

BRUNAMELIA DE OLIVEIRA

**Resistência à fratura de infraestruturas de próteses totais
implantossuportadas em função de diferentes desenhos de cantilever e
espessura do conector distal: Estudo *in vitro***

Araçatuba- São Paulo

2016

BRUNAMELIA DE OLIVEIRA

**Resistência à fratura de infraestruturas de próteses totais
implantossuportadas em função de diferentes desenhos de cantilever e
espessura do conector distal: Estudo *in vitro***

Tese apresentada à faculdade de Odontologia do Campus de Araçatuba- Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”- UNESP, para obtenção do Título de DOUTOR EM ODONTOLOGIA (Área de concentração em Prótese Dentária).

Orientador: Prof. Adj. Wirley Gonçalves Assunção

Araçatuba- São Paulo

2016

atologação na Publicação (CIP)

Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

Oliveira, Brunamélia de.

O48r Resistência à fratura de infraestruturas de próteses totais implantossuportadas em função de diferentes desenhos de cantilever e espessura do conector distal: Estudo in vitro/ Brunamélia

de Oliveira. - Araçatuba, 2016

94 f. : il. ; tab. + 1 CD-ROM

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista,
Faculdade de Odontologia de Araçatuba

Orientador: Prof. Wirley Gonçalves Assunção

1. Prótese dentária fixada por implante 2. Infraestrutura
3. Ligas de cromo I. Título.

Black D3

CDD 617.69

DEDICATÓRIA

DEDICATÓRIA

A Deus

Por interseção de Nossa Senhora das Graças, mãe protetora e acolhedora, de quem sempre fui devota, te agradeço por me guiar e acompanhar nos momentos de alegrias e tribulações, nunca me deixando só. Agradeço pela minha família amada que me destes, a saúde intacta de todos e o lar abençoado que construímos.

Aos meus pais,

Por serem exemplos de amor incondicional. Mais uma vez abrindo mão dos seus sonhos, pelos dos filhos. Obrigada pelos ensinamentos, educação, anos de dedicação e zelo.

Vocês são o meu porto-seguro, a quem tenho imensa admiração e gratidão por tudo que fazem pela nossa família. Obrigada eternamente por serem além de pais, amigos.

Meu amor por vocês é sem limites e é somente por vocês que estou aqui hoje.

Aos meus Irmãos Atila, Caroline e Victória,

Pelo amor que sempre nutrimos uns pelos outros. Obrigado por estarem sempre ao meu lado, me apoiando também nessa jornada. Os irmãos são a família que nos resta depois de tudo. Caroline, obrigada pela oportunidade de amar em dobro e me presentear com a Laura, nossa família transborda de amor por ela.

Amo todos, cada um com o seu jeito. Estaremos para sempre juntos.

Agradecimentos

Especiais

Agradecimentos Especiais

Ao meu orientador, Wirley Gonçalves Assunção

Obrigada por ser meu mestre, auxiliando sempre no crescimento de seus alunos. Agradeço pela ajuda nos momentos de dificuldades encontrados.

As minhas amigas Jaqueline Reinert, Roberta Herreiro, Jordana Ponchio,

Pela amizade de longa data, confiança e sinceridade sempre. Vocês são a família que eu escolhi e não vejo quem tem melhores amigos que eu.

Obrigada por estarem ao meu lado em mais essa jornada, escutando meus anseios e alegrias. Compreenderem a minha ausência e me estimularem em momentos de desânimo. Saibam que vocês tornam meus dias mais felizes. Amo todas como à irmãs.

Contem comigo sempre!

A Camila Berbel e Fernanda Rodrigues

Por me acolherem tão bem ao longo desses quase 2 anos. A leveza e felicidade que trouxeram a minha vida, foi sem sombra de dúvida, um fator determinante para a minha continuação nessa caminhada no meu maior momento de fraqueza. Vocês foram essenciais para essa minha conquista. Levarei nossas lembranças com um carinho único por onde for e terão uma amiga sempre disposta a ajuda-las. Obrigada!Obrigada!

Ao meu Namorado Alexandre Adorno Sattin,

Fica o meu agradecimento por toda a compreensão, dedicação e amor oferecidos a mim. Obrigada por compreender minha ausência, estar ao meu lado dando o apoio necessário. Mesmo com as grandes dificuldades que encontramos ao longo desse tempo juntos, saiba que a felicidade que me proporciona é indescritível. Conheci a plenitude ao seu

lado. Espero que tudo o que desejamos, consigamos construir juntos. Obrigada por acreditar em mim e sonhar os meus sonhos. Amo você infinitamente.

"A DISTANCIA FAZ AO AMOR AQUILO QUE O VENTO FAZ AO FOGO: APAÇA
O PEQUENO, INFLAMA O GRANDE" -Roger Bussy- Rabutin

À CAPES-

Pela concessão de Bolsa de Doutorado, indispensável para a realização desse trabalho.

À DSP Biomedical,

Agradeço pelo material cedido e apoio financeiro. Essa pesquisa também é fruto dessa empresa, que busca a cada dia aprimorar seus produtos por meio de parceria com a Universidade fomentando pesquisas científicas.

Agradecimientos

Agradecimentos

À **Faculdade de Odontologia de Araçatuba- UNESP** pela oportunidade de realização do curso de Doutorado.

À **Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Odontologia**, da Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP.

Aos **Funcionários** do departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” - UNESP, pela convivência, cordialidade e auxílio.

Aos professores **Paulo Henrique dos Santos, Roberta Okamoto e Juliana Aparecida Delben**, pelas palavras de carinho que me confortaram por diversas vezes e colaboração com esse e outros trabalhos.

Aos funcionários da Pós-Graduação **Valéria, Cristiane e Lilian** pela paciência e ajuda sempre que solicitadas.

Ao laboratório de prótese dentária **Shinobu e Itamar** pela seriedade na confecção das barras protocolos e redução nos custos.

Aos meus **companheiros de Pós-graduação, em especial os amigos da “salinha”**, por estarem presentes em todos os momentos, pela convivência e companheirismo. Em especial a uma nova grande amiga Camila Berbel com o seu jeito doce e otimista suavizou e acalentou os meus momentos de desânimo. Obrigada por estar sempre ao meu lado.

A todos os **meus amigos e familiares** por me incentivarem durante a realização deste trabalho.

EPÍGRAFE

Encerrando Ciclos

Sempre é preciso saber quando uma etapa chega ao final.

Se insistirmos em permanecer nela mais do que o tempo necessário...

Perdemos a alegria e o sentimento das outras etapas que precisamos viver.

Encerrando ciclos, fechando portas, terminando capítulos.

Não importa o nome que damos,

O que importa é deixar no passado os momentos que já se acabaram.

As coisas passam, e o melhor que fazemos é deixar que elas possam ir embora.

Deixar ir embora. Soltar. Desprender-se.

Ninguém está jogando nesta vida com cartas marcadas, portanto, às vezes ganhamos, e às vezes perdemos.

Antes de começar um capítulo novo, é preciso terminar o antigo: Diga a si mesmo que o que passou jamais voltará.

Lembre-se de que houve uma época em que podia viver sem aquilo...

Nada é insubstituível, um hábito não é uma necessidade.

Encerrando ciclos, não por causa do orgulho, por incapacidade ou por soberba...

Mas porque simplesmente aquilo já não se encaixa mais em sua vida.

Feche a porta, mude o disco, limpe a casa, sacuda a poeira.

Quando um dia você decidir por um ponto final naquilo que já não te acrescenta.

Que você esteja bem certo disso, para que possa ir em frente, ir embora de vez.

Desapegar-se é renovar votos de esperança de si mesmo,

É dar-se uma nova oportunidade de construir uma nova história melhor.

Liberte-se de tudo aquilo que não tem te feito bem, daquilo que já não tem nenhum valor, e siga, siga novos rumos, desvende novos mundos.

A vida não espera. O tempo não perdoa.

E a esperança é sempre a última a te deixar.

Então, recomece, desapegue-se!

Ser Livre não tem preço!"

Glória Hurtado

RESUMO

Oliveira B. Resistência à fratura de infraestruturas de próteses totais implantossuportadas em função de diferentes desenhos de cantilever e espessura do conector distal: Estudo in vitro [Tese]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia de Araçatuba; Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” - UNESP; 2016.

RESUMO

O objetivo do presente trabalho foi avaliar, por meio de teste de compressão, a resistência à fratura de infraestruturas metálicas de próteses totais implantossuportadas do tipo protocolo de Branemark em função de diferentes *designs* (comprimentos e altura) do cantilever, bem como espessura do conector distal. Foram confeccionadas 39 infraestruturas (barras) em liga de CoCr agrupadas de acordo com o comprimento do cantilever (cc) (12mm, 19mm e 26mm), altura do cantilever (hc) (3,2 mm, 4mm) e espessura do conector distal (ec) (0,4mm, 1,5mm e 2mm). Os grupos foram divididos em Controle (cc 12mm; hc 4mm; ec 1,5), Grupo 1 (cc 12mm; hc 4mm; ec 0,4mm), Grupo 2 (cc 12mm; hc 3,2mm; ec 0,4mm), Grupo 3 (cc 12mm; hc 3,2mm; ec 1,5mm), Grupo 4 (cc 19mm; hc 4mm; ec 1,5mm), Grupo 5 (cc 19mm; hc 4mm; ec 0,4mm), Grupo 6 (cc 19mm; hc 3,2mm; ec 1,5mm), Grupo 7 (cc 19mm; hc 3,2mm; ec 0,4mm), Grupo 8 (cc 26mm; hc 4mm; ec 1,5mm), Grupo 9 (cc 26mm; hc 4mm; ec 0,4mm), Grupo 10 (cc 26mm; hc 3,2mm; ec 1,5mm) e Grupo 11 (cc 26mm; hc 3,2mm; ec 0,4mm). Todos os espécimes foram submetidos a ensaio de compressão em uma máquina de ensaio universal com célula de carga de 5000N e velocidade constante de 0,5mm/min. Os dados obtidos foram submetidos a análise estatística ANOVA a três critérios, seguido pelo teste de Tukey, com nível de significância de 5% ($p < 0,05$). Foi observada uma diferença significativa na diminuição de resistência a compressão com o aumento do comprimento do cantilever, um aumento significativo de resistência nos grupos com altura de cantileveres maiores. Foi concluído que quanto menor o comprimento e maior

a altura do cantilever, maior será a resistência. Já a espessura do conector influenciou a resistência, porém sem uniformidade.

Palavras Chave: Prótese dentária fixada por implante, Infraestrutura, Ligas de cromo

Abstract

Oliveira B. Fracture resistance of infrastructure implant-supported dentures due to different design of cantilever and the thickness of the distal connector : In vitro study [thesis]. Araçatuba Dental School – São Paulo State University - UNESP, 2016

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate, through compression test, the fracture strength of metal infrastructure dentures implant of the Branemark protocol type for different designs (length and height) of the cantilever and thickness of the connector distal. 39 were prepared infrastructure (bar) pooled CoCr alloy according to the length of the cantilever (cc) (12mm, 19mm and 26mm), the cantilever height (hc) (3.2mm, 4mm) thick and the distal connector (c) (0.4mm, 1.5mm and 2mm). The group were divided into control (cc 12mm; hc 4mm and c 1.5), Group 1 (cc 12mm; hc 4mm, 0.4mm c), Group 2 (cc 12 mm; hc 3.2mm, 0.4mm and c) Group 3 (cc 12 mm; hc 3.2mm, 1.5mm c), Group 4 (cc 19mm; hc 4mm, 1.5mm c), Group 5 (cc 19mm; hc 4mm, 0.4mm c), Group 6 (cc 19mm; hc 3.2mm, 1.5mm c), Group 7 (cc 19mm; hc 3.2mm, 0.4mm c), Group 8 (cc 26mm; hc 4mm, 1.5mm c), Group 9 (cc 26mm; hc 4mm, 0.4mm c) Group 10 (cc 26mm; hc 3.2mm, 1.5mm c) and Group 11 (cc 26mm; hc 3.2mm, 0.4mm and c). All specimens were subjected to compression test in a universal testing machine with 5000N load cell and constant speed of 0.5 mm / min. Data were analyzed by ANOVA statistical analysis three criteria, followed by Tukey test, with significance level was 5% ($p < 0.05$). a significant difference in the decrease of resistance to compression with increasing length of the cantilever, a significant increase in resistance groups with height greater cantilevers was observed. It was concluded smaller length and greater height of cantielver, the greater the resistance. Already the connector thickness influenced the resistance, but without uniformity.

Keywords: implant-supported prosthesis, Infrastructure, Co alloy.

LISTAS E SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS

Figura 1A- Modelo mestre vista frontal.....	88
Figura 1B- Modelo mestre vista oclusal.....	88
Figura 2- Modelo mestre parte superior com fixação para análogos de mini pilar.....	88
Figura 3A- Medição com paquímetro do 1º molar.....	89
Figura 3B- Medição com paquímetro do 2º pré-molar e 1º molar.....	89
Figura 3C- Medição com paquímetro do 1º pré-molar, 2º pré-molar, 1º molar.....	89
Figura 4- Barras com diferentes comprimentos de cantilevers por técnica de enkeramento progressivo.....	89
Figura 5A- Barra enkerada com acoplada ao dispositivo de medição de espessura do conector.....	90
Figura 5B- Dispositivo de medição de espessura do conector de 1,5mm.....	90
Figura 6- Estereomicroscópio -Stereo Discovery.V12 para avaliação de desajuste entre análogo de mini-pilar e conector.....	90
Figura 7- Rompimento dos pontos de pré-solda com disco de carborundum.....	91
Figura 8- União dos segmentos com resina acrílica vermelha.....	91
Figura 9A- Máquina de ensaios universais EMIC 3000DL.....	92
Figura 9B- Ponta ativa convexa posicionada na extremidade distal do cantilever.....	92
Figura 10A- Infraestrutura com trinca no braço cantilever.....	92
Figura 10B- Infraestrutura com fratura no ponto de solda.....	92

LISTA DE TABELAS

- Tabela 1-** Grupos formados em função das variáveis: comprimento do cantilever, altura do cantilever e espessura do conector.....82
- Tabela 2-** Avaliação de desajuste vertical entre o cilindro e análogo do mini pilar (μm) em pré-solda.....83
- Tabela 3-** Avaliação de desajuste vertical entre o cilindro e análogo do mini pilar (μm) em pós-solda.....83
- Tabela 4-** Médias dos valores de força máxima (N) gerados durante o ensaio de compressão para cada grupo.....84
- Tabela 5-** Teste de Tukey ($p<0,05$) comparando os valores de força máxima (N) para cantilever com altura de 4,0mm, em função do comprimento e espessura do conector. 85
- Tabela 6-** Teste de Tukey ($p<0,05$) comparando os valores de força máxima (N) para cantilever com altura de 3,2mm, em função do comprimento e espessura do conector..85
- Tabela 7-** Teste de Tukey ($p<0,05$) comparando os valores de força máxima (N) para conectores com espessura de 0,4mm, em função do comprimento (12mm, 19mm, 26mm) e altura do cantilever (3,2mm e 4,0mm).....86
- Tabela 8-** Teste de Tukey ($p<0,05$) comparando os valores de força máxima (N) para conectores com espessura de 1,5mm, em função do comprimento (12mm, 19mm, 26mm) e altura do cantilever (3,2mm e 4,0mm).....86
- Tabela 9-** Análise qualitativa dos resultados do ensaio mecânico por compressão. Trica no braço do cantilever (TBC), Deformação (DEF), Fratura no ponto de solda (FPS) e Trinca no ponto de solda (TPS).....87

