo, 8 para cada grupo (G1 e G2).

3.5. Subgrupo B - Obtenção das infraestruturas por fundição convencional

Neste subgrupo, o desenho e confecção de 2 infraestruturas iniciais, uma do G1 e outra do G2, foi realizado por um técnico em prótese dentária. Para ilustrar os limites finais e guiar o processo de confecção das infraestruturas, também lhe foram entregues os protótipos das próteses. Além disso, foi orientado quanto à necessidade de padronização da extensão *cantilever*, como relatado anteriormente.

Portanto, foram utilizados cilindros calcináveis (Neodent) posicionados sobre os análogos. Eles foram reduzidos em altura com disco de carborundum, as retenções destes componentes foram preenchidas com cera e os mesmos foram vaselinados, permitindo a confecção de *copings* em resina acrílica Duralay sobre cada cilindro (Figura 33).

Figura 33. Sequência de preparação dos cilindros calcináveis e confecção de *copings* em resina Duralay.

Para a interligação dos cilindros foram utilizados segmentos de um padrão calcinável específico para a confecção de barras, cortados com disco de carborundum e fresas em baixa rotação. Estes segmentos devidamente dimensionados para cada espaço foram aderidos aos *copings* previamente confeccionados com cola à base de cianoacrilato (Super Bonder) (Figura 34).

Figura 34. Posicionamento e fixação dos segmentos calcináveis, padronizando as duas infraestruturas.

Definida a arquitetura final destas infraestruturas, as mesmas permitiram a reprodução das demais, padronizando o tamanho de todas (Figura 35). Para isto, as infraestruturas obtidas foram duplicadas com silicone pesado (Zetalabor e Zetaplus, Zhermack, Rovigo, Itália) divididas em duas partes, base e contra-mufla (Figura 36).

Figura 35. Contorno final das infraestruturas para os dois grupos.

Figura 36. Duplicação das infraestruturas iniciais com silicona pesada.

As demais barras foram obtidas com o vazamento de resina acrílica (Duralay) dentro das bases de silicona e prensagem manual da contra-mufla. Aguardado o tempo de polimerização final, todos os padrões foram vistoriados verificando a presença de bolhas e outras irregularidades (Figura 37).

Figura 37. Replicação de todos os padrões necessários em resina acrílica Duralay.

Após obtenção dos padrões, todos foram levados a seus respectivos modelos de trabalho, posicionados sobre os cilindros calcináveis e fixados aos mesmos com cera fundida (Figura 38).

Figura 38. Posicionamento dos padrões sobre os cilindros e fixação dos mesmos com cera.

Ao final do processo, foram obtidos 16 padrões de infraestruturas (8 do G1 e 8 do G2), que ficaram armazenados em água destilada por 24 horas. Os padrões receberam os canais de alimentação em cera (Kota, São Paulo, SP, Brasil) e foram fixados individualmente às bases formadoras de cadinho. Após este processo, os padrões foram pulverizados com *spray* redutor de tensão superficial (Antibolha Kota, São Paulo, SP, Brasil) e deixados secando em temperatura ambiente. Sobre a base foi encaixado um anel de inclusão de silicone (Figura 39).

Figura 39. Inclusão dos padrões das infraestruturas em anéis de silicone.

O revestimento Heat Shock® (Polidental Ind. Com. Ltda., Cotia, SP, Brasil) foi manipulado usando 450g de pó e 63ml de líquido. Foi espatulado mecanicamente a vácuo por 60 segundos em espatulador elétrico (Turbomix, EDG Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, SP, Brasil), depois vertido no anel sob vibração cuidadosa para preenchimento do mesmo. O anel permaneceu sobre a bancada em temperatura ambiente até o início da reação de cristalização do revestimento. Após cerca de 40 minutos, a camada mais superficial do revestimento foi removida em recortador de gesso e o anel levado ao forno elétrico (EDG10P-S, EDG Equipamentos e Controles Ltda.) para expansão do revestimento e eliminação da cera e resina (Figura 40).

Figura 40. Preenchimento dos anéis com revestimento.

As fundições foram realizadas por maçarico (gás/oxigênio) e a injeção da liga fundida (Fit Cast Cobalto, Talmax, Curitiba, PR, Brasil) foi realizada por uma máquina centrífuga (EDG Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, SP, Brasil). Após o processo de fundição e adequado resfriamento do revestimento, as infraestruturas foram desincluídas e os condutos de alimentação seccionados com discos de carborundum. Em seguida, as infraestruturas foram jateadas com óxido de alumínio (Polidental® Indústria e Comércio Ltda., São Paulo, SP, Brasil) de granulação de 100 μ m, sob pressão de 80lib/pol². O acabamento consistiu na

remoção de pequenos nódulos e rebarbas com brocas de tungstênio em alta rotação e sob refrigeração constante (Figura 41).

Figura 41. Resultado final do processo de fundição. Jateamento, secção dos canais de alimentação e acabamento das infraestruturas.

Cada infraestrutura obtida foi avaliada em relação ao assentamento sobre os análogos nos modelos de trabalho. Em geral, foi observada ausência de assentamento passivo em ambos os grupos (Figura 42).

Figura 42. Ausência de assentamento passivo das infraestruturas sobre os modelos de trabalho.

Para melhorar esta situação recorreu-se ao processo de soldagem, onde todas as infraestruturas foram seccionadas na região mais anterior possível, evitando soldas próximas aos últimos implantes. A secção foi feita com disco diamantado de face única (KG Sorensen, Cotia, SP, Brasil), deixando um espaço de aproximadamente 1mm para a solda, de acordo com a recomendação do fabricante da solda. As infraestruturas seccionadas foram parafusadas sobre os modelos de trabalho, constatando melhora significativa de passividade em todas as situações. Sendo assim, resina acrílica (Duralay) foi manipulada e inserida nestes espaços, unindo as duas partes da infraestrutura (Figura 43).

Figura 43. Seccionamento das infraestruturas e união das partes com resina Duralay para processo de soldagem.

A soldagem foi designada ao técnico em prótese dentária, que utilizou os seguintes passos durante o processo: inclusão e posicionamento de cada infraestrutura sobre o revestimento específico (Easy-Stack, Talmax, Curitiba, PR, Brasil), eliminação da resina acrílica e limpeza das superfícies a serem soldadas, ajuste da chama no maçarico, preparo do fluxo e varetas de solda (Solda Fit, Talmax, Curitiba, PR, Brasil), soldagem e acabamento.

Após o processo de soldagem, cada infraestrutura foi novamente avaliada em relação ao assentamento sobre os análogos nos modelos de trabalho, constatando melhora visual em todas as situações (Figura 44).

Figura 44. Melhora no assentamento das infraestruturas após o processo de soldagem.

Ao final deste processo, foram obtidas 16 infraestruturas fundidas em cobalto-cromo, 8 para cada grupo (G1 e G2).

3.6. Subgrupo C – Obtenção das infraestruturas pela técnica da Barra Articulada

Para este subgrupo, devido à ausência de um protocolo de trabalho relatado na literatura, a montagem das infraestruturas foi designada a seu idealizador. A ele, foram entregues: 16 modelos de trabalho (8 do G1 e 8 do G2) e os dois protótipos das próteses. Além disso, como nas outras técnicas, foi repetida a orientação de padronização da extensão *cantilever*. O processo de montagem destas barras será descrito abaixo.

Sobre os análogos anteriores foram posicionadas luvas retas de duas entradas e a seus micro parafusos foi dado torque de 10N.cm. Estas luvas são geralmente utilizadas entre dois implantes, em áreas onde não exista curvatura da arcada. Elas possuem duas entradas para os braços retráteis e duas roscas localizadas na parte superior para travamento dos braços através dos parafusos (Figura 45).

Figura 45. Instalação das luvas retas de duas entradas nos análogos mais anteriores.

Sobre os análogos distais foram posicionadas luvas retas de uma entrada com extensão *cantilever* e parafusadas como na etapa anterior. Estes componentes são utilizados nos implantes mais distais, onde o caso exija *cantilever*, possuem uma entrada para o braço retrátil e uma rosca localizada na parte superior para travamento do braço através do parafuso (Figura 46).

Figura 46. Instalação das luvas retas de uma entrada com extensão *cantilever* nos análogos finais.

A união destas luvas se dá pelo braço retrátil, utilizando dois componentes diferentes, o êmbolo e o extensor. São normalmente utilizados entre dois implantes em áreas onde não exista curvatura da arcada. Caso haja necessidade, devido a um espaço menor entre os implantes, ambos os componentes podem ser seccionados com um disco de carborundum em tamanho ideal para o espaço disponível. O extensor possui quatro roscas que servem para o travamento perfeito do sistema, devendo-se utilizar apenas uma delas. Os dois componentes possuem esferas em suas extremidades que devem ser introduzidas em uma das entradas da luva (Figura 47).

Figura 47. Êmbolo e extensor são os componentes que formam o braço retrátil.

Portanto, foram medidos os espaços entre as luvas e determinado o tamanho do braço retrátil. Para os dois grupos, houve a necessidade de seccionamento dos componentes (êmbolo e extensor). No G1, que possui implantes mais próximos entre si, os componentes foram

reduzidos ao seu menor tamanho, ou seja, até a primeira rosca. No G2, como os implantes ficaram mais afastados, a redução dos componentes se deu até a segunda rosca. Em seguida, o extensor foi colocado dentro do êmbolo, formando o braço retrátil final. Este foi posicionado nas luvas através das esferas terminais, de forma que toda esta inter-relação luva/braço retrátil/luva se deu de forma passiva (Figura 48).

Figura 48. Braço retrátil utilizado em cada um dos grupos, G1 e G2. Posicionamento do braço retrátil de forma passiva entre as luvas previamente instaladas.

Em seguida ao posicionamento passivo dos braços retráteis, os mesmos foram presos às luvas por torque dos parafusos (10N.cm) sobre as esferas. Terminada a fixação das extremidades dos braços retráteis nas luvas, procedeu-se ao torque dos últimos parafusos, aqueles que fixam os extensores dentro dos êmbolos. Assim, foi concluída a montagem das infraestruturas através desta técnica (Figura 49).

Figura 49. Fixação dos braços retráteis com parafusos específicos. Primeiro são fixadas as extremidades, em seguida, o parafuso que trava o extensor dentro do êmbolo.

Ao final deste processo observou-se bom assentamento das infraestruturas sobre os modelos (Figura 50).

Figura 50. Assentamento das infraestruturas sobre os modelos de trabalho.

Para manutenção da arquitetura obtida, visando estabilidade e manutenção do assentamento, todas as infraestruturas foram levemente recobertas com resina acrílica incolor autopolimerizável (VipiFlash, Vipi Produtos Odontológicos, Pirassununga, SP, Brasil). Este

processo promoveu a esplintagem de todos os componentes das infraestruturas articuladas, permitindo sua remoção dos modelos de trabalho (Figura 51).

Figura 51. Esplintagem das infraestruturas articuladas com resina acrílica.

Sendo assim, foram confeccionadas 16 infraestruturas articuladas, 8 para cada grupo (G1 e G2).

3.7. Acrilização das próteses

Inicialmente, foram feitas duas muralhas em silicone de consistência pesada (Zetalabor), copiando o enceramento de estudo e padronizando a reprodução de todas as próteses. Foram escolhidos aleatoriamente 2 modelos de trabalho, um do G1 e outro do G2 (Figura 52).

Figura 52. Duplicação dos modelos de trabalho e enceramento inicial com muralhas de silicone.

A partir daí, a superfície externa das muralhas em silicone e dos modelos em poliuretano foram picotados com discos de carborundum, criando retenções para permitir a inclusão na mufla (Figura 53).

Figura 53. Criação de retenções nas superfícies das muralhas e modelos de trabalho.

Para o processo de acrilização foram utilizados dois conjuntos de muflas (Vipi STG, Vipi), um para cada grupo (G1 e G2). Os modelos de trabalho foram posicionados no interior das bases das muflas e foi vazado gesso pedra tipo IV (Durone IV, Dentsply). Antes da presa do gesso, foi dado acabamento para obtenção de uma superfície extremamente lisa. Após a presa final, a superfície de gesso foi isolada com vaselina e a partir daí, as contra-muflas foram colocadas sobre as bases e fixadas com os quatro parafusos. O interior das contra-muflas foi preenchido com gesso pedra tipo III, capturando as muralhas de silicone (Figura 54).

Figura 54. Inclusão das muralhas e modelos de trabalho em muflas. As muralhas ficaram posicionadas nas contra-muflas, já os modelos ficaram nas bases.

Com a inclusão das muflas concluída, teve início o processo de posicionamento dos dentes de estoque e acrilização das 48 próteses utilizadas neste estudo. Portanto, na base da mufla, cada infraestrutura foi posicionada sobre o modelo de trabalho correspondente (G1 ou G2). Foram rosqueados os parafusos protéticos e sobre os mesmos, inseridas bolinhas de teflon para proteger os orifícios da entrada de resina acrílica. As superfícies em poliuretano e gesso foram isoladas. Na contra-mufla, os dentes de estoque (Biotone) foram perfurados em sua base com broca esférica nº4 para permitir melhor retenção da resina acrílica e inseridos dentro de seus respectivos espaços na muralha. A superfície de gesso na contra-mufla foi isolada (Figura 55).

Figura 55. Posicionamento das infraestruturas nos modelos de trabalho e dos dentes de estoque no interior das muralhas.

Para este estudo, foi utilizada resina acrílica incolor termopolimerizável (Vipi Crill Plus, Vipi) para permitir melhor visualização das infraestruturas e componentes da prótese. A resina foi manipulada de acordo com a instrução do fabricante. Após o material atingir a fase plástica, o mesmo foi aplicado no interior da mufla previamente isolada. As muflas foram fechadas e prensadas com 1000Kgf, os excessos de resina foram removidos e antes da polimerização, a resina descansou por 20 minutos (Figura 56).

Figura 56. Prensagem da resina acrílica.

Após este período as muflas foram apertadas com os quatro parafusos e levadas para a polimerização. Foi realizado o processo de polimerização termo-pneumático, colocando as

muflas na polimerizadora e cobrindo-as com água. A polimerizadora foi fechada, ligada à rede elétrica e foi injetado ar comprimido (60 libras). Ao atingir 120°C, desligou-se a polimerizadora até esfriar a 90°C. Ao atingir esta temperatura, a polimerizadora foi novamente ligada até atingir 120°C e em seguida, a mesma foi desligada, deixando agora esfriar até 60°C. A partir deste ponto, a mufla foi removida e iniciou-se a demuflagem, removendo os parafusos e separando a base e contra-mufla (Figura 57).

Figura 57. Polimerização da resina acrílica.

Para a remoção das próteses, foi utilizada broca esférica (nº3) na direção dos parafusos protéticos até atingir as bolinhas de teflon. As mesmas foram removidas com explorador clínico e os parafusos protéticos foram desrosqueados (Figura 58). O acabamento das próteses foi feito com brocas, pedras e borrachas abrasivas diversas. Em seguida foi feito o polimento com escova de flanela e pedra-pomes em politriz.

Figura 58. Após a acrilização de todas as próteses procedeu-se ao acabamento e polimento.

Este processo foi repetido para todas as infraestruturas previamente obtidas. Sendo assim, foram confeccionadas 48 próteses totais fixas mandibulares implantossuportadas. A partir deste momento as próteses foram parafusadas a seus respectivos modelos de ensaio (Figura 59).

Figura 59. Exemplo parafusado sobre o modelo de ensaio.

Antes dos ensaios propostos, as bases dos modelos de ensaio foram unidas a anéis de PVC de 3/4" com resina acrílica autopolimerizável (VipiFlash, Vipi), para serem adequadamente posicionados nos casulos da máquina simuladora de mastigação (Figura 60).

Figura 60. Sequência de fixação dos anéis de PVC às bases dos modelos de ensaio.

3.8. Verificação da Adaptação Marginal

Para verificação da adaptação marginal, foram medidos os espaços entre mini pilares e próteses em dois tempos distintos, antes e depois da ciclagem termomecânica. Para este procedimento foi utilizado um microtomógrafo computadorizado (MicroCT, SkyScan 1176, Aartselaar, Bélgica). Antes do escaneamento, as próteses foram devidamente parafusadas aos modelos de ensaio, onde foi dado o torque de 20N.cm aos mini pilares e 10N.cm aos parafusos protéticos, como recomenda o fabricante (Figura 61).

