



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"  
Campus de São José dos Campos  
Instituto de Ciência e Tecnologia

**FERNANDA DE CÁSSIA PAPAIZ GONÇALVES**

**AVALIAÇÃO DO USO DE UMA ESTRUTURA DE *NYLON*  
MODIFICADA COMO REFORÇO DE PRÓTESE  
TOTALMENTE ACRÍLICA IMPLANTOSSUPORTADA**

2015

**FERNANDA DE CÁSSIA PAPAIZ GONÇALVES**

**AVALIAÇÃO DO USO DE UMA ESTRUTURA DE *NYLON*  
MODIFICADA COMO REFORÇO DE PRÓTESE  
TOTALMENTE ACRÍLICA IMPLANTOSSUPORTADA**

Tese apresentada ao curso de Odontologia do Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP – Univ Estadual Paulista, Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para obtenção do título de DOUTOR, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Área de Prótese.

Orientador: Prof. Adj. Tarcisio José de Arruda Paes Junior  
Co orientadora: Profa. Dra. Vanessa Cruz Macedo

São José dos Campos  
2015

## **BANCA EXAMINADORA**

**Prof. Adj. Tarcísio José de Arruda Paes Júnior** (Orientador)

Instituto de Ciência e Tecnologia  
UNESP - Univ Estadual Paulista  
Campus de São José dos Campos

**Prof. Adj. Alexandre Luiz Souto Borges**

Instituto de Ciência e Tecnologia  
UNESP – Univ Estadual Paulista  
Campus de São José dos Campos

**Prof. Tit. Estevão Tomomitsu Kimpara**

Instituto de Ciência e Tecnologia  
UNESP – Univ Estadual Paulista  
Campus de São José dos Campos

**Prof. Tit. Eduardo Miyashita**

UNIP - Universidade Paulista  
Campus de São Paulo

**Profa. Dra. Mayra Cardoso**

UERJ – Universidade Estadual do Rio de Janeiro  
Campus do Rio de Janeiro

São José dos Campos, 03 de Dezembro de 2015.

## DEDICATÓRIA

Em especial a Deus, por estar presente em cada passo, cada momento da minha vida, iluminando o meu caminho e dando-me esta oportunidade única.

À minha mãe **Maria Aparecida, minha querida “Mapi”**

Muito obrigada por todo o amor, carinho e esforço que sempre dedicou a mim e aos meus estudos. Se hoje estou aqui é porque tive uma mãe que dedicou sua vida à vida dos seus filhos, que riu e chorou muitas vezes ao meu lado, que esteve sempre presente quando mais precisei, sendo a melhor psicóloga, a melhor amiga, a melhor mãe. Você sempre será um modelo de mulher guerreira que um dia quero me tornar.

Ao meu pai **Luiz Fernando, meu querido “Lu”**

Muito obrigada por estar ao meu lado em todos os momentos. Nem sempre eles foram fáceis, mas, quem disse que o seriam, não é mesmo? Mas com sua força, sua razão e seus conselhos, você me fez seguir o melhor caminho, lutar sempre e nunca desistir dos meus sonhos. Você sempre guiou minha vida com o seu amor, sua inteligência, sua dedicação, esquecendo-se muitas vezes de você. Não há palavras suficientes para agradecer-lhe tudo que fez por mim. Sem você nada disso seria possível.

Aos meus queridos irmãozinhos **Fábio e Felipe**

Muito obrigada por fazerem a minha vida ser tão feliz, com todo o amor, carinho, risadas e companhias maravilhosas. Eu jamais chegaria aqui sem o apoio de vocês dois. Vocês são meus espelhos de dedicação, de inteligência e de força, o que me faz querer ser cada vez melhor. Amo muito vocês dois; obrigada por estarem ao meu lado em todos os momentos da minha vida.

Ao meu grande companheiro **Fernando**

Deus coloca pessoas especiais em nossas vidas que fazem toda a diferença, e essa pessoa é você. Muito obrigada por me incentivar e motivar em todos os momentos, por todo cuidado e carinho. Você tornou os meus dias mais amenos e muito mais felizes.

**Aos meus amados amigos**

Muito obrigada pelo apoio incondicional, por estarem presentes nos momentos em que mais precisei, mesmo que alguns estivessem longe. Vocês são a minha força, meu combustível.

## **AGRADECIMENTOS ESPECIAIS**

Ao meu grande orientador **Tarcísio José de Arruda Paes Júnior**

Muito obrigada pela grande orientação e dedicação absoluta ao meu projeto, meu crescimento e principalmente ao meu bem. Tenho certeza que eu não poderia ter sido orientada por alguém tão capaz, tão inteligente e tão brilhante como você. Você contribuiu e muito no meu aprendizado científico e muito mais, você me aconselhou e me ajudou a crescer como pessoa. Agradeço e muito a este admirável orientador, além de grande amigo. Sua calma, sua paciência, seu ânimo me ajudaram a concluir mais uma fase de minha vida, e espero que ainda me ajude em muitas outras. Muito obrigada por acreditar em minha capacidade quando nem mesmo eu achava que iria conseguir.

Ao querido professor **Alexandre Borges**

Muito obrigada pela ajuda incondicional e ensinamentos. Você desde sempre ajudou no meu crescimento, na minha profissão e em nos meus sonhos. Muito obrigada por estar sempre a disposição todas as muitas vezes que precisei, por me ajudar a tomar as decisões certas na hora certa. Você sempre foi e será um exemplo para mim e uma pessoa que sempre admirarei.

Aos meus queridos amigos **Michelle, Fernando, Vanessa Macedo, Leandro, Max, Regiane, Fabiana, Sabrina, Juliana, Dennia, Ana Flavia, Ana Paula, Marialice, Erika, Juliana, Rodrigo, Cristiane, Marisa, Marília, Carolina Almeida, Ligia, Aline, Fernanda, Ana Carolina, Vinícius, Gabriela, Natalia, Julio, Alecsandro, Ronaldo, Marina, Sarina, Mayra, Lilian, Carol Marti, Daniele, Laura, Anna Karina, Sâmia, Ivan de Sá, Tereza Pedrosa, Pollyana, Naiara, Gustavo, Diego, André, Rafael, Yuri, Marcelo...e todo o pessoal novo**

Muito obrigada por estarem presente sempre! Hoje é um grande dia e essa conquista não é apenas minha, mas de vocês também. Vocês me deram força, me fizeram acreditar que devemos sempre lutar, que algo muito bom nos aguarda. É por isso que eu gostaria de agradecer muitíssimo por vocês fazerem parte da minha vida, enchendo-a de alegrias e esperanças, iluminando meus dias. Vocês são os grandes responsáveis por esta conquista. Cada um de uma forma ou outra me fizeram conquistar mais essa etapa da minha vida e eu só tenho a agradecer de coração. Alguns estão um pouco longe (Tel Aviv, EUA), outros estão tão perto que até me adotaram, mas eu só quero que vocês saibam que longe ou perto o carinho de vocês me guiou, iluminou os meus dias e me fez chegar até aqui. Obrigada pelas infinitas conversas, grandes risadas, aventuras e companhias maravilhosas. Amo todos vocês!

Aos meus queridos amigos **Fernandinho, Marcos, Thais, Marcos, Lilian e Ju**

Você fez esta conquista se tornar realidade. Ela não aconteceria sem a ajuda de pessoas tão especiais como você. Foram árduos os dias de laboratório mas a sua alegria e disposição fizeram esta etapa ser bem mais amena. Você me ouviu tantas e tantas vezes, me aconselhou, me ajudou, levantou o meu astral quando já não tinha mais forças, você foi essencial também nesta fase; muito obrigada, querido amigo!

Aos meus queridos professores e grandes amigos **Hedilso, Pedrão, Alberto, Alexandre, Thais**

Foi um prazer imenso ter vocês como professores. Seus ensinamentos acrescentaram e muito para o meu aprendizado e para esta conquista. Muito obrigada por toda ajuda, por todo cuidado, e todo carinho.

**Ao Prof. Tit. Marco Antonio Bottino**

Meus sinceros agradecimentos pela oportunidade de me fazer crescer na pesquisa científica. Agradeço todo o conhecimento e preocupação com o nosso bem estar.

**Ao Projeto Onco**

A grande razão de toda a minha força, meu grande orgulho. Este projeto me fez ver o que realmente vale a pena, me fez amar ainda mais a minha profissão, a minha especialidade, a minha vida e me deu ânimo pra estudar cada dia mais para ajudar mais e mais paciência. Agradeço e muito a chance de fazer parte de algo tão incrível.

## **AGRADECIMENTOS**

À Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, na pessoa do Diretor Prof. Titular Estevão Tomomitsu Kimpara e do Vice-Diretor Prof Dra Rebeca di Nicolo.

Ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora, Especialidade Prótese Dentária, coordenado pelo Prof Adj Alexandre Luiz S. Borges e Profa. Tit. Márcia Carneiro Valera e, pela oportunidade concedida.

Aos Professores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora, pela contribuição para a minha formação acadêmica e científica, bem como pelo prazer de ter convivido com todos durante esses anos.

Ao chefe do departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, Prof. Adj. Rubens Nisie Tango por conduzir tão bem o nosso departamento.

Aos professores da Disciplina de Materiais Odontológicos e Prótese Total, Prof. Tit Estevão Tomomitsu Kimpara, Prof. Tit. Sigmar de Mello Rode, Prof. Adj. Dr. Tarcísio Paes Júnior, Prof. Adj. Dr. Alexandre Luiz Souto Borges, Prof. Adj. Dr. Rubens Nisie Tango, Prof. Ass. Dr. Guilherme Saavedra e Profa. Ass. Dra. Paula Komori, pelo empenho em transmitir seus ensinamentos e pela amizade.

Aos funcionários da seção de pós-graduação Rose, Bruno e Ivan da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos/UNESP, pelos serviços prestados.

## SUMÁRIO

<b>LISTA DE FIGURAS .....</b>	<b>09</b>
<b>LISTA DE QUADROS E TABELAS .....</b>	<b>12</b>
<b>RESUMO .....</b>	<b>14</b>
<b>ABSTRACT.....</b>	<b>15</b>
<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>16</b>
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA .....</b>	<b>20</b>
<b>2.1 Quanto a carga oclusal .....</b>	<b>23</b>
<b>2.2 Quanto ao tipo de material empregado em prótese tipo protocolo e para seu reforço.....</b>	<b>25</b>
<b>2.3 Quanto a extensão do <i>cantilever</i>.....</b>	<b>29</b>
<b>2.4 Quanto a extensometria .....</b>	<b>38</b>
<b>2.5 Quanto a análise de elementos finitos .....</b>	<b>42</b>
<b>3 PROPOSIÇÃO .....</b>	<b>45</b>
<b>4 MATERIAL E MÉTODOS .....</b>	<b>46</b>
<b>4.1 Material .....</b>	<b>46</b>
<b>4.2 Métodos .....</b>	<b>47</b>
<b>4.2.1 Do estabelecimento dos grupos .....</b>	<b>47</b>
<b>4.2.2 Da confecção do padrão em poliuretano e inserção dos implantes .....</b>	<b>47</b>

4.2.3 Da confecção dos modelos para confecção das próteses.....	52
4.2.4 Fixação da estrutura modificada .....	57
4.2.5 Enceramento e acrilização das próteses.....	58
4.2.6 Acabamento e polimento das próteses .....	60
4.2.7 Da análise de extensometria .....	62
4.2.8 Da aplicação da carga .....	65
4.2.9 Da confecção das bases para adaptação dos análogos para teste de carga máxima de fratura.....	66
4.2.10 Da análise da carga máxima à fratura .....	68
4.2.11 Da análise de Elementos finitos .....	68
<b>4.3 Análise Estatística .....</b>	<b>70</b>
<b>5 RESULTADOS .....</b>	<b>71</b>
<b>5.1 Extensometria .....</b>	<b>71</b>
<b>5.2 Carga máxima à fratura .....</b>	<b>73</b>
<b>5.3 Análise de Elementos Finitos .....</b>	<b>76</b>
<b>6 DISCUSSÃO .....</b>	<b>84</b>
<b>6.1 Quanto ao material de confecção e seu reforço .....</b>	<b>84</b>
<b>6.2 Quanto a distribuição de tensões .....</b>	<b>87</b>
<b>6.3 Extensometria .....</b>	<b>91</b>
<b>7 CONCLUSÃO .....</b>	<b>94</b>
<b>8 REFERÊNCIAS .....</b>	<b>95</b>

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1- A- Molde em silicone industrial; B- Padrão em resina de poliuretano e fresa em posição; C- Ponta reta adaptado ao delineador para realização das perfurações .....	49
Figura 2- A- Perfuração do poliuretano com fresa helicoidal 2; B- Perfuração com fresa helicoidal 3; C- Perfuração com fresa helicoidal 3,15; D- Perfuração com fresa helicoidal 3,5.....	50
Figura 3 – Instalação dos implantes.....	51
Figura 4 – Instalação dos pilares microunit com parafusos de proteção do pilar.....	52
Figura 5 – Posicionamento da gengiva artificial e instalação dos transferentes de moldeira aberta.....	53
Figura 6 – Posicionamento do fio e inserção da resina acrílica (duralay).....	54

Figura 7 - Secção da barra para união em duralay e novo incremento.....	55
Figura 8 – A - Inserção do material de moldagem; B – Moldeira em posição durante moldagem.....	56
Figura 9 – A - Molde com a posição dos transferentes; B - Inserção dos análogos.....	56
Figura 10 – A – Análogos posicionados no modelo; B -Instalação dos cilindros provisórios metálicos.....	57
Figura 11 – Posicionamento da fibra para prensagem da resina.....	58
Figura 12 – Base da mufla onde vê-se o posicionamento da estrutura sobre os cilindros após reabertura da mufla e previamente prensagem da resina .....	59
Figura 13 - Exemplos de próteses confeccionadas para cada grupo experimental. A- Próteses convencionais com extensão em molar e pré-molar; B- Prótese com extensão molar reforçada; C- Prótese com extensão em pré-molar reforçada; D- Próteses protocolo com reforço (esquerda) e sem reforço (direita).....	61

Figura 14- Protocolo provisório adaptado pós acabamento e polimento.....	61
Figura 15 – Posicionamento dos extensômetros para análise de extensometria.....	63
Figura 16 – Padrão pronto para análise de extensometria .....	64
Figura 17 - Dispositivo de aplicação de carga para leitura de extensometria .....	65
Figura 18 – Dispositivo desenvolvido para testes de carga máxima à fratura .....	67
Figura 19 – Exemplo de posicionamento da ponta esférica de 4mm para teste de carga máxima a fratura na EMIC, nos dois padrões de <i>cantilever</i> testados.....	68
Figura 20 – Representação digital do modelo experimental para teste de extensometria .....	69

## LISTA DE QUADROS E TABELAS

Quadro 1 – Principais materiais empregados na pesquisa.....	46
Quadro 2 – Grupos estabelecidos segundo as variáveis propostas .....	47
Quadro 3 – Relatório da Análise de Elementos finitos para extensão de <i>cantilever</i> até pré-molar e molar.....	78
Tabela 1 - Deformação média e desvio padrão, extensão até molares .....	72
Tabela 2 – Deformação média e desvio padrão, extensão até pré-molares .....	73
Tabela 3 - Dados estatísticos ao aplicar-se ANOVA um fator para extensão até molares .....	74
Tabela 4 – Média, desvio padrão e teste Tukey (5%) para incorporação e não incorporação da estrutura .....	74
Tabela 5 - Dados estatísticos ao aplicar-se ANOVA um fator	

para extensão até pré-molares .....	75
Tabela 6 – Média, desvio padrão e teste Tukey (5%) para incorporação e não incorporação da estrutura. ....	76
Tabela 7 - Propriedades dos materiais usados para a simulação.	77

Gonçalves FCP. Avaliação do uso de uma estrutura de *nylon* modificada como reforço de prótese totalmente acrílica implantossuportada [tese]. São José dos Campos (SP): Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2015.