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

%- porcentagem

μm-Micrometros

B1- Barra 1

B2- Barra 2

B3- Barra 3

CAD/CAM- Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing- Desenho auxiliado por computador/ Fabricação assistida por computador.

cc- Comprimento do cantilever

cm- Centímetros

Co- Cobalto

Cr- Cromo

D. FM- Deslocamento de força máxima

DEF- deformação

Ec- Espessura do conector

FM- Força máxima

FPS- fratura no ponto de solda

GC- Grupo Controle

G1- Grupo 1

G2- Grupo 2

G3- Grupo 3

G4- Grupo 4

G5- Grupo 5

G6- Grupo 6

G7- Grupo 7

G8- Grupo 8

G9- Grupo 9

G10- Grupo 10

G11- Grupo 11

Hc- altura do cantilever

Kg- quilograma

LD- Lado direito

LE- Lado esquerdo

Min- minuto

mm- milímetros

N- Newton

s- segundos

SD- Desvio padrão

TBC- trinca no braço do cantilever

TPS- trinca no ponto de solda

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	23
2. PROPOSIÇÃO	27
3. MATERIAL E MÉTODOS	28
3.1 Delineamento experimental.....	28
3.2 Confeção modelo mestre.....	28
3.3 Formação dos grupos.....	29
3.4 Confeção das infraestruturas.....	30
3.5 Avaliação dos desajustes verticais.....	30
3.6 Ensaio mecânico de compressão.....	32
3.7 Análise estatística.....	32
4. RESULTADOS	33
5. DISCUSSÃO	35
6. CONCLUSÃO	41
7. REFERÊNCIAS	42
7.1 Referências revisão Literatura	
8. ANEXOS	50
Anexo A	51
Normas da revista de interesse	51
Anexo B	64
Revisão de literatura	64
Tabelas com dados originais.....	73
Análise estatística completa.....	76
Anexo C	82
Tabelas.....	82
Figuras	88

INTRODUÇÃO

1. Introdução

As reabilitações bucais realizadas com implantes osseointegrados e próteses fixas implantossuportadas na mandíbula apresentam elevados índices de sucesso, comparados por estudos longitudinais superiores a 10 anos de acompanhamento.¹⁻³ Esses implantes atingiram um estágio de comprovação científica que habilita seu uso na reabilitação oral com alta previsibilidade que varia de 84,9% a 100% em trabalhos retrospectivos e prospectivos.^{4,5}

Comparada a outros procedimentos protéticos, a prótese total implantossuportada é a que causa maior impacto na qualidade de vida dos indivíduos que sofreram com as perdas dentárias.^{6,7} Como consequência aos resultados positivos obtidos por esse tipo de tratamento, houve uma popularização e aprimoramento do mesmo.^{3,8,9}

O protocolo clássico descrito por Branemark e colaboradores (1977), é composto por uma prótese total fixa metaloplástica em mandíbulas edêntulas, suportada por quatro a seis implantes instalados entre os forames mentuais sendo sugerido um período de osseointegração de quatro a seis meses.¹⁰

No entanto, devido às limitações anatômicas inerentes a região posterior de mandíbula, sobretudo a presença do canal mandibular, a instalação de implantes osseointegráveis fica restrita à região anterior, dificultando a confecção da prótese com extremo livre reduzido. Isso, frequentemente, leva a confecção de próteses com cantileveres mais extensos do que o preconizado.^{1,11-13}

A fim de amenizar problemas causados pelas limitações anatômicas sem que haja grandes extensões de cantileveres, estudos tem indicado número variado de implantes, diferentes comprimentos, angulações e disposições diversas no arco.^{14,15} Segundo Jivraj et al. (2006), a decisão sobre a quantidade de implantes a serem instalados é determinada pela qualidade óssea, previsibilidade de cargas que será produzida sobre a restauração e a relação entre formato do rebordo e arco dental. Ainda, deve-se levar em consideração as três formas predominantes de arcos dentário e rebordo residual, quadrado, oval e triangular, pois o correto posicionamento e distribuição dos implantes influencia no adequado perfil de emergência de próteses protocolos e facilita a higienização da mesma.¹⁶ Por outro lado, estas podem ser prejudicadas quando da instalação de implantes emergindo na região das ameias dentais cervicais.

Tashkandi et al. (1996)¹⁷ avaliaram, para prótese protocolo mandibular, três implantes de plataforma regular, com 13mm de comprimento e distância de 15mm entre eles, com cantilever de 30mm e carga aplicada nos comprimentos de 5mm, 10mm, 15mm, 20mm e 25mm, concluindo que a tensão máxima aumenta com o aumento do comprimento do cantilever. Sertgoz et al. (1996)¹⁴ utilizaram seis implantes de comprimentos de 7mm, 15mm e 20mm, e os cantileveres de 7mm, 14mm e 28mm, mantendo a distância antero-posterior de 14mm, a fim de que o cantilever não ultrapassa-se o dobro do valor dessa medida e concluíram que o aumento do cantilever resulta em maior estresse na interface osso-implante.

Com isso, para que haja sucesso da prótese protocolo de Branemark, os implantes, que constituem a base dessa reabilitação, devem estar em boas condições, sendo que genericamente o implante é considerado apto quando não apresenta mobilidade, dor e exudato.¹⁸ O sucesso ou falha desse processo está associado a fatores

biológicos e mecânicos, como por exemplo o biomaterial do implante, a resposta biológica do indivíduo, quantidade e qualidade óssea e sobrecarga oclusal, dentre outros.¹⁹

Dentre os fatores que afetam diretamente a sobrevida em longo prazo dos implantes dentários e da prótese protocolo, destaca-se o carregamento oclusal. O equilíbrio das propriedades biomecânicas da oclusão tem sido apontado como um parâmetro significativo na prevenção de falhas em próteses implantossuportadas.¹⁸ Outro importante fator é a presença de cantileveres, sejam eles longos ou não. Tanto a extensão quanto a distância inter-implantes para uma prótese com extremidade livre são determinantes para a quantidade total de força gerada sobre os implantes quando do carregamento na porção do cantilever.^{18,20,21} Assim, a sobrecarga mecânica pode resultar em falhas como afrouxamento ou fratura dos parafusos de retenção do pilar, na prótese, tanto em seu material de cobertura como a infraestrutura, e até mesmo do próprio implante.^{22,23}

Uma prótese com cantilever pode ser comparada a um sistema de alavanca, sendo que a extensão da prótese a partir do último pilar é considerada o braço de potência. O último pilar adjacente ao cantilever age como um fulcro quando a carga é aplicada sobre a alavanca, e a distância entre os pilares representa o braço de resistência. Resultado positivo na divisão do comprimento do cantilever (braço de potência) pelo braço de resistência representa a vantagem mecânica, que expressa a quantidade de força gerada aos pilares da prótese quando da aplicação de uma determinada força ao cantilever.¹⁸ Alguns autores afirmaram que para diminuir o braço de alavanca, o comprimento do cantilever não deve ultrapassar 20mm na mandíbula a fim de evitar falha da infraestrutura metálica da prótese protocolo.^{24,25} No entanto, números menores

no comprimento do cantilever tem sido avaliados em pesquisas envolvendo análises de tensões, sendo sugerido que este seja o menor possível. Bevilacqua et al.(2011)¹⁵, utilizaram comprimentos de 0mm, 5mm, 9mm e 13mm, verificando menor tensão periimplantar. Sertgoz et al.(1996)¹⁴ mostraram menor tensão com cantilever de 7mm, visto que testaram 7mm, 14mm e 28mm. Rubo et al (2010)¹² concluíram que a concentração de tensões foi menor em modelos com cantilever de 10mm e esse resultado aumenta proporcionalmente para cantileveres de 15mm e 20mm.

De acordo com Jemt et al. (1991)²⁶ avaliou por um ano 391 casos, sendo que a intercorrência mais comumente encontrada foi a fratura de resina e dente, as complicações mais sérias são escassas, sendo 0,8% o índice de fratura da infraestrutura metálica. Vários fatores influenciam a ocorrência desse tipo de falha nas próteses totais implatossuportadas, dentre eles o processamento laboratorial para confecção das infraestruturas metálicas que pode gerar porosidades ou trincas, problemas durante as soldagens, e outros relacionados ao *design* e as dimensões das barras.^{27,28}

Embora alguns estudos cite diferentes dimensões das infraestruturas metálicas, o fazem sem variá-las, uma vez que todos objetivaram avaliar a influencia do comprimento do cantilever no conjunto e nas estruturas de suporte^{14, 17, 29}. No entanto, sabe-se que para a confecção de vigas e pilares estruturais, nos quais se enquadram as barras para próteses protocolo, outras medidas, como espessura e altura, devem ser levadas em consideração, uma vez que essas dimensões interferem diretamente em sua resistência à fratura e trincas, e, conseqüentemente na previsibilidade dos resultados.³⁰⁻³²

2. PROPOSIÇÃO

Frente aos potenciais problemas causados pelos cantileveres e a lacuna que existe na literatura no que diz respeito a um *design* padrão para confecção das infraestruturas metálicas de próteses protocolo, o objetivo do presente trabalho foi avaliar, por meio de ensaio mecânico de compressão, a resistência à fratura de infraestruturas metálicas de próteses totais mandibulares implantossuportadas do tipo protocolo de Branemark em função de diferentes *designs*, tendo como variáveis de estudo o comprimento e a altura dos cantileveres, bem como a espessura dos conectores distais.

As hipóteses nulas consideradas foram:

- 1) Diferentes comprimentos de cantileveres não influenciam na resistência da infraestrutura metálica.
- 2) Diferentes alturas de cantileveres não influenciam na resistência da infraestrutura metálica.
- 3) Diferentes espessuras dos conectores distais dos cantileveres não influenciam na resistência da infraestrutura metálica.

3. Materiais e método

3.1 Delineamento experimental

Esse trabalho é caracterizado como um estudo experimental, laboratorial, com delineamento de blocos ao acaso.

Os fatores de variação experimentais foram:

- comprimento do cantilever (12mm, 19mm e 26mm)
- altura do cantilever (3,2mm e 4mm)
- espessura do conector (0,4mm e 1,5mm)

3.2 Confeção do modelo mestre

Inicialmente, foi confeccionado um modelo mestre bipartido (mesa para ensaio) em alumínio, tendo 17cm de comprimento, 5cm de largura e 6,5cm de altura, com travas pré-determinadas para a utilização durante o teste mecânico (Figuras 1A e 1B). Junto ao mesmo, foi criado um compartimento com possibilidade de troca de componentes e movimentação horizontal da peça para melhor adaptação dos espécimes durante o futuro teste mecânico. Sua porção oclusal apresenta quatro orifícios, em disposição linear, que contém análogos de mini pilares (DSP Biomedical - Campo Largo, Paraná, Brasil) com distância de 15mm entre seus centros e na face vestibular encontram-se quatro parafusos para fixação e imobilização dos análogos (Figura 2).

No compartimento inferior, base fixa, encontram-se dois grandes orifícios de passagem para parafusos de fixação na máquina de teste mecânico (EMIC 3000DL, São José dos Pinhais, Pr, Brasil) e um encaixe para que parte superior possa deslizar horizontalmente (figura 2).

3.3 Formação dos grupos

Foi realizado um levantamento prévio nos laboratórios de prótese dentária das cidades de Maringá/PR e Araçatuba/SP com um total de 187 barras de próteses protocolos mandibulares, que tiveram o comprimento e a altura do cantilever mensurados, além da espessura do conector distal. Após essa coleta de dados, foi realizado o cálculo da média de cada variável analisada, chegando-se às medidas da região do cantilever de barras protocolo confeccionadas rotineiramente nos laboratórios de prótese e, conseqüentemente, utilizadas nos consultórios odontológicos, auxiliando na definição das variáveis dos grupos testes. Através desse levantamento, foi encontrada uma das variáveis da altura do cantilever (3,2mm) e espessura do conector (1,5mm). A outra medida da espessura do conector, 0,4 mm, foi determinada pelo não encaixe da coifa calcinável, o que levaria a uma possível confecção de barra mais leve.

Para a determinação do grupo controle, um levantamento na literatura foi realizado para buscar medidas consideradas mais seguras frente aos eventuais problemas que podem surgir nas próteses tipo protocolo.^{15,17,33,34}

A variável comprimento do cantilever foi determinada com o uso de um paquímetro digital Mitutoyo (Digimatic®, Mitutoyo Ltd, UK) (Figura 3A, 3B, 3C.), pelas medidas verificadas em uma placa de dentes de estoque modelo N6 Orthosit PE® (Ivoclar Vivadent Ellwangen, Jagst, Alemanha), onde o primeiro molar apresentava 12mm, o segundo pré-molar e o primeiro molar 19mm, e dois pré-molares e primeiro molar 26mm. Após a determinação dos dados coletados, foram criados 12 grupos (n=6), totalizando 72 espécimes. Um grupo foi determinado como controle e os outros onze testes. (Tabela 1- Anexo D)

3.4 Confeção das Infraestruturas

As infraestruturas foram enceradas manualmente, sobre quatro cilindros calcináveis para mini pilares cônicos (DSP Biomedical - Campo Largo, Paraná, Brasil) parafusados aos análogos de mini pilares cônicos (DSP Biomedical- Campo Largo, Paraná, Brasil) fixados no modelo mestre. Bastões de cera (Ceras Babinete[®]-Maringá, Paraná, Brasil) foram cortados de acordo com comprimento e altura de seus respectivos grupos com a utilização de lâminas de bisturi número 15 (Fibra Cirúrgica-Joinville, Santa Catarina, Brasil) e fixados manualmente nos cilindros calcináveis utilizando cera de gotejamento (Ceras Babinete[®]-Maringá, Paraná, Brasil) à 3mm da base. (Figura 4). Na união das barras aos cilindros a cera foi depositada por gotejamento, sendo que a padronização da espessura foi realizada, ainda na fase plástica por meio de um dispositivo criado para o desgaste da cera adequadamente (Figura 5A, 5B).