Figura 61. Microtomógrafo utilizado para escaneamento das próteses sobre os modelos de ensaio.

Foram utilizados os seguintes parâmetros para o escaneamento: tensão de aceleração (90kV), corrente (272mA), tempo de exposição por imagem (81ms), filtro (alumínio e cobre), rotação (360°), resolução (18 μ m) e frame (3).

Após o escaneamento de todas as amostras, foi feita a reconstrução das imagens no *software* NRecon (SkyScan) com os seguintes ajustes da imagem: Smoothing = 5; Ring Artifact Correction = 20; Beam hardening Correction = 78% (Figura 62).

Figura 62. *Software* NRecon, utilizado para a reconstrução das imagens.

Reconstruídas as imagens, as mesmas foram transferidas para o *software* Data Viewer (SkyScan) e reproduzidas nos cortes sagital e coronal, permitindo que análise da avaliação

adaptação marginal vertical e horizontal pudesse ser realizada no *software* CTAn (SkyScan) utilizando a ferramenta de medida linear disponibilizada (Figura 63).

Figura 62. Interface dos *softwares* Data Viewer e CTAn.

Para as medidas de adaptação vertical foram utilizadas medidas lineares entre o ponto mais inferior da infraestrutura e o ponto mais superior do mini pilar. Para a adaptação horizontal, as medidas foram efetuadas a partir do ponto mais externo da infraestrutura para o ponto mais externo do mini pilar (Figura 63).

Figura 63. Medição das desconformidades marginais verticais e horizontais.

Assim, tanto para a verificação da adaptação vertical quanto para a horizontal, foram utilizados cortes microtomográficos sagitais e coronais. Foram feitas 3 medidas em cada face vestibular, mesial, lingual e distal. Para isto, foram definidos três cortes da seguinte maneira: o primeiro foi no ponto médio da interface (M), o segundo, 1mm acima (M+1) e o terceiro, 1mm abaixo do ponto médio (M-1). Portanto, para cada tempo de verificação da adaptação marginal, tanto vertical quanto horizontal, este processo resultou em 12 medidas por implante, ou seja, 60 medidas para cada prótese do G1 e 48 medidas para cada prótese do G2. Os implantes foram denominados de 1 a 5 no G1 e de 1 a 4 no G2, do hemi-arco esquerdo para o direito dos modelos. As medidas foram realizadas por um único examinador calibrado.

3.9. Verificação do torque/destorque

Para realização deste teste foi utilizado um torquímetro de aferição de torques, em suporte desenvolvido no Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, USP, com precisão de 0,1Ncm (TQ 680 Instrutherm Instrumentos de Medição Ltda., São Paulo, Brasil). Nesta modificação, o torquímetro fica posicionado na haste superior, enquanto o conjunto fica localizado na base, com o objetivo de padronizar a aplicação de torque em todas as amostras. A cada mini pilar cônico foi aplicado o torque de 20N.cm, e a cada parafuso protético (Neodent, Curitiba, PR, Brasil), torque de 10N.cm, conforme indicação do fabricante (Figura 64).

Figura 64. Aferição do torque nos parafusos protéticos.

Após 10 minutos foi feito o destorque dos parafusos protéticos e verificada a força necessária para tal. Em seguida, foi dado novamente o torque nos parafusos protéticos, e após um tempo de dez minutos, conforme indicação do fabricante, o torque de confirmação (10N.cm).

Foi calculada a porcentagem de perda de torque inicial e após ciclagem utilizando a seguinte fórmula (Park *et al.*, 2010):

- Antes do ensaio: $100 \times (\text{torque inicial} - \text{destorque inicial} \div \text{torque inicial})$.
- Após ciclagem: $100 \times (\text{torque de confirmação} - \text{destorque após ciclagem} \div \text{torque de confirmação})$.

O processo de verificação do torque/destorque foi realizado em três tempos distintos, (T0) antes do ensaio; (T1) após um milhão de ciclos e (T2) após dois milhões de ciclos, realizados em ensaio de ciclagem termomecânica que será descrito a seguir.

3.10. Ensaio de ciclagem termomecânica

Para a aplicação da carga durante o ensaio, foram utilizadas pontas que simulam a oclusão antagonista. Estas pontas foram confeccionadas através da duplicação do enceramento antagonista feito no início deste estudo. Foi feita muralha em silicone pesada (Zetalabor) para padronização e reprodução de todas as pontas antagonistas, utilizando resina acrílica autopolimerizável (VipiFlash) e dentes de estoque (Biotone). Cada conjunto de dentes antagonistas foi fixado com resina acrílica a parafusos previamente preparados para o uso na máquina de fadiga mecânica por mastigação. Ao final desta etapa, foi feito o ajuste oclusal de todas as pontas antagonistas com seus respectivos conjuntos (Figura 65).

Figura 65. Confeção dos antagonistas e ajuste oclusal dos conjuntos.

Para a realização da ciclagem termomecânica foi utilizada a máquina simuladora de mastigação (BIOPDI, São Carlos, SP, Brasil). As próteses foram posicionadas na máquina de ensaios e foi aplicada a carga de 200N. Foram simulados 2.000.000 de ciclos mecânicos em frequência de 3Hz, esta situação corresponde a dois anos de utilização da prótese (Cibirka *et al.*, 2001; Gratton *et al.*, 2001; Khraisat *et al.*, 2004). Durante o ensaio, as próteses foram mantidas em água destilada e termocicladas com variação de temperatura entre 5°- 55°C (Vásquez *et al.*, 2009), sendo realizados aproximadamente 4.000 ciclos térmicos (Figura 66).

Figura 66. Ensaio de ciclagem termomecânica.

Após 1.000.000 de ciclos de carga foi realizado o destorque das próteses com torquímetro digital para análise do afrouxamento, depois os parafusos foram torqueados novamente da mesma maneira descrita anteriormente. Após o torque de confirmação os

conjuntos foram novamente levados à máquina de ciclagem para realização de mais 1.000.000 de ciclos totalizando os 2.000.000 de ciclos. Os dados obtidos foram registrados e tabulados para permitir a comparação com os valores originalmente obtidos, antes da ciclagem.

Ao final da ciclagem termomecânica a adaptação marginal foi reavaliada como descrito previamente.

3.11. Ensaio de fadiga acelerada progressiva

O uso do ensaio de fadiga acelerada progressiva teve a finalidade de expor as próteses a forças de mastigação maiores que as usuais, porém dentro do espectro relatado para a área em questão (100 a 700N) (DeLong e Douglas, 1983; Rekow e Thompson, 2005). Os resultados seriam então analisados de acordo com a sobrevivência das amostras, verificando se houveram falhas e quantificando o grau destas falhas, ou seja, fraturas nos parafusos, nos dentes, na resina acrílica ou na infraestrutura metálica.

As amostras foram carregadas mecanicamente até ocorrer alguma falha ou até o máximo de 140.000 ciclos. Para isso, as próteses foram novamente posicionadas na máquina simuladora de mastigação (BIOPDI) e foi utilizado protocolo de carregamento isométrico com frequência de 5Hz. A carga inicial foi de 200N, sendo aumentada em sequência para estágios de 240, 280, 320, 360, 400 e 440N, com máximo de 20.000 ciclos em cada estágio. Simultaneamente à ciclagem mecânica, as amostras foram submetidas à ciclagem térmica, com temperatura variando entre 5° e 55°C e tempo de imersão de 40 segundos (Figura 67).

Figura 67. Ensaio de Fadiga Acelerada Progressiva.

Este ensaio foi realizado como descrito anteriormente e chegou ao seu final (140.000 ciclos mecânicos e 200 térmicos) com as próteses aparentemente intactas, ou seja, sem a ocorrência das falhas previstas. Durante todo o ensaio e entre todos os estágios, foi verificada a integridade dos parafusos protéticos, dentes de estoque, resina acrílica e infraestrutura em geral. Sendo assim, visto que todas as amostras sobreviveram a este ensaio, não houve comparação estatística para este teste.

3.12. Ensaio de resistência à fratura

Após o resultado do ensaio anterior, e ainda com o intuito de testar as próteses em fadiga sob condições extremas de estresses flexurais, foram selecionados aleatoriamente seis espécimes de cada subgrupo para a realização de ensaio de resistência à fratura (n=6).

Foi utilizada a máquina de ensaios universal DL2000 (EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brasil). Para a aplicação da carga, a ponta constituída de uma esfera de carboneto de tungstênio de 5 mm de diâmetro, foi posicionado na extensão distal do *cantilever*, sobre a superfície oclusal do molar. A máquina foi configurada para aplicar e mensurar forças de compressão em ordem crescente, em Newton (N). Os testes utilizaram célula de carga de 5000N, com velocidade constante de deslocamento de 0,5mm/min, interligada ao *software* que registra os valores de deslocamento e força (Figura 68).

Figura 68. Ensaio de Resistência à Fratura.

Foi medida a força máxima (N) que cada amostra suportou até a ocorrência de deformação plástica das extensões *cantilever*. O desempenho mecânico de cada amostra foi registrado no computador na forma de curvas para a posterior construção dos gráficos. As médias e desvios padrões também foram tabulados.

3.13. Análise qualitativa dos componentes (análogo/mini-pilar/parafusos/infraestrutura)

Após a realização dos ensaios propostos neste estudo, foram escolhidas aleatoriamente duas amostras de cada subgrupo para avaliação do relacionamento entre os componentes análogo/mini-pilar/parafusos/infraestrutura. Onde uma das amostras foi submetida ao ensaio

de resistência à fratura e a outra não, permitindo a comparação entre as duas situações por análise qualitativa.

Para isto, cada extensão cantilever a ser analisada foi incluída em resina acrílica autopolimerizável. Este processo evitou que o seccionamento das amostras provocasse deslocamento dos componentes. Assim, as amostras foram seccionadas inicialmente em três partes distintas utilizando cortadeira de precisão (Isomet 1.000 Precision Saw, Buehler, Lake Bluff, EUA). Após esta primeira etapa os cortes referentes aos *cantilevers* foram novamente levados a cortadeira de precisão para seccionar longitudinalmente esta região (Figura 69).

Figura 69. Sequência do corte das amostras.

Foi selecionada a melhor superfície entre as duas obtidas, e a região correspondente ao centro da amostra foi polida com lixas de carbeto de silício com granulações de 400, 600, 1200, 1500 e 2000 (T223 Água – Advance, Norton Abrasivos – Saint Gobain, Guarulhos, São Paulo, Brasil) sob irrigação abundante de água destilada. Debris foram removidos com ultrassom (Ultrasonic Cleaner 1440D, Odontobrás, São Paulo, Brasil) durante 10 minutos após o polimento.

Ao final deste processo, foram obtidos 12 cortes, onde 6 foram de amostras submetidas a ensaio de resistência à fratura e 6 não participaram deste ensaio. Cada um dos 6 cortes representou um subgrupo estudado (G1A, G1B, G1C, G2A, G2B e G2C) (Figura 70).

Figura 70. Cortes finais das superfícies a serem analisadas.

Em seguida estas amostras foram recobertas com ouro através do processo de pulverização catódica pelo período de 120 segundos a 0,1mbar em equipamento Leica EM SCD050 – Sputter Coater (Leica Microsystems GmbH, Viena, Áustria) (Figura 71).

Figura 71. Superfícies das amostras após recobrimento com ouro.

Os cortes foram analisados por duas metodologias diferentes. Através de fotografias digitais em alta resolução, utilizando lente macro 105mm (Sigma EX, Sigma, Japão) acoplada

à câmera (Canon EOS Rebel T1i, Japão). E após, por microscopia eletrônica de varredura (EVO 50H Electron Microscope, Zeiss, Oberkochen, Alemanha) com aumento de 20 vezes.

3.14. Análise dos resultados

Para as comparações envolvendo as análises de torque e adaptação marginal foi proposto o modelo de regressão linear com efeitos mistos (efeitos aleatórios e fixos). Os modelos lineares de efeitos mistos são utilizados na análise de dados em que as respostas estão agrupadas (mais de uma medida para um mesmo indivíduo) e a suposição de independência entre as observações num mesmo grupo não é adequada (Schall, 1991).

Para as comparações do ensaio de resistência à fratura foi proposta a análise de covariância (ANCOVA) (Montgomery, 2000).

Todos os gráficos apresentados foram feitos com o auxílio do software R, versão 3.2.1 e as análises, através do SAS 9.2. Para todas as comparações adotou-se nível de significância de 5%.

4. Resultados

4. RESULTADOS

4.1. Perda de torque

Os dados (média, desvio padrão e valores mínimo e máximo) para perda de torque nos parafusos protéticos são apresentados na tabela 1 e figura 72.

Tabela 1 - Valores da perda de torque (%) dos parafusos protéticos.

Grupo	Subgrupo	Tempo	Média	Desvio-padrão	Mínimo	Máximo
G1	A	T0	13,13	6,07	0,99	25,00
		T1	37,28	10,64	22,00	67,00
		T2	46,19	9,12	32,00	70,00
	B	T0	17,54	6,09	6,00	31,00
		T1	52,27	14,99	30,00	91,09
		T2	57,67	17,32	29,70	95,00
	C	T0	14,60	6,49	3,00	27,72
		T1	41,54	11,88	27,00	76,24
		T2	50,07	11,75	30,00	77,23
G2	A	T0	16,96	6,31	5,00	30,00
		T1	40,89	11,96	22,55	71,57
		T2	47,87	12,50	29,13	81,00
	B	T0	19,63	6,71	6,00	36,00
		T1	53,12	13,47	25,00	81,00
		T2	54,09	13,16	32,04	81,19
	C	T0	16,45	8,01	2,97	31,37
		T1	37,43	10,02	20,00	61,00
		T2	46,65	10,22	32,04	71,00

Figura 72- Perda de torque nos parafusos protéticos (%)

Foram realizadas comparações da perda de torque nos parafusos protéticos em três tempos distintos: antes da ciclagem (T0), após 1.000.000 (T1) e após 2.000.000 (T2) de ciclos termomecânicos (Tabela 2). Além disso, foram comparados os grupos G1 e G2 e também os subgrupos A, B e C (Tabelas 3 e 4).

Tabela 2 – Modelo linear de efeitos mistos - Comparação da perda de torque nos parafusos protéticos (%) entre os tempos T0, T1 e T2.

Comparação	Diferença entre as médias	Intervalo de confiança (95%)		Valor-p
G1 A (T0 - T1)	-24,15	-28,93	-19,37	<0,01
G1 A (T0 - T2)	-33,06	-37,84	-28,28	<0,01
G1 A (T1 - T2)	-8,91	-13,69	-4,12	<0,01
G1 B (T0 - T1)	-34,73	-39,51	-29,94	<0,01
G1 B (T0 - T2)	-40,12	-44,91	-35,34	<0,01
G1 B (T1 - T2)	-5,40	-10,18	-0,62	0,03
G1 C (T0 - T1)	-26,94	-31,72	-22,16	<0,01
G1 C (T0 - T2)	-35,47	-40,25	-30,69	<0,01
G1 C (T1 - T2)	-8,53	-13,31	-3,75	<0,01
G2 A (T0 - T1)	-23,93	-29,28	-18,59	<0,01
G2 A (T0 - T2)	-30,91	-36,26	-25,57	<0,01
G2 A (T1 - T2)	-6,98	-12,33	-1,63	0,01
G2 B (T0 - T1)	-33,48	-38,83	-28,14	<0,01
G2 B (T0 - T2)	-34,46	-39,81	-29,11	<0,01
G2 B (T1 - T2)	-0,98	-6,32	4,37	0,72
G2 C (T0 - T1)	-20,98	-26,33	-15,64	<0,01
G2 C (T0 - T2)	-30,20	-35,55	-24,86	<0,01
G2 C (T1 - T2)	-9,22	-14,56	-3,87	<0,01

A análise estatística revelou haver diferenças significantes entre todos os tempos comparados ($p < 0,01$), exceto em G2B, onde a comparação entre T1 - T2 não mostrou diferença significativa ($p = 0,72$).