## RESUMO

O estudo avaliou o comportamento de uma estrutura de *nylon* experimental com o propósito de ganho na resistência mecânica do material e ainda, na melhor distribuição de forças em toda extensão da prótese ao longo eixo dos implantes diminuindo o risco de fraturas e falhas neste sistema e, conseqüentemente maior longevidade. Para isso considerou-se próteses do tipo protocolo sem barra metálica, com e sem incorporação de reforço (*nylon*), variando a extensão da região do *cantilever* até primeiro molar/ segundo pré-molar (n=6). Os corpos de prova foram submetidos à análise de deformação por extensometria (extensometria *s*) e carga de 30 kg, e ao teste de carga máxima à fratura na EMIC (1000 kgf, 2 mm/min). Pode-se concluir que a incorporação da estrutura de reforço aumentou os valores de carga máxima independentemente da extensão do *cantilever*, além de apresentar menores valores de micro deformação ao redor de todos os implantes. As extensões de *cantilever* em pré-molar (5mm) além de apresentarem os menores valores de micro deformação quando comparadas a extensão em molar (15mm) também mostraram os maiores valores de carga máxima à fratura.

Palavras-chave: Resinas acrílicas. Fibras. *Nylon*. Implante.

*Gonçalves FCP. Evaluation of a modified nylon structure as fully acrylic graft reinforcement implant [tese]. São José dos Campos (SP): Institute of Science and Technology, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2015.*

### **ABSTRACT**

*The study evaluated the behavior of a new compound of experimental nylon fiber, with the purpose of increasing the mechanical strength of the material and improving the strain distribution to the fullest extent of the prosthesis to the long axis of the implants reducing the risk of fractures and faults in the system and therefore increasing longevity. For this considered protocol type prostheses without metal bar, with and without incorporating reinforcement (nylon), varying the extent of the region of the cantilever to the first molar / second premolar (n = 6). The samples were subjected to analysis by extensometer strain (extensometria ) and load of 30 kg, and the maximum load test to fracture the EMIC (1000 kgf, 2 mm / min). It can be concluded that the incorporation of reinforcing mesh increased maximum load values regardless of the extent of the cantilever, and exhibit lower values microstrain around all implants. The cantilever extensions in premolar (5 mm) in addition of having the smallest microstrain values compared the extent to molar (15mm) also showed the highest maximum load values to fracture.*

*Keywords: Acrylic Resins. Fibers. Nylon. Implant.*

# 1 INTRODUÇÃO

As próteses totais mucossuportadas foram por um longo período a única opção para reabilitar pacientes totalmente desdentados, na busca por devolver a estes indivíduos funções básicas como a fonética, mastigação, recuperar a estética e auto estima e reintegrar o mesmo à sociedade, porém com algumas limitações em relação ao conforto e principalmente a estabilidade destes aparelhos.

Uma pesquisa do Departamento de Saúde e Serviços Humanos sobre saúde dentária, feita nos Estados Unidos em 1987, indicou que 20% da população edêntula não conseguem usar suas próteses continuamente, devido a dificuldades com a adaptação das mesmas.

A descoberta da osseointegração, na segunda metade dos anos 60, por Brånemark foi um importante marco para a Odontologia, pois proporcionou consideráveis avanços em reabilitação oral. A prótese implantossuportada teve início na reabilitação inferior de pacientes desdentados totais, onde são implantados de quatro a seis implantes limitados pelos forames mentonianos Estes implantes sustentam uma barra metálica sobre a qual é apoiada uma prótese total fixa (Brånemark, 1983).

Desde então, o protocolo Brånemark tem sua eficiência comprovada cientificamente e tornou-se uma alternativa amplamente utilizada para proporcionar aos pacientes melhor função e

conforto mastigatório, quando comparada ao uso de próteses totais convencionais (Brånemark, 1983). Dentro deste contexto foram desenvolvidos recentemente os protocolos de carga imediata, esses tem como objetivo a instalação da prótese após algumas horas ou dias a instalação dos implantes. Esta promove esplintagem rígida dos implantes que impede micro movimentos prejudiciais ao processo de osseointegração (Simamoto Júnior et al., 2008).

No entanto, ainda persiste grande demanda de pacientes que anseiam por procedimentos que aliem eficiência, funcionalidade, menor agravante psicológico e principalmente, redução dos custos despendidos (Vasconcelos et al., 2005).

Na busca por prevenir perdas ósseas, as cargas mastigatórias devem ser controladas e distribuídas evitando níveis superiores aos aceitáveis pelo osso. Isso irá depender diretamente do planejamento protético, da adaptação passiva dos componentes, do número, distribuição e posição dos implantes no arco, do material restaurador empregado e, da oclusão da prótese com o arco antagonista (Carr et al., 1996; Kan et al., 1999). Desta forma é de grande importância a seleção de materiais na confecção das próteses sobre implantes pois, estes podem influenciar na dispersão das cargas mastigatórias sobre os implantes dentários, e assim, na deformação promovida ao redor do implante na estrutura óssea (Ciftci, Canay, 2001).

A sobrecarga sobre os implantes também tem sido amplamente relacionada ao aparecimento de complicações mecânicas ou de falha no tratamento após sua colocação em função (Misch,

Bidez 2000). Essas complicações mecânicas podem se manifestar nos implantes, nas próteses implanto-suportadas ou no tecido ósseo de suporte, e as mais comumente relatadas são: soltura ou fratura do parafuso de fixação, fratura dos materiais de cobertura oclusal, fratura das próteses, perda óssea contínua da crista do rebordo e fratura dos implantes uma consequência desta perda óssea (Misch, Bidez 2000).

Neste sentido, pesquisas têm sido feitas sobre o uso de fibras de reforço para melhorar as propriedades mecânicas das próteses (Stipho, 1998), na tentativa de aumentar a resistência à flexão e diminuir o risco a fraturas da resina acrílica, material de eleição em grande parte das próteses sobre implantes do tipo protocolo. Fibras de vidro, estruturas de *nylon* e estruturas metálicas têm sido incorporadas à massa de resina visando melhores resultados (Perez, 2011; Gonçalves, 2012).

A capacidade de determinados tipos de fibras de aumentar significativamente a resistência dos plásticos é amplamente conhecida (Tirapelli, 2004). Para tanto, alguns fatores devem ser considerados, como a estrutura da fibra, sua orientação em relação à incidência da força aplicada, a quantidade de fibra incorporada e a aderência da matriz (Vallittu et al., 1995; Jagger et al., 2003). A variação da força de um material reforçado vai depender do volume de fibras empregado no mesmo.

Em estudo recente, Gonçalves (2012) desenvolveu uma estrutura de *nylon* com sílica incorporada e, que apresentou bons resultados quanto ao ganho de resistência mecânica da resina acrílica e na melhora de sua estabilidade dimensional, entende-se que as

características da composição do material aliadas à conformação da estrutura foram fatores que contribuíram para os resultados encontrados e, dada à gama de indicações que esta estrutura pode vir a ter acredita-se que em associação com implantes também possam ser opções a serem consideradas.

Outro fator de extrema importância a ser levado em consideração quando se diz respeito a sobrecarga é a extensão do *cantilever* da prótese implanto-suportada, que pode levar a perda óssea ao redor do implante e comprometimento da prótese (Shackleton et al., 1994). Os contatos oclusais devem ser ajustados para que a força seja reduzida na região de *cantilever* e direcionada sobre os locais dos implantes (Chapman 1989; Jackson 2003). Segundo Chapman (1989) o comprimento do *cantilever* não deve exceder 20mm, sendo mais indicado mantê-lo abaixo dos 15mm.

Diante destes questionamentos acredita-se que pesquisas se fazem necessárias no sentido de estudar o comportamento de um novo composto de fibras de *nylon* experimental, a fim de aliar as características favoráveis do *nylon* e de sua conformação, a uma melhor união deste a resina acrílica, com o propósito de ganho na resistência mecânica do material e ainda, na melhor distribuição de forças em toda extensão da prótese ao longo eixo dos implantes, considerando-se próteses do tipo protocolo sem barra metálica, com o propósito de diminuir o risco de fraturas e falhas neste sistema e, conseqüentemente maior longevidade.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

O prognóstico da concentração de estresse entre osso e implante é hoje a área mais importante da pesquisa em implantodontia. Este é suportado no fato de que o tipo de implante determina um comportamento específico de estresse ao redor do tecido ósseo. Assim, muito tem sido estudado a respeito de quais implantes devem ser indicados para os pacientes dependendo da qualidade do tecido ósseo, bem como do seu posicionamento e carga que irá receber.

O entendimento das consequências biomecânicas deve estar relacionado com o planejamento clínico de pacientes edêntulos. Um dos fatores que podem levar a complicações protéticas e biológicas é a ausência de dissipação de tensões ao sistema prótese/implante/osso, sendo de fundamental importância o estudo destas para a longevidade dos implantes (Coelho Goiato et al., 2013). Além disso, a intensidade e localização de forças oclusais afetam a quantidade de tensões geradas na interface osso/implante (Sahin et al., 2002).

Em próteses protocolo as tensões não são distribuídas uniformemente para todos os implantes, sendo concentradas principalmente nos implantes adjacentes às extensões em *cantilever* (Akça, Iplikçioğlu, 2002).

Para o tratamento de pacientes edêntulos com prótese protocolo mandibular deve-se avaliar alguns fatores para que ocorra uma biomecânica favorável. Entre eles destacam-se o tamanho do *cantilever*, o material de recobrimento estético e o uso de intermediários.

Cehreli et al. (2002) utilizaram a extensometria e a fotoelasticidade para analisar a distribuição de forças e a intensidade de microdeformação geradas por implantes de hexágono externo e implantes tipo cone-morse.

Nos dentes naturais, o periodonto transmite ao osso as forças aplicadas sobre os dentes ao longo de toda a superfície radicular. Por outro lado, nas próteses implantossuportadas, as cargas mastigatórias são transmitidas diretamente ao osso e ficam concentradas na crista do rebordo, fazendo com que essa região se torne mais suscetível à perda óssea, sendo considerada a principal causa de falha no tratamento após a sua colocação em função (Misch, Bidez 2000).

Muito da sobrecarga que ocorre no tecido ósseo está relacionado ao fato de o comportamento biomecânico dos implantes ser completamente diferente do padrão observado nos dentes naturais. A ausência do ligamento periodontal e de propriedades mecânicas diversas permite a transferência de força diretamente para o osso, criando nessa região uma área de remodelamento (Rubo, Capelo Souza 2010).

A literatura relata que o sucesso clínico e a longevidade dos tratamentos reabilitadores com prótese sobre

implantes estão diretamente relacionados ao controle biomecânico da oclusão, a qual tem sido considerada um fator determinante no prognóstico dos implantes endósseos (Misch, Bidez 2000; Rangert et al., 1989). O planejamento estético é importante, mas a oclusão exerce um papel fundamental no sucesso do tratamento com implantes osseointegrados (Arita, 2006).

Diante destes indicadores, condutas clínicas tais como, redução do *cantilever*, estreitamento das dimensões buco-lingual e mesio-distal da prótese, diminuição da inclinação das cúspides, centralização dos contatos oclusais, inserção de novos implantes e nova confecção da restauração podem minimizar a sobrecarga oclusal de próteses implanto-suportadas.

O tipo de conexão cônica é muito utilizada no meio médico odontológico quando há necessidade de conexões mais estáveis e de maior retenção (Skalak, 1983; Pesqueira et al., 2013). Estas foram desenvolvidas para minimizar problemas biomecânicos de resistência à fratura e afrouxamento dos componentes protéticos.

Na busca por uma alta estabilidade mecânica, maior resistência e retenção das reabilitações implantossuportadas este sistema possui vantagens como: utilizar sua geometria para simplificar a técnica de confecção da prótese; seu componente protético é altamente resistente podendo ser usinado; perfil cervical do componente é reduzido o que favorece a personificação do perfil de emergência da mucosa periimplantar.

## 2.1 Quanto a carga oclusal

Após a instalação da prótese os implantes são submetidos a cargas oclusais que variam de direção, intensidade, duração e frequência de acordo com os hábitos funcionais e parafuncionais do paciente, além da anatomia da coroa e ajustes oclusais. Uma mesma intensidade de força pode provocar diferentes efeitos se variar a direção de sua aplicação (Misch, Bidez 2000).

De acordo com a literatura podemos encontrar quatro tipos de forças: compressão, tração, cisalhamento e torção. As forças de compressão geraram uma pressão entre os corpos (implante e pilar) mantendo a integridade do conjunto; as forças de tração tendem a puxar os corpos em direções opostas, mantendo-os distantes; as forças de cisalhamento tendem a deslizar um corpo entre o outro, esta é mais preocupante das citadas acima por ser a mais prejudicial ao complexo osso implante e prótese (Misch, Bidez 2000)

Os tipos de oclusão preconizados para próteses protocolo são: a oclusão balanceada bilateral, que tem sido utilizada com sucesso quando há próteses totais convencionais como arco antagonista (Kim et al., 2005). Por outro lado, nos casos de dentes naturais compondo o arco antagonista, têm sido adotados os esquemas de oclusão mutuamente protegida e do tipo função em grupo (Kim et al., 2005). Independentemente do esquema oclusal selecionado, contatos posteriores simultâneos na oclusão cêntrica devem ser

obtidos para distribuir adequadamente as cargas oclusais sobre as próteses implanto-suportadas (Quirynen et al., 1992).

É importante salientar que tem sido demonstrado que a guia de canino durante movimentos excêntricos pode aumentar o risco de soltura ou fratura do parafuso da prótese nesta região por causa da concentração de estresse (Wie, 1995). Ainda no *cantilever* dessas próteses deve haver ausência de contatos oclusais nos lados de trabalho e, balanceio durante os movimentos excursivos (Lundgren, Laurell, 2000).

Rangert et al. (1995) realizaram uma análise clínica retrospectiva sobre a relação entre a fratura de implantes e a sobrecarga oclusal. A maioria das fraturas ocorreu em próteses instaladas no segmento posterior, suportadas por um ou dois implantes, em associação com *cantilever*, bruxismo ou elevadas cargas oclusais. Também constataram que as fraturas de implantes foram precedidas por problemas mecânicos e reabsorção óssea excessiva, os quais devem ser vistos como indicadores de sobrecarga oclusal.

Os conceitos de oclusão se resumem em: posicionamento do implante na região mais central possível da futura prótese para guiar as forças oclusais no seu longo eixo; alteração na mesa e anatomia oclusal, por meio da diminuição da inclinação das cúspides ou da extensão da mesa oclusal; redução da extensão de *cantilever*, para distribuir as forças apicalmente aos implantes e diminuir os riscos de fratura dos materiais de cobertura oclusal; indicação de mordida cruzada posterior para diminuir o aparecimento

de forças horizontais e obtenção de uma fossa central, contendo 1,5mm para manter as resultantes de força no sentido vertical (Weinberg, 2001).

## **2.2 Quanto ao tipo de material empregado em prótese tipo protocolo e para o seu reforço**

Para Skalak (1983) a maneira como os estresses mecânicos são transmitidos para o tecido ósseo é crítica para o sucesso da reabilitação. Em próteses fixas sobre múltiplos implantes, a transmissão de cargas irá depender do número e distribuição dos implantes, bem como da rigidez da estrutura metálica e ou material de confecção da prótese.