As barras enceradas tiveram suas medidas conferidas com auxílio do paquímetro digital e em seguida foram encaminhadas para o laboratório de prótese dentária (Lpd Shinobu & Itamar- Araçatuba, São Paulo, Brasil), onde foram realizadas as fundições, em quatro peças, com liga de Cobalto-Cromo (Co-Cr) (DeguDent- Postfach, Hanau, Alemanha). Após os procedimentos convencionais de desinclusão e acabamento foram realizados três pontos de pré-soldas entre os segmentos para a avaliação do ajuste entre a barra e os mini pilares antes da união soldada definitiva.

3.5 Avaliação dos desajustes verticais

Tanto para a avaliação dos desajustes verticais das infraestruturas com pré-soldas e pós soldas, estas foram instaladas no modelo mestre e fixadas sequencialmente por meio de seus parafusos de retenção (DSP Biomedical- Campo Largo, Paraná,

Brasil) apertados com torque de 10N/cm. Utilizou-se para tanto, um estereomicroscópio (Stereo Discovery.V12, Carl Zeiss Microscopy, Jena, Alemanha) com magnitude de 52X. De cada lado correspondente às faces vestibular e palatina foram avaliados três pontos, levando a um total de seis pontos de verificação da interface cilindro/análogo em cada conexão, totalizando 24 leituras em cada barra. A captação das imagens obtidas pelo estereomicroscópio foi realizada por uma câmera digital (AxioCam HRc, Carl Zeiss Microscopy, Munich, Alemanha) acoplada ao mesmo e processadas em microcomputador por meio do software específico (AxioVision, Carl Zeiss Microscopy, Munich, Alemanha). Com os valores determinados, as médias foram calculadas por pilar, seguida pela média de desajuste por grupo (Figura 6) (Tabela 2- Anexo D).

Após a avaliação dos desajustes cervicais iniciais (com pré-solda), procedeu-se o rompimento das pré-soldas com disco de carborundum (Labor dental Ltda- São Paulo, São Paulo, Brasil) (Figura7) montado em mandril, acionado em micromotor elétrico (Beltec micomotores- Araraquara, São Paulo, Brasil). Em seguida, procedeu-se o posicionamento dos segmentos da barra no modelo mestre e sua fixação por meio dos parafusos de retenção com 10N.cm de torque e união desses segmentos com resina acrílica autopolimerizável vermelha (Dencrilay[®], Dencril comércio de plásticos Ltda, Pirassununga, SP, Brasil) por meio da técnica do pincel. Um tempo de espera de 30 minutos foram dados para o processo de polimerização e, logo a seguir, os segmentos esplintados foram desparafusados do modelo-mestre (Figura 8).

Para a soldagem dos segmentos das barras foram confeccionados *index* com quatro análogos de mini-pilares cônicos parafusados em cada um dos cilindros. Os conjuntos segmentos esplintados/análogos foram inseridos em bases de gesso pedra tipo IV (GC Fujirock EP, GC Europe, Leuven, Bélgica), obtendo-se os *index* para soldagem

convencional de maçarico. Uma nova avaliação dos desajustes (pós-solda) foi realizada nas mesmas condições anteriormente descritas para validação da passividade e adaptação. (Tabela 3- Anexo D).

3.6 Ensaio mecânico de compressão

O ensaio de compressão foi executado no Laboratório Integrado de Pesquisa do Departamento de materiais odontológico e prótese da Faculdade de Odontologia de Araçatuba - Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”. Todas as 36 infraestruturas, sendo 6 testes por grupo, passaram pelo ensaio mecânico executado em uma máquina de ensaios universais (EMIC 3000DL, São José dos Pinhais, PR, Brasil) ajustada com uma célula de carga de 5000N, velocidade de descida constante de 0,5mm/min de uma ponta ativa convexa, sempre posicionada na extremidade distal de cada cantilever (Figura 9A, 9B).

Cada barra foi parafusada aos análogos do modelo mestre com torque de 10N.cm por parafuso. Em seguida, o conjunto barra/modelo mestre foi posicionado em uma mesa para ensaio adaptada à EMIC, de tal forma que o conjunto permanecesse estático durante o teste. O término do ensaio foi considerado quando ocorria trinca, fratura ou deformação plástica do espécime, com características permanentes. (Figura 10A, 10B). Os parafusos intermediários foram trocados no final de cada teste e os análogos a cada três testes.

Após o ensaio de compressão, foi gerado um relatório com força máxima e fez-se análise visual qualitativa da presença de alterações e/ou fratura da infraestrutura.

3.7 Análise estatística

A análise estatística foi realizada para a força máxima, com o auxílio do programa BioStat5.3. Os valores obtidos foram submetidos à análise estatística ANOVA a três critérios (espessura do conector, altura e comprimento do cantilever), seguido pelo teste de Tukey com nível de significância de 5%.

4. Resultados

Os valores originais do ensaio de compressão, para cada grupo, estão expressos na tabela 1 do apêndice com suas médias e desvio padrão. Na tabela 4 encontram-se os valores das médias das forças de compressão para cada grupo.

Ao compararmos os grupos com altura de cantilever de 4,0mm e 0,4mm (G1, G5, G9) ou 1,5mm (GC, G4, G8) de espessura do conector, pode-se notar que o aumento dos comprimentos dos cantileveres levou a uma diminuição significativa de resistência a fratura. O mesmo ocorreu nos grupos com altura de cantilever 3,2mm e 0,4mm (G2, G7, G11), no entanto, nos grupos com altura de cantilever de 3,2mm e espessura de conector de 1,5mm (G3, G6, G10), a diferença foi significativa do G3 para G6 e G10. (Tabela 5 e 6- Anexo D)

Ao compararmos as espessuras dos conectores (0,4mm e 1,5mm) com altura de cantilever de 4mm, nos diferentes comprimentos (12mm, 19mm, 26mm) observamos que em todos os grupos houve uma diminuição significativa de resistência a fratura. Esse mesmo padrão não ocorreu quando comparamos os mesmos fatores na altura de cantilever de 3,2mm. Com 12mm de comprimento de cantilever (G1 e G2) apresentaram diferenças significantes, assim como os grupos com 26mm de comprimento de cantilever (G9 e G10). No entanto os grupos com 19mm de comprimento de cantilever (G5 e G6) não mostraram diferença significativa. (Tabela 5 e 6)

Para os grupos com espessura do conector de 0,4mm e comprimentos de cantilever de 12mm, 19mm, 26mm, ao comparar as alturas de 3,2mm e 4,0mm notamos que houve diferença significativa de aumento de resistência a fratura em todos os grupos. (Tabela 7 e 8- Anexo D)

Ao avaliarmos qualitativamente os grupos, foram consideradas alterações, a presença de deformação do cantilever, trinca ou fratura na região do braço do cantilever e trinca ou fratura no ponto de solda. Do total de 72 testes, a alteração mais presente foi a trinca no braço do cantilever (TBC) com 40,27%, localizada após o último cilindro. Na mesma região houve a deformação (DEF) 36,11%, seguindo pela fratura no ponto de solda (FPS) 15,27% mais próximo ao local de carregamento, sendo que nessa mesma região 8,33% mostraram trinca no ponto de solda (TPS) (Tabela9- Anexo D).

5. Discussão

Frente aos achados do atual estudo, as hipóteses nulas foram rejeitadas, visto que diferentes *designs* de infraestruturas metálicas para prótese protocolo levaram a alteração significativas de resistência, sendo que o aumento do comprimento cantilever e espessura do conector diminuíram a resistência, enquanto o aumento da altura do cantilever aumentou a resistência à compressão. As próteses do tipo protocolo mandibulares apresentam boas características funcionais, no entanto, apresentam problemas de fraturas tanto do material de cobertura quanto da infraestrutura. Ainda é um desafio, uma vez que não há consenso sobre o *design* e dimensões dessas infraestruturas metálicas. Dessa forma, pesquisas sobre essas barras, inclusive avaliar sua resistência mecânica, é de suma importância para aumentar a previsibilidade para aplicação clínica dessas próteses.

Varinauskas et al.(2013)³⁵ avaliaram a influencia do comprimento do cantilever e posição dos implantes na distribuição de tensões em próteses que continham 14 dentes. Concluíram que o comprimento do cantilever mais adequado deveria ter dois dentes e não exceder a extensão de três dentes, pois para esse quadro os resultados encontrados foram piores, o que está de acordo com o atual trabalho, que ao compararmos os diferentes comprimentos de cantileveres (12mm, 19mm e 26mm), notamos que houve uma diminuição significativa de resistência a compressão ($p < 0,05$) com seu aumento (tabelas 5 a 8). A incorporação de cantilever em próteses suportadas por implantes está associada à alta incidência de complicações técnicas relacionadas às infraestruturas, sendo de 20,3% para próteses com cantilever e 9,7% para as sem cantilever.³⁶ Em 2008, Misch¹⁸ e colaboradores afirmaram que tanto a extensão/comprimento do cantilever de uma prótese quanto a distância inter-implantes

são determinantes para a quantidade total de força gerada sobre os implantes quando aplicado uma carga na porção do cantilever. No trabalho atual seguiu-se uma distribuição clássica de implantes entre forames mentonianos. No entanto, vale ressaltar que modificações na distribuição dos implantes no arco mandibular pode levar ao posicionamento mais posterior dos implantes distais e, com isso, diminuir o comprimento do cantilever e, conseqüentemente, melhorar a resistência mecânica da infraestrutura.¹⁸

Ranger et al. (1997)²⁷ sugeriram que um preditivo para melhores resultados de próteses tipo protocolo, é a região de instalação dos implantes e o design da infraestrutura para a reabilitação oral. Porém, a literatura vem discutindo e avaliando somente o comprimento do cantilever e não as demais dimensões. Frente ao exposto, se considerarmos momentaneamente o comprimento do cantilever como determinante de três grupos (12mm, 19mm e 26mm) podemos observar que ao aumentar a altura do cantilever, há um aumento de resistência a compressão que pode chegar a 50% (tabela 7 e 8), configurando uma maior resistência à infraestrutura. Com o objetivo de estabelecer design de infraestrutura metálica a fim de prevenir deformações permanentes para diferentes tipos de cortes de barra, Young et al. (1998)³⁷, utilizaram barras com 5mm de diâmetro e cantilever e 26mm de comprimento, com barras em corte de “L”, semicírculo, semicírculo oca, e semicírculo oca com estrutura. Os resultados mostraram que o corte em “L” foi o mais rígido devido a sua maior quantidade de massa. Os autores pontuaram que um bom desenho de estrutura é fundamental para prevenir falhas, devidos aos altos valores de carga oclusal a que são submetidas.

O design da estrutura metálica pode influenciar positivamente ou negativamente na quantidade de fratura das próteses.³⁸ Considerando os valores encontrados no atual trabalho para comparações de espessura do conector (0,4mm e 1,5mm), notamos que cantileveres com altura de 4,0mm e comprimentos de 12mm, 19mm e 26mm tiveram uma diminuição de resistência a fratura ($p < 0,05$), quando houve o aumento da espessura do conector (tabela 5). Para a altura de 3,2mm o comportamento foi variado, sendo que para extensão de 12mm a espessura do conector de 0,4mm apresentou maior resistência a fratura ($p < 0,05$) e para 26mm a espessura, o conector de 1,5mm apresentou maior resistência a fratura ($p < 0,05$). No comprimento de 19mm não houve diferença ($p > 0,05$). (Tabela 6)

Uma hipótese para esses achados é que ao aumentarmos a espessura do conector ele passe a ter uma menor capacidade de dissipar forças ao longo de toda a infraestrutura metálica, levando a uma alteração estrutural mais rápida. Greco et al. (2009)³⁹ desenvolveram uma infra-estrutura metálica que apresentava o cantilever com 4mm de altura, 6mm de largura e 58,75mm de comprimento total, uma carga de 15N foi aplicada em três pontos distintos e cada vez mais afastados do último implante. No entanto, não avaliaram a influência das demais medidas na distribuição das tensões. Para a confecção dessas infraestruturas metálicas, os autores utilizaram a liga de níquel-cromo, enquanto no atual trabalho fez-se uso de cobalto-cromo. A escolha da liga em odontologia deve obedecer a três fatores: economia, propriedades físicas e biológicas,⁴⁰ sendo que as melhores propriedades físicas e químicas estão nas ligas nobres que podem conter em sua composição, dentre outros metais, ouro ou paládio. Porém, com o alto valor de metais nobres o uso de ligas não nobres é comum.⁴¹ Apesar do menor custo da

liga níquel-cromo, o atual trabalho optou pela utilização do cobalto-cromo devido ao maior índice de corrosão e alergênico da primeira liga.⁴⁰⁻⁴³

A literatura demonstra que o desenho da infraestrutura metálica influencia diretamente no sucesso da prótese tipo protocolo.^{26,34,38} Porém o estudo de outras medidas ou a indicação de um design padrão de barra protocolo com intuito de minimizar eventuais problemas são escassos. Clinicamente, de acordo com alguns estudos, as consequências clínicas mais encontradas são o afrouxamento do parafuso, fratura/soltura de dente de estoque e fratura da infraestrutura metálica.^{19,39,44} No atual trabalho, de um total de 76 testes, 15,27% resultaram em fratura do ponto de solda e 40,27% trinca no braço cantilever (tabela 9). Esses altos índices encontrados estão de acordo com o trabalho desenvolvido por Zarb et al. (1990)⁴⁴, que de 49 arcadas reabilitações com prótese protocolo, 13 apresentaram fratura de infraestrutura, um índice de 26,53%. Uma hipótese para que altos índices de fratura ocorram nos pontos de solda, poderia ser a presença de falhas na confecção da infraestrutura, como a aparição de porosidades ou material insuficiente para a realização do ponto de solda. Nomoto et al. (2010)²⁸ avaliaram ponto de solda e zonas de porosidades que mostram-se presentes em quase todas as amostras. No teste flexural realizado, os pesquisadores notaram fraturas nessa mesma região. Uma forma de minimizar essas falhas de confecção e ponto de solda seria a utilização do sistema CAD/CAM, no entanto, o mesmo ainda é muito dispendioso e seu custo inicial ainda é alto no Brasil, ficando aquém da realidade da maioria dos consultórios dentários.⁴⁵

Uma das limitações do atual estudo foi a desadaptação vertical inerente a esse tipo de tratamento. Com intuito de minimizar ao máximo a desadaptação vertical, em dois momentos diferentes ocorreram as avaliações das infraestruturas metálicas, na pré-

solda e pós-solda, com média de 28,74 μ m e 19,31 μ m respectivamente. Em concordância com o mesmo, o estudo realizado por Calesini et al. (2000)⁴⁶ a média encontrada foi de 22 μ m, no qual avaliaram 10 fundições pela técnica convencional de laboratório, que concluem que uma técnica de alta qualidade de fundição traçam um novo padrão de desajuste vertical. No entanto, Dinato et al. (2001)⁴⁷ afirmam que o nível ideal de adaptação passiva das próteses implantossuportadas ainda está para ser determinado devido a falta de métodos consagrados de mensuração e avaliação de próteses sobre implante.