Tabela 3 – Modelo linear de efeitos mistos - Comparação da perda de torque nos parafusos protéticos (%) entre os grupos G1 e G2.

Comparação	Diferença entre médias	as	Intervalo de confiança (95%)	Valor-p
A T0 (G1-G2)	-3,83	-8,92	1,25	0,14
A T1 (G1-G2)	-3,61	-8,70	1,47	0,16
A T2 (G1-G2)	-1,69	-6,78	3,40	0,51
B T0 (G1-G2)	-2,09	-7,18	3,00	0,42
B T1 (G1-G2)	-0,85	-5,93	4,24	0,74
B T2 (G1-G2)	3,57	-1,51	8,66	0,17
C T0 (G1-G2)	-1,85	-6,94	3,24	0,48
C T1 (G1-G2)	4,11	-0,98	9,20	0,11
C T2 (G1-G2)	3,42	-1,67	8,51	0,19

Quando comparados os grupos G1 e G2, a diferença entre as configurações não foi significativa em relação à perda de torque dos parafusos protéticos.

Tabela 4 – Modelo linear de efeitos mistos - Comparação da perda de torque nos parafusos protéticos (%) entre os subgrupos A, B e C.

Comparação	Diferença entre as médias	Intervalo de confiança (95%)	Valor-p
G1 T0 (A - B)	-4,41	-9,21 0,38	0,07
G1 T0 (A - C)	-1,47	-6,27 3,33	0,55
G1 T0 (B - C)	2,94	-1,86 7,74	0,23
G1 T1 (A - B)	-14,99	-19,79 -10,19	<0,01
G1 T1 (A - C)	-4,26	-9,06 0,54	0,08
G1 T1 (B - C)	10,73	5,93 15,52	<0,01
G1 T2 (A - B)	-11,48	-16,28 -6,68	<0,01
G1 T2 (A - C)	-3,88	-8,68 0,91	0,11
G1 T2 (B - C)	7,60	2,80 12,39	<0,01
G2 T0 (A - B)	-2,67	-8,03 2,69	0,33
G2 T0 (A - C)	0,51	-4,85 5,87	0,85
G2 T0 (B - C)	3,18	-2,18 8,54	0,24
G2 T1 (A - B)	-12,22	-17,58 -6,86	<0,01
G2 T1 (A - C)	3,46	-1,90 8,82	0,21
G2 T1 (B - C)	15,68	10,32 21,04	<0,01
G2 T2 (A - B)	-6,22	-11,58 -0,86	0,02
G2 T2 (A - C)	1,22	-4,14 6,58	0,65
G2 T2 (B - C)	7,44	2,08 12,80	<0,01

Em relação às comparações entre os subgrupos A, B e C houveram diferenças significantes em G1T1, G1T2, G2T1 e G2T2 quando comparados os subgrupos A – B e B – C, todos com ($p < 0,01$). Para o T0 não foram encontradas diferenças significantes e as comparações entre A – C também não mostraram diferenças significantes.

4.2. Adaptação marginal vertical

Os dados (média, desvio padrão e valores mínimo e máximo) para avaliação da adaptação marginal vertical são apresentados na tabela 5 e figura 73.

Tabela 5 - Valores de adaptação marginal vertical (μm)

Grupo	Prótese	Tempo	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo
G1	A	Antes	16,67	15,09	0	50
		Depois	16,46	15,51	0	55,53
	B	Antes	40,09	33,82	0	99,93
		Depois	39,87	33,5	0	100
	C	Antes	16,69	17,81	0	49,77
		Depois	16,67	17,69	0	50,21
G2	A	Antes	16,13	16,2	0	49,99
		Depois	15,77	15,91	0	53,38
	B	Antes	27,42	26,75	0	79,91
		Depois	27,17	26,44	0	79
	C	Antes	16,35	17,74	0	49,95
		Depois	16,08	17,42	0	50

Figura 73- Adaptação marginal vertical (μm)

Foram realizadas comparações da adaptação marginal vertical antes e depois da ciclagem termomecânica (Tabela 6). Além disso, foram comparados os grupos G1 e G2 e também os subgrupos A, B e C (Tabelas 7 e 8).

Tabela 6 – Modelo linear de efeitos mistos - Comparação da adaptação marginal vertical (μm) antes e depois da ciclagem termomecânica.

Comparação	Diferença entre as médias	Intervalo de confiança (95%)		Valor-p
G1 A (Antes - Depois)	0,21	-2,62	3,04	0,89
G1 B (Antes - Depois)	0,23	-2,60	3,06	0,88
G1 C (Antes - Depois)	0,02	-2,81	2,85	0,99
G2 A (Antes - Depois)	0,36	-2,80	3,53	0,82
G2 B (Antes - Depois)	0,25	-2,91	3,42	0,87
G2 C (Antes - Depois)	0,27	-2,89	3,44	0,87

Em relação à possível interferência da ciclagem na adaptação marginal vertical das próteses pertencentes ao mesmo grupo e subgrupo, a análise estatística revelou não haver diferenças significantes antes e depois da ciclagem termomecânica em todos os grupos.

Tabela 7 – Modelo linear de efeitos mistos - Comparação da adaptação marginal vertical (μm) entre os grupos G1 e G2.

Comparação	Diferença entre as médias	Intervalo de confiança (95%)		Valor-p
A Antes (G1 - G2)	0,54	-2,46	3,54	0,72
A Depois (G1 - G2)	0,69	-2,31	3,70	0,65
B Antes (G1 - G2)	12,67	9,67	15,67	<0,01
B Depois (G1 - G2)	12,70	9,69	15,70	<0,01
C Antes (G1 - G2)	0,34	-2,66	3,34	0,83
C Depois (G1 - G2)	0,59	-2,42	3,59	0,70

Já, quando comparados os grupos G1 e G2, a diferença da quantidade de implantes mostrou-se significativa para a adaptação marginal vertical apenas no subgrupo B, nos dois tempos, ambos com ($p < 0,01$). Nos subgrupos A e C esta comparação não mostrou diferença significativa.

Tabela 8 – Modelo linear de efeitos mistos - Comparação da adaptação marginal vertical (μm) entre os subgrupos A, B e C.

Comparação	Diferença entre as médias	Intervalo de confiança (95%)		Valor-p
G1 Antes (A - B)	-23,42	-26,25	-20,59	<0,01
G1 Antes (A - C)	-0,02	-2,85	2,81	0,99
G1 Antes (B - C)	23,41	20,57	26,24	<0,01
G1 Depois (A - B)	-23,40	-26,23	-20,57	<0,01
G1 Depois (A - C)	-0,20	-3,03	2,63	0,89
G1 Depois (B - C)	23,20	20,37	26,03	<0,01
G2 Antes (A - B)	-11,29	-14,46	-8,13	<0,01
G2 Antes (A - C)	-0,22	-3,38	2,95	0,89
G2 Antes (B - C)	11,07	7,91	14,24	<0,01
G2 Depois (A - B)	-11,40	-14,56	-8,24	<0,01
G2 Depois (A - C)	-0,31	-3,48	2,85	0,85
G2 Depois (B - C)	11,09	7,92	14,25	<0,01

A análise estatística revelou haver diferenças significantes em G1 antes e depois; e G2 antes e depois, quando comparados os subgrupos A – B e B – C, todos com ($p < 0,01$). As comparações entre os subgrupos A – C não mostraram diferenças significantes em relação à adaptação marginal vertical.

Em G1A e G2A os valores máximos registrados para desadaptação vertical foram de 55,53 μm e 53,38 μm , respectivamente. Além disso, a frequência de medidas 0 μm foi bem alta. Em G1B e G2B os valores máximos registrados foram de 100 μm e 79,91 μm , respectivamente, mas a frequência de registros 0 μm foi mais baixa. Já em G1C e G2C as máximas foram de 50,21 μm e 50 μm , respectivamente. Aqui, a frequência de medidas 0 μm também foi alta. A seguir serão demonstrados exemplos de desadaptações marginais verticais em todas as situações analisadas (Figura 74).

Figura 74- Exemplos de desadaptações marginais verticais em cada grupo e subgrupo (MicroCT – Mag. 200%).

4.3. Adaptação marginal horizontal

Os dados (média, desvio padrão e valores mínimo e máximo) para avaliação da adaptação marginal horizontal são apresentados na tabela 9 e figura 75.

Tabela 9 - Valores de adaptação marginal horizontal (μm)

Grupo	Prótese	Tempo	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo
G1	A	Antes	18,91	19,56	0	59,97
		Depois	19,3	19,7	0	60
	B	Antes	52,6	40,78	0	119,97
		Depois	53,8	41,36	0	127
	C	Antes	22,17	21,03	0	59,75
		Depois	22,62	21,39	0	60
G2	A	Antes	15,89	16,67	0	59,8
		Depois	16,32	17,05	0	60
	B	Antes	37,51	34,61	0	100
		Depois	37,52	34,54	0	100
	C	Antes	20,63	20,99	0	59,76
		Depois	21,18	21,5	0	60

Figura 75- Adaptação marginal horizontal (μm)

Foram realizadas comparações da adaptação marginal horizontal antes e depois da ciclagem termomecânica (Tabela 10). Além disso, foram comparados os grupos G1 e G2 e também os subgrupos A, B e C (Tabelas 11 e 12).

Tabela 10 – Modelo linear de efeitos mistos - Comparação da adaptação marginal horizontal (μm) antes e depois da ciclagem termomecânica.

Comparação	Diferença entre as médias	Intervalo de confiança (95%)		Valor-p
G1 A (Antes - Depois)	-0,39	-3,86	3,08	0,83
G1 B (Antes - Depois)	-1,20	-4,67	2,27	0,50
G1 C (Antes - Depois)	-0,45	-3,92	3,02	0,80
G2 A (Antes - Depois)	-0,42	-4,30	3,46	0,83
G2 B (Antes - Depois)	-0,01	-3,89	3,87	0,99
G2 C (Antes - Depois)	-0,54	-4,42	3,34	0,78

Em relação à possível interferência da ciclagem na adaptação marginal horizontal das próteses, a análise estatística revelou não haver diferenças significantes antes e depois da ciclagem termomecânica em todos os grupos.

Tabela 11 – Modelo linear de efeitos mistos - Comparação da adaptação marginal horizontal (μm) entre os grupos G1 e G2.

Comparação	Diferença entre as médias	Intervalo de confiança (95%)		Valor-p
A Antes (G1 - G2)	3,02	-0,83	6,86	0,12
A Depois (G1 - G2)	2,98	-0,86	6,82	0,13
B Antes (G1 - G2)	15,08	11,24	18,92	<0,01
B Depois (G1 - G2)	16,28	12,44	20,12	<0,01
C Antes (G1 - G2)	1,53	-2,31	5,37	0,43
C Depois (G1 - G2)	1,44	-2,40	5,28	0,46

Assim como na adaptação marginal vertical, comparando os grupos G1 e G2, a diferença entre as duas configurações mostrou-se significativa para a adaptação marginal horizontal apenas no subgrupo B, nos dois tempos, ambos com ($p < 0,01$). Nos subgrupos A e C esta comparação não mostrou diferença significativa.

Tabela 12 – Modelo linear de efeitos mistos - Comparação da adaptação marginal horizontal (μm) entre os subgrupos A, B e C.

Comparação	Diferença entre as médias	Intervalo de confiança (95%)		Valor-p
G1 Antes (A - B)	-33,69	-37,33	-30,05	<0,01
G1 Antes (A - C)	-3,26	-6,90	0,38	0,08
G1 Antes (B - C)	30,43	26,79	34,07	<0,01
G1 Depois (A - B)	-34,50	-38,14	-30,86	<0,01
G1 Depois (A - C)	-3,32	-6,96	0,32	0,07
G1 Depois (B - C)	31,18	27,54	34,82	<0,01
G2 Antes (A - B)	-21,62	-25,65	-17,59	<0,01
G2 Antes (A - C)	-4,74	-8,78	-0,71	0,02
G2 Antes (B - C)	16,88	12,85	20,91	<0,01
G2 Depois (A - B)	-21,20	-25,24	-17,17	<0,01
G2 Depois (A - C)	-4,86	-8,89	-0,83	0,02
G2 Depois (B - C)	16,34	12,31	20,38	<0,01

A análise estatística revelou haver diferenças significantes em G1 antes e depois; e G2 antes e depois, quando comparados os subgrupos A – B e B – C, todos com ($p < 0,01$). As comparações entre os subgrupos A – C foram significantes apenas em G2 antes e depois, ambos com ($p = 0,02$).

Em G1A e G2A o valor máximo registrado para desadaptação horizontal foi de $60\mu\text{m}$, para ambas as situações. Assim como para as desadaptações verticais, a frequência de medidas $0\mu\text{m}$ foi alta. Em G1B e G2B os valores máximos registrados foram de $127\mu\text{m}$ e $100\mu\text{m}$, respectivamente, mas a frequência de registros $0\mu\text{m}$ foi mais baixa. Já em G1C e G2C as máximas também foram de $60\mu\text{m}$ em ambas as situações e a frequência de medidas $0\mu\text{m}$ também foram altas. A seguir serão demonstrados exemplos de desadaptações marginais horizontais em todas as situações analisadas (Figura 76).

Figura 76- Exemplos de desadaptações marginais horizontais em cada grupo e subgrupo (MicroCT –Mag. 200%)

4.4. Resistência à fratura

Os dados (média, desvio padrão e valores mínimo e máximo) para a resistência à fratura são apresentados na tabela 13 e figura 77.

Tabela 13 - Valores de força máxima para deformação (N) das próteses.

Grupo	Subgrupo	Média	Desvio-padrão	Mínimo	Máximo
G1	A	1015,58	52,59	949,29	1098,57
	B	1500,15	101,47	1390,37	1666,66
	C	603,43	74,54	463,35	671,82
G2	A	1375,95	132,88	1155,24	1548,42
	B	1701,73	216,39	1388,85	2008,22
	C	832,82	192,72	539,92	1084,74

Figura 77 - Resistência à fratura (N)

Após o final do ensaio foi constatado que em G1A, G2A, G1C e G2C houve deformação plástica do *cantilever*, porém sem ruptura total do segmento. G1B e G2B obtiveram os maiores valores de resistência, porém fraturaram completamente após o ensaio. O padrão de falha mais frequente em cada situação será demonstrado a seguir (Figura 78).

Figura 78- Padrão de falha mais frequente em cada grupo e subgrupo

Em geral, nas situações G1A, G2A, G1C e G2C observa-se afastamento do *cantilever* (infraestrutura, resina e dentes) em relação ao remanescente anterior da prótese. Em G1B e G2B,

apesar da fratura completa, não se nota falha aparente dos mini pilares e parafusos protéticos (Figura 79).

Figura 79- Padrão de falha mais frequente em cada grupo e subgrupo

Foram realizadas comparações da resistência à fratura das próteses entre os grupos G1 e G2 e também os subgrupos A, B e C (Tabelas 14 e 15).

Tabela 14 – ANCOVA - Comparação da resistência a fratura (N) entre grupos, G1 e G2.

Comparação	Diferença entre as médias	Intervalo de confiança (95%)		Valor-p
Prótese A (G1 - G2)	-360,37	-527,29	-193,45	<0,01
Prótese B (G1 - G2)	-201,58	-368,50	-34,66	0,02
Prótese C (G1 - G2)	-229,40	-396,31	-62,48	<0,01

Quando comparados os grupos G1 e G2, a diferença entre as extensões *cantilever* mostrou-se significativa em relação à resistência à fratura das próteses em todos os subgrupos. Próteses A e C ($p<0,01$), prótese B ($p=0,02$).

Tabela 15 – ANCOVA - Comparação da resistência a fratura (N) entre os subgrupos A, B e C .