Materiais com menor módulo de elasticidade apresentam menor rigidez em relação aos materiais de alto módulo de elasticidade quando submetidos a cargas de mesma intensidade (Anusavice, Phillips, 1998)

A prótese estritamente confeccionada em resina acrílica difere da prótese metaloplastica em razão do acrílico apresentar um baixo módulo de elasticidade. Assim, podem acontecer dois eventos: a carga aplicada leva o material de cobertura a sofrer fratura ou há a transmissão da carga para as estruturas de suporte como os parafusos de fixação da prótese ou até mesmo no corpo do implante.

A resina acrílica apresenta uma resistência à flexão com base na força máxima de ruptura de 73,55 MPa e 29,18 MPa considerando o limite de proporcionalidade após fadiga (Reis et al., 2006) Assim, não é muito difícil compreender porque protocolos em acrílico apresentam elevado índice de fraturas, sendo este potencializado pela presença de *cantilever* em 3.5 X no primeiro mês de uso, totalizando 52% de fraturas nas primeiras quatro semanas de uso, é interessante observar que quando associados à um reforço metálico ou fibra de vidro, os acrílicos utilizados como base para dentaduras aumentam significativamente sua resistência à fratura em, aproximadamente, 14% e 49% respectivamente (Vojdani, Khaledi, 2006)

O material menos rígido, ao sofrer o carregamento, dissipa as tensões, ocasionando sobrecarga nos parafusos e pilares. Essa sobrecarga pode levar desde o afrouxamento do parafuso até mesmo à sua fratura (Davies et al., 2002).

No estudo de Aglietta et al. (2009) pode-se analisar através da FEA , que o protocolo em acrílico apresentou a maior tensão de Von Misses (30,5MPa) no *cantilever*, e o metaloplástico com valor máximo de 12,41 MPa, uma redução de 59%. Tal fato reforça a necessidade de utilizar o reforço metálico como infraestrutura para o acrílico.

Segundo Taylor et al. (1998) os materiais para a confecção da prótese devem aumentar as chances de obtenção de sucesso, reduzindo a ocorrência de falhas, porém, o importante é selecionar materiais que não geram ou possam influenciar na perda do

implante ou da própria prótese. Desta forma, o material para prótese sobre implante deve apresentar características de biocompatibilidade, não promover a fixação de biofilme em sua superfície e, possuir propriedades mecânicas suficientes para resistir e transferir as cargas mastigatórias pelo implante (Misch, Bidez 2000).

Alguns estudos comprovam a eficácia na utilização dessas fibras de reforço, como o estudo de John et al. (2001) onde determinaram a resistência à flexão de uma resina acrílica termoativada quando reforçada com fibras de vidro, aramida ou *nylon*. Como resultado teve-se que os grupos com reforço apresentaram resultados mais favoráveis que os grupos sem reforço.

Em estudo Vallittu et al. (1995) avaliaram a resistência ao impacto de resinas termoativadas reforçadas com fibra de vidro ou fio de aço de 1,0mm. Os resultados mostraram que ambos os reforços aumentaram consideravelmente a resistência dos espécimes, sem diferença estatística clara entre eles.

A capacidade de determinados tipos de fibras de aumentar significativamente a resistência dos plásticos é amplamente conhecida (Tirapelli, 2004). Para tanto, alguns fatores devem ser considerados, como a estrutura da fibra, sua orientação em relação à incidência da força aplicada, a quantidade de fibra incorporada e a aderência da matriz (Vallittu et al., 1995; Jagger 2003). A variação da força de um material reforçado vai depender do volume de fibras empregado no mesmo.

Sobre a impregnação das fibras, Vallittu et al. (1995) afirmaram que o reforço de fibra somente é bem sucedido se a carga for transferida da matriz para a fibra. Fibras mal impregnadas geram o aumento da absorção de água, o que reduz suas propriedades mecânicas. Quanto mais pontes de siloxano existirem, menos água será absorvida, resultando em uma maior aderência entre a matriz e fibras. Vazios causados pela má impregnação acumulam oxigênio, que inibe a polimerização, diminuindo a resistência e aumentando o teor de monômero residual, o que pode conduzir a reações irritantes na mucosa oral.

Quanto à direção das fibras, para Vallittu et al. (1995) aquelas unidirecionais produzem boas propriedades mecânicas e são preferidas quando a tensão empregada na área é elevada. Em outros casos as fibras podem ser orientadas em duas ou mais direções. Estas podem ser usadas para reforçar eficientemente polímeros em uma direção, se houver uma adequada adesão entre o polímero e as fibras. Possíveis utilizações deste tipo de material em próteses citando as de prótese fixa e em alguns casos próteses removíveis, além de próteses totais mucossuportadas.

Fibras de *nylon* são poliamidas com menos de 85% dos grupos amidas ligados a anéis aromáticos. Estas fibras são duráveis e muito resistentes, embora não sejam tipicamente tão resistentes quanto as aramidas. Elas são também facilmente tingidas e repuxadas. Os grupos polares amida na estrutura da fibra de *nylon* permitem que cadeias adjacentes façam ligações de hidrogênio umas com as outras,

melhorando significativamente a resistência e a cristalinidade das fibras. (Anusavice, 2005).

Segundo estudos de Newell (2010) e Anusavice (2005), as fibras de *nylon* possuem boas características de resistência e durabilidade justificadas pelas ligações de hidrogênio devido a grupos polares amida presentes na sua estrutura.

### **2.3 Quanto a extensão do *cantilever***

A transmissão de cargas para o implante e a distribuição de tensões para o tecido ósseos representam aspectos determinantes no sucesso clínico da reabilitação protética (Rangert et al., 1995). De acordo com Skalak (1983), os implantes, a prótese e o osso representam uma única estrutura, portanto, o desenho da prótese é fundamental para que a estrutura óssea não seja submetida a forças excessivas, o que pode levar a perdas ósseas no terço cervical.

A utilização de *cantilever*, elementos suspensos sem suporte em uma ou mais extremidades de uma prótese é muito utilizado devido a condições sistêmicas e anatômicas de pacientes, que muitas vezes impossibilitam a colocação de implantes sem procedimentos de enxertia principalmente na porção posterior da maxila e mandíbula (Becker, Kaiser 2000).

Extensões longas, além de gerar maiores tensões ao sistema implante/osso, podem acarretar insucessos clínicos. Em

estudo clínico Gallucci et al. 2009, encontraram alta incidência de fratura da base acrílica da prótese ou dente de resina acrílica, sendo justificada pela deformação da estrutura metálica quando *cantilever* estão presentes.

Levando-se em consideração o primeiro fator, a literatura preconiza diferentes extensões de *cantilever*. Alguns autores relatam que estes não podem exceder de 15 a 20 mm na mandíbula. Outros autores relatam que o *cantilever* mandibular não deve estender-se em duas vezes o tamanho da largura do pré-molar. Para McAlarney e Stavropolous (1996), este não deve ser maior que 1,5 vezes a distância entre o implante mais anterior e a linha que passa pelos dois mais distais. No entanto, segundo Misch (2000), o *cantilever* não deve ser maior que 2,5 vezes essa distância, em pacientes com ausência de parafunção.

A extensão ideal do *cantilever*, recomendada empiricamente, situa-se entre 10mm e 20mm. Recentemente, sugere-se que o tamanho ideal para o *cantilever* seja de 7mm. Quando exceder esse tamanho, o clínico deve considerar o número, a localização e uma precisa disposição dos implantes de suporte (Bornstein et al., 2008).

Skalak (1983) teceu considerações biomecânicas sobre as próteses osseointegradas. De acordo com o autor, as cargas sobre o implante podem ser iguais ou maiores que a força aplicada se a geometria é suficientemente alterada, especialmente se *cantilevers* são incorporadas no design. Em casos extremos, a carga máxima por parafuso pode alcançar de 1,5 a 2 vezes a força aplicada. Isto pode ser

tolerado e seguro se a capacidade de um único implante for maior que a força máxima aplicada, o que parece ser o caso da mandíbula. Além disso, o autor afirmou que os *cantilevers* aumentam a carga sobre o primeiro parafuso mais perto deste.

Segundo Jackson (2003) o comprimento do *cantilever* pode ser baseado na distância A-P (distância do centro do implante mais anterior até uma linha que une a distal dos implantes mais distais), constitui uma regra geral o comprimento do *cantilever* deve ser 1,5 vezes a distância A-P. Assim, de forma geral, tem sido indicado para próteses sobre implantes mandibulares, *cantilever* com extensão menor do que 15mm e, para a maxila, *cantilever* com extensão menor do que 10-12mm, em razão da qualidade óssea e da direção das forças desfavoráveis quando em comparação à mandíbula (Rangert et al., 1989).

Na busca por minimizar as cargas transmitidas para o osso, provocadas muitas vezes por fatores como localização, número e dimensões dos implantes, além da forma do arco e contatos oclusais excessivos. Skalak (1983) e Goiato et al. (2009) propuseram variações na disposição dos implantes, forma, tamanho, mudanças no desenho das próteses, melhores distribuições dos contatos oclusais em áreas de suporte e, uma preocupação no material com os quais as próteses são realizadas.

Tratamentos reabilitadores envolvendo um número menor de implantes foram sendo conduzidos e acompanhados com resultados promissores e menor custo. Como alternativa para a diminuição da extensão *cantilever*, tem sido indicada a inclinação

distal dos dois implantes mais posteriores para aumentar o polígono de sustentação da prótese (Wang et al., 2013).

Krenmair et al. (2013) em seu estudo clínico utilizaram *cantilever* com no máximo 1,5 vezes a distância anteroposterior dos implantes, não demonstrando prejuízo ao tecido peri-implantar quando essa relação é utilizada. Aglietta et al. (2009) não encontraram efeitos deletérios no nível ósseo ao redor do implante mais próximo, em no máximo 15 mm do *cantilever*. Bozini et al. (2011) concluíram que esta extensão deve ser a menor possível, pois além da complicação biomecânica, existe a possibilidade de fratura da estrutura metálica, sendo que essa estrutura deve ser mais volumosa próxima ao último implante, para evitar esse tipo de falha protética.

Assif et al. (1996) analisaram a distribuição da carga mastigatória em próteses fixas implantossuportadas com *cantilever* bilateral. Em um modelo de resina fotoelástica foram colocados 5 implantes padrão Branemark. Seis extensômetros lineares foram colados na parte superior da prótese, entre os implantes e nos *cantilever*. Uma carga vertical de 7,5 kg foi aplicada entre os implantes e em diferentes pontos do *cantilever*. Os resultados mostraram que houve uma relação direta entre a distribuição da carga para os componentes e deformação da resina a medida que se aumentava o comprimento do *cantilever*. A maior parte da distribuição da carga ocorre ao redor e no componente do implante mais distal, e quando da aplicação da carga no *cantilever* a carga se distribuía na distal do ultimo implante e entre os dois últimos.

A mesma metodologia foi utilizada por Isa, Hobkirk (1996) para verificar os efeitos de diferentes graus de desadaptação da estrutura metálica na distribuição das forças oclusais. Três condições distintas de transmissão de cargas foram avaliadas:

- a) carga de 50N sobre o *cantilever* a 10,5 mm do centro do implante terminal;
- b) carga de 230N sobre o implante central;
- c) carga de 230N aplicada entre o implante central e o implante adjacente a ele.

Desajustes de 10, 30, 60 e 110 foram introduzidos nas conexões dos implantes terminais e do implante central, utilizando-se arruelas de aço inoxidável entre intermediários e cilindros de ouro. Os autores concluíram que a distribuição de forças nos implantes foi desigual, devido aos contatos assimétricos entre os diversos componentes do sistema; tanto tração como compressão foram observadas nos intermediários, podendo resultar em torque nos implantes em algumas situações; força vertical de 230N sobre os implantes ou entre eles, foi capaz de eliminar desajustes de 30; força vertical de 50N no *cantilever* foi capaz de eliminar desajustes de 110 no intermediário distal.

Mesquita et al. (2007) avaliaram a distribuição de tensões ao redor de implantes em função da extensão *cantilever* da prótese. Para tanto, foram posicionados dois implantes de hexágono externo de 4,0 mm de diâmetro por 11,5 mm de comprimento, a uma distância de 10 mm entre eles, em modelo de poliuretano com dimensões de 10x4x4 cm. O modelo foi encerado uma barra utilizando cilindros calcináveis parafusados nos análogos com 4 mm

no sentido vestibulolingual e 3 mm no sentido ocluso-cervical, estendendo-se 30 mm além de um dos cilindros. A barra fundida em prata-paládio, e soldada a laser. Três extensômetros (extensometria *s*) foram colados linearmente na superfície superior do bloco experimental de poliuretano, tangenciando a plataforma dos implantes. Cargas foram exercidas na barra em local equidistante entre os dois implantes, e no *cantilever* a uma distância de 5, 10, 15, 20 e 25 mm, por uma máquina de ensaio universal EMIC - Modelo DL 1000 (EMIC Equipamentos e Sistemas, São Jose dos Pinhais, Paraná - Brasil). Para cada local de carga foram feitas cinco medições. Os dados obtidos foram submetidos ao teste de Tukey ( $p < 0,05$ ) com a finalidade de comparar o efeito da extensão do *cantilever* e as cargas em cada comprimento do *cantilever*. Como conclusão do tratamento dos dados obtidos em microdeformação, quanto maior a extensão do *cantilever*, maiores tensões foram geradas ao redor dos implantes

*Cantilevers* moderados podem ser tolerados se os parafusos forem suficientemente fortes, enfatizaram os autores Drago e Lazarra (2010) estudaram o padrão de força oclusal durante mastigação em oito pacientes edêntulos cujas dentições foram restauradas com próteses inferiores com *cantilever* suportadas por implantes e ocluindo contra próteses totais. O padrão de mastigação foi comparável àquele relatado por indivíduos com dentições completas saudáveis ou com próteses parciais fixas. Os autores encontraram que os segmentos com *cantilever* posterior ocluindo contra próteses totais exibiram regularmente as maiores forças locais.

Greco et al. (2009) mediram as forças de mastigação com direção axial. Foram medidas em pacientes reabilitados com próteses fixas com *cantilever* posterior suportada por implante ocluindo contra próteses totais superiores. Oito transmissores em miniatura colocados na prótese total superior permitiram o registro das forças locais e totais sobre a prótese inteira simultaneamente. Em oclusão básica, com contatos oclusais simultâneos sobre todas as unidades, as forças de mastigação foram distalmente aumentadas. Pela infra-oclusão do primeiro *cantilever* por aproximadamente 100 houve um decréscimo total das forças mastigatórias sobre os segmentos de *cantilever*, mas não influenciou a alavanca na união distal do *cantilever* para os implantes distais. Pela infra-oclusão dos segundo *cantilever* por aproximadamente 100 houve uma redução pronunciada das forças de mastigação total sobre a toda a prótese, assim, como sobre as unidades de *cantilever* e também resultou em um decréscimo grande (50%) na alavanca das unidades de *cantilever*.

Falk et al. (1989) analisaram as forças mastigatórias naturais em 10 pacientes com próteses inferiores suportadas por implantes com *cantilever* ocluindo contra dentição natural. As forças foram medidas usando oito transmissores em miniaturas colocados nas próteses. As forças foram então medidas em quatro pontos de contato sobre o segmento suportado por implantes e sobre o segmento do *cantilever*. As forças totais desenvolvidas durante o máximo fechamento em oclusão habitual e mastigação foram de mesma magnitude. Os autores encontraram que as forças mastigatórias aumentaram bilateralmente na direção distal. Em média 70% das

forças foram suportadas pelo segmento do *cantilever* e, 30% pelo segmento entre os implantes.