De acordo com Braun et al. (1995),⁴⁸ em pacientes que não apresentam histórico de hábitos parafuncionais, a força máxima atingida por homens é de 814N, já em mulheres o valor encontrado foi de 615N, o que poderia levar a outros problemas encontrados no atual trabalho, como trinca no ponto de solda (8,33%) e deformação irreversível (36,11%) da infraestrutura metálica. A deformação elástica permanente da mesma, assim como altos índices de problemas tem sido associados a diferentes e maiores comprimentos de cantilevers.^{26,34} Assim, dentre os principais fatores que afetam a sobrevida a longo prazo de próteses tipo protocolo são as cargas oclusais.¹⁸ Brunski et al. (2000)⁴⁹ relataram que forças oclusais em pacientes com implante tendem a aumentar quando comparados a dentição natural. Em regiões de pré-molares a força pode chegar até 450N, já nas regiões de molares pode chegar a 1100N. No atual trabalho as forças de compressão variaram de 293,71N para cantilever com extensão de três dentes a 1130N para extensão de um dente. Isso indica que possíveis problemas podem acontecer nesse intervalo de força descrito pelo autor e podem apresentar maior número de intercorrência caso ocorra sobrecarga oclusal ou atividade parafuncional.^{18,50}

Ao avaliarmos os resultados qualitativos notamos que os grupos com 26 mm de comprimento de cantilever foram os que apresentaram maior número de deformações permanentes e com as menores forças de compressão. Uma hipótese para esse achado é que devido ao grande comprimento do cantilever, uma menor força é necessária para causar uma intercorrência. Os grupos com 19 mm de comprimento de cantilever mostraram a maior concentração de trinca no braço do cantilever e o maior número de fraturas se fez presente nos grupos com comprimento de cantilever de 12 mm, o que sugere que quanto menor o comprimento do cantilever, maior é a força necessária para que gere um problema.

Como dito anteriormente, não há consenso na literatura sobre as influencias das demais medidas, além do comprimento do cantilever, nas intercorrências encontradas para prótese do tipo protocolo. No atual trabalho, notamos que diferentes *designs* de infraestruturas metálicas apresentam diferentes resultados de resistência a compressão para cada variável. No entanto ainda não foi possível estabelecer um padrão de desenho barra. Para que isso ocorra, é necessário que novos estudos sejam realizados com diferentes materiais de infraestrutura, outras técnicas de pontos de solda e novos padrões *designs*.

5. Conclusão

De acordo com os resultados obtidos e considerando as limitações do atual estudo, o aumento da espessura do conector, comprimento e altura do cantilever mostraram influencias significativas na resistência à compressão das infraestruturas metálicas avaliadas, sendo que quanto menor o comprimento e maior a altura do cantilever, maior será a resistência. Já a espessura do conector influenciou a resistência, porém sem uniformidade.

7. Referencias

1. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983; 50(3): 399-410.
2. Snauwaert K, Duyck J, Van Steenberghe D, Quirynen M, Naert I. Time dependent failure rate and marginal bone loss of implant supported prostheses: a 15-year follow-up study. *Clinical Oral Investigations* 2000; 4(1): 13-20.
3. Attard NJ, Zarb GA. Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant-fixed prostheses: The Toronto study. *Int J Prosthodont* 2004; 17(4): 417-24.
4. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5(4):347-59..
5. Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9(1):90-4.
6. Strassburger C, Kerschbaum T, Heydecke G. Influence of implant and conventional prostheses on satisfaction and quality of life: A literature review. Part 2: Qualitative analysis and evaluation of the studies. *Int J Prosthodont* 2006;19(4):339-48
7. Garg A. Measuring patient satisfaction in dental-implant patients: part 1. *Dent Implantol Update* 2010;21(5):39-40.
8. Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. *Clin Oral Implant Res* 2000;5 (11): 465-76.

9. De Smet E, Duyck J, Vander Sloten J, Jacobs R, Naert I. Timing of loading--immediate, early, or delayed--in the outcome of implants in the edentulous mandible: a prospective clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22(4): 580-94.
10. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. Experience from a 10- year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 1977;16:1-132
11. Becker CM, Kaiser DA. Implant-Retained cantilever fixed prosthesis: Where and When. *J Prosthet Dent* 2000; 84(4): 432-5.
12. Rubo JH, Capello Souza EA. Finite-element analysis of stress on dental implant prosthesis. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010;1;12(2):105-13.
13. Mcalarney ME, Staupoulos DN. Theoretical cantilever lengths versus clinical cases. *J Prosthet Dent* 2000; 83(3):332-43.
14. Sertgoz A, Guvener S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthet Dent* 1996;76(2):165-9
15. Bevilacqua M, Tealdo T, Menini M, Pera F, Mossolov A, Drago C, Pera P. The influence of cantilever length and implant inclination on stress distribution in maxillary implant-supported fixed dentures. *J Prosthet Dent* 2011;5(1):5-13.
16. Jivraj S, Chee W, Corrado P. Treatment planning of the edentulous maxilla. *Br Dent J* 2006;201(5):261-79.
17. Tashkandi EA, Lang BR, Edge MJ. Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis. *J Prosthet Dent* 1996;76(2):158-64.
18. Misch CE, Perel ML, Wang HL, Sammartino G, Galindo-Moreno P, Trisi P, et al. Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral

- Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. *Implant Dent* 2008;17(1):5-15.
19. Callan DP, Hahn J, Hogan B, Jenkins G, Krauser JT. Implant failure. *Implant Dent* 2002;11(2): 109-17.
20. Lang NP, Wilson TG, Cobert EF. Biological Complications of dental implants: their prevention, diagnosis and treatment. *Clin Oral Impl Res* 2000;11(1):146-155.
21. Schwarz MS. Mechanical Complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2000;11(1):156-8.
22. Brånemark R, Skalak R. An in-vivo method for biomechanical characterization of bone-anchored implants. *Med Eng Phys* 1998;20(3):216-9.
23. Bruniski JB. In vivo bone response to biomechanical loading and the bone/dental-implant interface. *Adv Dent Res* 1999;13:99-119.
24. Rangert B, Jemt T, Jörneus SL. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4(3):241-7.
25. Shackleton JL, Carr L, Slabbert JC, Becker PJ. Survival of fixed implant-supported prostheses related to cantilever lengths. *J Prosthet Dent* 1994;71(1):23-6.
26. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by branemark implants in edentulous jaws: A study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6(3):270-6.
27. Rangert BR, Sullivan RM, Jemt TM. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12(3):360-70.

28. Nomoto R, Takayama Y, Tsuchida F, Nakajima H. Non-destructive three-dimensional evaluation of pores at different welded joints and their effects on joints strength. *Dent Mater* 2010;26(12):246-52.
29. Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2007;97(6):35-43
30. American concrete institute. Building code requirements for structural concrete and Commentary, ACI 318-05. Farmington Hills, 2005, 430p.
31. Associação Brasileira de Normas Técnicas. Projeto de estruturas de concreto – Procedimento, NBR 6118. Rio de Janeiro, ABNT, 2003, 221p.
32. European committee standardization. Eurocode 2 – Design of concrete structures. Part 1: General rules and rules for buildings. London, BSI, 1992.
33. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal Considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Impl Res* 2005; 16(1):26-35.
34. Gallucci GO, Doughtie CB, Hwang JW, Fiorellini JP, Weber HP. Five year results of fixed implant-supported rehabilitations with distal cantilevers for the edentulous mandible. *Clin Oral Implants Res* 2009;20(6):601–7.
35. Varinauskas V, Diliunas S, Kubilius M, Kubilius R. Influence of cantilever length on stress distribution in fixation screws of All-on-4 full-arch bridge. *Mechanica* 2013;19(3):160-3.
36. Zurdo J, Romão C, Wennstrom JL. Survival and complication rates of implant-supported fixed partial dentures with cantilevers: a systematic review. *Clin Oral Impl Res* 2009;20(4):59-66.

37. Young FA, Williams KR, Draughn R, Strohaver R. Design of prosthetic cantilever bridgework supported by osseointegrated implants using the finite element method. *Dent Mater.* 1998 Jan;14(1):37-43.
38. Bergendal B, Palmqvist S. Laser-welded titanium frameworks for fixed prostheses supported by osseointegrated implants: A 2-year multicenter study report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:199-206.
39. Greco GD, Jansen WC, Landre Junior J, Seraidarian PI. Stress analysis on the free-end distal extension of an implant-supported mandibular complete denture. *Braz Oral Res* 2009;23(2):175-81
40. Wataha JC, Messer RL. Casting alloys. *Dent Clin North Am* 2004;48(2):499-512.
41. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent* 2002;87(4):351-63.
42. Wataha JC, Lockwood PE, Khajotia SS, Turner R. Effect of pH on element release from dental casting alloys. *J Prosthet Dent* 1998;80(6):691-8.
43. Whitters CJ, Strang R, Brown D, Clarke RL, Curtis RV, Hatton PV, et al. Dental materials: 1997 literature review. *J Dent* 1999 Aug;27(6):401-35.
44. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseo integrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent* 1990;64(2):185-94.
45. Silva J, Hotta TH, Matsumoto W. Avaliação da resistência flexural entre diferentes métodos de soldagem. *ImplantNews.* 2013; 10(1): 1131-6.

46. Calesini G, Bruschi GB, Scipioni A, Micarelli C, Di Felice A. One-piece castings in fixed prosthodontics: a study of marginal adaptation using computerized SEM images. *Int J Prosthodont*. 2000;13(4):275-81.
47. Dinato JC, Wulff LCZ, Bianchini MA. Adaptação passiva: ficção ou realidade? In: DINATO, J.C.; POLIDO, W.D. *Implantes osseointegrados: cirurgia e prótese*. São Paulo: Artes Médicas, 2001. cap.15, 283-313.
48. Braun S, Bantleon HP, Hnat WP, Freudenthaler JW, Marcotte MR, Johnson BE. A study of bite force, part 1: Relationship to various physical characteristics. *Angle Orthod*. 1995;65(5):367-72.
49. Brunkis JB, Puelo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(1):15-46.

7.1 Referências Revisão Literatura

50. Schwarz S, Gabbert O, Hassel AJ, Schmitter M, Séché C, Rammelsberg P. Early loading of implants with fixed dental prostheses in edentulous mandibles: 4.5-year clinical results from a prospective study. *Clin Oral Implants Res* 2010;21(3):284-9.

7.1 Referencia revisão literatura

51. Gonda T, Yasuda D, Ikebe K, Maeda Y. Biomechanical factors associated with mandibular cantilevers: analysis with three-dimensional finite element models. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 2014; 29(6):275-82.
52. Ogawa T, Ogimoto T, Koyano K. Validity of the examination method of occlusal contact pattern relating to mandibular position. *J Dent* 2000; 28(1): 23-9.

53. Wood MR, Vermilyea SG. A review of selected dental literature on evidence-based treatment planning for dental implants: report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. *J Prosthet Dent* 2004;92(5):447-62.
54. Degidi M, Piattelli A, Iezzi G, Carinci F. Immediately loaded short implants: analysis of a case series of 133 implants. *Quintessence Int* 2007;38(3):193-201.
55. Lundgren D, Falk H, Laurell L. Influence of number and distribution of occlusal cantilever contacts on closing and chewing forces in dentitions with implant supported fixed prostheses occluding with complete dentures. *Int J oral Maxillofac Implants* 1989;4(4): 277-83.
56. Rangert BO, Jemt T, Jomeus L. Force and moments on Branemark Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1989; 4(3):241-7.
57. Rodriguez AM, Aquilino SA, Lund PS, Ryther JS, Southard TE. Evaluation of strain at the terminal abutment site of fixed mandibular implant prosthesis during cantilever loading. *J Prosthodont* 1993; 2(2): 93-102.
58. White SN, Caputo AA, Anderkvist T. Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent* 1994; 71(5):493-9.
59. Shackleton JL, Carr L, Slabbert JC, Becker PJ. Survival of fixed implant-supported prostheses related to cantilever lengths. *J Prosthet Dent* 1994;71(1):23-6.
60. Eliasson A, Palmqvist S, Svenson B, Sondell K. Five-year results with fixed complete-arch mandibular prostheses supported by four implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(4):505-10.
61. Romanos GE, Gupta B, Eckert SE. Distal Cantilevers and Implant Dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27(5):1132-6.

62. Malhotra AO, Padmanabhan TV, Mahamed K, Natarajan S, Elavia U. Load transfer in tilted implants with varying cantilever lengths in all-on-four situation. *Aust Dent J* 2012; 57(4):440-5.
63. Semper W, Heberer S, Nelson K. Retrospective analysis of bar-retained dentures with cantilever extension: marginal bone level changes around dental implants over time. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25(2): 385-93.
64. Baggi L, Pastore S, Di Girolamo M, Vairo G. Implant-bone load transfer mechanisms in complete-arch prostheses supported by four implants: a three-dimensional finite element approach. *J Prosthet Dent* 2013; 109(1):9-21.

ANEXOS

ANEXO A

Normas da revista de interesse

- The Journal of Prosthetic Dentistry

Comprimento de Manuscritos

Comprimento do manuscrito depende do tipo. Artigos de pesquisa e ciência clínicos gerais não deve exceder 10 a 12 páginas, escritos em espaço duplo (excluindo referências, legendas e tabelas). Relatórios Clínicos e Técnicas Dentárias não deve exceder 4 a 5 páginas, e conselhos dos nossos leitores não deve exceder 1 a 2 páginas. O comprimento varia de revisões sistemáticas.

Número de Autores

O número de autores é limitado a 4, inclusão de mais de 4 deve ser justificada na carta de submissão. (Contribuição de cada autor deve ser anotado) Caso contrário, autores acima de 4 serão listados nos agradecimentos.

Formatação Geral

Todas as submissões devem ser enviadas através do sistema de EES em Microsoft Word ou num formato compatível com Microsoft Word usando páginas de 8.5 X 11 polegadas em tamanho. As seguintes especificações deve ser seguido:

- Times Roman, 12 pt
- Espaço duplo
- Justificado à esquerda
- Margens de 1 polegada (2,5cm) em todos os lados da página
- Tabulação de meia polegada (1,25cm)
- Cabeçalhos/rodapés deve ser livre de números de páginas ou qualquer outra informação
- Referências; não deve ser numerados automaticamente (formatado).
- Defina a linguagem em MS Word para Inglês (EUA).

Os artigos são classificados da seguinte maneira: Relatório de Pesquisa/Casos Clínicos, Relatório Clínico, Técnica Dentária, Revisão Sistemática, ou Concelhos dos Nossos Leitores. Seções necessárias para cada tipo de artigo são listados na ordem em que devem ser apresentados.

RELATÓRIO DE PESQUISA/ESTUDO CLÍNICO

O relatório da pesquisa não deve ser mais de 10-12 páginas digitadas em espaço duplo e deve ser acompanhado por não mais de 12 ilustrações de alta qualidade. Evite o uso de forma de esboço (ou seja enumerações e/ou frases ou parágrafos com marcadores). O texto deve ser escrito em frases completas e em forma de parágrafo.