Comparação	Diferença entre as médias	Intervalo de confiança (95%)		Valor-p
G1 (Prótese A - B)	-484,57	-651,48	-317,65	<0,01
G1 (Prótese A - C)	412,15	245,24	579,07	<0,01
G1 (Prótese B - C)	896,72	729,81	1063,64	<0,01
G2 (Prótese A - B)	-325,78	-492,69	-158,86	<0,01
G2 (Prótese A - C)	543,13	376,21	710,04	<0,01
G2 (Prótese B - C)	868,91	701,99	1035,82	<0,01

Da mesma forma, quando comparados os subgrupos A, B e C, a diferença entre as técnicas de confecção das infraestruturas mostrou-se significativa em relação à resistência à fratura das próteses em todos os grupos ($p<0,01$).

4.5. Análise qualitativa dos componentes (análogo/mini-pilar/parafusos/infraestrutura)

Através de imagens fotográficas em alta resolução, é possível observar de forma panorâmica o relacionamento entre os componentes e infraestruturas. Em geral, em todas as amostras observa-se integridade das conexões mini pilar/análogo (Figuras 80 e 81). Quando comparamos amostras submetidas às não submetidas ao ensaio de resistência à fratura, em G1A e G1B verificamos afastamento das infraestruturas em relação aos mini pilares e

parafusos protéticos. Já em G1C ocorre o deslocamento de uma das partes do *cantilever* utilizado nesta técnica (Figura 80).

Figura 80- Visão panorâmica do relacionamento entre componentes e infraestruturas do G1

Em G2A e G2C observa-se alteração do relacionamento entre a infraestrutura e o mini pilar na face distal. Em G2B ocorre afastamento da infraestrutura em relação ao mini pilar e parafuso protético (Figura 81).

Não submetidos ao ensaio de
resistência à fratura

Submetidos ao ensaio de
resistência à fratura

Figura 81- Visão panorâmica do relacionamento entre componentes e infraestruturas do G2

As imagens de microscopia eletrônica de varredura (MEV) em aumento de 20 vezes, fornecem maiores detalhes quanto a estas observações previamente relatadas (Figura 82 e 83).

Figura 82- Visão ampliada do relacionamento entre componentes e infraestruturas do G1 (MEV – Mag. 20X).

Não submetidos ao ensaio de
resistência à fratura

Submetidos ao ensaio de
resistência à fratura

Figura 83- Visão ampliada do relacionamento entre componentes e infraestruturas do G2 (MEV – Mag. 20X).

5. Discussão

5. DISCUSSÃO

A reabilitação protética do paciente desdentado sempre foi um desafio, especialmente na mandíbula, onde a falta de retenção e estabilidade da prótese removível é mais evidente (Friberg e Jemt, 2015). Com a finalidade de superar estes problemas e tornar as próteses mais estáveis, Branemark propôs um protocolo reabilitador na qual cinco a seis implantes são instalados na região interforames mentuais, suportando uma prótese total fixa com extensões distais em *cantilever* (Naini, 2011).

A variação do número e posicionamento dos implantes na região interforames pode trazer benefícios clínicos e biomecânicos. A alteração mais expressiva do protocolo convencional foi a publicação do conceito “*All-on-4*”, técnica que consiste na instalação de quatro implantes na parte anterior da mandíbula. Nesta situação, os dois implantes mais anteriores são colocados axialmente, enquanto que os dois implantes posteriores são angulados distalmente para minimizar o comprimento *cantilever* (Patzelt *et al.*, 2014).

Estudos comparando a quantidade e posicionamento dos implantes tem demonstrado que a diminuição da extensão *cantilever* é uma alternativa clinicamente viável, pois apesar de diminuir a quantidade de implantes para suporte da prótese esta situação promove redução na tensão transmitida ao osso, implantes e infraestrutura (Naconecy, 2006; Fazi *et al.*, 2011). Apesar destas pesquisas, ainda não há consenso clínico de qual o melhor protocolo de instalação dos implantes na mandíbula. Entretanto, sabe-se que a maioria dos clínicos ainda prefere, nos dias de hoje, a instalação de maior quantidade de implantes para o tratamento de pacientes edêntulos totais (Friberg e Jemt, 2015).

Apesar das elevadas taxas de sucesso clínico, vários relatos de problemas em próteses totais fixas implantossuportadas vêm sendo reportados durante os anos. Além disso, são rotineiramente encontradas pesquisas *in vitro* comparando a distribuição de tensões ao

redor dos implantes e componentes de próteses totais fixas implantossuportadas (Naconecy, 2006; Fazi *et al.*, 2011; Spazzin *et al.*, 2011). Em contrapartida, é percebido menor volume de artigos comparando outros problemas biomecânicos destas próteses mais extensas, como a perda de torque dos parafusos protéticos e a fratura dos componentes da prótese. Este tipo de pesquisa é feito mais comumente em próteses unitárias ou com extensões menores, além de muitas vezes só avaliarem os pilares e/ou infraestruturas sem o recobrimento estético final (Hecker e Eckert, 2003; Moris, 2011; Pedroso e Silva, 2012; Colán Guzmán *et al.*, 2008; Faenza *et al.*, 2013; Chong *et al.*, 2014).

Uma das propostas deste estudo foi comparar a perda de torque dos parafusos protéticos em diferentes configurações de próteses totais fixas implantossuportadas. Um dos objetivos desta pesquisa foi simular a utilização destas próteses com o passar dos anos, aproximando o estudo de uma situação clínica real. A durabilidade dos componentes de reabilitações implantossuportadas é altamente influenciada pela aplicação de carga durante os ciclos mastigatórios (Wilding e Lewin, 1994; Richter, 1995). O ensaio de ciclagem é um teste *in vitro* que simula a carga mecânica na cavidade oral em um ambiente úmido ou seco, investigando o efeito da força na degradação de um material dentário. É também um dos principais métodos utilizados para avaliar a estabilidade da junção parafusada e manutenção da pré-carga dos parafusos de retenção (Binon *et al.*, 1994; Gratton *et al.*, 2001; Khraisat *et al.*, 2004).

De acordo com a literatura, uma pessoa promove três episódios de mastigação por dia, durante quinze minutos cada e em uma frequência de 60 ciclos/min (1Hz), sendo assim, 2700 ciclos por dia e conseqüentemente quase um milhão de ciclos de mastigação por ano (Wiskott *et al.*, 1995; Gratton *et al.*, 2001; Assunção *et al.*, 2011). Portanto, para o ensaio de ciclagem termomecânica foi realizada a simulação de dois milhões de ciclos, o que corresponde a 2 anos de utilização da prótese. A aplicação de carga neste ensaio foi de 200N,

valor escolhido por constar da maior parte dos trabalhos semelhantes relatados (Cibirka *et al.*, 2001; Gratton *et al.*, 2001; Khraisat *et al.*, 2004; Hecker e Eckert, 2003; Nakamura *et al.*, 2006; Toledo, 2011; Pedroso e Silva, 2012; Gomes *et al.*, 2014; Tiossi *et al.*, 2014).

A perda de torque dos parafusos protéticos foi medida em três tempos distintos, T0, T1 e T2. Mesmo antes do ensaio de ciclagem termomecânica (T0) foi verificada perda de torque entre 13,13 e 19,63% em média para todos os grupos, valores que estão abaixo dos relatados em estudos anteriores com metodologias semelhantes, como os de Barbosa *et al.* (2011) que encontraram valores de perda de torque inicial entre 24,01 e 50,71% e Gomes *et al.* (2014) com valores entre 38,87 e 47, 56%. É bom salientar que a metodologia consistiu na confirmação do torque após 10 minutos e a partir daí foi mensurada a perda de torque inicial dos parafusos.

Sabe-se que os valores do torque de remoção do parafuso imediatamente após seu aperto são muitas vezes menores do que o torque dado inicialmente (Burguete *et al.*, 1994; Haack *et al.*, 1995). Além disso, a perda de torque dos parafusos é talvez um dos problemas mais corriqueiros enfrentados pelos clínicos, sendo que estudos relacionados são frequentemente relatados na literatura (Mangano e Bartolucci, 2001; Cho *et al.*, 2004; Moris, 2011; Pedroso e Silva, 2012; Gomes *et al.*, 2014).

Para manter a junta parafusada, a magnitude da força da pré-carga deve ser maior que a força oclusal, caso contrário, o limite de escoamento do parafuso pode ser excedido, causando dessa forma perda de torque e/ou deformação do parafuso (Jorneus *et al.*, 1992; Haack *et al.*, 1995; McGlumphy *et al.*, 1998). Outros autores relatam que cargas oclusais cíclicas sobre o conjunto implante/prótese induzem micromovimentação dos componentes, os quais podem se desgastar microscopicamente, reduzindo a intimidade do contato entre os componentes e consequentemente contribuindo para o desaperto do parafuso por redução da pré-carga (McAlarney e Stavropoulos, 1996; Alkan *et al.*, 2004; Yousef *et al.*, 2005).

Na comparação da perda de torque inicial e final, ou seja, entre T0 e T2 a análise estatística revelou haver diferenças significantes em todos os grupos estudados, demonstrando que a ciclagem termomecânica influenciou na perda de torque dos parafusos. Estes resultados estão de acordo com outros trabalhos que relatam perda de torque significativa dos parafusos após ciclagem mecânica (Ricomini Filho *et al.*, 2010; Park *et al.*, 2010, Pedroso e Silva, 2012; Jorge *et al.*, 2013, Gomes *et al.*, 2014). Ainda em concordância com este estudo, os resultados de Rangel *et al.* (2007) mostraram que o torque de remoção dos parafusos, em qualquer das condições avaliadas (com ou sem ação da ciclagem mecânica) é menor que o torque inicial utilizado para sua colocação.

Em contrapartida, estudos semelhantes não observaram nenhuma evidência de instabilidade ou perda de torque dos parafusos após carregamento cíclico. Cibirka (2001), mediu o torque de remoção pós-carga após 5.000.000 de ciclos com cargas entre 20 e 200N e Delben *et al.* (2011) mediram a perda de torque dos parafusos em diferentes grupos de próteses após 1.000.000 de ciclos com cargas de 50N. Ambos os autores não encontraram diferenças significantes para a perda de torque após ciclagem mecânica.

Constatada a perda de torque dos parafusos após o final dos ensaios, também foi observado neste estudo que a quantidade de ciclos mecânicos teve influência na perda de torque. Entre T1 e T2 houve diferença significativa entre a maioria dos grupos, sendo que somente em G2B, esta comparação não mostrou diferença significativa. Esta situação é prejudicial, pois se verificou que com o passar do tempo a perda de torque tende a aumentar, comprometendo o prognóstico de retenção das próteses. Apesar disso, o afrouxamento dos parafusos não pôde ser visualmente detectado em nenhuma das situações e todas as próteses se mantiveram fixas e estáveis até o final dos ensaios.

Também em relação à perda de torque dos parafusos protéticos, quando comparados os grupos G1 e G2, a diferença da quantidade de implantes entre os grupos não foi

significante. Portanto, o fato de o G1 utilizar um implante a mais que o G2 não melhorou a performance geral deste tipo de prótese. Além disso, o fato de o G2 utilizar mini pilares angulados nos implantes terminais também não influenciou na alteração da perda de torque quando comparados ao G1, que utilizaram apenas mini pilares sem angulação. Este é um achado importante pois corrobora com relatos clínicos que não encontraram problemas de perda de torque dos parafusos comparando protocolos convencionais com a técnica “*All-on-4*” (Francetti *et al.*, 2015). Apesar disto, existe a necessidade de novos estudos biomecânicos, comparando a perda de torque dos parafusos protéticos em reabilitações totais utilizando diferentes números e posicionamentos de implantes.

O presente estudo avaliou também três diferentes técnicas de obtenção das infraestruturas metálicas, foram elas: usinagem utilizando tecnologia *CAD-CAM* (A); fundição convencional (B) e Barra Articulada (C). Em T0, ou seja, antes do ensaio mecânico não foram encontradas diferenças significantes em relação à comparação da perda de torque dos parafusos entre os subgrupos A, B e C. Porém, após ciclagem termomecânica houveram diferenças significantes em G1T1, G1T2, G2T1 e G2T2 quando comparados os subgrupos A – B e B – C. Isto quer dizer que as infraestruturas protéticas obtidas pela técnica da fundição convencional tiveram perda de torque significativamente maior que as dos outros subgrupos após carregamento mecânico. Já entre os subgrupos A e C não houve diferenças significantes.

Talvez estes resultados foram tão significantes pois as próteses obtidas por fundição tiveram maior desadaptação marginal que as dos outros dois subgrupos. Estes resultados estão de acordo com os de Al-Turki *et al.* (2002) que avaliaram próteses fixas implantossuportadas submetidas a ciclagem mecânica com carga de 298N e frequência de 1Hz durante 48 horas, simulando 144 dias de uso. Os autores concluíram que desajustes verticais entre as próteses e os pilares dos implantes geraram significativa instabilidade dos parafusos. Em contrapartida, Assunção *et al.* (2011), concluíram que desadaptações marginais tiveram grande influência na

manutenção da pré-carga antes dos ensaios, onde todos os grupos apresentaram redução significativa de torque, porém a ciclagem mecânica não proporcionou diferenças significantes na perda de torque entre os grupos com diferentes níveis de desadaptação e o grupo controle.

Sabe-se que um dos fatores que contribuem para a instabilidade da junção parafusada é a desadaptação marginal entre a prótese e os pilares. Para Hecker e Eckert (2003), para a adaptação marginal das coroas implantossuportadas, tem-se que estas devem exibir adaptação passiva aos pilares. Se houver desadaptação significativa, a absorção das forças aplicadas sobre a prótese será desigual, podendo, levar ao afrouxamento do parafuso e/ou fratura dos componentes envolvidos (Goodacre *et al.*, 1999). Falhas na adaptação marginal têm sido associadas à ocorrência de complicações e falhas mecânicas (Sakaguchi e Borgensen, 1995; Assunção *et al.*, 2011).

Neste estudo, outra variável analisada foi a adaptação marginal das próteses antes e depois da ciclagem termomecânica. Diferentes métodos tem sido utilizados para avaliar a adaptação marginal das próteses implantossuportadas. Neste estudo foi utilizado MicroCT com resolução de 18 μ m, que promove o escaneamento das amostras por microtomografia computadorizada. Além de ser um método não destrutivo, permite maior confiabilidade para visualização das interfaces das infraestruturas e pilares além de possibilitar a investigação de desadaptações em 2D e 3D com resolução de até 9 μ m (Seo *et al.*, 2009).

As desadaptações marginais podem ser classificadas como verticais, horizontais, angulares e rotacionais (Assunção *et al.*, 2009). No presente estudo foram analisadas a adaptação marginal vertical e horizontal, antes e após o ensaio de ciclagem termomecânica. Estudos têm demonstrado que a adaptação vertical pode ser mais relevante do que adaptação horizontal, ainda que isto não tenha sido confirmado clinicamente (De Torres *et al.*, 2007; Hjalmarsson *et al.*, 2010). Além disso, a maioria dos trabalhos utiliza o eixo vertical durante a metodologia de mensuração da adaptação marginal de infraestruturas implantossuportadas

(Barros, 2013).

Em contrapartida, um estudo pelo método de elemento finito demonstrou que a desadaptação horizontal aumenta consideravelmente os níveis de distribuição de tensão em próteses múltiplas implantossuportadas, sugerindo que estas desadaptações podem causar danos ao tecido ósseo periimplantar (Spazzin *et al.*, 2011). De qualquer maneira, a verificação da adaptação horizontal assim como a vertical é importante, pois nos permite avaliar se as reabilitações possuem algum nível de desajuste que facilite maior acúmulo de biofilme entre as próteses e pilares, provocando possíveis inflamações periodontais e/ou periimplantares (Canullo *et al.*, 2010).

Após análise estatística verificou-se que a ciclagem não interferiu na adaptação marginal vertical e horizontal das próteses em todos os grupos estudados. Em estudo semelhante, Tiozzi *et al.* (2014), avaliaram os efeitos da ciclagem mecânica na desadaptação vertical entre duas diferentes configurações de reabilitações totais implantossuportadas. Concluíram que os ensaios mecânicos também não tiveram influência na adaptação marginal vertical entre as próteses e pilares na comparação entre grupos. Entretanto, outro estudo encontrou redução significativa do desajuste vertical após ensaio de ciclagem. Os autores atribuem essa diminuição ao desgaste das interfaces dos componentes, que pode eliminar micro interferências derivadas do processo de usinagem, aproximando os componentes (Hecker e Eckert, 2003).