Em uma revisão dos conceitos das adaptações estruturais que ocorrem no osso na aplicação de estímulos mecânicos e da lei de Woolf (toda mudança na forma e função do osso ou apenas função isolada e seguida de modificações definitivas na arquitetura interna e iguais alterações definitivas na conformação externa, de acordo com leis matemáticas), Tonella et al. (2011) afirma que em situações onde o tecido ósseo é submetido a microdeformações em torno de  $2.000\mu$ , as unidades básicas multicelulares da remodelação óssea podem reparar facilmente os danos ocorridos. Entretanto, com microdeformações iguais ou superiores a  $4.000$  os danos não possibilitam a recuperação pelos mecanismos convencionais de reparo, resultando em destruições teciduais irreversíveis. Segundo o autor, o desenho estrutural dos implantes ósseos deveria manter a deformação do tecido de suporte abaixo do limite fisiológico de  $4.000\mu$ . Avaliando os implantes médicos e odontológicos, o pesquisador concluiu que somente os implantes tipo Branemark obtiveram sucesso neste quesito.

Lindquist et al. (1988) avaliaram o efeito na variação do comprimento *cantilever* na transferência de cargas do conjunto prótese/implante ao osso. Neste estudo puderam concluir que a variação no comprimento para extensões maiores provocou maiores reabsorções ósseas no terço cervical.

Adell et al. (1981), em um trabalho prospectivo de 15 anos, avaliaram 2.768 implantes sendo 191 próteses em maxilas e 219

próteses em mandíbulas, num total de 371 pacientes. Durante os controles destas próteses, complicações mecânicas como fratura de parafusos, de implantes e das próteses, e complicações biológicas como perda óssea marginal foram observadas. Os autores consideraram concentrações inadvertidas de estresse, como a causa mais provável para as complicações ocorridas.

Em 1983, Skalak em um trabalho de avaliação biomecânica de próteses implanto-suportadas, considerou que é fundamental que estas estruturas não sejam submetidas a forças além de sua capacidade de fadiga em longo prazo. De acordo com o autor, a maneira como o estresse mecânico é transferido dos implantes para o osso circunjacente, e um aspecto crítico que pode afetar a longevidade da osseointegração. Em situações onde a prótese é suportada por vários implantes, devido a rigidez e distribuição dos componentes envolvidos, os implantes, a prótese e o osso representam uma estrutura unificada, capaz de distribuir efetivamente as forças aplicadas. A distribuição da carga vertical ou horizontal aplicada depende do número, distribuição dos implantes, adaptação entre implante e pilar protético, adaptação da prótese aos pilares protéticos. O autor relata que *cantilevers* distais de próteses fixas aumentam a carga no implante mais próximo do *cantilever*, independente do tipo de liga utilizada na confecção da infraestrutura e da distância de aplicação de força na extremidade livre.

Rangert et al. (1989), utilizando analogias com sistemas de alavanca utilizados em física concluíram que a geometria das próteses tem influência significativa na distribuição de cargas aos

implantes. Os autores ressaltaram a importância de se compreender a relação entre o comprimento do *cantilever* e a distância entre os dois implantes mais próximos do *cantilever* quando da realização de uma prótese do tipo protocolo Branemark. Na situação da aplicação de carga em prótese com *cantilever* sobre dois implantes o parafuso protético do implante e a osseointegração do implante mais distal são os fatores mais vulneráveis deste conjunto.

## 2.4 Quanto a extensometria

Spiekermann et al. (1995) descreveu os principais métodos para investigação e análise biomecânica: análise de elemento finito, fotoelasticidade (análise de birrefringência), extensometria (medidas de carga *in vivo* e *in vitro*) e estudos de resistência de união implante/osso. Para o autor, as medidas de carga (extensometria) tornam possível a obtenção de dados precisos em relação as forças exercidas sobre os implantes e transferidas as estruturas de suporte. Salientou a possibilidade da aquisição de valiosos resultados em estudos *in vitro*, pelo fato de as forças aplicadas poderem ser qualificadas e quantificadas com esta tecnologia.

Rubo e Capello Souza (2010) citaram os possíveis métodos computacionais para análises de distribuição de tensões, com a extensometria, fotoelasticidade e análise de elementos finitos, muito

utilizados pela engenharia para entender o processo que pode levar a falhas causando insucesso da reabilitação. No qual a extensometria foi considerada a melhor opção para comprovar estudos clínicos e laboratoriais.

Trata-se de uma técnica de medição e registro de deformações de superfícies, ao qual utiliza sensores conhecidos por extensômetros elétricos ou extensometria caracterizados por pequenas resistências elétricas que são coladas as superfícies de determinado material para captar variações de deformações ao qual este material esta sendo submetido, pela alteração da resistência à passagem da corrente elétrica de baixa intensidade. Estes sinais elétricos são convertidos por um software em dados de micro deformação segundo Vasconcellos et al., 2005.

Falk et al. (1989) utilizando a extensometria linear elétrica como metodologia científica, avaliaram forças axiais em oclusão com próteses totais superiores em oclusão com próteses fixas implantossuportadas mandibulares (*cantilever* com dois elementos) durante o movimento de fechamento e mastigação. Oito extensômetros foram colados nos dentes das próteses totais, em quatro pontos de contato oclusais sobre o segmento com o implante inferior e sobre cada uma das quatro unidades do *cantilever* posterior. Encontrou-se similaridade na magnitude das forças totais durante fechamento máximo e mastigação em próteses parciais fixas dentossuportadas em oclusão com dentes naturais. Entretanto, comparando-se com próteses com *cantilever* dentossuportadas em oclusão com dentes naturais, as forças locais de fechamento e de

mastigação aumentaram bilateralmente na direção distal. Em média, 70% das forças foram suportadas pelos *cantilevers* e 30% pelos segmentos suportados pelos implantes.

Glantz et al. (1993) por meio de quatro extensômetros lineares colados em conexões protéticas registraram a deformação em próteses *in vivo* e *in vitro* em uma prótese fixa suportada por cinco implantes. Os sinais elétricos foram transferidos para um computador por um conversor de sinal analógico/digital. Um programa de computador foi utilizado para coleta e análise dos dados obtidos. Baseados nas informações obtidas com vários testes *in vitro*, experimentos *in vivo* foram desenvolvidos, com o paciente realizando máximo aperto dos dentes, bem como durante o ciclo mastigatório. Os resultados demonstram diferenças entre as condições clínicas e laboratoriais. Os autores alertaram para as altas concentrações de estresse durante o aperto dos parafusos de retenção da prótese as conexões. Salientaram a importância da prevenção de perigosas concentrações de estresse estático no sistema reabilitador, ao serem apertados os parafusos de retenção protética. Para os autores, a técnica de mensuração de deformações com o emprego da extensometria permite a precisa e acurada coleta de dados, garantindo a possibilidade do estudo de grande variedade de condições em implantodontia

Ogawa et al. (2010) em um estudo laboratorial usando extensômetros lineares elétricos, mediram as forças axiais e os momentos fletores nos pilares protéticos de uma prótese tipo protocolo suportada por cinco implantes fixados em região interforaminal de uma mandíbula humana mimetizada em resina

epoxi. Aplicaram-se cargas progressivas na extensão *cantilever* de 13,35 N, 55,39 N e 106,78 N e em diferentes pontos de atuação, variando-se em 5 mm, 10 mm e 15 mm do implante mais distal, assim como no ponto mais medial da infraestrutura protética. Para simular a perda da retenção do parafuso da prótese, os mesmos testes foram realizados quando cada parafuso do cilindro de ouro foi afrouxado, com o giro de uma volta nos seus sentidos anti horários. A aplicação de carga no braço *cantilever* gerou um aumento de forças compressivas e momentos fletores nos pilares adjacentes a extensão *cantilever*; entretanto tal carga teve pouco efeito sobre a tensão nos pilares da região anterior. Quando um único parafuso de ouro foi removido, as forças de tração e compressão foram aumentadas enquanto os momentos fletores permaneceram relativamente inalterados.

Duyck et al. (2001) realizaram uma revisão de literatura sobre biomecânica envolvida no carregamento de implantes e na carga transferida ao tecido ósseo. Os autores enfatizaram que a mastigação produz tanto forças verticais quanto laterais, as quais induzem forças axiais e momentos fletores, exercendo estresses no implante e no osso. Segundo os autores, para o estudo intrabucal de forças, momentos fletores e tensões, tem sido utilizados extensômetros e transdutores piezo elétricos. Segundo esse estudo, concluiu-se que a transferência de carga dos implante/ tecido ósseo depende do tipo de carregamento, da interface tecido ósseo-implante, do comprimento e diâmetro do implante, do *design* e superfície do implante, da infraestrutura e da quantidade e qualidade do osso circundante. Alguns

estudos com modelos de elementos finitos indicaram que as concentrações de estresse são maiores na área de contato dos implantes com o osso.

Emami et al. (2009) analisaram *in vivo* e *in vitro* a distribuição de tensões das estruturas de suporte em dentes humanos, com auxílio da extensometria e análise fotoelástica. Os resultados demonstraram que houve concordância entre a extensometria *in vivo* e a análise fotoelástica *in vitro* e que as maiores tensões ocorreram no terço cervical do osso de suporte e da superfície radicular, diminuindo gradativamente em direção apical. Concluiu-se que o periodonto tem uma função importante na distribuição de tensões e no remodelamento ósseo.

## 2.5 Quanto a análise de elementos finitos

Sertgoz e Guvener (1996) analisaram por meio de análise elemento finito tridimensional a distribuição de estresse na relação entre osso/implante utilizando três comprimentos diferentes de *cantilever* e três comprimentos de implantes em próteses fixas implantossuportadas. Os modelos de simulação foram criados como uma prótese parcial fixa de *cantilever* distal bilateral suportada com seis implantes instalados em um modelo de osso mandibular. Nove modelos diferentes de simulação foram confeccionados, três *cantilevers* diferentes (7, 14, e 28 mm) e comprimentos de implantes (7, 15, e 20 mm). Forças verticais de 75 N e forças horizontais de 25

N foram aplicadas no final *cantilever*. A análise dos estresses de von Mises para as relações do osso/implante revelaram que os estresses máximos ocorreram na relação a mais distal do implante do osso situada no lado carregado e aumentada significativamente com o comprimento do *cantilever*. Entretanto, não havia nenhuma mudança estatisticamente significativa associada com o comprimento dos implantes.

Barbier et al. (1998) estudaram, por meio de análises de elementos finitos bi e tridimensional, a influência de carregamentos axiais e não-axiais, no tecido ósseo ao redor de implantes. O remodelamento ósseo foi analisado qualitativamente e quantitativamente utilizando camadas fluorescentes no interior do tecido em microscópio de luz. Os resultados demonstraram fortes correlações entre as distribuições de tensões calculadas no tecido ósseo adjacente e o fenômeno de remodelamento ósseo no modelo animal comparativo. Concluiu-se que os maiores eventos de remodelação óssea coincidiram com as regiões de maiores estresses equivalentes e a principal diferença de remodelação entre o carregamento axial e não axial foi amplamente determinada pelo componente de estresse horizontal.

Meriç et al. (2011) e Ciftci, Canay. (2001), em estudos de elementos finitos, onde próteses parafusadas de três elementos com resina acrílica apresentaram 25% menos tensão que as de cerâmica. Este material possui menor módulo de elasticidade (2,26 GPa) do que a cerâmica (70 GPa), favorecendo assim a absorção das forças e a transferência ao osso suporte<sup>35</sup>. Em controvérsia, Santiago Júnior et

al. (2013), em estudo avaliando a influência do material de revestimento e do diâmetro do implante em próteses unitárias parafusadas por meio da metodologia de elementos finitos, concluíram que não há diferença na distribuição de tensão ao redor da interface osso/implante quando analisados diferentes materiais de revestimento, como resina acrílica e cerâmica.

Santiago Junior et al. (2013) avaliaram pelo método de elementos finitos a influência do material de revestimento na confecção de prótese fixa implantossuportada com coroas de porcelana feldspática, resina acrílica, resina composta e coroa de NiCr. A montagem dos modelos das coroas e dos implantes foi realizada no programa *SolidWorks* e estipulada carga axial de 200N e oblíqua de 100N. A transmissão de tensão para o implante foi semelhante entre todos os materiais, não observando diferenças significantes em sua distribuição a estruturas de suporte.

Diante das considerações elencadas nesta revisão de literatura entendeu-se ser importante estudar a relação entre materiais de confecção das próteses protocolo e estruturas de reforço na medida de entender os reflexos sobre a prótese e estruturas de sustentação.

### 3 PROPOSIÇÃO

Avaliar *in vitro* a influência da adição de uma estrutura de *nylon* modificada, sobre a resistência à fratura de prótese total acrílica implantossuportada, extensometria e distribuição de tensões ao longo dos implantes por meio da análise de elementos.

H<sub>1</sub>: A utilização da estrutura de reforço incrementará a característica mecânica das próteses e não promoverá tensões excessivas ao redor dos implantes

## 4 MATERIAL E MÉTODOS

### 4.1 Material

Os principais materiais a serem utilizados estão listados no Quadro 1.

Quadro 1 – Principais materiais empregados na pesquisa

Material	Nome comercial	Fabricante	Lote
Resina Acrílica ativada termicamente	Vipi-Wave	Dental Vip-Ltda	12964
Implante	Parafuso Cortical Master AR- torq Cone morse, Porous NP 4,0X13	Conexão Sistema de implantes SP-Brasil	123653
Transferente	Transferente Quadrado Pilar Micro-Unit	Conexão Sistema de implantes SP-Brasil	149305
Análogo	Análogo Pilar Micro- Unit	Conexão Sistema de implantes SP-Brasil	147461
Pilar de Implante	Pilar Micro-unit NP 2.5	Conexão Sistema de implantes SP-Brasil	135667
Parafuso Hexagonal	Parafuso Hexagonal Micro- Unit/ Angulado	Conexão Sistema de implantes SP-Brasil	148774
Cilindro Provisório	Provisório Pilar Micro-Unit	Conexão Sistema de implantes SP-Brasil	146823
Estrutura Modificada	Nylon 6.0;(CAD- 0 Sil)	Natmar Moldes e Plásticos Ltda-SP	_____
Dentes Artificiais	Biotone IPN - Dentsply	Dentsply Industria e Comercio Ltda-SP	CE

## 4.2 Métodos

### 4.2.1 Do estabelecimento dos grupos

A confecção dos corpos de prova se baseou na determinação total de 4 grupos (n=6) para dois tipos de testes: carga máxima à fratura e extensometria.

Quadro 2 – Grupos estabelecidos segundo as variáveis propostas

Grupos (n=6)	Descrição
Cde	Grupo Controle 5mm (pré-molar) <i>cantilever</i> direito/esquerdo
Clde	Grupo Controle 15mm (molar) <i>cantilever</i> direito/esquerdo
Nde	Estrutura de <i>nylon</i> 5mm (pré-molar) <i>cantilever</i> direito/esquerdo
Nlde	Estrutura de <i>nylon</i> 15mm (molar) <i>cantilever</i> direito/esquerdo

### 4.2.2 Da confecção do padrão em poliuretano e inserção dos implantes

Para confecção de mandíbula de inserção dos implantes foi utilizada como referência uma réplica de mandíbula edêntula humana, esta foi moldada utilizando silicone industrial (Rodorsil) (Figura 1-A). A partir deste molde foi confeccionado uma

mandíbula em resina de poliuretano (F16, AXSON, Saint-Ouen l'Aumone – France) este material foi utilizado em razão por ser isotrópico e o modulo de elasticidade ser semelhante ao osso medular humano (Poliuretano – 3,6GPa e osso medular – 4,0 a 4,5 GPa) (Rubo, Souza 2008; Moretti Neto et al. 2011).