- Abstract (Abstrato): (aproximadamente 250 palavras): Crie um resumo estruturado com os seguintes subseções: Statement of the Problem (Declaração do Problema), Objective (Objetivo), Materials and Methods (Métodos e

Materiais), Results (Resultados) e Conclusions (Conclusões). O abstrato deve conter detalhes suficientes para descrever o experimento e os variáveis do projeto. O tamanho da amostra, os controles, o método de medição, standardização, confiabilidade examinador, e método estatístico utilizado com nível de significância associado deve ser descritos na seção de Materiais e Métodos. Valores reais devem ser fornecido na seção de Resultados.

- Clinical Implications (Implicações Clínicas): Em 2-4 frases, descreva o impacto dos resultados do estudo sobre prática clínica.
- Introduction (Introdução): Explique o problema completamente com precisão. Resuma a literatura relevante, e identifique qualquer viés em estudos anteriores. Declare claramente o objetivo do estudo e a hipótese da pesquisa no final da introdução. Observe que, numa profunda revisão da literatura, a maioria das referências (se não todas) devem ser citadas na seção Materiais e Métodos e/ou na Introdução.
- Materials and Methods (Materiais e Métodos): No parágrafo inicial, forneça uma visão geral do experimento. Forneça informações completas de todos os produtos de fabricação e instrumentos utilizados, entre parênteses ou em uma tabela. Descreva o que foi medido, como foi medido, e as unidades de medida utilizadas. Liste os critérios para julgamento quantitativo. Descreva o designo experimental e variáveis, incluindo critérios definidos para controlar variáveis, standardizar os testes, a alocação de espécimes/sujeitos a grupos (método de randomização), o tamanho total da amostra, controles, calibração dos examinadores, e confiabilidade de instrumentos e examinadores. Descreva como o tamanho das amostras foi determinada (por exemplo, com a análise de força

(power analysis). Evite o uso de números para identificar grupos. Em vez, use abreviações ou códigos que claramente indicaram as características do grupo e assim, os grupos serão mais significativo para o leitor. Os testes estatísticos e níveis de significância associado devem ser descrito no final desta seção.

- **Results (Resultados):** Descreva com precisão e brevemente, na mesma ordem que os testes foram descritos na seção de Materiais e Métodos. Para uma listagem extensa, os dados poderão ser apresentados em forma tabular ou forma gráfica para ajudar o leitor. Para 1-way ANOVA apresente df, e valores de F e P nas áreas apropriada no texto. Para todas as outras ANOVAs, de acordo com as orientações, forneça a tabela ANOVA. Descreva os resultados e as tendências mais significativas. Texto, tabelas e figuras não devem repetir ao outro. Resultados notados como significativos devem ser validados por dados atuais e valores P.
- **Discussion (Discussão):** Discuta os resultados do estudo, em relação à hipótese e a relevante literatura. A discussão deve começar por explicar se sim ou não há suporte a rejeitar a hipótese nula. Se os resultados não concordam com outros estudos e/ou com opiniões aceites, declare como, e porquê os resultados são diferentes. Resultados concordantes com outros estudos também devem ser declarados. Identifique as limitações do seu estudo e sugere pesquisas futuras.
- **Conclusion (Conclusão):** Liste concisamente conclusões da pesquisa que possam ser retiradas do seu estudo, não simplesmente reafirmar os resultados. As conclusões devem ser pertinentes aos objetivos e justificado pelos dados. Na maioria das situações, as conclusões são só verdade para a população do

experimento. Todas as conclusões devem ser acompanhadas por análises estatísticas

- **References (Referências):** Referências aceitáveis e a sua colocação no documento. A maioria das referências, se não todas, devem ser citada na introdução e/ou na seção de Materiais e Métodos. Apenas aquelas referências que foram citadas anteriormente ou que se relacionam diretamente aos resultados do estudo podem ser citados na discussão.

Só os artigos publicados que foram revisados por pares podem ser usado como referência. Manuscritos em preparação, manuscritos submetidos para consideração e teses não publicadas não são referências aceitáveis.

Os abstratos são considerados observações não publicadas e não são permitidos como referência a não ser que estudos de acompanhamento foram publicados em revistas revisadas por pares.

A referência de publicações em língua estrangeira devem ser mantidas a um mínimo (não mais que 3). Estas referências são permitidas apenas quando o artigo original foi traduzido para Inglês. O título traduzido deve ser citado e a língua original deve ser mencionada entre parênteses na citação ao final.

Referências de livros didáticos devem ser mantidas a um mínimo; livros didáticos muitas vezes refletem as opiniões dos seus autores e/ou editores. Quando necessário, as edições mais recentes dos livros didáticos devem ser utilizadas de preferência. Periódicos baseados em evidência científica são preferidos.

Formatação de Referências

As referências devem ser identificadas no corpo do artigo, com números arábicos sobrescritos. O número da referência deve ser posto após o período no final da frase.

A lista das referências completa deve ser em espaço duplo e em ordem numérica, deve seguir a seção de conclusões mas começar numa página separada. Apenas as referências citadas no texto devem aparecer na lista das referências.

Formatação das referências devem acordar com o estilo Vancouver, conforme estabelecido no "Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals" (Ann Intern Med 1997;126:36-47).

As referências devem ser numeradas manualmente.

Liste até seis autores. Se houver sete ou mais, após o sexto nome, adicione et al.

Nome do jornal será abreviado de acordo com Cumulative Index Medicus. Uma lista completa de abreviaturas está disponível através do site do PubMed: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/nlmcatalog/journals>

Formato para artigos: forneça os sobrenomes e iniciais de todos os autores, o título do artigo, o nome do periódico; e, o ano, volume e números das página de publicação. Não utilize itálico, letras realçadas ou sublinhadas para qualquer parte da referência. Coloque um período após os iniciais do último autor, após o título do artigo, e no final da referência. Coloque um ponto e vírgula após o ano de publicação e uma vírgula após o volume. Números de emissão não são usado em estilo Vancouver.

Exemplo: Jones ER, Smith IM, Doe JQ. Uses of acrylic resin. J Prosthet Dent 1985; 53:120-9.

Referências dos livros: A edição mais atual deve ser citada. Forneça os nomes e iniciais de todos os autores/editores, o título do livro, a cidade de publicação, a editora, o ano de publicação e os números das página consultadas. Não use itálico, letras realçadas ou sublinhadas para qualquer parte da referência.

Exemplo: Zarb GA, Carlsson GE, Bolender CL. Boucher's prosthodontic treatment for edentulous patients. 11th ed. St. Louis: Mosby; 1997. p. 112-23.

*Um exemplo duma página de referências pode ser encontrado na página 21.

IMPORTANTE

As referências não devem ser submetidas em Endnote ou de qualquer outro software bibliográfico. Essa formatação não pode ser editado pela Oficina Editorial ou revisores, e devem ser suprimidos ou removidos do manuscrito antes de sua submissão. As referências nem devem ser numerados automaticamente.

- Tables (Tabelas):

As tabelas devem complementar, e não duplicar, o texto.

Todas as tabelas devem ser postas no final do manuscrito, após a lista de referências e antes das Legendas. Deve haver apenas uma tabela por página.

Omita linhas horizontais e verticais. Omita qualquer sombreado ou cor.

Não liste as tabelas em partes (por exemplo, Tables Ia, Ib, etc.) Cada tabela deve ter o seu próprio número. Numerar cada tabela na ordem em que são mencionadas no texto.

Forneça uma legenda concisa que descreve o conteúdo da tabela. Crie nomes para cabeçalhos e coluna descritivos. Dentro de colunas, alinhar os dados de tal forma que os pontos decimais estão numa linha reta. Use pontos decimais (períodos), e não vírgulas, para marcar lugares passado o número inteiro (por exemplo, 3.5 em vez de 3,5).

Numa linha de baixo da tabela, defina qualquer abreviaturas utilizadas na tabela.

Se uma tabela (ou qualquer dado dentro dela) foi publicado anteriormente; dê todo o crédito ao autor original no rodapé. Se necessário, obtenha permissão para reimprimir a tabela do autor/editor.

As tabelas devem ser submetidas em Microsoft Word ou formato compatível. Microsoft Word é preferido. Se uma tabela foi criada em Excel, deve ser importados para um dos formatos referidos acima antes de submissão Legends for Illustrations (Legendas para as Ilustrações): Descreva de forma concisa cada ilustração sem diretamente duplicar o texto.

- Figuras

Todas as figuras devem ser enviadas arquivadas em Tagged Image File Format (TIFF). As figuras não devem ser submetidos com Microsoft Word, Corel Draw, Harvard Graphics, PowerPoint, ou outros formatos de software de apresentação. Desenhos ou outros trabalhos de arte são melhores submetidos no formato original como EPS (Encapsulated PostScript), Adobe Illustrator, InDesign, etc.

Antes de submissão, deve ser guardado como um .TIFF. Especificações do Arquivo da Imagem Dimensões da figura deve ser ao mínimo de 4 × 6 polegadas (10 X 15 cm).

Todas as figuras devem ser do mesmo tamanho (o mesmo tamanho físico), a não ser que o tipo da imagem proíbe ser do mesmo tamanho das outras figuras dentro do manuscrito, como no caso duma radiografia panorâmica ou radiografias peri-apical, imagens SEM, ou gráficos e capturas de tela. Não marque nos rostos das figuras com letras ou números para indicar a ordem em que as figuras devem aparecer; tais legendas serão postas durante o processo de publicação.

Resolução

As fotos devem ser de qualidade profissional e de alta resolução. A seguir estão as orientações de resolução:

Fotografias em preto-e-branco ou a cores devem ser criados e guardados no mínimo de 300 pontos por polegada (dpi). (Note: Uma imagem de 4X6 polegadas com uma resolução de 300 dpi será aproximadamente 6 megabytes. Uma figura de menos de 300 dpi não deve ser aumentada artificialmente a 300 dpi, a qualidade e resolução resultante será pobre.

Desenhos de linhas devem ser criados e guardado em 1200 dpi.

Um trabalho artístico em combinação (uma ilustração que contem ambas fotografias e desenho de linha) deve ser criado e guardado em 600-1000 dpi.

Clareza, contraste, e a qualidade deve ser uniforme entre as partes de uma figura multiparte, e entre todas as figuras dentro do manuscrito.

Figuras compostas (várias imagens combinadas em um único composição) não são aceitáveis. Cada parte da imagem deve ser 4 × 6 polegadas, com 300 dpi.

O fundo da imagem deve ser uniforme, sem textura, azul médio quando possível.

Figuras em Cor

Ilustrações coloridas podem ser submetidas quando o seu uso aumenta consideravelmente o valor do manuscrito. O editor tem a autoridade final para determinar se as ilustrações coloridas fornecem uma apresentação mais eficaz. Geralmente, um máximo de 8 figuras são aceites para um relatório clínico e artigos de técnica dentária, e 2 figuras são aceites para conselhos para nossos leitores. Mas, o Editor pode aprovar a publicação de figuras adicionais, se elas contribuem significativamente para o manuscrito. Figuras clínicas devem ser de cor equilibrada. Imagens coloridas deve ser em CMYK (Ciano/Magenta/Amarelo/Preto) formato de cor invés de RGB formato de cor (vermelho/verde/azul).

Gráficos

Os gráficos devem ser numerados como figuras e o enchimento nos gráficos de barras deve ser distinto e sólidos; sombreamento e desenhos devem ser evitados. Linhas grossas e sólidas devem ser usadas e em letras realçadas e sólidas. Fonte Times New Roman é o preferido. Coloque letras num fundo branco e evite o

reverso (letras brancas sobre um fundo escuro). Imagens de 1200 dpi devem ser fornecidas, se forem preto e branco.

- Legendas de Figuras

As legendas das figuras devem aparecer no texto do manuscrito numa página separada após as Referências e Tabelas e referências devem aparecer sobre o título "Legends". O estilo do Jornal requer que os artigos (a, an, e the) são omitidos nas legendas de figuras e tabelas. Se uma ilustração é tirada de material já publicado, a legenda deve dar todo o crédito a autor original (consulte Permissões). Os autores são obrigados a revelar se ilustrações foram modificados em qualquer forma.

INTERESSE COMERCIAL EM EMPRESAS E/OU PRODUTOS

Autores não podem diretamente ou indiretamente fazer reclame aos equipamentos, instrumentos ou produtos em que eles têm um investimento pessoal.

Declarações e opiniões expressadas nos manuscritos são as dos autores e não necessariamente aqueles dos editores. Os editores não assumem qualquer responsabilidade por tais materiais. Os editores não garantem ou endossam qualquer produto ou serviço anunciado no jornal; os editores não garantem qualquer alegação feita pelo fabricante sobre esse produto ou serviço.

Autores devem divulgar qualquer interesse financeiro que eles podem ter nos produtos mencionados no artigo. Esta divulgação deve ser mencionada após a seção das conclusões.

REGRAS GERAIS E SUGESTÕES

Autores que sua língua materna não é inglês devem obter a assistência dum especialista em escrita científica e inglês antes de submeter seu manuscrito. Manuscritos que não contem os padrões de linguagem básica serão retornados antes de revisão.

Jornal não usa linguagem na primeira pessoa (I, we, us, our, etc.). "We conducted the study" pode facilmente alterado para "The study was conducted."

Evite o uso de termos subjetivos, tais como "extremely", "innovative" etc.

O Jornal utiliza a vírgula serial, uma vírgula que é posta antecede da conjunção antes do último artigo numa lista de três ou mais: "The tooth was prepared with a diamond rotary instrument, carbide bur, and carbide finishing bur."

Preferimos a forma não possessiva de epônimos: "The Tukey Test" em invés de "Tukey's Test", "Down Syndrome" em vez de "Down's Syndrome" assim por diante.

Descreva os procedimentos experimentais, tratamentos, e resultados no tempo passivo. Tudo o resto deve ser escrito numa voz ativa.

Descreva os dentes pelo seu nome (por exemplo, Maxillary right first molar), não seu número.

Hífens não são usados para sufixos e prefixos comuns, a não ser que o seu uso é fundamental para compreender a palavra. Alguns prefixos com os quais nós não usamos hífens incluem: pre-, non-, anti-, multi-, auto-, inter-, intra-, peri-.

Elimina o uso de i.e .ou e.g; eles não são consistentes com o estilo do Jornal.

É geralmente melhor paráfrase a informação duma publicação em vez de usar citações diretas. Parafrazeando economiza espaço. A exceção é uma citação direta que é invulgarmente pontiagudo e concisa.

As palavras compridas com abreviaturas padrões (como em TMJ para temporomandibular joint) são usadas frequentemente, use a palavra completa e forneça a abreviatura entre parênteses. Use a abreviatura de lá em frente. Acrônimos comuns devem ser definidos na primeira menção. Nós não usamos itálico para palavras estrangeiras como "in vivo", "in vitro" Abreviar unidades de medida sem um ponto no texto e nas tabelas (9 mm). Por favor, introduza um espaço não separável entre todos os números e suas unidades (100mm, 25MPa) exceto antes % e °C. Nunca deve haver um hífen entre o número e a abreviatura ou símbolo, exceto quando em forma adjetiva (100-mm span).