A fundição convencional é a técnica mais tradicionalmente utilizada para a fabricação de infraestruturas de próteses implantossuportadas. Porém, sabe-se que os possíveis defeitos inerentes a esta técnica podem impedir o correto assentamento da prótese sobre os pilares (Rangert *et al.*, 1997). Além disso, a confecção de próteses extensas é passível de maior distorção que as próteses unitárias. (Schiffleger *et al.*, 1985; Jemt *et al.*, 1992; Rangert *et al.*, 1995; Cariello, 2009).

Com o intuito de se alcançar adaptação mais precisa das próteses aos seus respectivos pilares, sistemas *CAD/CAM* têm sido cada vez mais utilizados na odontologia. Esta tecnologia reduz etapas e exclui a introdução de possíveis erros, como os que ocorrem nas etapas de inclusão, eliminação da cera, fundição da liga metálica, acabamento e polimento (Rekow e Thompson, 2005; Drago, 2006; Ichi, 2010).

Esta tecnologia tem demonstrado resultados muito bons, mas tem como grande desvantagem os custos mais elevados. Como alternativas a estes processos já conhecidos, há necessidade de busca por outras técnicas de obtenção de infraestruturas implantossuportadas, onde o profissional possa obter solução confiável, muitas vezes reduzindo o tempo e custo final do tratamento (Vieira *et al.*, 2006; Margonar *et al.*, 2010). No presente estudo, um novo conceito de obtenção de infraestruturas para próteses implantossuportadas foi testado. A técnica da Barra Articulada foi comparada ao tradicional método de fundição convencional e à tecnologia *CAD-CAM*, obtendo resultados animadores.

Quando comparamos as diferentes técnicas de obtenção das infraestruturas analisadas neste estudo, as obtidas por tecnologia *CAD-CAM* e as Barras Articuladas obtiveram resultados significativamente melhores que as obtidas por fundição convencional, em relação à adaptação marginal vertical e horizontal. Estes resultados estão de acordo com diversos outros estudos que analisaram desadaptações marginais comparando as técnicas de fundição convencional com a tecnologias *CAD-CAM* (Abduo *et al.*, 2011; Paniz *et al.*, 2013; Alfadda, 2014). Segundo França (2013), a avaliação dos desajustes verticais em infraestruturas implantossuportadas de três elementos fabricadas em zircônia e cobalto-cromo por tecnologia *CAD/CAM* e fundição convencional mostrou que infraestruturas fabricadas por tecnologia *CAD/CAM* apresentaram menores valores de desajuste vertical que aquelas fabricadas pela técnica da fundição. De acordo com Barros (2013), as barras metálicas fundidas utilizadas em seu estudo mostraram desadaptações verticais aproximadamente dez

vezes maiores que as barras usinadas.

São muitas as etapas de fabricação das próteses implantossuportadas que podem influenciar no potencial de distorção das mesmas (Barbosa *et al.*, 2010; de Torres *et al.*, 2011). As falhas inerentes do processamento de infraestruturas fundidas podem explicar os resultados encontrados neste estudo. Além disso, de acordo com estudo anterior, verificou-se que a precisão do ajuste em infraestruturas para próteses sobre implantes fabricadas pelo método da fundição depende não apenas do pilar conectado ao implante, sendo também influenciada pelo manejo do técnico de laboratório e pelo material utilizado (Abduo *et al.*, 2011).

Além disso, não foram constatadas diferenças de adaptação marginal vertical significantes entre as barras articuladas e as obtidas pela tecnologia *CAD-CAM*. Mostrando que as barras articuladas podem ser boa alternativa para a obtenção de próteses mais precisas, dado que os valores médios de desadaptação vertical em ambos os subgrupos foi de aproximadamente 16µm.

Apesar dos resultados semelhantes em relação à adaptação vertical, durante a análise da adaptação marginal horizontal, as comparações entre as barras articuladas e as obtidas por tecnologia *CAD-CAM* constataram diferenças significantes para as próteses utilizando a configuração “*All-on-4*”. Estes resultados demonstram que provavelmente algum fator relacionado à técnica da Barra Articulada, como procedimentos de seccionamento utilizando discos de carborundum em baixa velocidade ou mesmo a esplintagem das barras com resina acrílica autopolimerizável podem ter interferido na adaptação horizontal das infraestruturas. Estas, são etapas laboratoriais inerentes à técnica que podem ter causado deformações nos componentes de titânio pelo calor gerado durante o processo de desgaste e também pela contração da infraestrutura através da utilização de esplintagem com resina. De qualquer modo, este subgrupo apresentou resultados superiores quando comparado às infraestruturas

obtidas por fundição, com valores médios de desadaptação horizontal de aproximadamente 21 e 37 μ m, respectivamente.

Quando comparamos as próteses dos grupos G1 e G2, a diferença da quantidade de implantes mostrou-se estatisticamente significativa para a adaptação marginal vertical e horizontal apenas no subgrupo B. Nos subgrupos A e C esta comparação não mostrou diferença significativa. Este é um achado importante pois foi demonstrado que técnica de fundição convencional é mais sensível a desadaptações quando utilizados maior número de elementos de suporte para obtenção de uma infraestrutura. Além do maior número de implantes no G1 ser um dos elementos responsáveis para esta condição, provavelmente o fato de os implantes terem sido instalados mais próximos uns dos outros do que em G2 também colaborou para este resultado. A desadaptação de infraestruturas pode ser alterada pelo número, posição e configuração dos implantes, além do desenho das próteses (Koke *et al.*, 2004).

No presente estudo, após a realização das fundições no subgrupo B foi constatada relevante falta de assentamento passivo das infraestruturas sobre os modelos de trabalho. Este problema não ocorreu com os outros subgrupos analisados. Sabe-se que a desadaptação de uma infraestrutura implantossuportada pode ser corrigida através da secção e união dos segmentos entre os pilares por soldagem. Porém, após este procedimento, a mesma ainda poderá apresentar pequenos desajustes marginais e a região da soldagem será um ponto de fragilidade da estrutura protética (Riedy *et al.*, 1997; Ford, 2003; Cariello, 2009). Os resultados do presente estudo sugerem concordância com estes relatos pois após a realização dos seccionamentos das infraestruturas e posterior soldagem, houve melhora no assentamento sobre os modelos mas a quantidade de desadaptação marginal ainda foi maior quando comparada aos outros subgrupos analisados.

É importante relatar que os valores máximos obtidos para a desadaptação marginal vertical e horizontal foram de 100 e 127 μ m, respectivamente, ambos de próteses confeccionadas por fundição convencional. Apesar destes elevados níveis de desadaptação encontrados, há relatos na literatura de que níveis de desajuste entre 10 e 150 μ m poderiam ser clinicamente aceitáveis (Brånemark, 1983; Jemt, 1991). A obtenção de um ajuste totalmente passivo de próteses sobre implantes é praticamente impossível, uma vez que os diversos estágios dos procedimentos laboratoriais podem adicionar distorções ao produto final (Tan *et al.*, 2004).

Este assunto é muito controverso, tanto que outro estudo concluiu que desajustes verticais de 100 e 175 μ m entre as próteses e os pilares dos implantes geraram significativa instabilidade dos parafusos, determinando que estas magnitudes de desajustes são clinicamente inaceitáveis (Al-Turki *et al.*, 2002). O problema é que muitas vezes as desadaptações são difíceis de quantificar clinicamente, e as próteses poderão ser instaladas com desajustes acima dos aceitáveis (Spazzin, 2011). Sabendo destes problemas e constatando que há a possibilidade de confeccionar próteses implantossuportadas com valores de desadaptação marginal bem menores utilizando diferentes técnicas, sugere-se mais estudos comprovando estes resultados. Isto poderá talvez redefinir os limites aceitáveis de desadaptações marginais em reabilitações implantossuportadas.

No presente estudo, após o ensaio de ciclagem termomecânica, avaliando a perda de torque dos parafusos protéticos e adaptação marginal entre os diferentes grupos analisados, as amostras foram submetidas a outro ensaio de fadiga com a finalidade de expor as próteses a forças de mastigação maiores que as usuais, porém dentro do espectro relatado para a área em questão. Os valores de forças mastigatórias encontradas na literatura vêm sendo estudados há mais de um século, sendo que os relatos são bastante variados (DeLong e Douglas, 1983; Rekow e Thompson, 2007; Nascimento *et al.*, 2011). As pesquisas utilizando células de carga

revelaram que a média de força máxima, encontradas na mordida humana, sem disfunção temporomandibular, é de aproximadamente $315 \pm 115\text{N}$ (Nascimento *et al.*, 2011).

Além disso, estudos avaliaram que a força exercida pelos dentes molares no ato de mordida ou até mesmo durante a mastigação é superior à força gerada pelos dentes incisivos e que a força aplicada por molares varia aproximadamente entre 440 e 970N e, na região anterior, de 140 a 245N (Pellizzer e Muench, 1998; Nascimento *et al.*, 2011). Outros estudos relatam que os dentes molares apresentam força máxima de aproximadamente 860N em homens e 670N em mulheres, já o dente incisivo alcança a força máxima de 275N para homens e 215N para mulheres (Kagawa, 2005; Nascimento *et al.*, 2011).

Com base nestes estudos anteriores, as amostras foram submetidas ao ensaio de fadiga acelerada progressiva, que consiste na aceleração da falha pelo aumento progressivo de carga, ou seja, as espécimes são forçadas a falhar mais precocemente. Desta forma, os modos de fratura bem como a sobrevivência das amostras podem ser melhor entendidos em um espaço de tempo menor (Bonfante, 2009). Alguns autores revelam que o benefício deste tipo de ensaio é que ele proporciona melhor simulação das condições clínicas do que um teste de carga estática e não exige extenso período de testes (Fennis *et al.*, 2004; Magne e Knezevic, 2009).

O objetivo deste ensaio no presente estudo foi submeter as amostras com carregamento mecânico progressivo até ocorrer alguma falha ou até o máximo de 140.000 ciclos. Foi utilizado protocolo de carregamento isométrico com frequência de 5Hz, onde a carga inicial foi de 200N, sendo aumentada em sequência para estágios de 240, 280, 320, 360, 400 e 440N, com máximo de 20.000 ciclos em cada estágio. Simultaneamente à ciclagem mecânica, as amostras foram submetidas à ciclagem térmica, com temperatura variando entre 5° e 55°C e tempo de imersão de 40 segundos.

Os resultados seriam então analisados de acordo com a sobrevivência das amostras, verificando se houveram falhas e quantificando o grau destas falhas, ou seja, fraturas nos parafusos, nos dentes, na resina acrílica ou na infraestrutura metálica. Porém, ao final de toda esta sequência do ensaio as próteses se mantiveram aparentemente intactas, ou seja, sem a ocorrência das falhas previstas. Durante todo o ensaio e entre todos os estágios, foi verificada a integridade dos parafusos protéticos, dentes de estoque, resina acrílica e infraestrutura em geral. Além de verificar estas condições, não foi constatado nenhum afrouxamento aparente das próteses sobre os modelos de ensaio, apesar de não ter sido utilizada nenhuma metodologia para aferição do torque nesta etapa da pesquisa. Sendo assim, foi determinado que todas as amostras sobreviveram a este ensaio, não havendo comparação estatística para este teste.

Após a sobrevivência das amostras no último ensaio, foram selecionados aleatoriamente seis espécimes de cada subgrupo (n=6) para a realização de ensaio de resistência à fratura, submetendo as próteses a condições extremas de estresses flexurais. Foram aplicadas forças de compressão em ordem crescente sobre a região de *cantilever* das próteses, analisando a força máxima (N), ou seja o limite de resistência de cada prótese, nesta região.

Ao final dos ensaios e após análise estatística, quando comparados os grupos de cinco implantes paralelos (G1) com os “*All-on-4*” (G2), verificou-se que a diferença entre as extensões *cantilever* mostrou-se significativa em relação à resistência à fratura das próteses em todos os subgrupos. Ou seja, para todas as infraestruturas analisadas a presença de uma extensão *cantilever* menor aumentou significativamente a resistência da prótese. Segundo Jemt (1991), a fratura da barra é uma situação pouco encontrada clinicamente (0,8% dos 391 casos avaliados por seu estudo), mas ela pode ocorrer no caso de sobrecarga oclusal.

Os resultados do presente estudo estão de acordo com relatos anteriores comparando diferentes tamanhos de *cantilever* em próteses sobre implantes, como Faenza *et al.* (2013) que verificaram a resistência à fratura de infraestruturas de zircônia com *cantilever* a 9 e 18 mm do centro do último implante. Os autores concluíram que quanto maior a extensão do *cantilever* menor é a força necessária para induzir uma fratura neste tipo de infraestrutura. Em outro estudo, autores concluem que a resistência flexural de próteses temporárias implantossuportadas aumenta com a redução do comprimento *cantilever* (Colán Guzmán *et al.*, 2008). Em outro estudo comparando infraestruturas de zircônia com *cantilever*, os autores concluíram que quando o carregamento ocorreu à distância de 7mm do último implante, as próteses precisaram de maior quantidade de carga para fraturar do que quando aplicada carga a 10mm (Chong *et al.*, 2014). Portanto, é consenso geral que a utilização de extensão *cantilever* deve ser a menor possível para cada situação clínica, onde extensões maiores geram maior braço de alavanca, podendo provocar deformações permanentes nas próteses e comprometendo a longevidade das reabilitações.

A resistência à fratura também foi significativa quando comparamos os subgrupos A, B e C, ou seja, a diferença entre as técnicas de confecção das infraestruturas. As próteses com infraestruturas fundidas obtiveram as maiores médias de resistência (1500N – G1; 1701N – G2), seguidas pelas usinadas (1015N – G1; 1375N – G2) e as Barras Articuladas (603N – G1; 832N – G2), que obtiveram os menores valores de resistência para este estudo. Após o final do ensaio foi constatado que nas próteses com infraestruturas obtidas por tecnologia *CAD-CAM* e nas Barras Articuladas houve deformação plástica do *cantilever*, porém sem ruptura total do segmento. Em geral, nestes subgrupos observou-se a deformação do *cantilever*, evidenciado pelo afastamento visível da infraestrutura, resina e dentes em relação ao remanescente anterior da prótese. Já, as próteses com infraestruturas fundidas obtiveram os maiores valores de resistência, porém fraturaram completamente após o ensaio. Apesar disso,

não se notou falha aparente dos mini pilares e parafusos protéticos em ambas as situações (Figuras 78 e 79).

Talvez isto possa ter acontecido pelas características mecânicas inerentes a cada material utilizado. São diversas as propriedades dos materiais que se pode abordar para discutir este assunto, mas foram utilizados os valores do limite de elasticidade (MPa) como referência, pois foram os dados informados pelas empresas fornecedoras das ligas metálicas utilizadas neste estudo. Para as infraestruturas usinadas, a Neodent Digital informou que o limite de elasticidade da liga de cobalto-cromo utilizada foi 354MPa; já a Talmax, fornecedora da liga de cobalto-cromo para fundição informou o valor de 663MPa. A Dentoflex, fabricante da Barra Articulada relata que produz seus componentes com titânio comercialmente puro grau IV (Ticp IV), que segundo a literatura tem valores do limite de elasticidade variando de 480 a 655MPa (Boyer *et al.*, 1994). Com base nestes valores, compreendemos que a diferença nos padrões de fratura observados entre os subgrupos A e B, podem ser decorrentes da relevante diferença entre o limite de elasticidade dos dois materiais, mesmo que as ligas sejam fabricadas com os mesmos elementos químicos em sua composição principal. Já para as Barras Articuladas, apesar dos níveis do limite de elasticidade das infraestruturas próximos aos da liga fundida de cobalto-cromo, a deformação aconteceu principalmente pela fratura antecipada da resina acrílica, que nesta modalidade de tratamento exerce função importante na resistência final da prótese. Esta situação pode ser correlacionada, pois mesmo após a metodologia de montagem das Barras Articuladas, há a necessidade de esplintagem das mesmas com resina acrílica para evitar deformação ou alteração dimensional.