A manipulação do poliuretano foi realizada seguindo-se as recomendações do fabricante (isocyanato + polyol) em proporção de 1/1. A medição foi realizada por meio de cubas milimétricas e, misturados com o auxílio de uma espátula e de um gral de borracha. Após a homogeneização dos líquidos, a mistura foi vertida no molde em silicone (Zetalabor, Zhemarck), preenchendo-o completamente. Passados 20 minutos, tempo de sua polimerização, o modelo em poliuretano foi removido do molde e submetido a acabamento e polimento utilizando brocas de tungstênio para remover os excessos e lixas d'água com granulação progressiva ( 220 a 600) para seu polimento, obtendo superfícies lisas e planas.

Este padrão em poliuretano foi fixado por meio de uma resina epóxi (Araldite- Loctite) a uma placa de vidro para possibilitar a colagem dos extensômetros para testes de extensometria e para fixar a base a mesa do delineador para possibilitar a realização das perfurações de forma perpendicular ao solo (Figura 1 – B).

A partir de um modelo mestre com referencia de posicionamento de implantes de configuração geométrica semelhante ao protocolo de Branemark cinco perfurações equidistantes foram feitas de forma que as posições finais dos implantes ficassem paralelas

entre si e perpendiculares ao plano horizontal do bloco de poliuretano (equivalente ao plano oclusal de mandíbula).

Para a realização das perfurações foi utilizado um conjunto de fresas padronizadas e convencionais para cirurgias, acopladas a ponta reta (KavoDental GmbH Biberach – Alemanha) conectada a Fresadora (Bioart) que possibilita a regulagem de volta para realização das perfurações (Figura 1 - C).

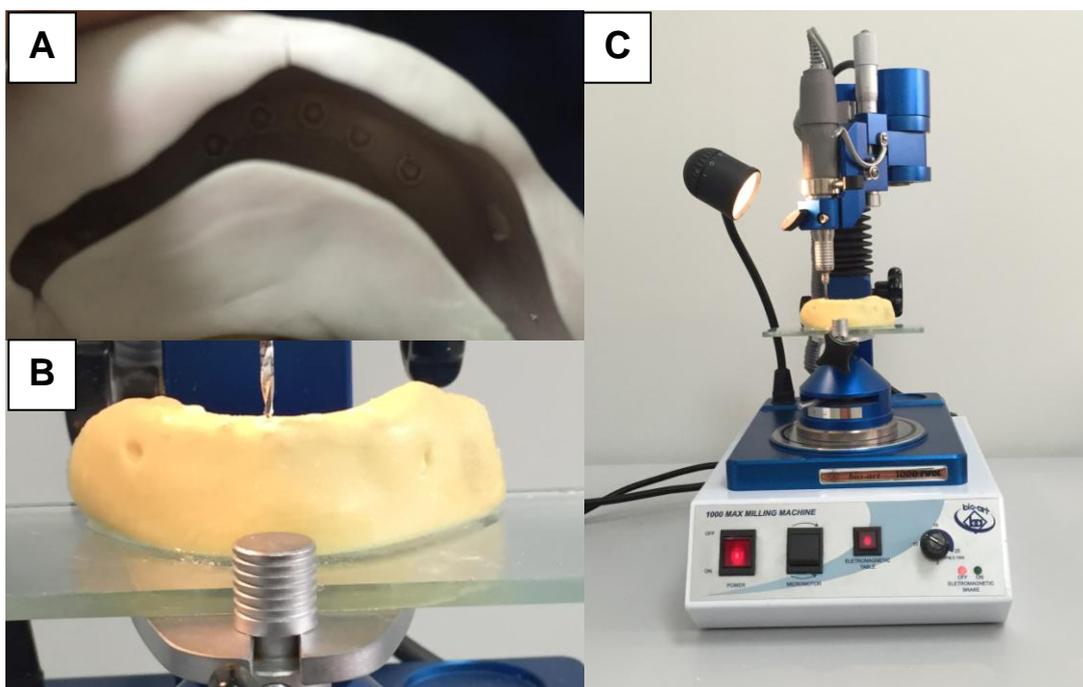


Figura 1- A- Molde em silicone industrial; B- Padrão em resina de poliuretano e fresa em posição; C- Ponta reta adaptada a fresadora para realização das perfurações.

As perfurações foram iniciadas pela ponta de lança, seguida das brocas helicoidais de 2, 3, 3,15 e 3,5 mm de diâmetro (Conexão - Brasil), com velocidade média de 1800 rotações por minuto, todo este dispositivo foi preso a haste vertical de uma

fresadora impedindo distorções na angulação entre os diferentes implantes (Figura 2- A-D).

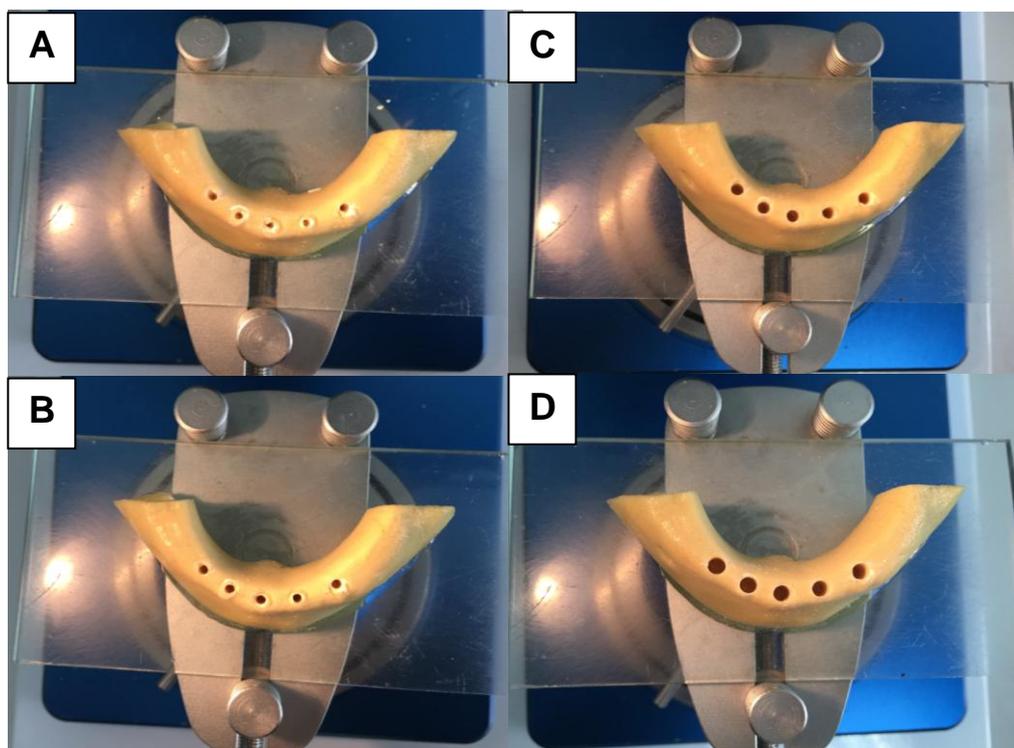


Figura 2- A- Perfuração do poliuretano com fresa helicoidal 2; B- Perfuração com fresa helicoidal 3; C- Perfuração com fresa helicoidal 3,15; D- Perfuração com fresa helicoidal 3,5.

As cinco perfurações foram realizadas com 10mm de profundidade expondo 3 mm do implante, a intenção aqui de utilizar a norma ISO 14801:2007 como referência parcial dos implantes uma vez que esta determina uma condição crítica de inserção de implantes no osso ao expor 3 mm de sua extensão.

Os implantes foram inseridos, paralelamente entre si, utilizando uma chave de catraca cirúrgica manual (Conexão -Brasil) com torque de 32 Ncm (Figura 3).

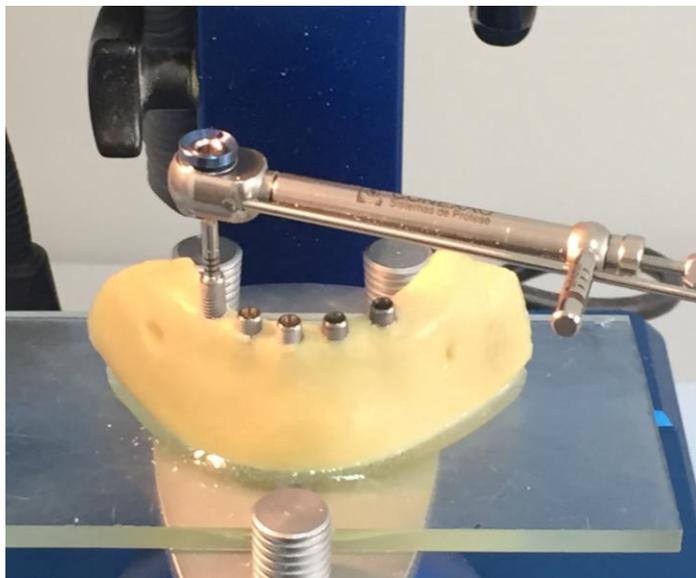


Figura 3 – Instalação dos implantes.

A seguir, conexões protéticas tipo Microunit (Conexão - Brasil), com cinta metálica de 2,5 mm, foram instaladas sobre as fixações utilizando torque de 20 Ncm com auxílio de um torquímetro mecânico progressivo (conexão - Brasil), conforme recomendação do fabricante (Figura4).

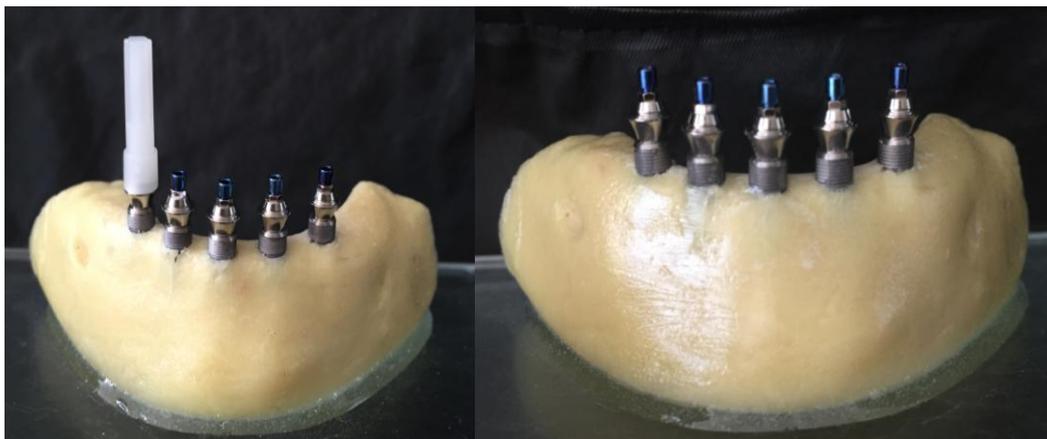


Figura 4 – Instalação dos pilares microunit com parafusos de proteção do pilar.

#### 4.2.3 Da confecção dos modelos para confecção das próteses.

Sobre o modelo com os implante e pilares posicionados foi inserido silicone de baixa fluidez simulando gengiva artificial (Gingifast- Zhermack) , de forma a recobrir toda a região dos implantes expostas, deixando apenas os pilares sem cobertura. Sobre os pilares foram adaptados transferentes dos pilares de moldeira aberta (conexão –Brasil)), os quais foram parafusados com auxílio de uma chave hexagonal (1,2) (Figura 5).

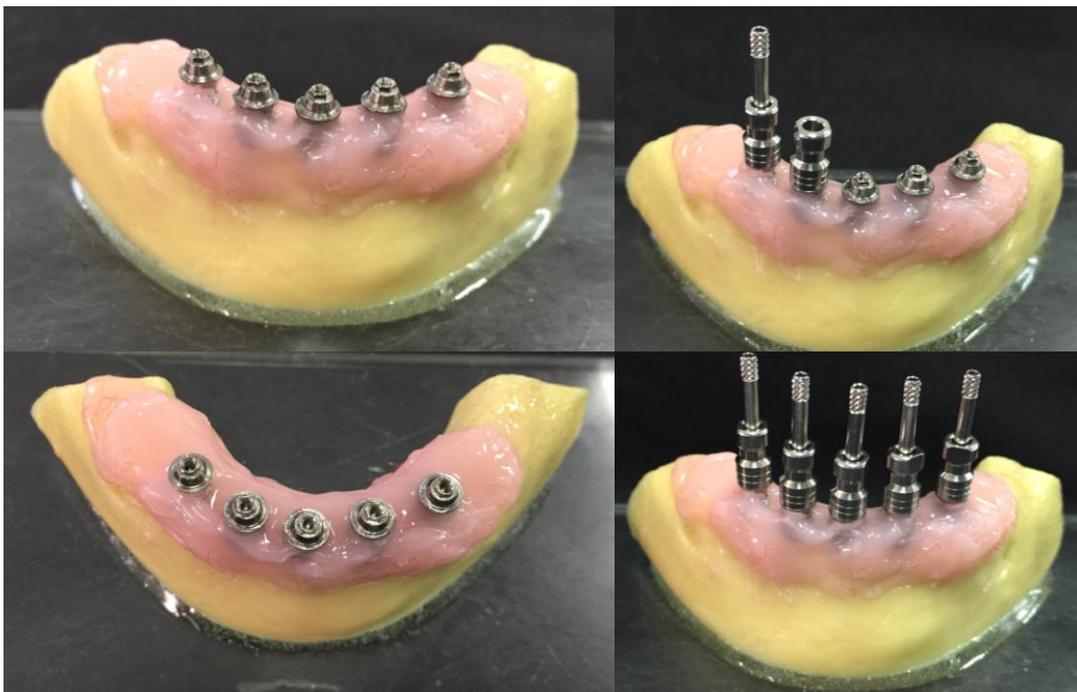


Figura 5 – Posicionamento da gengiva artificial e instalação dos transferentes de moldeira aberta.

Para proceder a moldagem de transferência foi empregada a técnica convencional onde primeiro unem-se os implantes pelos transferentes. Utilizou-se um pedaço de fio dental para unir todos os transferentes e sobre este foi inserido resina acrílica (duralay-Reliance Dental Mfg.Co, Illinois, USA) de menor alteração dimensional, para realizar uma efetiva união entre os transferentes impedindo sua movimentação durante a moldagem de transferência (Figura 6).