Escreva a palavra completa "degree" quando fala sobre angulos. Use o símbolo de grau somente para temperatura.

Para os resultados estatísticos comuns P, α , β omita o zero antes do ponto decimal como não pode ser maior que 1.

Nomes proprietários funcionam como adjetivos. Substantivo devem ser fornecido após o uso como em Vaseline petroleum jelly. Sempre quando possível, use apenas o termo genérico.

ANEXO B

Revisão de literatura

Superestruturas dental com cantileveres são designadas para reduzir o número de implantes em relação aos dentes naturais, diminuir custos e em adição ajudar pacientes com morfologia deficiente ou osso mandibular de baixa qualidade.⁵¹ A instalação de uma prótese implanto-suportada, com quatro a seis implantes na região anterior da mandíbula, unidos por uma infraestrutura metálica permite a introdução de dentes em cantilever, restabelecendo a estética, fonética e função do sistema mastigatório. Este tipo de prótese “protocolo de Brånemark” foi desenvolvido para ter como antagonista uma prótese total mucossuportada o que permite a distribuição de tensões de menor magnitude aos implantes e aos componentes desta prótese.^{1,52} No entanto, a busca por próteses totais implantossuportadas maxilar tem aumentado, e a associação desses dois tipos de reabilitações com cantileveres distais, tem levado biomecanicamente o aumento de perda de parafuso retentivo, dentes, base e fratura de infraestrutura.^{53,54}

Em 1989 Lundgren e colaboradores, realizaram um trabalho *in vivo* com 8 pacientes e mensuraram a força de mordida das prótese implanto-suportadas com cantilevers bilaterais ocluindo em prótese total superior. Miniextensômetros foram instalados na prótese total o que proporcionou o registro das forças localizadas sobre toda a prótese inferior. Três grupos de mensuração foram desenhados: 1) Os contatos oclusais simetricamente divididos; 2) Penúltimo dente do cantilever em infraoclusão – 16mm de extensão do cantilever; 3) Último dente do cantilever em infraoclusão – 8mm de extensão do cantilever. Os resultados mostraram que a maior força foi encontrada no grupo 1 e que 74% das forças de fechamento encontram-se na região de cantileveres, ou

seja, próximo à região de carregamento. Ao compararmos o grupo 2 com o 1, observou-se uma diminuição de 15% na intensidade de força. O grupo 3 não apresentou diferença significativa com relação a redução do cantilever com o decréscimo do carregamento, no entanto sugere-se que a diminuição de força ao longo de toda extensão do cantilever apresenta uma melhor conformação de carregamento para as próteses.⁵⁵

A respeito da biomecânica em próteses totais implanto-suportadas, Rangert et al. (1989)⁵⁶ alerta para o número e disposição dos implantes na arcada, pois é suma importância para compensar as forças mastigatórias, principalmente na presença de cantilevers, que deve possuir a menor extensão possível nesse tipo de peça.

Rodriguez et al. (1993)⁵⁷ avaliaram em próteses tipo protocolo, a relação entre comprimento dos cantilevers com a perda óssea periimplantar durante o carregamento dos cantilevers. Um modelo simulando uma mandíbula feita em resina foi confeccionada com seis implantes de 4mm de diâmetro e 15mm de comprimento. Extensômetros foram instalados na região óssea simulada, na distal dos pilares, e quatorze diferentes testes foram realizados em carregamentos estáticos unilaterais, com extensão de cantilevers de 7mm, 14mm e 20mm. A tensão no osso adjacente ao implante mais distal aumentou de acordo com o comprimento dos cantilevers. Ao aumentar de 7mm para 14mm o cantilever, a tensão subiu 30%; de 14mm para 20mm foi 55% e de 7mm para 20mm, 101%. Concluindo que próteses com cantilevers maiores de 7mm não devem ter número de implantes reduzido.

Através de técnica da fotoelasticidade, White e seus colaboradores (1994)⁵⁸ avaliaram a influência da extensão do cantilever na transmissão de carga para a mandíbula, afim de minimizar forças excessivas e aumentar a longevidade das próteses. Uma mandíbula com reabsorção moderada foi confeccionada para o modelo

fotoelástico, com cinco implantes de 3,75mm de diâmetro e 13mm de comprimento, fixados na região de sínfise mentoniana. As infraestruturas foram instaladas com torque de 10N e sobre as mesmas foram colocadas resina acrílica. Uma carga estática de 89N foi aplicada a cada intervalo de 5mm, a partir do implante mais distal, até atingir uma extensão de cantilever distal de 30mm. A distribuição de tensão foi similar entre os implantes centrais e o segundo mais distal, enquanto o ultimo implante posicionado na distal, apresenta de duas a três vezes mais tensão que o segundo implante mais distal, independente do tamanho do cantilever. Concluindo que quanto mais conservador o uso de cantilevers, maior a taxa de sucesso de próteses implanto-suportadas.

Shackleton et al. (1994)⁵⁹, em um estudo com o proposito de determinar a relação entre tempo de sobrevivência de uma prótese implanto-suportada e o comprimento do seu cantilever distal. Foram avaliadas vinte e oito arcadas, contendo de cinco a seis implantes, divididos em dois grande grupos: 1) cantilever menor ou igual a 15mm; 2) cantilever maior que 15mm. O acompanhamento ocorreu entre o 20° e 80° mês a contar da data de instalações das próteses. Das vinte e oito peças, doze mostraram alguma falha protética, sendo que as que continham cantilevers maior que 15mm apresentaram mais problemas quando comparadas com as menores ou iguais a 15mm, concluindo que cantilevers menores apresentam uma maior taxa de sobrevida e que o uso de uma extensão de 15mm parece ser razoável longitudinalmente.

Em teste de elementos finitos, foi criado um modelo com todos parâmetros necessários para avaliar a distribuição de tensão entre a interface osso/implante em próteses tipo protocolo com cantilevers em função. Seis implantes com 4mm de diâmetro foram instalados, seus comprimentos foram de 7mm,15mm e 20mm. Uma infraestrutura foi criada com 4mm de altura, 6mm de largura e cantilevers de

7mm,14mm e 28mm, onde em seu ponto mais extremo foi aplicado uma força vertical de 75N. O grupo com cantilever de 28mm e implante com 20mm de comprimento foi o que apresentou maior tensão no osso cortical da interface osso/implante e o com menor tensão era composto de cantilever e implante com 7mm de comprimento. Em todos os modelos, a maior concentração de tensão ocorreu na porção mais distal da interface osso/implante do implante mais próximo ao carregamento de carga. Os tamanhos dos cantilevers estão relacionados diretamente com a tensão de interface presente entre osso e implante, ao contrario do que ocorre com o comprimento do implante, que não tem grande efeito sobre a distribuição dessa energia ao longo da interface.⁶⁰

Outro estudo que avaliou a distribuição de tensão ao redor do osso periimplantar resultante de cargas sobre o cantilever, foi o desenvolvido por Tashkandi et al.(1996).¹⁷ Um segmento de osso bovino três implantes com 13mm de comprimento foram instalados com espaçamento de 15mm entre eles para que houvesse distancia suficiente para os seis *strain gauges*. Uma Infraestrutura foi desenvolvida com 30mm de comprimentos e instalada sobre os implantes. Sobre essa peça, foi realizado um carregamento a 0,5,10,15,20 e 25mm de distância do implante mais adjacente ao cantilever. O aumento de tensão gerada no osso não foi significativa de 5 para 10mm e de 10 para 20mm, mas nos demais sim, sendo que a maior tensão encontrou-se no na cervical do implante disposto mais próximo a área de carregamento.

Mcalarney et al.(2000)¹³ relataram, em uma investigação de 55 casos clínicos com variações de extremos livres em prótese protocolo, os efeitos de uma carga aplicada na porção mais afastada do cantilever e verticalmente em relação aos implantes. Foram avaliados no computador os modelos dos casos clínicos, a geometria do arco, a localização dos implantes e o cálculo máximo permitido para o comprimento

de extremo livre. Os resultados encontrados mostraram que com o carregamento de carga oclusal na porção mais extrema do cantilever, o implante mais próximo a força sofreu tensão de compressão, enquanto os mais próximos a linha média, tensão de tração. Ao analisarem a distancia anteroposterior da disposição dos implantes, notou-se que uma distância superior a 11,1mm é possível estabelecer um cantilever que proporcione funcionalidade sem complicações biomecânicas, estética e fonética. Sendo que o comprimento máximo da extremidade livre pode variar de acordo com a distancia anteroposterior dos implantes.

Em concordância com o estudo anterior, as análises de tensão de compressão e tração, em quatro implantes instalados em mandíbulas edêntulas associados a uma infraestrutura com cantilever de 8mm bilateral e aplicação de carga vertical de 100N e horizontal de 10N, mostraram que o implante mais distal e o segundo sofreu tensão de compressão e tração respectivamente. Ao aumentar o comprimento para 16mm, as tensões subiram consideravelmente, concluindo que próteses com extremos livres são aceitáveis, mas não ultrapassando duas vezes a distancia mesio-distal de um pré-molar.¹¹

Com um acompanhamento longitudinal de cinco anos em 119 pacientes, Eliasson et al. (2000)⁶⁰ instalaram quatro implantes seguido de prótese total implanto-suportada, com idade entre 61 e 90 anos. Ao longo do tempo 21 pacientes abandonaram os retornos. As peças foram confeccionadas com cantilevers variando de 10 a 20mm associadas a dentes de estoque. O índice de sucesso com cinco anos foi de 98,6%. Os indivíduos que apresentavam próteses totais antagonistas mostraram um índice de 9% de fraturas de dentes de estoque, um numero inferior aos 45% dos pacientes com implanto-suportadas.

Kim et al. (2005)³³ revisaram em seu estudo a importância da oclusão na longevidade e sucesso do tratamento de implantes e suas respectivas próteses. Fatores como parafunção, cantilevers extensos, desenho oclusal impróprio, sobrecargas e contatos prematuros podem afetar de maneira negativa o prognóstico e longevidade dos planejamentos com implantes. Esses pontos, dentre outros fatores, podem causar ou potencializar perda óssea, periimplantite e falência da prótese sobre implante. São sugeridos futuros estudos para mostrar a relação do sucesso dos tratamentos com implantes e o ajuste oclusal.

Em um acompanhamento clínico de 5 anos, Gallucci et al. (2009)³⁴, teve como objetivo avaliar próteses totais fixas sobre implantes com cantilevers distais para definir taxa de sucesso do tratamento como saúde periimplantar, saúde de tecido mole e qualidade protética. Foram incluídos nesse estudo 45 indivíduos, dos quais 41 apresentavam prótese metal recoberta acrílico e 4 metalo-cerâmica. Os cantilevers se apresentavam para distal, com 15,7mm no lado direito e 15,6mm no esquerdo. A avaliação ocorreu por meio de acompanhamento realizados aos 3 meses e 5 anos após a instalação da prótese, onde foram encontrados alguns resultados como fratura dente/acrílico (20); fratura da porcelana (1); fratura da prótese superior (12); fratura da infraestrutura metálica (2). Concluindo que o sucesso da prótese geral foi de 86,7%, enquanto especificamente o sucesso da prótese foi de aproximadamente 95%.

Greco et al. (2009)³⁹ teve como propósito, através de análise de elementos finitos compreender a biomecânica entre implantes e componentes protéticos que integram uma prótese implatossuportada, pelas tensões geradas em oclusão fisiológica no ponto mais distante do cantilever. Pela confecção de modelos, foram instalados 5 implantes entre os forames mentonianos, com 4mm de distância entre eles, sendo eles

13mmX3.75mm. A infra-estrutura metálica foi confeccionada com a liga níquel-cromo e apresentava 4mm de altura, 6mm de largura e 58,75mm de comprimento total, com a presença de 20 dentes totais, que se estendia até primeiro molar bilateralmente. Três protocolos de aplicação de carga de 15N foram simulados. Primeiro: carga aplicada no primeiro pré-molar; Segundo: carga aplicada distribuída no primeiro e segundo pré-molar; Terceiro: carga aplicada distribuída no primeiro e segundo pré-molar e primeiro molar. Ao final dos testes conclui-se que maior a extensão cantilever, maior o comprometimento da infraestrutura metálica, os componentes protéticos e implantes; indiferente ao comprimento do cantilever, a maior tensão sempre vai ser localizada na região do implante mais próximo ao ponto de carga aplicada.

Outro trabalho utilizando elementos finitos teve por objetivo avaliar a transmissão de carga para o osso periimplantar de maxila edêntula utilizando diferentes inclinações de implantes e diferentes comprimentos de cantilever. Com uma carga de 150 N na vertical, foram divididos em 4 grupos. Grupo 1: 4 implantes verticais, com 13 mm de comprimento e com cantilever de 13 mm de comprimento. Grupo 2: 4 implantes, sendo os mais distais com inclinação de 15° , com comprimento de 15mm e cantilever de 9mm. Grupo 3: 4 implantes, sendo os mais distais com inclinação de 30° , com comprimento de 15mm e cantilever de 5mm. Grupo 4: 4 implantes, sendo os mais distais com inclinação de 45° , com comprimento de 18mm e cantilever de 0mm. Foi obtido como resultado uma redução no estresse periimplantar em implantes angulados quando comparado aos implantes verticais. A máxima redução de estresse periimplantar ocorreu aos 45° (-73,5%), concluindo que o uso de implantes inclinados resulta na diminuição do estresse no osso periimplantar e em segundo na infraestrutura metálica, reduzindo o cantilever e aumentando o comprimento do implante.¹⁵

Em uma revisão sistemática com o objetivo de determinar complicações causadas pelo cantilever, Romanos et al. (2012)⁶¹ observaram que os problemas mais encontrados estão relacionados a complicações protéticas e à perda óssea, concluindo que em mais de 2444 implantes utilizados para suportar próteses com cantilever distal, a taxa de sobrevivência das próteses é de 95%, se assemelhando a taxas encontradas para próteses suportadas por dente.

Malhotra et al. (2012)⁶² avaliaram através de elementos finitos, o estresse e a tensão produzidos no implante e osso periimplantar, no sistema all-on-four com diferentes comprimentos de cantileveres (4mm e 12mm). Os implantes apresentavam plataforma 4.3mm e 15mm de comprimento. As cargas aplicadas foram de 100N na região dos implantes anteriores e 250N na região do pré-molar e molar. Os implantes distais foram angulados a 30° e 40°. Após a aplicação das cargas, não houve diferença estatística significativa entre o comprimento dos cantileveres de 4mm e 12mm.