Ainda em relação às forças máximas obtidas por cada tipo de infraestrutura, é preciso confrontar os resultados com as pesquisas já relatadas a respeito da força de mordida da população geral. Tomando como base os dados das pesquisas já citadas no presente estudo, a

força média da mordida de um humano, sem disfunção mandibular varia de 200 a 430N (Nascimento *et al.*, 2011). De acordo com estes parâmetros deste estudo específico e com os valores mínimos de resistência à fratura encontrados no presente estudo, ambos para as Barras Articuladas (463N – G1C e 539N – G2C) tem-se que apesar das diferenças significantes, todas as próteses poderiam resistir bem às forças de mastigação da maioria da população normal.

O problema é que estes valores não são um consenso geral e de acordo com outros estudos também já citados, as Barras Articuladas não suportariam cargas mastigatórias máximas encontradas na região dos molares (440 a 970N - Pellizzer e Muench, 1998) ou (860N, homens; 670N, mulheres – Kagawa, 2005). Levando em consideração estas pesquisas, as Barras Articuladas com extensões cantilever talvez não sejam boa indicação para pacientes com cargas mastigatórias exageradas ou que possuam parafunção.

Ao final do ensaio de resistência à fratura, amostras da região cantilever envolvendo os análogos, mini pilares, parafusos protéticos e infraestruturas foram comparados a amostras não submetidas a este último ensaio. Nesta etapa, foram utilizadas imagens com fotografias em alta resolução e microscopia eletrônica de varredura, primeiramente para uma análise mais panorâmica e posteriormente, analisar os detalhes das diferentes comparações. Em geral, em todas as amostras observou-se a integridade das conexões mini pilar/análogo (Figuras 80 e 81). Isto é importante pois mostra que todos os ensaios de fadiga realizados no presente estudo não foram relevantes para o afrouxamento aparente ou mesmo fratura das conexões mini pilares/análogos.

Os problemas foram notados principalmente nas infraestruturas, após a face distal dos mini pilares. Quando comparadas amostras submetidas às não submetidas ao ensaio de resistência à fratura, em G1A e G1B verificamos afastamento das infraestruturas (*cantilever*) em relação aos mini pilares e parafusos protéticos (Figura 80 e 82). Esta situação ilustra a

deformação plástica ocorrida nas infraestruturas sobre a região dos últimos mini-pilares após o ensaio de resistência à fratura bem na região. Naconecy (2006) relata que no pilar mais próximo à extensão *cantilever*, independentemente do número de implantes e da inclinação, ocorrem os maiores valores de força compressiva e momentos fletores.

Já em G1C ocorreu o deslocamento de uma das partes do *cantilever* utilizado nesta técnica (Figura 80 e 82). Como este componente cedeu antes da região que conecta a luva ao mini pilar, não notou-se o afastamento como nos grupos anteriores. Em G2A e G2C observou-se alteração do relacionamento entre a infraestrutura e o mini pilar em sua face distal (Figuras 81 e 83). Talvez isso possa ter acontecido pois no G2 foram utilizados mini pilares cônicos angulados, que têm uma abertura para a passagem do seu parafuso de fixação bem nesta região distal (Figura 6). Possivelmente esta abertura facilitou a invasão da infraestrutura para dentro da região dos mini pilares após o ensaio de resistência à fratura.

Em G2B foi notado afastamento da infraestrutura (*cantilever*) em relação ao mini pilar e parafuso protético. Padrão semelhante ao encontrado nas infraestruturas do G1A e G1B, porém nesta situação específica observa-se também que o parafuso protético foi aparentemente deslocado de sua conexão com o mini pilar (Figuras 81 e 83). Este deslocamento do parafuso protético não foi observado em outras situações, além disso, quando foram avaliadas todas as próteses após o ensaio de resistência à fratura não foi verificado nenhum deslocamento do parafuso protético (Figura 79, G2B). Esta situação provavelmente ocorreu após o processo de seccionamento das amostras com a cortadeira de precisão, não sendo atribuída aos ensaios que a amostra foi submetida.

Sendo assim, o presente estudo avaliou amplamente diversas situações encontradas pelo cirurgião-dentista na atividade diária do consultório. Abordando problemas frequentes como o afrouxamento dos parafusos protéticos e desadaptações marginais, comparando possibilidades de diferentes abordagens durante a instalação dos implantes e testando

diferentes técnicas para se obter as infraestruturas. Inclusive avaliando uma nova alternativa, que pode ser viável e com boas perspectivas de sucesso na maioria dos casos. Apesar disso, existe a necessidade de mais estudos laboratoriais e clínicos avaliando as Barras Articuladas e comprovando sua eficácia como alternativa na fabricação de infraestruturas para próteses implantossuportadas.

Os resultados do presente estudo trazem implicações clínicas importantes e sugerem que: a perda de torque dos parafusos protéticos pode ser influenciada pela ciclagem termomecânica. Além disso, desadaptações marginais entre as próteses e mini pilares podem aumentar o afrouxamento destes parafusos. Por outro lado, este ensaio parece não influenciar na adaptação marginal das próteses. Sendo que as infraestruturas obtidas através da tecnologia *CAD-CAM* e as Barras Articuladas obtiveram resultados muito melhores para a adaptação marginal que as confeccionadas por fundição convencional. Entretanto, as fundições convencionais obtiveram os maiores valores de resistência, quando submetidas a níveis extremos de fadiga, seguidos pelas infraestruturas usinadas e Barras Articuladas. Por fim, as próteses com *cantilever* mais curto foram mais resistentes à fratura que as próteses com *cantilever* mais extenso. Contudo, novos estudos são necessários, buscando avaliações e comparações complementares.

6. Conclusões

6. CONCLUSÕES

Dentro das limitações da metodologia empregada no presente estudo e com base nos resultados obtidos, pode-se concluir que:

1. A ciclagem termomecânica teve influência significativa sobre a perda de torque dos parafusos protéticos,
2. Desadaptações marginais entre próteses e mini-pilares influenciam significativamente na perda de torque dos parafusos protéticos,
3. A ciclagem termomecânica não teve influência significativa sobre a adaptação marginal vertical e horizontal das próteses,
4. As próteses cujas infraestruturas foram obtidas através da tecnologia *CAD-CAM* e as Barras Articuladas obtiveram resultados significativamente melhores para a adaptação marginal vertical e horizontal quando comparadas às confeccionadas por fundição convencional. Sendo que na adaptação horizontal, as obtidas por *CAD-CAM* tiveram resultados estatisticamente melhores que as Barras Articuladas,
5. A quantidade e distribuição dos implantes não influenciaram na perda de torque dos parafusos protéticos em todas as situações, porém teve influência significativamente na adaptação marginal vertical e horizontal das próteses cujas infraestruturas foram obtidas pela técnica de fundição convencional,
6. Todas as próteses sobreviveram ao ensaio de fadiga acelerada progressiva
7. Em relação ao ensaio de resistência à fratura, as próteses com 4 implantes tiveram resultados significativamente melhores que as com 5 implantes;

8. As próteses cujas infraestruturas foram obtidas pela técnica de fundição convencional obtiveram valores significativamente maiores de resistência à fratura na região do *cantilever*, quando comparadas as que utilizaram infraestruturas usinadas e Barras Articuladas,
9. As Barras Articuladas tiveram os menores valores de resistência à fratura na região do *cantilever*, sendo que os resultados tiveram diferenças significantes com os outros subgrupos,

Referências Bibliográficas

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Abduo J, Bennani V, Lyons K. A novel in vitro approach to assess the fit of implant frameworks. *Clin Oral Implants Res*, 2011;22(6):658-663
- Alfadda SA. Vertical marginal gap evaluation of conventional cast and computer numeric controlled-milled titanium full-arch implant-supported frameworks. *Int J Prosthodont*. 2014 Nov-Dec;27(6):517-22. doi: 10.11607/ijp.4134.
- Alkan I, Sertgöz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implantscrews. *J Prosthet Dent*. 2004; 91(4):319-325.
- Al-Turki LE, Chai J, Lautenschlager EP, Hutten MC. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont* 2002;15:38–42.
- Assunção WG, dos Santos PH, Delben JA, Gomes EA, Barão VA, Tabata LF. Effect of misfit on preload maintenance of retention screws of implant-supported prostheses. *J Mater Eng Perform*. 2009; 18:935–8.
- Assunção WG, Barão VAR, Delben JA, Gomes EA, Garcia Jr. IR. Effect of unilateral misfit on preload of retention screws of implant-supported prostheses submitted to mechanical cycling. *J Prosthet Res*. 2011; 55:12-18.
- Attia A, Kern M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2004; 92:551-556.
- Barbosa GASB, Neves FD, Mattos MGC, Rodrigues RCS, Ribeiro RF. Implant/abutment vertical misfit of one-piece cast frameworks made with different materials. *Braz Dent J*, 2010;21(6):515-519.
- Barbosa GASB, Silva-Neto JP, Simamoto-Junior PC, Neves FD, Mattos MGC, Ribeiro RF. Evaluation of screw loosening on new abutment screws and after successive tightening. *Braz Dent J* 2011;22: 51–55.
- Barone A, Covani U, Cornelini R, Gherlone E. Radiographic bone density around immediately loaded oral implants. *Clin Oral Implants Res*. 2003; 14(5): 610-5.
- Barros VM. Comparação do desajuste vertical de infraestruturas metálicas sobre implantes: fundida versus fresada. Monografia de Especialização. Universidade Federal de Minas Gerais. Belo Horizonte, 2013.
- Becker W, Becker BE, Israelson H, Lucchini JP, Handelsman M, Ammons W, et al. One-step surgical placement of Branemark implants: a prospective multicenter clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997; 12(4):454-62.
- Behr M, Lang R, Leibrock A, Rosentritt M, Handel G. Complication rate with prosthodontic reconstructions on ITI and IMZ dental implants. *Internationales Team fur Implantologie*. *Clin Oral Implants Res*. 1998; 9(1): 51-8.
- Ben-Ur Z. The fracture of cobalt-chromium alloy removable partial dentures. *Quintess. int.*, 1986; 17(12) 797-801.

Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen F. Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dent Mater*. 2009 jan;25(1):94-102.

Bezerra RM, Souza PCRD, Ramires I, Bottino MA, Guastaldi AC. Microestrutura e resistência à corrosão do Ti c.p. soldado a laser utilizando em prótese sobre implante. *Ecl. Quím.*, 1999; 24:113-124.

Bhering CL, Marques ID, Takahashi JM, Barão VA, Consani RL, Mesquita MF. Fit and Stability of Screw-Retained Implant-Supported Frameworks Under Masticatory Simulation: Influence of Cylinder Type. *Int J Prosthodont*. 2015 Oct 14. doi: 10.1111/jopr.12349

Bibb R, Freeman P, Brown R, Sugar A, Evans P, Bocca A. An investigation of three-dimensional scanning of human body surfaces and its use in the design and manufacture of prostheses. *Proc Inst Mech Eng H*. 2000;214(6):589-94

Bickford JH Jr. An introduction to the design and behavior of bolted joints. New York, NY; Marcel Dekker; 1981. p.528-42.

Binon PP, Sutter F, Beaty K, Brunski J, Gulbransen H, Weiner R. The role of screws in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9:48-63.

Bonfante EA. Confiabilidade e modos de fratura de próteses fixas implanto-suportadas metalocerâmicas e em zirconia. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo. Bauri, 2009.

Boyer R, Welsch G, Collings EW. Materials properties handbook: titanium alloys. ASM International: USA. 1994.

Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*. 1983; 50(3):399-410.

Brånemark PI, Svensson B, van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Branemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res* 1995; 6:227-31.

Branemark PI. The branemark novum protocol for same-day teeth: a global perspective. Berlim:Quintessence Books; 2001.

Brunski JB. Biomechanical aspects of the optimal number of implants to carry a cross-arch full restoration. *Eur J Oral Implantol*. 2014 Summer;7 Suppl 2:S111-31.

Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent*. 1994; 71(6):592-9.

Cannullo L, Fedele GR, Iannello G, Jepsen S. Platform switching and marginal bone-level alterations: the results of a randomized-controlled trial. *Clin Oral Implants Res*.2010;21:115–121

Cariello MP. Análise fotoelástica e extensiométrica das tensões induzidas por estruturas de próteses sobre fabricadas pelas técnicas monobloco, soldagem de borda e método CAD/CAM. Teses de Doutorado. Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2009.

Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant–abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 2001;85:268–75.

Cho SC, Small PN, Elian N, Tarnow D. Screw loosening for standard and wide diameter implants in partially edentulous cases: 3- to 7-year longitudinal data. *Implant Dent.* 2004;13:245-50.

Chong KK, Palamara J, Wong RH, Judge RB. Fracture force of cantilevered zirconia frameworks: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2014 Oct;112(4):849-56. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.04.016. Epub 2014 May 16.

Colán Guzmán P, Freitas FF, Ferreira PM, Freitas CA, Reis KR. Influence of different cantilever extensions and glass or polyaramide reinforcement fibers on fracture strength of implant-supported temporary. *J Appl Oral Sci.* 2008 Mar-Apr;16(2):111-5.

Cox J, Zarb G. Alternative prosthodontics superstructure designs. *Swed Dent J* 1985;28:71-5.

Delben JA, Gomes EA, Barão VAR, Assunção WG. Evaluation of the effect of retightening and mechanical cycling on preload maintenance of retention screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26: 251–256.

DeLong R, Douglas WH. Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. *J Dent Res* 1983; 62(1):32-6.

Dentoflex Sistema de Implante. Disponível em: www.dentoflex.com.br. 26/10/2015

de Torres EM, Rodrigues RC, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. The effect of commercially pure titanium and alternative dental alloys on the marginal fit of one-piece cast implant frameworks. *J Dent* 2007; 35:800-5.

de Torres EM, Barbosa GA, Bernardes SR, Mattos MG, Ribeiro RF. Correlation between vertical misfits and stresses transmitted to implants from metal frameworks. *J Biomech* 2011; 44(9):1735-1739.

Drago CJ. Two new clinical/laboratory protocols for CAD/CAM implant restorations. *J Am Dent Assoc.* 2006 Jun;137(6):794-800.

Drago CJ. Volumetric determination of the amount of misfit in CAD/CAM and cast implant frameworks: a multicenter laboratory study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010 Sep-Oct; 25(5):920-929.

Duyck, J, Naert, IE, Van Oosterwyck H, Van der Sloten J, De Cooman M, Lievens S, Puers B. (1997). Biomechanics of dental implant: a review of the literature. *Technol Health Care* 1997; 5:253-273.

Elias CN, Figueira DC. Torque para soltar parafusos de prótese sobre implante. *Rev. Bras. Odontol.* 2003; 60(5):343-45.

Engstrand P, Nannmark U, Martensson L, Galeus I, Branemark PI. Branemark Novum: prosthodontic and dental laboratory procedures for fabrication of a fixed prosthesis on the day of surgery. *Int J Prosthodont.* 2001; 14(4):303-9.

Erdle RW, Prange CH. U.S. Guide to dental materials: including A.D.A. specification n. 14 for dental Co-Cr castings alloys. Apud American Dental Association. 1934, p.78-88.

Faenza RJ, Miranda ME, Turssi CP, Olivieri KAN. Resistência à fratura de infraestruturas implantossuportadas confeccionadas em zircônia e com cantilever. *Implant News*, v. 10, p. 69-72, 2013.

Fazi G, Tellini S, Vangi D, Branchi R. Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations for a mandibular fixed prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011; 26(4):752-759.

Fennis WM, Kuijs RH, Kreulen CM, Verdonschot N, Creugers NH. Fatigue resistance of teeth restored with cuspal-coverage composite retorations. *Int J Prosthodont*. 2004;17(3):317-7.

Ford TG. The heat-activated solderless passivation (HASP) technique for correcting nonpassive-fitting bars without soldering. *Imp Dent*. 2003;12(1):11-17.