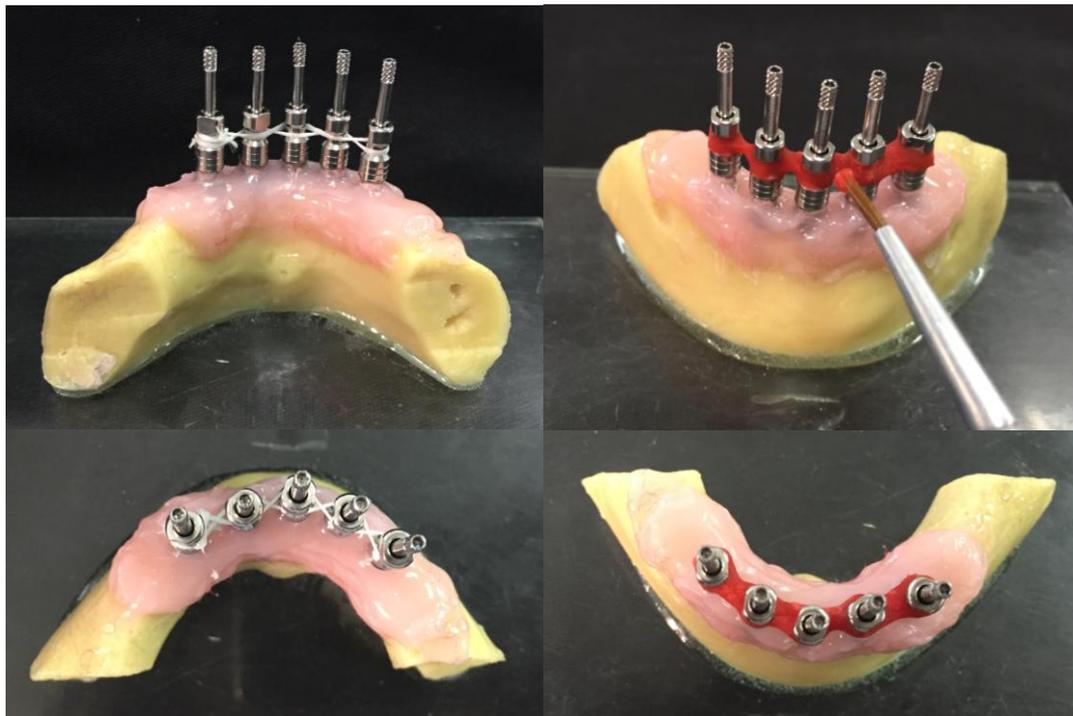


Figura 6 – Posicionamento do fio e inserção da resina acrílica (duralay).

Após a polimerização do material foram realizados cortes utilizando discos de carborundum no mesmo e uma nova camada de resina foi aplicada para reduzir ainda mais a distorção devido a contração inerente ao material (Figura 7).



Figura 7 - Secção da barra em duralay e novo incremento.

Após a polimerização do material uma camada de isolante (Separator- Zhermack- Germany) foi aplicado por toda extensão da gengiva artificial com o auxílio de um pincel e esperados 5 min conforme recomendação do fabricante.

Para realizar-se a moldagem em estágio único foi utilizado um silicone de adição (Elite HD+ - Zhermack - Germany), onde a pasta leve foi aplicada com o auxílio de uma pistola e pontas misturadoras sobre toda a região dos implantes recobrimo toda a gengiva artificial, e a massa densa foi manipulada em porções iguais e posicionada na moldeira aberta, e então posiciona sobre todo o conjunto, expondo a ponta dos parafusos para posterior remoção de todo o conjunto da moldeira aberta (Figura 8).

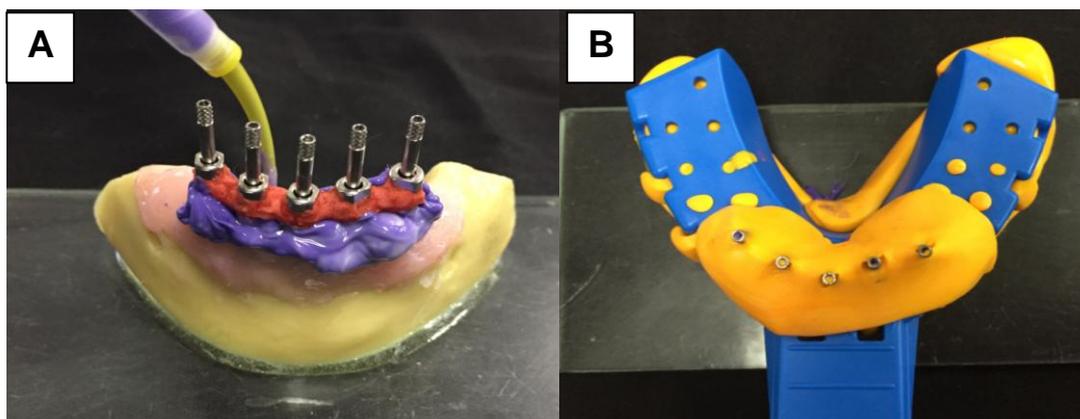


Figura 8 – A - Inserção do material de moldagem; B – Moldeira em posição durante moldagem.

Após a polimerização do material os parafusos dos transferentes foram desrosqueados e a moldeira removida. Os análogos dos pilares foram então posicionados nos transferentes, removidos juntos com o molde (Figura 9).

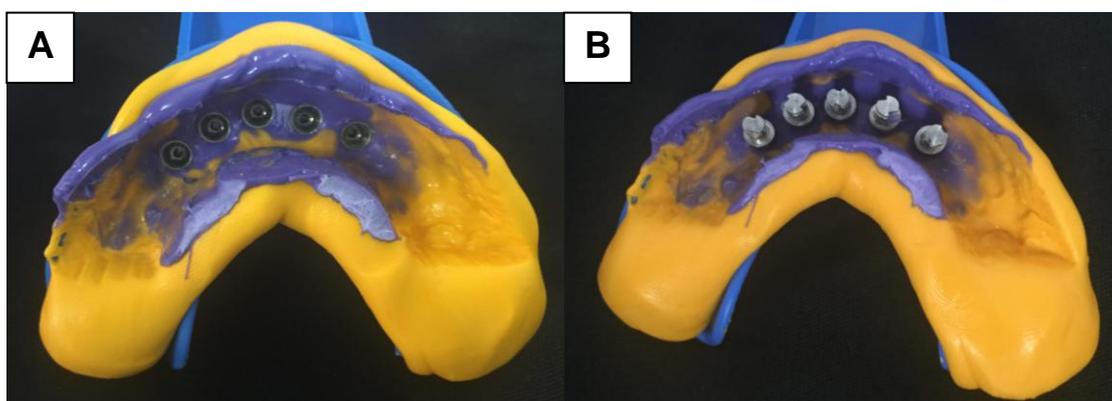


Figura 9 – A - Molde com a posição dos transferentes; B -Inserção dos análogos.

Sobre o molde foi vertido gesso especial (Zero Stone – Dentona, Dortmund –Alemanha) de acordo com recomendações do fabricante (100g/23 ml água). Após a presa do material este foi

removido e o modelo com os análogos de implantes obtidos (Figura 10).

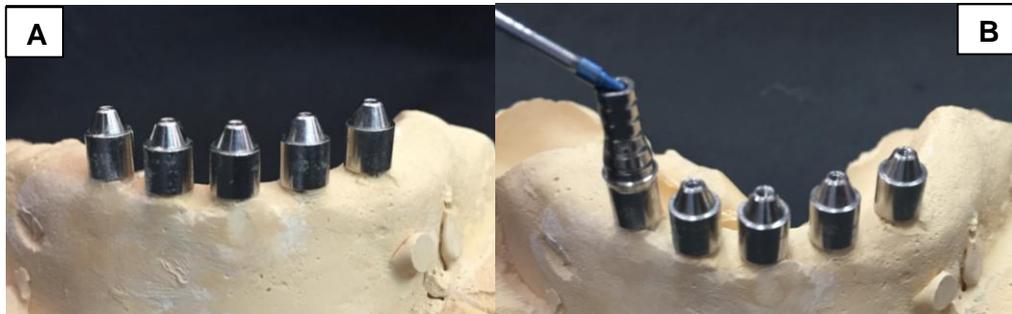


Figura 10 – Análogos posicionados no modelo; B -Instalação dos cilindros provisórios metálicos.

#### 4.2.4 Fixação de estrutura modificada

Já na fase inclusão em mufla, sobre os análogos dos pilares microunit foram parafusados cilindros provisórios metálicos onde foi posicionado um segmento de fibra (BR 10.2012.028119.8), alternando pela vestibular e lingual de tal forma a permitir a adaptação da estrutura de *nylon* de forma estável (Figura 11) acompanhando a curvatura e extensão ao longo de todo *cantilever*.

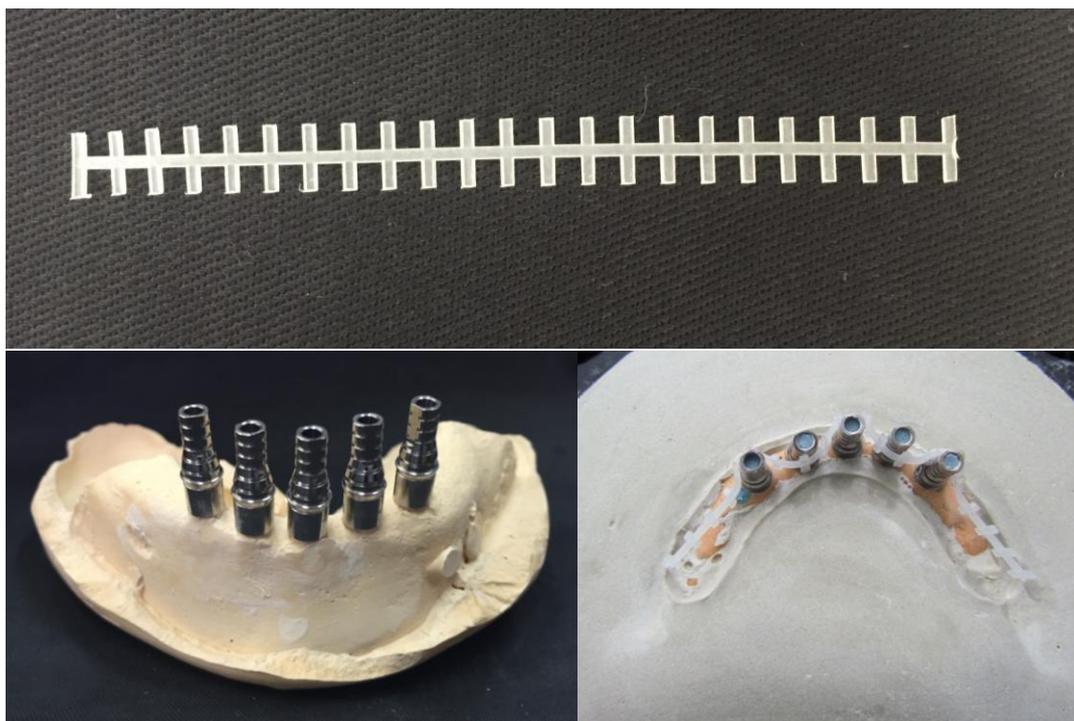


Figura 11 – Posicionamento da fibra para prensagem da resina.

Na região posterior de fixação da fibra, através da técnica de Nealon, foi inserida resina quimicamente ativada (duralay-Reliance Dental Mfg.Co, Illinois, USA) para estabilização da peça, união e, a fim de impedir que a estrutura se desloque durante o enceramento e acrilização da prótese.

#### 4.2.5 Enceramento e acrilização das próteses

Sobre o conjunto dos cilindros foi encerada a prótese, do hemi arco a qual manteve o corpo da estrutura em seu interior. Para os grupos com extensão de *cantilever* de 5 mm, a montagem deu-se até o segundo pré-molar, já para a extensão de *cantilever* longo, 15

mm, este foi ocupado pelo primeiro molar. Através de uma muralha (*mock up*) feita em silicone industrial (Zetalabor, Zhermack) pela vestibular e lingual da montagem dos dentes foi determinado um padrão para o enceramento e montagem de dentes de todos os corpos de prova. Com as próteses enceradas foi feita a inclusão de todo este sistema em mufla plástica reforçada por fibra de vidro VIPI-TG (Dental VIPI Ltda), empregando o gesso tipo II (Herodent- Vigodent S/A). Foi aplicado silicone de laboratório Vipi-Sil (Vipi Dental Ltda) ao redor dos dentes a fim de facilitar a posterior remoção dos elementos para prensagem da resina acrílica, e feita a aplicação de isolante (All Cote, Dentsply do Brasil). Após uma hora da fase final de inclusão, fez-se a abertura da mufla (Figura 12).



Figura 12 – Base da mufla onde vê-se o posicionamento da estrutura sobre os cilindros após reabertura da mufla e previamente prensagem da resina.

Foi feita aplicação de isolante (All Cote, Dentsply do Brasil) e manipulada a resina acrílica ativada termicamente (RAAT) VIPI WAVE, incolor, proporcionada de acordo com a instrução do

fabricante, e acomodada na mufla quando atingiu a fase plástica, nos espaços deixados pelos padrões. Em seguida estas foram posicionadas na prensa hidráulica (Techno Maquinas) na pressão máxima de 1000 kgf e mantidas por 30 min. A polimerização foi feita utilizando-se o forno de microondas (Continental AW-30) com prato giratório e potência máxima de 900 W. O ciclo empregado foi de 20% da potência do aparelho por 20 min acrescidos de 5min a 60% da potência.

#### 4.2.6 Acabamento e polimento das próteses

Após o completo resfriamento do conjunto da mufla, esta foi reaberta e a prótese removida. O acabamento foi realizado através de brocas de tungstênio, e pedras de acabamento para resina acrílica. Tiras de lixa, borrachas abrasivas foram utilizados para o polimento das peças e discos de feltro e com pedra pomes deram o brilho na superfície (Figura 13).



Figura 13- Exemplos de próteses confeccionadas para cada grupo experimental. A- Próteses convencionais com extensão em molar e pré-molar; B- Prótese com extensão molar reforçada.

Após o acabamento foi testado o conjunto sobre os análogos a fim de se verificar a fidelidade de adaptação das peças. Após finalizadas as peças foram parafusadas sobre os microunit com parafusos hexagonais com 10N por uso de torquímetro manual (Figura 14).



Figura 14- Protocolo provisório adaptado pós acabamento e polimento.

#### 4.2.7 Da análise de Extensometria

Quatro extensômetros (Excel – Excel Sensores Ind. Com. e Exportação Ltda), com um comprimento de grade de 0,2mm, foram colados 1mm aquém dos implantes sendo dois nas distais dos implantes mais distais e, dois no implante mais anterior do arco (vestibular e lingual) em vista superior (Figura 15).

Previamente, nestes locais, a superfície do bloco foi trabalhada com lixa d'água de granulação 220, seguida da limpeza das superfícies com álcool isopropílico. A colagem dos extensômetros foi realizada individualmente, utilizando pequena quantidade de adesivo à base de cianoacrilato (Super Bonder Loctite, São Paulo – Brasil). Previamente aos procedimentos de colagem, foi realizada a aferição de cada extensômetro, 120  $\Omega$ , utilizando aparelho multímetro (Minida ET 2055: Minida, São Paulo – Brasil). Após o posicionamento, cada extensômetro foi mantido sobre pressão digital durante três minutos.

Na superfície da placa de vidro foi realizada a colagem das placas terminais, onde foram adaptadas as conexões elétricas. A superfície de cobre das placas terminais e os dois fios originários de cada extensômetro foram levemente lixados e soldados com estanho (Soldering unit: Mark VII Strain Gage Line accessories, Measurements Group Inc., Raleigh, North Carolina – EUA; Solder connection: 44 rosin core solder, Kester Anaheim, CA – EUA).

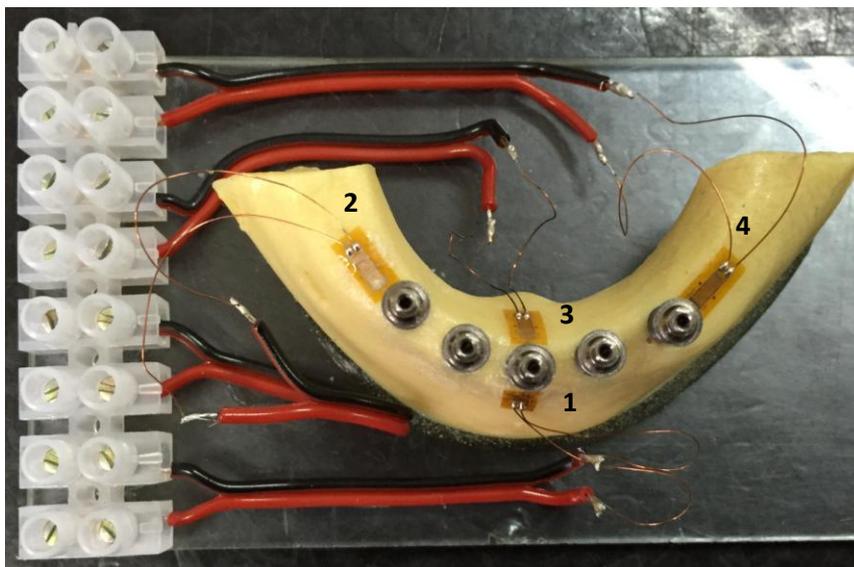


Figura 15 - Posicionamento dos extensômetros para análise de extensometria.