Em um acompanhamento de quatro anos, Semper et al. (2010)⁶³ realizaram uma análise retrospectiva de barras-de-retenção para dentaduras com presença de cantilever e sua influência na mudança do nível do osso periimplantar. Foram selecionados 48 indivíduos, com total de 313 implantes, que foram instalados na maxila e mandíbula, com a presença de cantilever que variou de 0 à 12mm. Nesse acompanhamento foi possível concluir que cantileveres até 12mm de extensão não apresentaram influência na perda óssea periimplantar.

Baggi et al. (2013)⁶⁴ teve como propósito de seu trabalho comparar duas técnicas reabilitados diferentes em próteses totais implanto-suportadas por quatro implantes. Em uma análise de elementos finitos dois grupos foram criados: Grupo 1) cantilever de 5mm; Grupo 2) cantilever de 15mm, ambos com a infraestrutura metálica de 3mm de

espessura e 5mm de largura. Três diferentes cargas foram aplicadas, a primeira com distribuição uniforme de 300N em toda a prótese; a segunda carga foi aplicada no final do cantilever e a terceira carga foi aplicada entre os implantes mais mesiais com carga vertical de 250N e 100N na horizontal. Após os testes, concluiu-se que implantes inclinados permite reduzir o estresse compressivo no osso periimplantar devido a diminuição da extensão do cantilever.

Tabelas com dados originais

Tabela 1- Dados Originais do ensaio mecânico de compressão. Média de orça máxima (FM) em N.

	GC	G1	G2	G3	G4	G5	G6	G7	G8	G9	G10	G11
B1 LD	946,39	1491,88	963,81	481	493,8	542,54	413,43	521,45	315,38	354,79	415,1	316,02
B1 LE	997,82	1111,82	953,14	435,55	519,2	714,34	449,31	455,8	300,39	339,62	326,76	262,59
B2 LD	665,15	1074,14	667,98	442,43	490,91	477,21	443,07	343,73	264,39	351,77	399,67	275,32
B2 LE	751,24	823,71	467,89	735,56	587,03	604,39	362,06	487,05	307,66	388,87	400,18	283,81
B3 LD	879	1348,95	962,59	648,05	521,9	631,27	445,06	467,93	304,45	328,88	434,33	344,76
B3 LE	891,54	929,67	843,32	678,65	488,91	659,36	428,15	509,42	290,94	372,73	312,61	279,76
Média	855,19	1130,03	809,79	570,21	516,96	604,85	423,51	463,73	297,20	356,11	381,44	293,71
SD±	124,47	251,51	202,85	132,35	37,26	84,65	32,90	63,92	17,99	21,83	49,68	30,67

*GC=grupo controle

Tabela 2- Valores de desajustes (μm) das infraestruturas com pré-solda

	Pilar	GC	G1	G2	G3	G4	G5	G6	G7	G8	G9	G10	G11
B1	1	38,71	27,49	18,81	15,81	17,23	28,63	25,04	37,94	37,92	34,05	28,68	46,18
B1	2	38,08	47,47	44,2	38,09	14,96	24,07	17,24	37,49	30,93	26,84	26,74	40,79
B1	3	28,96	28,15	43,69	23,23	22,77	21,79	19,51	38,98	29,48	27,17	22,55	40,47
B1	4	41,63	26,51	30,8	22,59	26,36	25,04	17,24	37,94	31,87	27,82	19,33	35,62
B2	1	25,69	28,15	26,48	25,81	20,57	17,24	25,69	36,43	36,37	28,17	29	40,58
B2	2	31,55	27,17	32,54	24,52	18,21	22,78	22,12	33,67	36,5	31,76	25,93	37,4
B2	3	18,86	32,08	27,82	35,82	21,79	18,86	28,62	29,45	34,62	31,76	27,72	36,24
B2	4	31,55	35,36	31,55	23,88	20,83	21,47	19,51	35,13	35,08	26,18	19,65	28,84
B3	1	19,84	35,69	31,83	20,97	20,49	24,39	22,44	43,51	38,58	30,77	27,39	29,06
B3	2	28,96	38,31	28,63	26,02	18,86	19,52	18,54	34,78	32,74	29,16	25,78	35,45
B3	3	17,89	35,02	28,1	17,52	22,77	20,49	27	51,43	37,31	36,02	29,97	38,64
B3	4	27,97	26,19	24,11	27,32	23,74	21,79	25,7	26,12	26,69	19,13	14,82	39,51
Média		29,14	32,30	30,71	25,13	20,71	22,17	22,39	36,91	34,26	29,07	24,8	37,4
SD \pm		7,81	6,39	7,25	6,48	3,1	3,09	3,97	6,41	3,23	4,35	4,69	4,91

*GC=grupo controle

Tabela 3- Valores de desajustes (μm) das infraestruturas após as solda.

	Pilar	GC	G1	G2	G3	G4	G5	G6	G7	G8	G9	G10	G11
B1	1	18,13	19,41	15,2	23,91	11,32	16,79	18,28	19,05	16,79	17,57	20,83	22,79
B1	2	15,53	31,09	20,75	21,99	12,27	24,92	28,09	29,78	20,67	28,85	22,15	24,47
B1	3	19,41	11,31	10,03	19,73	16,15	18,4	14,97	17,45	20,67	17,9	22	13,38
B1	4	12,29	29,13	11,97	13,24	15,22	22,34	16,62	10,66	14,53	19,85	15,3	14,32
B2	1	21,45	12,58	16,17	20,02	20,34	23,57	20,18	18,4	23,9	22,53	17,6	19,53
B2	2	20,39	25,98	25,24	21,31	14,53	30,75	28,2	16,47	14,21	28,42	12,69	20,99
B2	3	14,57	12,94	12,62	23,57	21,31	14,53	15,95	12,95	19,05	14,97	20,22	10,74
B2	4	13,91	15,84	21,35	15,18	28,8	27,45	18,55	25,83	23,92	22,13	14,97	20,83
B3	1	16,82	22,97	12,94	16,79	10,98	24,54	16,62	27,13	17,13	16,6	20,37	22,14
B3	2	16,17	24,35	20,38	20,38	17,13	20,34	28,47	28,46	21,31	23,61	26,48	26,09
B3	3	20,73	10,68	14,23	15,18	23,57	18,08	23,02	28,44	15,18	13,01	24,75	13,02
B3	4	22,97	15,85	10,53	23,57	15,82	19,38	15,95	29,41	14,53	15,64	17,27	27,67
Média		17,69	19,34	15,95	19,57	17,29	21,76	20,41	22	18,49	20,09	19,55	19,66
SD		3,33	7,18	4,88	3,65	5,34	4,71	4,20	6,9	3,59	5,12	4,11	5,55

*GC=grupo control

Análise estatística completa

ANOVA TRÊS FATORES

ANOVA Table for Força máxima

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Comprimento	2	1335.352	667.676	158.163	<.0001	316.325	1.000
Altura	1	117.478	117.478	27.829	<.0001	27.829	1.000
Espessura	1	57.898	57.898	13.715	.0005	13.715	.969
Comprimento * Altura	2	93.266	46.633	11.047	<.0001	22.093	.994
Comprimento * Espessura	2	69.467	34.734	8.228	.0007	16.456	.964
Altura * Espessura	1	10.903	10.903	2.583	.1133	2.583	.336
Comprimento * Altura * Espessura	2	14.456	7.228	1.712	.1892	3.424	.334
Residual	60	253.287	4.221				

ANÁLISE GERAL

COMPARAÇÃO ENTRE OS COMPRIMENTOS

Tukey/Kramer for Força máxima

Effect: Comprimento

Significance Level: 5 %

	Mean Diff.	Crit. Diff.	
12 mm, 19 mm	6.322	1.426	S
12 mm, 26 mm	10.474	1.426	S
19 mm, 26 mm	4.153	1.426	S

COMPARAÇÃO ENTRE AS ALTURAS

Tukey/Kramer for Força máxima

Effect: Altura

Significance Level: 5 %

	Mean Diff.	Crit. Diff.	
3,2 mm, 4 mm	-2.555	.969	S

COMPARAÇÃO ENTRE AS ESPESSURAS

Tukey/Kramer for Força máxima

Effect: Espessura

Significance Level: 5 %

	Mean Diff.	Crit. Diff.	
0,4 mm, 1,5 mm	1.793	.969	S

COMPARAÇÃO ENTRE COMPRIMENTOS

ANÁLISE PARA CADA GRUPO – COMPARAÇÃO ENTRE OS
COMPRIMENTOS PARA ALTURA DE 3.2 E ESPESSURA 0.4

ANOVA Table for Força máxima

Split By: Altura, Espessura

Cell: 3,2 mm, 0,4 mm

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Comprimento	2	376.941	188.470	31.933	<.0001	63.865	1.000
Residual	15	88.532	5.902				

Tukey/Kramer for Força máxima

Effect: Comprimento

Significance Level: 5 %

Split By: Altura, Espessura

Cell: 3,2 mm, 0,4 mm

	Mean Diff.	Crit. Diff.	
12 mm, 19 mm	6.756	3.640	S
12 mm, 26 mm	11.124	3.640	S
19 mm, 26 mm	4.369	3.640	S

ANÁLISE PARA CADA GRUPO – COMPARAÇÃO ENTRE OS
COMPRIMENTOS PARA ALTURA DE 4.0 E ESPESSURA 0.4

ANOVA Table for Força máxima

Split By: Altura, Espessura

Cell: 4 mm, 0,4 mm

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Comprimento	2	648.126	324.063	56.383	<.0001	112.765	1.000
Residual	15	86.213	5.748				

Tukey/Kramer for Força máxima

Effect: Comprimento

Significance Level: 5 %

Split By: Altura, Espessura

Cell: 4 mm, 0,4 mm

	Mean Diff.	Crit. Diff.	
12 mm, 19 mm	8.902	3.592	S
12 mm, 26 mm	14.580	3.592	S
19 mm, 26 mm	5.678	3.592	S

ANÁLISE PARA CADA GRUPO – COMPARAÇÃO ENTRE OS
COMPRIMENTOS PARA ALTURA DE 4.0 E ESPESSURA 1.5

ANOVA Table for Força máxima**Split By: Altura, Espessura****Cell: 4 mm, 1,5 mm**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Comprimento	2	428.863	214.432	113.858	<.0001	227.716	1.000
Residual	15	28.250	1.883				

Tukey/Kramer for Força máxima**Effect: Comprimento****Significance Level: 5 %****Split By: Altura, Espessura****Cell: 4 mm, 1,5 mm**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	
12 mm, 19 mm	6.451	2.056	S
12 mm, 26 mm	11.944	2.056	S
19 mm, 26 mm	5.492	2.056	S

ANÁLISE PARA CADA GRUPO – COMPARAÇÃO ENTRE OS COMPRIMENTOS PARA ALTURA DE 3.2 E ESPESSURA 1.5

ANOVA Table for Força máxima**Split By: Altura, Espessura****Cell: 3,2 mm, 1,5 mm**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Comprimento	2	58.612	29.306	8.741	.0030	17.481	.940
Residual	15	50.292	3.353				

Tukey/Kramer for Força máxima**Effect: Comprimento****Significance Level: 5 %****Split By: Altura, Espessura****Cell: 3,2 mm, 1,5 mm**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	
12 mm, 19 mm	3.178	2.743	S
12 mm, 26 mm	4.249	2.743	S
19 mm, 26 mm	1.071	2.743	

COMPARAÇÃO ENTRE ALTURAS

ANÁLISE PARA CADA GRUPO – COMPARAÇÃO ENTRE AS ALTURAS PARA COMPRIMENTO DE 12 E ESPESSURA 0.4

ANOVA Table for Força máxima**Split By: Espessura, Comprimento****Cell: 0,4 mm, 12 mm**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Altura	1	81.130	81.130	5.716	.0379	5.716	.575
Residual	10	141.929	14.193				

ANÁLISE PARA CADA GRUPO – COMPARAÇÃO ENTRE AS ALTURAS
PARA COMPRIMENTO DE 19 E ESPESSURA 0.4

ANOVA Table for Força máxima
Split By: Espessura, Comprimento
Cell: 0,4 mm, 19 mm

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Altura	1	27.986	27.986	10.258	.0094	10.258	.833
Residual	10	27.282	2.728				

ANÁLISE PARA CADA GRUPO – COMPARAÇÃO ENTRE AS ALTURAS
PARA COMPRIMENTO DE 26 E ESPESSURA 0.4

ANOVA Table for Força máxima
Split By: Espessura, Comprimento
Cell: 0,4 mm, 26 mm

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Altura	1	9.129	9.129	16.495	.0023	16.495	.964
Residual	10	5.535	.553				

ANÁLISE PARA CADA GRUPO – COMPARAÇÃO ENTRE AS ALTURAS
PARA COMPRIMENTO DE 12 E ESPESSURA 1.5

ANOVA Table for Força máxima
Split By: Espessura, Comprimento
Cell: 1,5 mm, 12 mm

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Altura	1	88.526	88.526	14.241	.0036	14.241	.936
Residual	10	62.163	6.216				

ANÁLISE PARA CADA GRUPO – COMPARAÇÃO ENTRE AS ALTURAS
PARA COMPRIMENTO DE 19 E ESPESSURA 1.5

ANOVA Table for Força máxima
Split By: Espessura, Comprimento
Cell: 1,5 mm, 19 mm

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Altura	1	13.984	13.984	21.247	.0010	21.247	.990
Residual	10	6.581	.658				

ANÁLISE PARA CADA GRUPO – COMPARAÇÃO ENTRE AS ALTURAS
PARA COMPRIMENTO DE 26 E ESPESSURA 1.5

ANOVA Table for Força máxima
Split By: Espessura, Comprimento
Cell: 1,5 mm, 26 mm

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Altura	1	15.349	15.349	15.666	.0027	15.666	.956
Residual	10	9.798	.980				

COMPARAÇÃO ENTRE ESPESSURAS

ANÁLISE PARA CADA GRUPO – COMPARAÇÃO ENTRE AS ESPESSURAS PARA COMPRIMENTO DE 12 E ALTURA 3.2

ANOVA Table for Força máxima
Split By: Comprimento, Altura
Cell: 12 mm, 3,2 mm

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Espessura	1	60.729	60.729	5.463	.0415	5.463	.555
Residual	10	111.169	11.117				

ANÁLISE PARA CADA GRUPO – COMPARAÇÃO ENTRE AS ESPESSURAS PARA COMPRIMENTO DE 12 E ALTURA 4.0

ANOVA Table for Força máxima
Split By: Comprimento, Altura
Cell: 12 mm, 4 mm

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Espessura	1	54.631	54.631	5.879	.0358	5.879	.588
Residual	10	92.923	9.292				

ANÁLISE PARA CADA GRUPO – COMPARAÇÃO ENTRE AS ESPESSURAS PARA COMPRIMENTO DE 19 E ALTURA 3.2

ANOVA Table for Força máxima
Split By: Comprimento, Altura
Cell: 19 mm, 3,2 mm

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Espessura	1	2.550	2.550	1.657	.2270	1.657	.205
Residual	10	15.389	1.539				

ANÁLISE PARA CADA GRUPO – COMPARAÇÃO ENTRE AS ESPESSURAS PARA COMPRIMENTO DE 19 E ALTURA 4.0

ANOVA Table for Força máxima
Split By: Comprimento, Altura
Cell: 19 mm, 4 mm

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Espessura	1	9.906	9.906	5.362	.0431	5.362	.547
Residual	10	18.474	1.847				

**ANÁLISE PARA CADA GRUPO – COMPARAÇÃO ENTRE AS
 ESPESSURAS PARA COMPRIMENTO DE 26 E ALTURA 3.2**

ANOVA Table for Força máxima
Split By: Comprimento, Altura
Cell: 26 mm, 3,2 mm

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Espessura	1	16.930	16.930	13.802	.0040	13.802	.929
Residual	10	12.266	1.227				

**ANÁLISE PARA CADA GRUPO – COMPARAÇÃO ENTRE AS
 ESPESSURAS PARA COMPRIMENTO DE 26 E ALTURA 4.0**

ANOVA Table for Força máxima
Split By: Comprimento, Altura
Cell: 26 mm, 4 mm

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Espessura	1	7.978	7.978	26.022	.0005	26.022	.998
Residual	10	3.066	.307				

ANEXO C

Tabelas

Tabela 1- Grupos formados em função das variáveis: comprimento do cantilever, altura do cantilever e espessura do conector.