Francetti L, Cavalli N, Villa T, La Barbera L, Taschieri S, Corbella S, Del Fabbro M. Biomechanical in vitro evaluation of two full-arch rehabilitations supported by four or five implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015 Mar-Apr;30(2):419-26. doi: 10.11607/jomi.3767.

França DGB. Influência da técnica de fabricação e dos materiais sobre o ajuste da interface pilar/implante em infraestruturas implantossuportadas. Dissertação de Mestrado. Universidade Federal do Rio Grande do Norte. Natal, 2013.

Friberg B, Jemt T. Rehabilitation of Edentulous Mandibles by Means of Osseointegrated Implants: A 5-Year Follow-Up Study on One or Two-Stage Surgery, Number of Implants, Implant Surfaces, and Age at Surgery. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015; 17(3):413-24.

Gapski R, Wang HL, Mascarenhas P, Lang NP. Critical review of immediate implant loading. *Clin Oral Implants Res*. 2003; 14(5):515-27.

Gebhardt A. Rapid Prototyping. Cincinnati: Hauser Gardner, 2003.

Gomes EA, Tiossi R, Faria ACL, Rodrigues RCS, Ribeiro RF. Torque loss under mechanical cycling of long-span zirconia and titanium- cemented and screw-retained implant- supported CAD/CAM frameworks. *Clin Oral Impl Res*. 2014; 25:1395-1402.

Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*. 1999; 81:537-52.

Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant–abutment interface. *J Prosthet Dent* 2001;85:47–52.

Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995; 10(5):529-36.

Harcourt HJ. The effects of variation in cooling rates and heat treatment on cobalt-chromium alloys. *Br. dent. J.* 1964, 116(2):475-483.

Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: Changes in component fit over time. *J Prosthet Dent*. 2003; 89(4):346-351.

Henriques GEP. Resistência à fadiga de ligas do sistema Co-Cr, submetidas ou não a procedimentos de refusão e soldagem. Tese de Doutorado. Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP). Piracicaba, 1995.

Hjalmarsson L, Örtorp A, Smedberg J-I, Jemt T. Precision of fit to implants: a comparison of Cresco and Procera(R) implant bridge frameworks. *Clin Implant Dent Relat Res*, v. 12, n. 4, p. 271-280, Dec 2010.

Ichi AL. Análise da viabilidade da aplicação da tecnologia CAD-CAM por prototipagem rápida na confecção de estrutura metálica da prótese parcial removível comparando-a ao método convencional. Dissertação de Mestrado. Universidade de São Paulo. São Paulo, 2010.

Itinoche MK. Estudo da influência da ciclagem mecânica na resistência à flexão de cerâmicas. Tese de Doutorado. Universidade Estadual Paulista (UNESP). São José dos Campos, 2002.

Itinoche MK, Oyafuso DK, Miyashita E, Araújo MAJ, Bottino MA. Avaliação da influência da ciclagem mecânica na resistência à flexão de cerâmicas. *Cienc Odontol Bras* 2004; 7(2): 47-54.

Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: A study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6(3):270-276.

Jemt T, Linden B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992; 7(1): 40-4.

Jemt T; Lekholm U. Oral implant treatment in posterior partially edentulous jaws: a 5-year follow-up report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8(6):635-640.

Jemt T. Fixed implant-supported prostheses in the edentulous maxilla. A five-year follow up report. *Clin Oral Implants Res*. 1994; 5(3):142-7.

Jorge JR, Barao VA, Deben JA, Assunção W.G. The role of implant/abutment system on torque maintenance of retention screws and vertical misfit of implant-supported crowns before and after mechanical cycling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28:415-422.

Jornéus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns loosening on implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992; 7(3):353-359.

Kagawa EM. Avaliação da discriminação interoclusal para microespessuras e da força máxima de mordida em paciente portadores de disfunções temporomandibular [monografia]. Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru; 2005.

Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994; 9(2):169-78.

Khraisat A, Abu-Hammad O, Dar-Odeh N, Al-Kayed AM. Abutment screw loosening and bending resistance of external hexagon implant system after lateral cyclic loading. *Clin Implant Dent Relat Res* 2004;6:157-64.

Koke U, Wolf A, Lenz P, Gilde H. In vitro investigation of marginal accuracy of implant-supported screw-retained partial dentures. *J Oral Rehabil* 2004;31:477–482.

Lekholm U. Patient selection for Branemark Novum treatment. *Appl Osseoint Res*. 2001;2(1):36-39.

Lewis AJ. Dendritic crystallization. *Aust dent. J.*, 1978; 23(4):356-358.

Magne P, Knezevic A. A simulated fatigue resistance of composite resin versus porcelain CAD/CAM overlay restorations on endodontically treated molars. *Quintessence Int*. 2009;40(2):125-33

Maló P, Rangert B, de Araújo Nobre M. “All-on-four” immediate-function concept with Branemark System implants for completely edentulous mandibles. A retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003; 5(1):2-9.

Maló P, Nobre M de A, Petersson U, Wigren S. A pilot study of complete edentulous rehabilitation with immediate function using a new implant design: case series. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2006; 8:223-32.

Mangano C, Bartolucci EG. Single tooth replacement by Morse taper connection implants: a retrospective study of 80 implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*. 2001; 16(5):675-80.

Margonar R, Almeida EO, Queiroz TP, Marcantonio E. Titanium prefabricated bar for immediate loading implant supported prosthesis. Clinical report. *Innov Implant J, Biomater Esthet*, São Paulo, v. 5, n. 3, p. 64-69, set./dez. 2010.

McAarney ME, Stavropoulos DN. Determination of cantilever length-anterior-posterior spread ratio assuming failure criteria to be the compromise of the prosthesis retaining screw-prosthesis joint. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996; 11(3):331-339.

McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am*. 1998; 42(1):71-89.

Menezes PDF, Sarmiento V, Lamberti P. Aplicação da prototipagem rápida em implantodontia. *Innov Impl J*. 2008 Sep-Dez;3(6):39-44.

Miglierança RM. Reabilitando maxilas atroficas edêntulas sem enxertos ósseos. Quintessence editora ltda, São Paulo – SP – Brasil, 2008 p.135.

Montgomery, D. C., Design and Analysis of Experiments. 5a edição, John Wiley & Sons, Inc., Nova Iorque, 2000.

Moris ICM. Efeito de cargas compressivas obíquas e de simulação de ciclos mastigatórios em pilares paraimplantes cone morse. Dissertação de Mestrado. Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo. Ribeirão Preto, 2011.

Mormann WH, Bindl A. The Cerec 3--a quantum leap for computer-aided restorations: initial clinical results. *Quintessence Int*. 2000 Nov- Dec;31(10):699-712.

Morneburg TR, Proschel PA, Nat R. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *Int J Prosthodont* 2002; 15:20-27.

Morris DF. The influence of heat treatments on several types of base-metal removable partial denture alloys. *J. prosth. Dent.* 1979; 41(4):388-395.

Naconecy MM. Força e momento fletor em pilares de prótese tipo Brånemark em função da inclinação dos implantes distais e do número de pilares. 2006. 95 f. Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2006.

Naert I, Quirynen M, Van Steenberghe D, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. *J Prosthet Dent.* 1992; 68(6):949-955.

Naini RB, Nokar S, Borghei H, Alikhashi M. Tilted or Parallel Implant Placement in the Completely Edentulous Mandible? A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011; 26(4):776-82.

Nakamura LH, Contin I, Pichler EF. Estudo do afrouxamento de diferentes parafusos de fixação de “abutment” em implantes de hexágono externo e interior, após o ensaio de ciclagem mecânica. *Rev Pós Grad.* 2006;13(1):96-102.

Nascimento GKBO, Lima LM, Rodrigues CBS, Cunha RA, Cunha DA, Silva HJ. Verificação da força de mordida e da atividade elétrica dos músculos masseteres durante a mastigação em laringectomizados totais. *Rev. bras. odontol.* 2011;68(2):175-9

Noorani R. Rapid prototyping: principles and applications. Hoboken: John Wiley, 2006.

Noort RV, Lamb DJ. A scanning electron microscope study of Co-Cr partial dentures fractured in service. *J. Dent.* 1984; 12(2):122-126.

Oliveira NCM, Silva JPL, Novais VR, Neves FD, Araújo CA, Simamoto Jr PCS. Avaliação da força máxima necessária para fratura ou flexão de “cantilevers” em protocolos totais fixos sobre implantes. *Horizonte Científico.* 2010; 4(1):1-25.

Paffenbarger GC, Caul DJ, Dickson G. Base metal alloys for oral restorations. *J. Am. Dent. Ass.* 1943, 30(11):852-862.

Paniz G, Stellini E, Meneghello R, Cerardi A, Gobbato EA, Bressan E. The precision of fit of cast and milled full-arch implant-supported restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013 May-Jun;28(3):687-93. doi: 10.11607/jomi.2990.

Parel SM, Ruff SL, Triplett RG, Schow SR. Bone reduction surgical guide for the Novum implant procedure: technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002; 17(5):715-9.

Parel SM, Triplett RG. Rescue procedure for the Branemark Novum protocol *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004; 19(3):421-4.

Park Jae-Kyoung, Choi Jin-Uk, Jeon Young-Chan, Choi Kyung-Soo, Jeong Chang-Mo. Effects of abutment screw coating on implant preload. *J. Prosthodont.* 2010; 19:458-464.

Patzelt SBM, Bahat O, Reynolds MA, Strub JR. The All-on-Four Treatment Concept: A Systematic Review. *Clin Imp Dent Rel Research*, 2014;16(6), 20142013; 836-55.

Pedroso e Silva RC. Avaliação de próteses fixas sobre implantes com diferentes níveis de ajuste pilar/prótese: efeito da ciclagem termomecânica sobre diferentes parafusos protéticos e análise fotoelástica da transmissão de tensões. Dissertação de Mestrado. Universidade de São Paulo. Ribeirão Preto, São Paulo, 2012.

Pelekanos S, Koumanou M, Koutayas SO, Zinelis S, Eliades G. Micro-CT evaluation of the marginal fit of different In-Ceram alumina copings. *Eur J Esthet Dent* 2009; 4:278-92.

Pellizzer EP, Muench A. Forças de mordida relacionadas a próteses parciais removíveis inferiores. *Rev. Odonto.* 1998; 12 (4).

Pinto HO. Análise da distribuição das tensões em implantes suporte de prótese total fixa em função do número e inclinação dos implantes, tipo de liga, presença ou ausência de cantilever e forma da secção transversal da infraestrutura. 232 p. Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2011.

Popper HA, Popper MJ, Popper JP. The branemark procedure and a clinical pilot study of 11 cases. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2003; 23(5):459-65.

Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2004 Dec;92(6):557-62.

Rangel PM, Paulo GP, Gonçalves MC, Itinoche MK, Takahashi FE, Faria R. Torque de remoção de parafusos em pilares protéticos com conexão tipo hexágono interno após ciclagem mecânica. *Cienc Odontol Bras.* 2007; 10(4):76-81.

Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995; 10:326–334.

Rangert B, Sullivan RM, Jemt TM. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12:360-70.

Rekow D, Thompson VP. Near-surface damage-a persistent problem in crowns obtained by computer-aided design and manufacturing. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: J Eng Med* 2005; 219(4):233-243.

Richter EJ. In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10: 99–108.

Ricomini Filho AP, Fernandes FSF, Straioto FG, da Silva WJ, Del Bel Cury AA. Preload loss and bacterial penetration on different implant-abutment connection systems. *Braz Dent J* 2010; 21(2):123-129.

Riedy SI, Lang BR, Lang BE. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. *J Prosthet Dent.* 1997;78:596-604

Rivaldo EG, Wutke C, Silveira M, Frasca LCF, Fernandes EF, Pocztaruk RL. Falhas estruturais em prótese total fixa sobre implantes: Relato de caso clínico. *Stomatos.* 2007; 13(25):131-138.

Sahin S, Cehreli MC, Yalçin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses – a review. *J Dent.* 2002; 30:271-282.

- Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995; 10(3):295-302.
- Schall R. Estimation in generalized linear models with random effects. *Biometrika* 1991;78:719-727
- Schiffleger BE, Ziebert GJ, Dhuru VB, Brantley WA, Sigaroudi K. Comparison of accuracy of multiunit one-piece castings. *J Prosthet Dent*, v. 54, n. 6, p. 770-776, Dec 1985.
- Seo D, Yi Y, Roh B. The effect of preparation designs on the marginal and internal gaps in Cerec3 partial ceramic crowns. *J Dent* 2009;37:374-82.
- Siamos G, Winkler S, Boberick KG. Relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *J Oral Implantol*. 2002; 28(2):67-73.
- Spazzin AO, Abreu RT, Noritomi PY, et al: Evaluation of stress distribution in overdenture-retaining bar with different levels of vertical misfit. *J Prosthodont* 2011;20:280- 285
- Stewart RB, Desjardins RP, Laney WR, Chao EY. Fatigue strength of cantilevered metal frameworks for tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1992;68:83-92.
- Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc*. 2006 Sep;137(9):1289-96.
- Tan K, Pjetursson BE, Lang NP, Chan ESY. Systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FDPs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2004;15: 654-666
- Thomé G, Molinari ARD, Melo ACM. Carga imediata em mandíbulas edêntulas: uma alternativa reabilitadora com barras pré fabricadas. *Implant News*. 2004; 1(4):303-311.
- Tiozzi R, Gomes EA, Faria ACL, Rodrigues RCS, Ribeiro RF. Effect of cyclic loading on the vertical microgap of long-span zirconia frameworks supported by 4 or 6 implants. *J Prosthet Dent* 2014;112:828-833.
- Toledo FA. Avaliação do destorque de dois tipos de parafusos fixadores do munhão e da resistência à tração de coroas cimentadas sobre munhões com diferentes características superficiais. Tese de Doutorado. Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo. Bauru, 2011.
- Trost L, Stines S, Burt L. Making informed decisions about incorporating a CAD/CAM system into dental practice. *J Am Dent Assoc*. 2006 Sep;137 Suppl:32S-36S.
- Vásquez VZ, OsKan M, Kimpara ET. Evaluation of interface characterization and adhesion of glass ceramics to commercially pure titanium and gold alloy after thermal and mechanical loading. *Dental Mater*. 2009 Feb;25(2):221-31.
- Velasco LG. Sistemas CAD/CAM é melhor ser aberto ou fechado? *Dental lab*. 2007;5:56-60.
- Vieira RA, Souza JR, Thomé G, Melo ACM, Sartori IAM. Neopronto: edentulous mandible

rehabilitation with prefabricated bars. RGO, Porto Alegre, v. 54, n.3, p. 254-260, jul./set. 2006

Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. Int J Prosthodont. 1999; 12(2):167-178.

Wilding RJ, Lewin A. The determination of optimal human jaw movements based on their association with chewing performance. Arch Oral Biol 1994;39:333–343.

Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontics implications. Int J Prosthodont 1995;8: 105–116.

Yousef H, Luke A, Ricci J, Weiner S. Analysis of Changes in Implant Screws Subject to Occlusal Loading: A Preliminary Analysis. Implant Dent. 2005; 14(4):378-385.

Zarb GA, Bolender CL. Tratamento protético para pacientes edêntulos. Próteses totais e implantossuportadas. São Paulo, Ed. Santos, 2006. 29:516-27.