Posteriormente, foram soldados quatro cabos elétricos blindados (26 AWG 0,14 mm multicabo, São Paulo – Brasil) (Figura 16) os quais foram conectados a um aparelho condicionador de sinais elétricos (Model 5100 Scanner – System 5000 - Instruments Division Measurements Group, Inc., Raleigh, North Carolina – EUA, FAPESP proc: 07/53293-4), formando uma ligação denominada  $\frac{1}{4}$  de ponte de Wheatstone de  $120 \Omega$ , que é um circuito elétrico capaz de detectar mínimas alterações de resistência provocadas pela deformação.

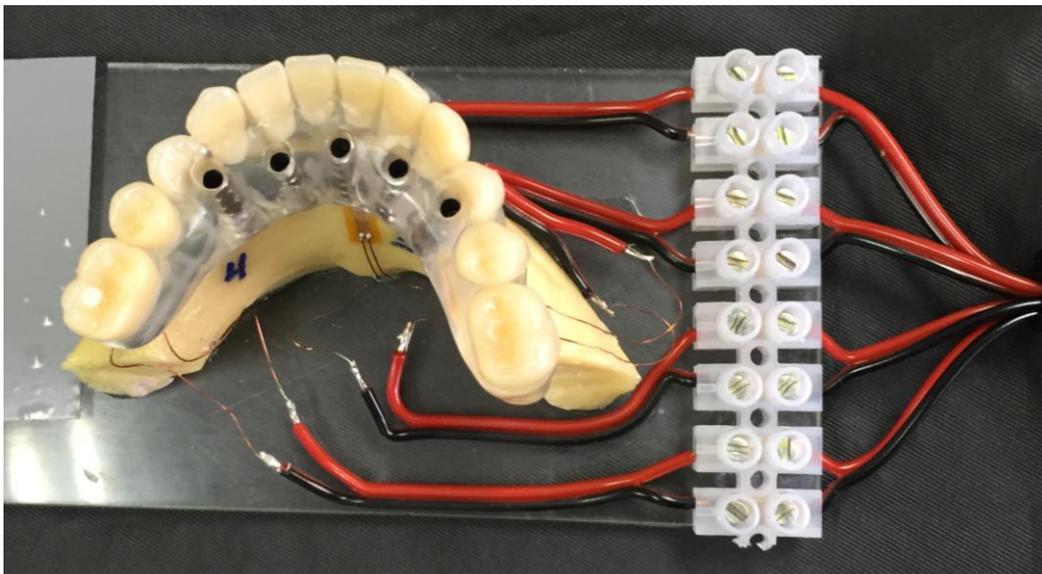


Figura 16 – Padrão pronto para análise de extensometria

Para registrar adequadamente as variações ocorridas no circuito elétrico, estas foram amplificadas pelo aparelho condicionador que, além de alimentar as pontes de Wheatstone e amplificar o sinal gerado, realizou sua conversão de analógico para digital. As variações elétricas foram aritmeticamente transformadas para unidades de microdeformação ( $\mu\epsilon$ ) pelo *software Strain-Smart* de aquisição de dados, responsável pelo registro das informações, tais como interpretações, modificações e processamentos dos sinais. Este software foi instalado em um microcomputador com processador Pentium IV 1.1Ghz, 256 MB de memória RAM.

Cada extensômetro linear elétrico correspondia a um canal do aparelho condicionador, na seguinte ordem: extensômetro 1 –

canal 1; extensômetro 2 – canal 2; extensômetro 3 – canal 3; extensômetro 4 – canal 4.

#### 4.2.8 Da aplicação da carga

Foi utilizado um dispositivo de aplicação de carga (DAC) (Vasconcellos e Nishioka, 2008), que permite carregamentos estáticos verticais de diversas magnitudes sobre os corpos de prova. No presente estudo foi utilizado o carregamento de 30 kg (Mericske-Stern et al., 1995) durante 10 segundos, com o pino de pressão localizado na fossa central (Figura 17).

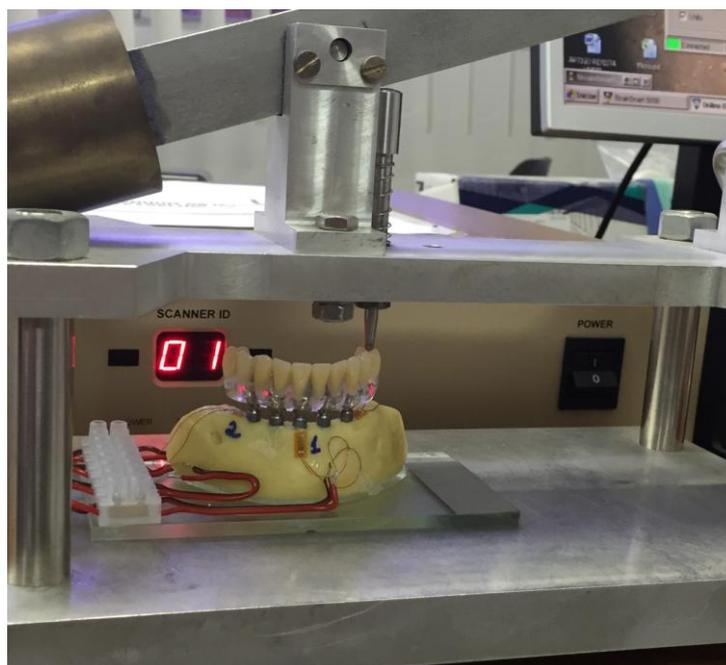


Figura 17 – Dispositivo de aplicação de carga para leitura de extensometria.

A magnitude de deformação em cada extensômetro linear elétrico foi registrada em microdeformação ( $\mu\epsilon$ ). Antes de cada leitura, os parafusos receberam torque de 10N, o aparato foi zerado, balanceado e calibrado a  $\pm 10 \mu\epsilon$ , sem estresse no modelo experimental. Estes procedimentos foram repetidos por mais duas vezes, totalizando 3 carregamentos por ponto de aplicação. A natureza das microdeformações obtidas na extensometria, positivas e negativas, foram transformadas em valores absolutos (em módulo), os quais foram utilizados para calcular os valores médios de microdeformação em cada extensômetro.

#### 4.2.9 Da confecção das bases para adaptação dos análogos para teste de carga máxima à fratura

Para tanto foi confeccionado um bloco em metal no formato retangular (36 mmx32 mmx18 mm), onde foram adaptados cinco análogos dos pilares (Microunit - Conexão Implantes). Através do posicionamento dos implantes no padrão em poliuretano citado anteriormente, as marcações para perfuração do padrão metálico foram feitas.

A partir destas marcações foram realizadas as perfurações na matriz metálica com 4,2 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento, utilizando fresas posicionadas no motor de implante e

adaptadas à haste vertical do delineador de forma que estas perfurações sigam a mesma inclinação de  $90^\circ$  ao solo e sejam paralelas entre si, distantes em 1cm do seu centro.

Realizadas as perfurações todos os análogos dos pilares foram testados de forma que penetrassem nos orifícios de forma justa, mas sem pressão.

A inserção dos mesmos nas perfurações foi através do próprio montador, sob pressão digital constante, até o seu correto assentamento. Uma camada fina de resina epóxi (Araldite) foi colocada nos orifício para reter os análogos durante os testes de carga máxima à fratura (Figura 18).



Figura 18 – Dispositivo desenvolvido para testes de carga máxima à fratura.

#### 4.2.10 Da análise da carga máxima à fratura

A análise de carga máxima à fratura foi realizada em uma máquina de ensaios mecânicos universal EMIC (Modelo DL-1000, EMIC Equipamentos e Sistemas LTDA., São José dos Pinhais - PR – Brasil), com célula de carga de 1000 Kgf e velocidade de aplicação de carga de 2 mm/min, com ponta esférica metálica de 4 mm de diâmetro na fossa central do molar, e na fossa distal do pré-molar de tal modo a registrar o momento em que ocorre a fratura (Figura 19).

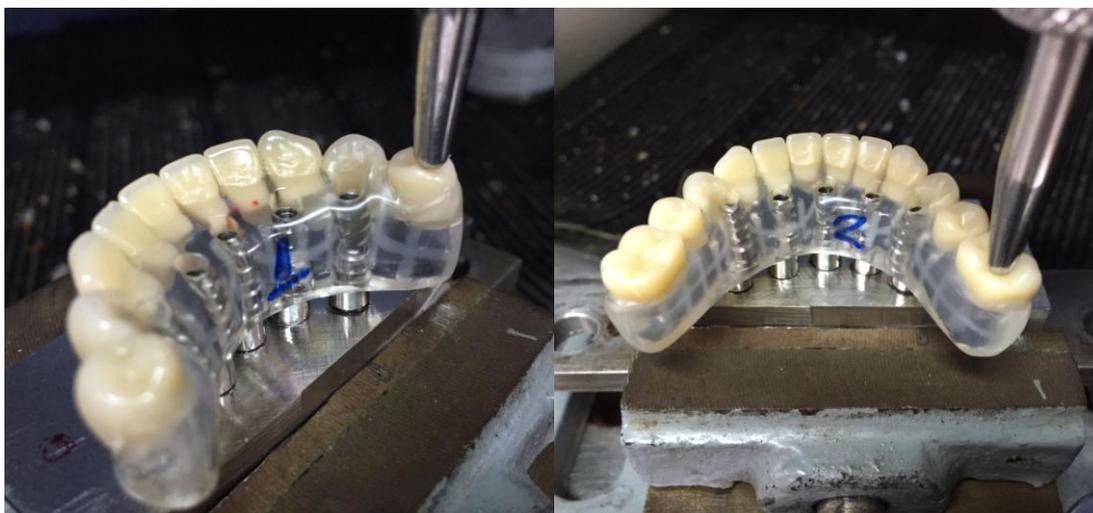


Figura 19 – Exemplo de posicionamento da ponta esférica de 4mm para teste de carga máxima a fratura na EMIC, nos dois padrões de *cantilever* testados.

#### 4.2.11 Da Análise de Elementos Finitos

No presente estudo foi analisada a distribuição de tensões em toda extensão do *cantilever* da prótese protocolo e da

mesma para os implantes e para o osso de suporte, através da análise por elementos finitos (FEA) 3D. Foram avaliados dois tipos de projetos diferentes na extensão distal da mandíbula totalmente desdentada com uma extensão de 5 a 15 mm.

Uma réplica de mandíbula humana adulta foi obtida por tomografia computadorizada (TC) e a imagem foi tratada pelo *software InVesallius* (CTI Campinas, Brasil) e a camada externa foi exportada em formato estereolitografia (.stl) e importado ao software *CAD Rhinoceros 4.0* (McNewel North America, Seattle, WA, USA) e aplicado a técnica do *BioCad* onde as estruturas anatômicas são delimitadas e transformadas em superfícies e posteriormente unidas formando um sólido fechado (Volume).

O mesmo modelo utilizado na análise por extensometria. foi modelado, seguindo as dimensões e posições no arco (Figura 20).

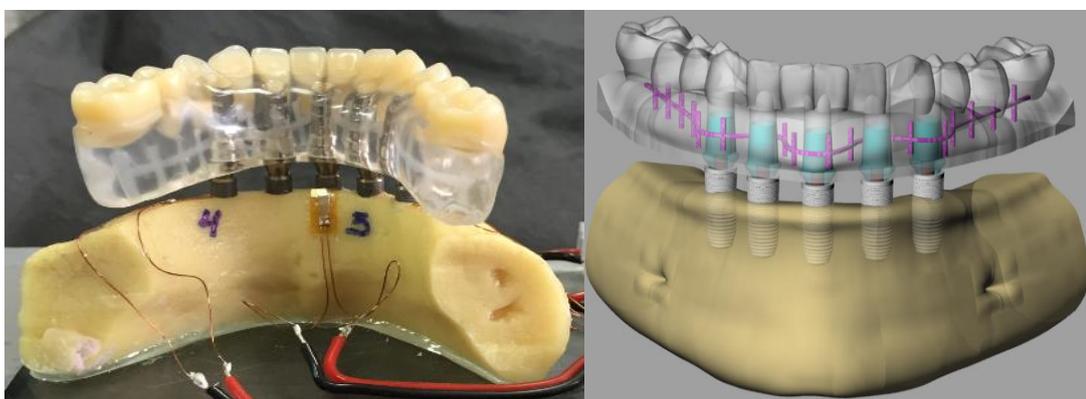


Figura 20 – Representação digital do modelo experimental para teste de extensometria.

A partir destes 2 modelos (com e sem reforço), as imagens foram exportadas para o programa ANSYS 16.0 (ANSYS Inc., Houston, Texas, USA) onde uma análise estática estrutural mecânica foi realizada.

Todos os materiais foram considerados homogêneos, isotrópicos e lineares e aplicado os elementos de estrutura tetrahédricos com 10 nós. Foi realizada a mesma simulação de aplicação de forças e restrições verticais de deslocamento da base, para análise das distribuições das tensões ao redor dos implantes.

### **4.3 Análise estatística**

Os dados obtidos para teste de extensometria e carga máxima à fratura foram submetidos a análise estatística por meio de programa computacional *Statistix* (Analytical Software inc., version 9.0, 2008). Estes foram submetidos a análise de variância (ANOVA) de um fator e ao teste de Tukey ( $p=0,05$ ). A estatística foi realizada duas vezes para as diferentes extensões de *cantilever* (molar e pré-molar).

## **5 RESULTADOS**

Os primeiros resultados a serem descritos foram os de extensometria uma vez que, avaliamos primeiramente a distorção quando uma carga foi aplicada, pra depois partir para o teste de carga máxima até a fratura dos corpos de prova.

### **5.1 Extensometria**

Para a análise estatística foram utilizados os valores de micro deformação em módulo, permitindo comparações entre a magnitude de deformação resultante da utilização e não utilização da fibra, a fim de avaliar os diferentes extensômetros.

O teste ANOVA revelou haver significância estatística ( $p < 0,05$ ) para todos os grupos. Após o teste, aplicou-se o teste de Comparação Múltipla de Tukey para todos os fatores já que todos apresentaram diferença estatisticamente significativa, adotando-se nível de significância de 5%.

Tabela 1 – Deformação média e desvio padrão, extensão até molares.

Estrutura de <i>nylon</i>	Strain 1	Strain 2	Strain 3	Strain 4
Presença	2062,3 (87,8)B	205,8 (138,1) A	514,25 (44,71) B	492,50 (30,42) A
Ausência	2243,6 (78,8) A	232,5 (106,7) A	671,08 (132,78) A	505,33 (109,59) A

\*Letras maiúsculas diferentes em colunas mostram diferenças estatísticas

Ao empregar-se o teste Tukey (5%) os resultados mostram que houve diferença entre a deformação nos extensômetros 1 e 3, onde os menores resultados de deformação foram encontrados nos grupos reforçados com a fibra de *nylon*. Já os extensômetros 2 e 4 não demonstraram diferenças na deformação com ou sem incorporação da estrutura de *nylon*.