Grupos	Comprimento do cantilever	Altura do cantilever	Espessura do conector
GC	12 mm	4 mm	1,5 mm
G1	12 mm	4 mm	0,4 mm
G2	12 mm	3,2 mm	0,4 mm
G3	12 mm	3,2 mm	1,5 mm
G4	19 mm	4 mm	1,5 mm
G5	19 mm	4 mm	0,4 mm
G6	19 mm	3,2 mm	1,5 mm
G7	19 mm	3,2 mm	0,4 mm
G8	26 mm	4 mm	1,5 mm
G9	26 mm	4 mm	0,4 mm
G10	26 mm	3,2 mm	1,5 mm
G11	26 mm	3,2 mm	0,4 mm

*GC=grupo controle

Tabela 2- Avaliação de desajuste vertical entre o cilindro e analogo do mini pilar (μm) em pré-solda

	GC*	G1	G2	G3	G4	G5	G6	G7	G8	G9	G10	G11
Média	29,14	32,30	30,71	25,13	20,71	22,17	22,39	36,91	34,26	29,07	24,8	37,4
SD \pm	7,81	6,39	7,25	6,48	3,1	3,09	3,97	6,41	3,23	4,35	4,69	4,91

*GC=grupo controle

Tabela 3- Avaliação de desajuste vertical entre o cilindro e analogo do mini pilar (μm) em pós-solda

	GC*	G1	G2	G3	G4	G5	G6	G7	G8	G9	G10	G11
Média	17,69	19,34	15,95	19,57	17,29	21,76	20,41	22	18,49	20,09	19,55	19,66
SD \pm	3,33	7,18	4,88	3,65	5,34	4,71	4,20	6,9	3,59	5,12	4,11	5,55

*GC=grupo controle

Tabela 4- Médias dos valores de força máxima (N) gerados durante o ensaio de compressão para cada grupo.

Grupos	FM (N)	SD
GC*	855,19	±124,47
G1	1130,03	±251,51
G2	809,79	±202,85
G3	570,21	±132,35
G4	516,96	±37,26
G5	604,85	±84,65
G6	423,51	±32,90
G7	463,73	±63,92
G8	297,2	±17,99
G9	356,11	±21,83
G10	381,44	±49,68
G11	293,71	±30,67

*GC=grupo controle

Tabela 5- Teste de Tukey ($p < 0,05$) comparando os valores de força máxima (N) para cantilever com altura de 4,0mm, em função do comprimento e espessura do conector.

	Espessura Conector (0,4mm)	Espessura Conector (1,5mm)
12mm	1130,03($\pm 251,51$) ^{Aa} G1	855,19($\pm 124,47$) ^{Ab} GC
19mm	604,85 ($\pm 84,65$) ^{Ba} G5	516,96 ($\pm 37,26$) ^{Bb} G4
26mm	356,11 ($\pm 21,83$) ^{Ca} G9	297,2 ($\pm 17,99$) ^{Cb} G8

*GC=grupo controle. Letras maiúsculas distintas nas colunas indicam significância estatística ($p < 0,05$) entre os diferentes comprimentos do cantilever para cada espessura do conector. Letras minúsculas distintas nas linhas indicam significância estatística ($p < 0,05$) entre as espessuras dos conectores para cada comprimento de cantilever.

Tabela 6- Teste de Tukey ($p < 0,05$) comparando os valores de força máxima (N) para cantilever com altura de 3,2mm, em função do comprimento e espessura do conector.

	Espessura Conector (0,4mm)	Espessura Conector (1,5mm)
12mm	809,79($\pm 202,85$) ^{Aa} G2	570,21($\pm 132,35$) ^{Ab} G3
19mm	463,73 ($\pm 63,92$) ^{Ba} G7	423,51 ($\pm 32,90$) ^{Ba} G6
26mm	293,71 ($\pm 30,67$) ^{Ca} G11	381,44 ($\pm 49,68$) ^{Bb} G10

* Letras maiúsculas distintas nas colunas indicam significância estatística ($p < 0,05$) entre os diferentes comprimentos do cantilever para cada espessura do conector. Letras minúsculas distintas nas linhas indicam significância estatística ($p < 0,05$) entre as espessuras dos conectores para cada comprimento de cantilever.

Tabela 7- Teste de Tukey ($p < 0,05$) comparando os valores de força máxima (N) para conectores com espessura de 0,4mm, em função do comprimento (12mm, 19mm, 26mm) e altura do cantilever (3,2mm e 4,0mm) .

	Altura do cantilever (3,2mm)	Altura do cantilever (4,0mm)
12mm	809,79($\pm 202,85$) ^{Ab} G2	1130,03($\pm 251,51$) ^{Aa} G1
19mm	463,73 ($\pm 63,92$) ^{Bb} G7	604,85 ($\pm 84,65$) ^{Ba} G5
26mm	293,71 ($\pm 30,67$) ^{Cb} G11	356,11 ($\pm 21,83$) ^{Ca} G9

* Letras maiúsculas distintas nas colunas indicam significância estatística ($p < 0,05$) entre os diferentes comprimentos do cantilever para cada espessura do conector. Letras minúsculas distintas nas linhas indicam significância estatística ($p < 0,05$) entre as diferentes alturas para cada comprimento de cantilever.

Tabela 8- Teste de Tukey ($p < 0,05$) comparando os valores de força máxima (N) para conectores com espessura de 1,5mm, em função do comprimento (12mm, 19mm, 26mm) e altura do cantilever (3,2mm e 4,0mm).

	Altura do cantilever (3,2mm)	Altura do cantilever (4,0mm)
12mm	570,21($\pm 132,35$) ^b G3	855,19($\pm 124,47$) ^a GC
19mm	423,51 ($\pm 32,90$) ^b G6	516,96 ($\pm 37,26$) ^a G4
26mm	381,44 ($\pm 49,68$) ^b G10	297,2 ($\pm 17,99$) ^a G8

*Letras minúsculas distintas nas linhas indicam significância estatística ($p < 0,05$) entre as diferentes alturas para cada comprimento de cantilever.

Tabela 9- Análise qualitativa dos resultados do ensaio mecânico por compressão. Trinca no braço do cantilever (TBC), Deformação (DEF), Fratura no ponto de solda (FPS) e Trinca no ponto de solda (TPS).

Grupos	B1		B2		B3	
	Lado Direiro	Lado Esquerdo	Lado Direiro	Lado Esquerdo	Lado Direito	Lado Esquerdo
GC*	TPS	TBC	TPS	TPS	TBC	FPS
G1	TBC	TBC	TBC	TBC	TBC	TBC
G2	FPS	FPS	FPS	FPS	FPS	FPS
G3	TPS	TPS	TBC	TBC	TBC	TBC
G4	TBC	TBC	FPS	TBC	FPS	TPS
G5	TBC	TBC	TBC	TBC	DEF	DEF
G6	TBC	TBC	TBC	TBC	TBC	TBC
G7	TBC	TBC	TBC	TBC	DEF	DEF
G8	DEF	DEF	DEF	FPS	DEF	DEF
G9	DEF	DEF	DEF	DEF	DEF	DEF
G10	DEF	DEF	DEF	DEF	DEF	FPS
G11	DEF	DEF	DEF	DEF	DEF	DEF

*GC=grupo controle

Figuras



Figura 1: A) Modelo mestre vista frontal. B) Modelo mestre vista oclusal



Figura 2: Modelo mestre parte superior com fixação para análogos de mini-pilar



Figura 3: A) Medição com paquímetro do 1º molar. B) Medição com paquímetro do 2º pré-molar e 1º molar. C) Medição com paquímetro do 1º pré-molar, 2º pré-molar, 1º molar

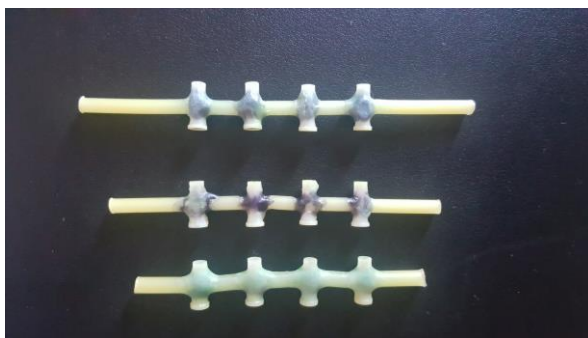


Figura 4: Barras com diferentes comprimentos de cantilevers por técnica de enceramento progressivo.

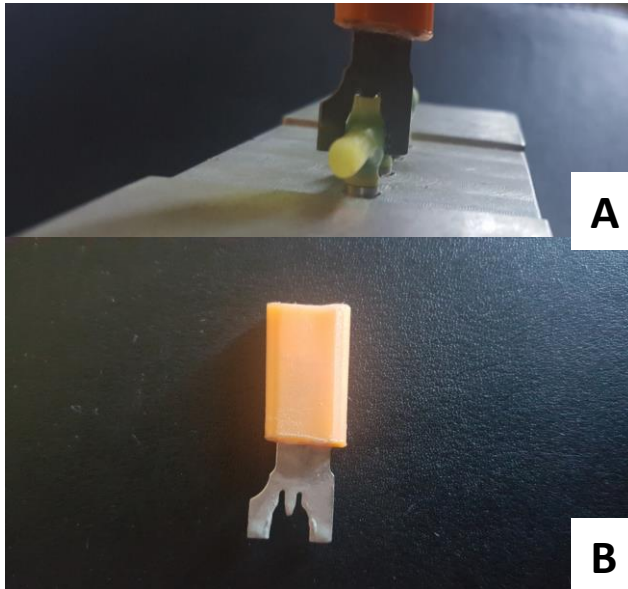


Figura 5: A) Barra encerada com acoplada ao dispositivo de medição de espessura do conector. B) Dispositivo de medição de espessura do conector de 1,5mm



Figura 6: Estereomicroscópio -Stereo Discovery.V12 para avaliação de desajuste entre análogo de mini-pilar e conector



Figura 7: Rompimento dos pontos de pré-solda com disco de carborundum

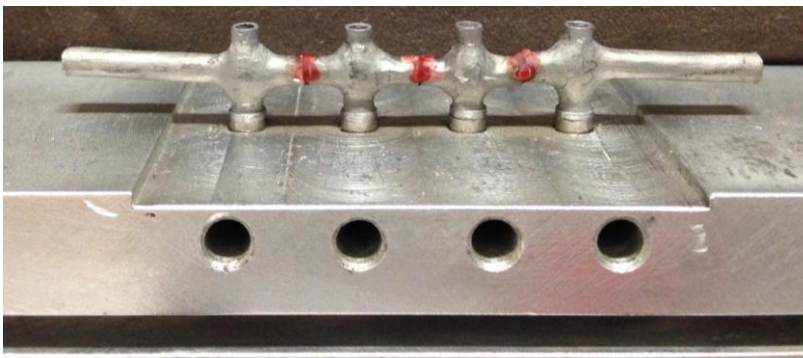


Figura 8: União dos segmentos com resina acrílica autopolimerizável .

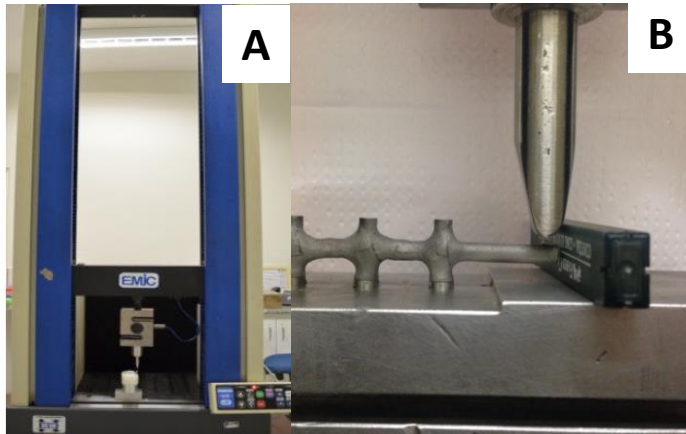


Figura 9: A) Maquina de ensaios universais EMIC 3000DL. B) Ponta ativa convexa posicionada na extremidade distal do cantilever.

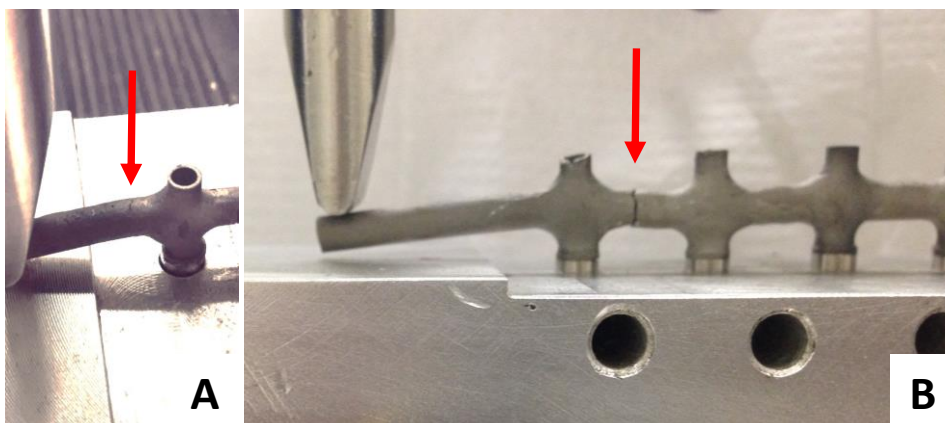


Figura 10: A) Infraestrutura com trinca no braço cantilever. B) Infraestrutura com fratura no ponto de solda. Ambos indicados pela seta vermelha.