Descritivas (Perda de torque)

Grupo	Prótese	Implante	Tempo	n	Média	Desvio-padrão	Mínimo	1º quartil	Mediana	3º quartil	Máximo
G1	A	1	T0	8	12,33	6,49	2,97	9,46	10,45	15,81	24,27
			T1	8	33,96	6,60	27,00	29,00	32,00	38,82	45,00
			T2	8	50,90	9,73	37,00	42,80	50,99	58,63	65,35
		2	T0	8	12,52	7,03	0,99	8,91	11,00	18,50	22,33
			T1	8	30,21	7,88	22,00	25,36	27,50	33,49	47,00
			T2	8	42,96	5,47	32,00	41,09	43,00	46,50	50,50
		3	T0	8	14,88	5,53	6,00	11,32	14,43	20,00	21,57
			T1	8	42,95	13,50	30,00	33,00	39,31	51,00	67,00
			T2	8	45,32	6,31	38,00	40,29	44,00	49,98	56,00
		4	T0	8	11,58	2,53	8,00	10,00	11,00	13,81	15,00
			T1	8	38,69	10,32	23,00	29,67	42,08	45,06	52,94
			T2	8	45,73	11,67	32,00	36,93	41,00	58,50	61,00
	B	5	T0	8	14,33	8,22	2,00	7,96	14,85	21,00	25,00
			T1	8	40,59	10,74	30,00	33,35	37,62	45,50	61,76
			T2	8	46,02	11,14	39,00	40,00	40,50	49,10	70,00
		1	T0	8	13,39	5,29	6,00	9,41	12,87	18,00	20,59
			T1	8	59,09	18,12	40,59	44,85	52,71	72,97	91,09
			T2	8	59,45	20,20	29,70	46,27	54,95	76,24	91,00
		2	T0	8	17,59	3,94	13,00	14,43	16,27	21,68	23,00
			T1	8	60,35	12,70	43,00	49,53	61,92	67,97	81,00
			T2	8	49,15	10,16	37,62	41,50	48,00	53,50	69,61
		3	T0	8	18,93	7,57	8,00	13,80	17,81	24,62	31,00
			T1	8	49,94	13,21	35,00	38,50	47,76	60,00	72,00
			T2	8	57,30	19,95	37,00	43,50	49,51	70,18	95,00
	C	4	T0	8	19,61	6,32	6,00	17,91	21,00	22,65	27,72
			T1	8	45,66	12,93	30,00	35,29	44,00	54,17	68,32
			T2	8	56,95	16,24	33,00	42,00	62,50	67,00	79,61
		5	T0	8	18,18	6,22	9,90	11,38	20,90	23,00	25,00
			T1	8	46,30	13,98	30,00	36,67	43,50	53,76	72,55
			T2	8	65,47	18,47	40,00	48,00	69,50	79,21	90,38
		1	T0	8	17,39	6,30	10,89	11,76	16,44	22,06	27,72
			T1	8	39,24	8,33	30,00	33,68	37,50	42,80	56,00
			T2	8	43,61	5,94	38,61	39,71	41,87	45,05	57,00
		2	T0	8	13,21	7,47	3,00	9,45	10,00	19,76	24,27
			T1	8	37,33	9,43	27,00	29,00	35,46	44,86	53,00
			T2	8	51,40	11,40	42,00	45,00	47,00	53,99	77,23
		3	T0	8	14,98	5,06	7,00	11,00	15,92	18,71	21,57
			T1	8	37,71	6,87	29,00	32,33	37,50	41,50	50,00
			T2	8	49,24	12,31	30,00	40,85	51,72	58,89	61,00
	5	4	T0	8	12,33	5,57	5,00	9,00	11,00	16,31	21,00
			T1	8	45,08	13,23	31,37	32,84	44,06	53,72	68,00
			T2	8	59,67	13,22	42,31	50,00	56,00	73,42	76,24
		5	T0	8	15,09	8,06	3,00	8,47	16,24	21,28	25,74
			T1	8	48,35	17,18	30,00	35,35	45,50	59,42	76,24
			T2	8	46,43	10,32	33,66	39,50	44,33	53,80	62,50

Grupo	Prótese	Implante	Tempo	n	Média	Desvio-padrão	Mínimo	1º quartil	Mediana	3º quartil	Máximo
G2	A	1	T0	8	15,16	6,46	6,93	8,95	15,92	20,41	23,76
			T1	8	40,08	11,25	22,55	30,00	45,00	46,04	56,00
			T2	8	45,27	16,32	29,13	35,64	40,59	50,69	79,21
		2	T0	8	14,27	6,80	5,00	9,00	13,42	21,00	22,33
			T1	8	38,39	7,02	27,00	33,03	41,29	42,72	46,08
			T2	8	54,69	16,27	37,00	43,00	49,77	67,00	81,00
		3	T0	8	18,53	5,54	10,00	13,75	20,59	21,78	26,00
			T1	8	39,79	13,94	27,00	30,00	34,00	50,80	61,76
			T2	8	48,59	2,25	45,00	46,83	49,02	50,25	51,49
		4	T0	8	19,89	5,74	10,00	17,72	19,31	22,52	30,00
			T1	8	45,31	15,23	23,00	35,18	44,32	54,46	71,57
			T2	8	42,95	8,16	33,66	37,75	40,00	48,00	58,42
G2	B	1	T0	8	17,84	7,77	6,00	11,73	20,00	21,27	30,69
			T1	8	52,63	17,35	30,00	45,50	46,00	63,50	81,00
			T2	8	51,16	16,12	32,04	37,82	49,30	64,00	75,00
		2	T0	8	18,11	5,98	9,90	13,50	18,50	22,00	27,00
			T1	8	48,41	10,01	40,00	41,09	45,00	54,57	66,00
			T2	8	50,09	9,88	39,22	41,50	48,25	58,00	66,00
		3	T0	8	21,51	1,88	20,00	20,40	21,00	21,77	25,74
			T1	8	56,16	16,93	25,00	45,00	61,50	69,66	72,00
			T2	8	54,07	11,87	40,20	46,54	50,00	62,00	75,25
		4	T0	8	21,07	9,33	8,00	15,27	18,50	28,50	36,00
			T1	8	55,26	8,62	40,00	50,99	54,73	61,00	68,63
			T2	8	61,05	13,61	40,00	51,50	62,11	70,00	81,19
G2	C	1	T0	8	17,46	8,98	9,62	11,00	13,74	24,60	31,37
			T1	8	34,38	7,05	25,00	29,50	32,50	40,50	45,00
			T2	8	46,34	11,94	32,04	38,32	43,77	53,26	68,00
		2	T0	8	13,07	6,15	2,97	11,00	12,50	14,80	25,00
			T1	8	35,31	13,19	22,33	25,37	31,23	43,00	61,00
			T2	8	47,07	7,95	33,00	43,00	48,76	50,00	60,00
		3	T0	8	17,07	8,72	7,00	10,00	15,40	25,15	28,43
			T1	8	42,95	7,80	31,00	37,00	43,30	50,50	51,00
			T2	8	49,65	11,09	36,63	41,54	49,25	54,00	71,00
		4	T0	8	18,20	8,47	5,00	11,31	20,50	23,00	31,00
			T1	8	37,09	10,48	20,00	30,69	35,64	46,78	50,50
			T2	8	43,54	10,61	33,00	36,83	40,50	47,33	66,00

Descritivas (Adaptação marginal vertical)

Grupo	Prótese	Implante	Tempo	n obs	Média	Desvio- padrão	Mínimo	1º quartil	Mediana	3º quartil	Máximo
G1	A	1	Antes	96	17,15	14,81	0	0	19,38	32,58	45,45
			Depois	96	17,03	15,77	0	0	19,03	32,38	49,36
		2	Antes	96	16,82	15,56	0	0	18,08	29,55	50
			Depois	96	16,67	15,68	0	0	19,13	29,97	49,68
		3	Antes	96	19,1	16,34	0	0	19,96	34,88	47,89
			Depois	96	18,86	17,32	0	0	19,32	34,69	50
		4	Antes	96	16,25	15,37	0	0	18,65	26,37	48,59
			Depois	96	15,25	14,97	0	0	19,05	25,78	48,96
		5	Antes	96	14,05	13,02	0	0	18,51	24,52	41,39
			Depois	96	14,51	13,51	0	0	18,51	20,94	55,53
	B	1	Antes	96	40,76	36,53	0	0	32,79	72,87	99,89
			Depois	96	40,96	36,43	0	0	34,6	73,3	99,99
		2	Antes	96	36,08	34,03	0	0	35,61	63,14	99,93
			Depois	96	35,31	33,19	0	0	33,64	62,85	99,64
		3	Antes	96	41,6	34,36	0	0	39,86	74,9	99,65
			Depois	96	41,52	33,99	0	0	41,55	72,95	99,99
		4	Antes	96	37,79	30,22	0	0	39,93	62,23	97,61
			Depois	96	37,64	30,23	0	0	39,77	62,51	100
		5	Antes	96	44,24	33,76	0	0	42,16	72,34	98,5
			Depois	96	43,9	33,39	0	0	42,99	71,83	99,98
	C	1	Antes	96	17,38	17,7	0	0	18,56	33,1	48,91
			Depois	96	16,18	17,47	0	0	7,28	32,32	48,63
		2	Antes	96	16,74	18,17	0	0	0	33,44	49,14
			Depois	96	16,76	18,09	0	0	0	33,32	48,97
		3	Antes	96	16,41	17,18	0	0	18,75	31,22	48,78
			Depois	96	16,03	17,17	0	0	9,49	32,05	50
		4	Antes	96	16,92	18,23	0	0	9,16	34,54	49,12
			Depois	96	18,51	18,12	0	0	21,45	35,78	50,21
		5	Antes	96	16	18,1	0	0	0	34,3	49,77
			Depois	96	15,84	17,82	0	0	0	32,95	49,99

Grupo	Prótese	Implante	Tempo	n obs	Média	Desvio-padrão	Mínimo	1º quartil	Mediana	3º quartil	Máximo
G2	A	1	Antes	96	15,6	15,89	0	0	18,43	31,26	47,66
			Depois	96	15,15	15,75	0	0	18,55	30,76	48,89
		2	Antes	96	15,96	16,17	0	0	18,89	28,22	49,06
			Depois	96	15,54	15,75	0	0	18,22	25,98	48,9
		3	Antes	96	16,67	16,71	0	0	19,1	31,47	49,99
			Depois	96	16,95	16,67	0	0	19,72	30,61	53,38
		4	Antes	96	16,29	16,24	0	0	18,82	27,1	49,55
			Depois	96	15,44	15,66	0	0	18,55	26,58	49,99
	B	1	Antes	96	27,42	26,8	0	0	27,56	48,86	78,38
			Depois	96	27,12	26,68	0	0	25,04	49,11	79
		2	Antes	96	27,52	26,77	0	0	21,7	50,86	77,8
			Depois	96	27,34	26,56	0	0	21,29	49,5	78,3
		3	Antes	96	27,53	27,31	0	0	27,18	47,78	79,91
			Depois	96	26,99	26,71	0	0	27,22	45,9	78,88
		4	Antes	96	27,21	26,54	0	0	24,98	50,89	78,53
			Depois	96	27,23	26,22	0	0	25,11	50,78	74,33
	C	1	Antes	96	15,52	17,21	0	0	0	32,7	49,05
			Depois	96	15,23	16,83	0	0	0	32,6	48,98
		2	Antes	96	16,11	17,79	0	0	0	31,59	49,5
			Depois	96	16,01	17,63	0	0	0	32,21	48,7
		3	Antes	96	16,6	17,47	0	0	18,68	33,46	49,95
			Depois	96	16,23	17,11	0	0	19,22	32,94	47,95
		4	Antes	96	17,16	18,7	0	0	0	33,87	49,66
			Depois	96	16,85	18,33	0	0	0	32,27	50

Descritivas (Adaptação marginal horizontal)

Grupo	Prótese	Implante	Tempo	n obs	Média	Desvio-padrão	Mínimo	1º quartil	Mediana	3º quartil	Máximo
G1	A	1	Antes	96	17,58	17,55	0	0	19,06	34,39	58,89
			Depois	96	18,15	17,98	0	0	20,23	35	60
		2	Antes	96	20,78	20,44	0	0	20,2	36,01	59,97
			Depois	96	21,14	20,45	0	0	21,22	37,48	57,99
		3	Antes	96	21,01	21,24	0	0	20,12	40,16	57,57
			Depois	96	21,47	21,6	0	0	20,89	41,11	60
		4	Antes	96	19,63	21,06	0	0	18,77	30,69	59
			Depois	96	19,66	20,8	0	0	19,6	30,32	59,5
		5	Antes	96	15,53	16,91	0	0	18,51	26,04	55,53
			Depois	96	16,08	17,21	0	0	19,33	26,83	57,89
	B	1	Antes	96	49,28	40,22	0	0	50,17	82,33	119,3
			Depois	96	50,26	40,69	0	0	49,89	81,77	120
		2	Antes	96	50,59	40,55	0	0	51,06	85,26	117,1
			Depois	96	51,52	41,12	0	0	52,94	88,48	120
		3	Antes	96	50,36	41,5	0	0	49,16	89,54	119,97
			Depois	96	51,43	42,11	0	0	50,16	89,17	119,33
		4	Antes	96	53,41	40,2	0	0	57,88	86,6	119,21
			Depois	96	54,76	40,93	0	0	58,88	89,44	127
		5	Antes	96	59,35	41,46	0	20,05	63,89	98,5	119,54
			Depois	96	61,03	41,86	0	21,45	69	100	120,44
	C	1	Antes	96	23,27	21,32	0	0	25,43	42,18	59,25
			Depois	96	23,74	21,62	0	0	27,42	43,1	58,44
		2	Antes	96	21,88	21,81	0	0	23,41	42,42	59,69
			Depois	96	22,45	22,35	0	0	22,33	43,81	60
		3	Antes	96	20,98	21,67	0	0	21,06	38,92	59,75
			Depois	96	21,31	21,93	0	0	20,29	39,22	60
		4	Antes	96	21,98	20,46	0	0	22,65	37,79	59,5
			Depois	96	22,31	20,61	0	0	23,41	40,17	60
		5	Antes	96	22,72	20,2	0	0	29,56	37,97	57,31
			Depois	96	23,27	20,75	0	0	30,11	40,11	60

Grupo	Prótese	Implante	Tempo	n obs	Média	Desvio- padrão	Mínimo	1º quartil	Mediana	3º quartil	Máximo
G2	A	1	Antes	96	14,62	15,96	0	0	9	30,18	49,8
			Depois	96	14,98	16,29	0	0	9	31,29	50
		2	Antes	96	16,7	16,16	0	0	19,43	29,92	49,44
			Depois	96	17,07	16,48	0	0	20,21	30,21	50,44
		3	Antes	96	15,38	16,94	0	0	9	30,38	59,8
			Depois	96	15,79	17,31	0	0	9,27	31,39	60
		4	Antes	96	16,87	17,73	0	0	18,78	28,76	59
			Depois	96	17,43	18,2	0	0	19,56	29,66	60
	B	1	Antes	96	36,57	35,1	0	0	27,66	69,93	100
			Depois	96	36,7	34,96	0	0	27,33	70,91	100
		2	Antes	96	38,11	33,37	0	0	37,69	69,67	99,81
			Depois	96	38,09	33,25	0	0	37,39	67,28	100
		3	Antes	96	40,07	35,89	0	0	39,41	70,71	99,41
			Depois	96	39,97	35,99	0	0	41,23	69,87	100
		4	Antes	96	35,31	34,39	0	0	29,84	63,89	99,42
			Depois	96	35,31	34,28	0	0	31,71	62,74	100
	C	1	Antes	96	18,43	20,52	0	0	9	37,4	59,07
			Depois	96	18,81	20,91	0	0	9,2	37,55	60
		2	Antes	96	20,82	20,7	0	0	23,28	36,01	59,76
			Depois	96	21,21	21,13	0	0	24,25	35,57	60
		3	Antes	96	22,37	21,9	0	0	21,18	42,53	59,54
			Depois	96	23,03	22,46	0	0	21,89	44,27	60
		4	Antes	96	20,92	20,97	0	0	24,13	41,5	58,14
			Depois	96	21,66	21,56	0	0	25	42,15	60

Descritivas (Resistência à fratura)

Grupo	Prótese	n	Média	Desvio-padrão	Mínimo	1º quartil	Mediana	3º quartil	Máximo
G1	A	6	1015,58	52,59	949,29	977,63	1014,49	1039,03	1098,57
	B	6	1500,15	101,47	1390,37	1440,64	1464,42	1574,39	1666,66
	C	6	603,43	74,54	463,35	586,14	625,70	647,87	671,82
G2	A	6	1375,95	132,88	1155,24	1342,47	1373,00	1463,58	1548,42
	B	6	1701,73	216,39	1388,85	1540,32	1731,52	1809,96	2008,22
	C	6	832,82	192,72	539,92	766,45	801,28	1003,27	1084,74