Da mesma forma realizada para a extensão do *cantilever* até molar foi realizado o teste ANOVA para extensão de *cantilever* pré-molar. O teste ANOVA revelou haver significância estatística ( $p < 0,05$ ) para todos os grupos. Após o teste, aplicou-se o teste de Comparação Múltipla de Tukey para todos os fatores já que todos apresentaram diferença estatisticamente significativa, adotando-se nível de significância de 5%.

Tabela 2 – Deformação média e desvio padrão, extensão até pré-molares.

Estrutura de <i>nylon</i>	Strain 1	Strain 2	Strain 3	Strain 4
Presença	335,3 (32,4) B	214,58 (23,27) B	210,92 (58,70) B	59,58 (19,98) B
Ausência	505,0 (182,1) A	272,67 (34,61) A	270,42 (77,77) A	77,42 (14,21) A

\*Letras maiúsculas diferentes em colunas mostram diferenças estatísticas

Ao empregar-se o teste Tukey (5%) os resultados mostram que houve diferença entre a deformação em todos extensômetros, onde os menores resultados de deformação foram encontrados nos grupos reforçados com a fibra de *nylon*.

## 5.2 Carga máxima à fratura

Os valores obtidos no teste de carga máxima a fratura, estatística descritiva com o cálculo das médias e desvios padrão estão descritos abaixo.

Tabela 3 - Dados estatísticos ao aplicar-se ANOVA um fator para extensão até molares.

<b>Fonte</b>	<b>GL</b>	<b>SQ</b>	<b>QM</b>	<b>F</b>	<b>P</b>
<b>Fibras</b>	1	46466	46466	6,26	0,020
<b>Erro</b>	22	163290	7422		
<b>Total</b>	23	209756			

O teste ANOVA revelou haver significância estatística ( $p < 0,05$ ) para todos os grupos. Após o teste, aplicou-se o teste de Comparação Múltipla de Tukey para todos os fatores já que todos apresentaram diferença estatisticamente significativa, adotando-se nível de significância de 5%.

Tabela 4 – Média (N), desvio padrão e teste Tukey (5%) para diferentes extensões e incorporação e não incorporação da estrutura .

<b>Fibras</b>	<b>Molares</b>
<b>Presença</b>	393,45 (95,02) A
<b>Ausência</b>	305,45 (76,27) B

\*Letras maiúsculas diferentes em colunas mostram diferenças estatísticas

Ao empregar-se o teste Tukey (5%) os resultados mostram que houve diferença entre a carga máxima à fratura quando houve ou não a incorporação da fibra de *nylon*. Os maiores resultados de carga máxima foram encontrados nos grupos reforçados, ou seja os grupos com a incorporação da fibra resistiram a uma tensão maior até a sua fratura quando comparadas ao grupo sem reforço.

Tabela 5 - Dados estatísticos ao aplicar-se ANOVA um fator para extensão até pré molares

<b>Fonte</b>	<b>GL</b>	<b>SQ</b>	<b>QM</b>	<b>F</b>	<b>P</b>
<b>Fibras</b>	1	1371028	1371028	30,92	0,000
<b>Erro</b>	22	975452	44339		
<b>Total</b>	23	2346481			

O teste ANOVA revelou haver significância estatística ( $p < 0,05$ ) para todos os grupos. Após o teste, aplicou-se o teste de Comparação Múltipla de Tukey para todos os fatores já que todos apresentaram diferença estatisticamente significativa, adotando-se nível de significância de 5%.

Tabela 6 – Média (N), desvio padrão e teste Tukey (5%) para diferentes extensões e incorporação e não incorporação da estrutura

Fibras	Pré-Molares
Presença	1083,3 (283,7) A
Ausência	605,3 (90,5) B

\*Letras maiúsculas diferentes em colunas mostram diferenças estatísticas

Ao empregar-se o teste Tukey (5%) os resultados mostram que houve diferença entre a carga máxima à fratura quando houve ou não a incorporação da fibra de *nylon*. Os maiores resultados de carga máxima foram encontrados nos grupos reforçados, ou seja os grupos com a incorporação da fibra resistiram a uma tensão maior até a sua fratura quando comparadas ao grupo sem reforço.

### 5.3 Análise de elementos finitos

Dois grupos foram modelados (com fibra ou sem fibra) no software CAD (Rhinoceros 4.0 - McNeel North America, Seattle, WA, USA), seguindo a técnica do BioCAD.

Os modelos foram exportados em formato *stp* para o Software CAE Ansys (version 16.0, Ansys Canonsburg, PA) e aplicado um modelo experimental de análise estrutural mecânica.

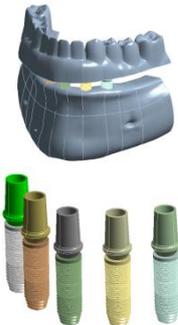
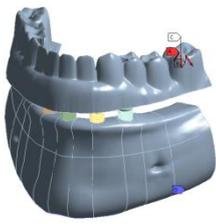
Parâmetros:

- a) 150N fracionados em três áreas de contato na fossa central, normal a superfície
- b) fixação da base da mandíbula em toda a sua extensão, igualmente ao setup experimental;
- c) todos os contatos foram considerados perfeitamente colados;
- d) Todos os materiais foram considerados homogêneos, lineares elásticos e isotrópicos.

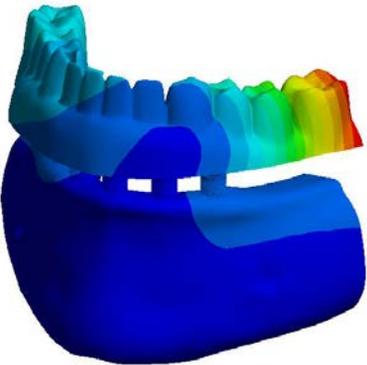
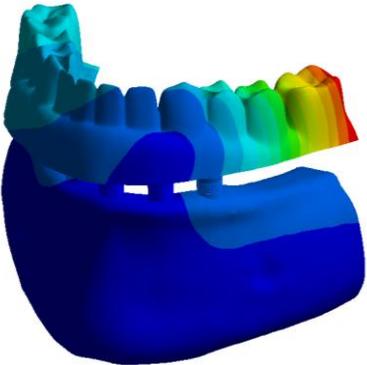
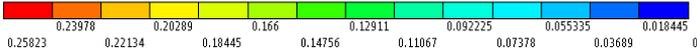
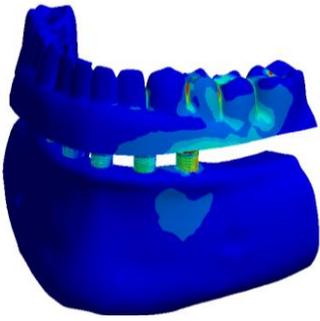
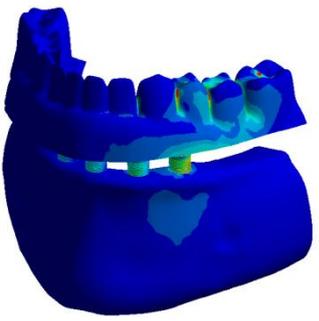
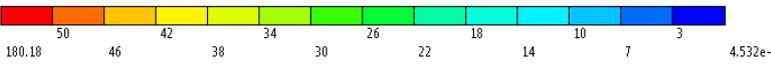
Tabela 7 - Propriedades dos materiais usados para a simulação.

Material	Young's modulus [GPa]	Poisson's Ratio	Referências
Resina Acrílica	8,3	0,28	
<i>Nylon</i> modificada	6,1	0,34	Sonelastic
Poliuretano	4,17	0,3	
Titânio	104,8	0,34	

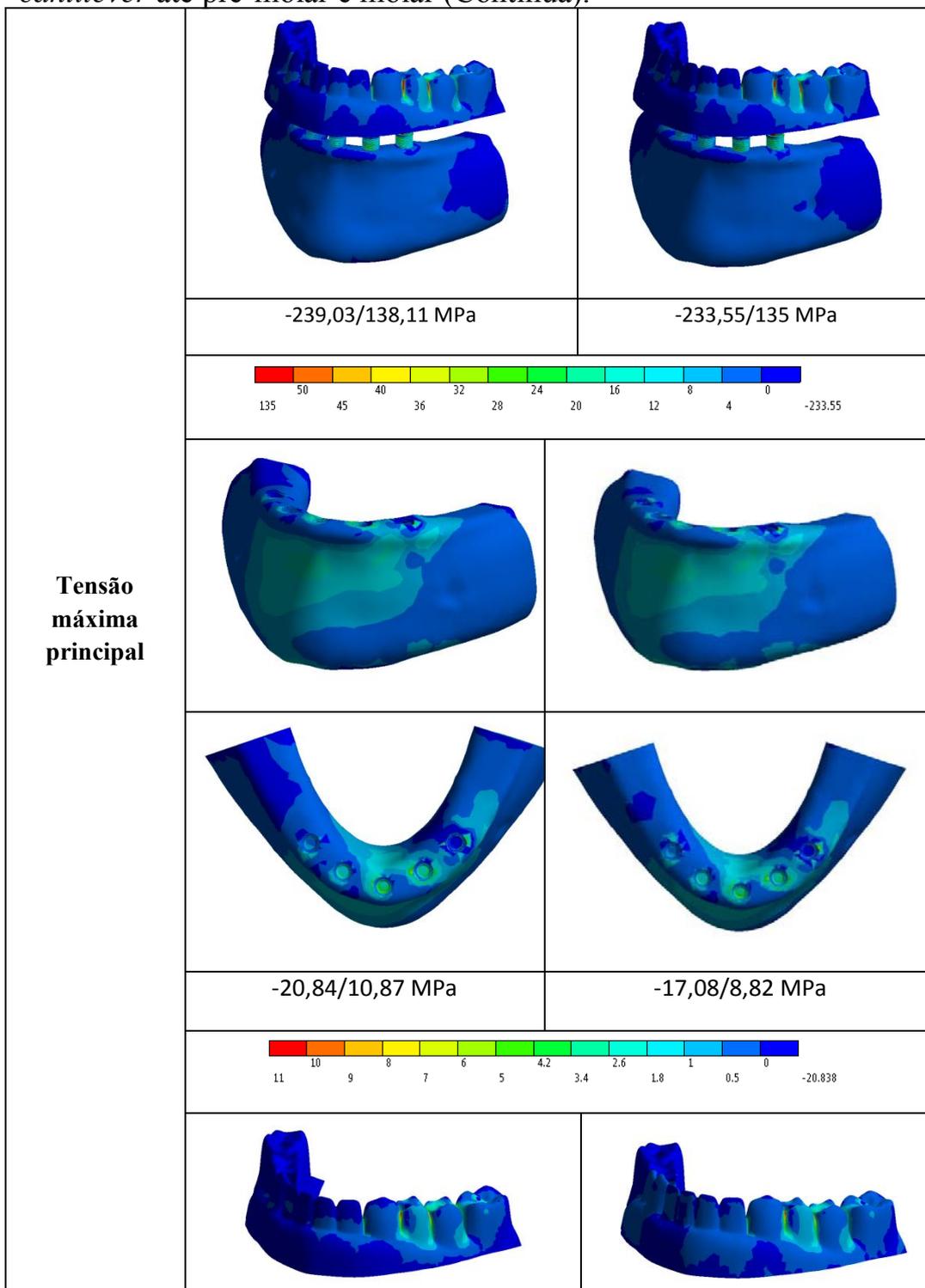
Quadro 3 – Relatório da análise de elementos finitos para extensão de *cantilever* até pré-molar e molar (Continua).

	Grupos	
	Sem fibra	Com fibra
<b>Geometria</b>		
<b>Elementos/nós</b>	313369/192110	975605/621529
		
<b>Contatos e conexões</b>	<p>Contacts</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Bonded - Osso To Impl 5</li> <li>✓ Bonded - Osso To Impl 4</li> <li>✓ Bonded - Osso To Impl 3</li> <li>✓ Bonded - Osso To Impl 2</li> <li>✓ Bonded - Osso To Impl 1</li> <li>✓ Bonded - Pilar 5 To Parafuso 5</li> <li>✓ Bonded - Pilar 5 To Impl 5</li> <li>✓ Bonded - Pilar 5 To Protese</li> <li>✓ Bonded - Parafuso 5 To Impl 5</li> <li>✓ Bonded - Impl 4 To Parafuso 4</li> <li>✓ Bonded - Impl 4 To Pilar 4</li> <li>✓ Bonded - Parafuso 4 To Pilar 4</li> <li>✓ Bonded - Pilar 4 To Protese</li> <li>✓ Bonded - Pilar 3 To Parafuso 3</li> <li>✓ Bonded - Pilar 3 To Impl 3</li> <li>✓ Bonded - Pilar 3 To Protese</li> <li>✓ Bonded - Parafuso 3 To Impl 3</li> <li>✓ Bonded - Impl 2 To Parafuso 2</li> <li>✓ Bonded - Impl 2 To Pilar 2</li> <li>✓ Bonded - Parafuso 2 To Pilar 2</li> <li>✓ Bonded - Pilar 2 To Protese</li> <li>✓ Bonded - Pilar 1 To Parafuso 1</li> <li>✓ Bonded - Pilar 1 To Impl 1</li> <li>✓ Bonded - Pilar 1 To Protese</li> <li>✓ Bonded - Parafuso 1 To Impl 1</li> </ul>	<p>Contacts</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>✗ Bonded - Fibra To Pilar 4</li> <li>✓ Bonded - Fibra To Protese</li> <li>✓ Bonded - Mandibula To Impl 5</li> <li>✓ Bonded - Mandibula To Impl 4</li> <li>✓ Bonded - Mandibula To Impl 3</li> <li>✓ Bonded - Mandibula To Impl 2</li> <li>✓ Bonded - Mandibula To Impl 1</li> <li>✓ Bonded - Pilar 5 To Parafuso 5</li> <li>✓ Bonded - Pilar 5 To Impl 5</li> <li>✓ Bonded - Pilar 5 To Protese</li> <li>✓ Bonded - Parafuso 5 To Impl 5</li> <li>✓ Bonded - Impl 4 To Parafuso 4</li> <li>✓ Bonded - Impl 4 To Pilar 4</li> <li>✓ Bonded - Parafuso 4 To Pilar 4</li> <li>✓ Bonded - Pilar 4 To Protese</li> <li>✓ Bonded - Pilar 3 To Parafuso 3</li> <li>✓ Bonded - Pilar 3 To Impl 3</li> <li>✓ Bonded - Pilar 3 To Protese</li> <li>✓ Bonded - Parafuso 3 To Impl 3</li> <li>✓ Bonded - Impl 2 To Parafuso 2</li> <li>✓ Bonded - Impl 2 To Pilar 2</li> <li>✓ Bonded - Parafuso 2 To Pilar 2</li> <li>✓ Bonded - Pilar 2 To Protese</li> <li>✓ Bonded - Pilar 1 To Parafuso 1</li> <li>✓ Bonded - Pilar 1 To Impl 1</li> </ul>
<b>Carregamentos e fixações</b>	 <ul style="list-style-type: none"> <li>A Force: -60. N</li> <li>B Force 3: -60. N</li> <li>C Force 4: -60. N</li> <li>D Fixed Support</li> </ul>	

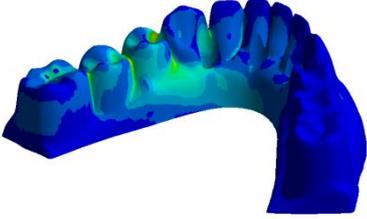
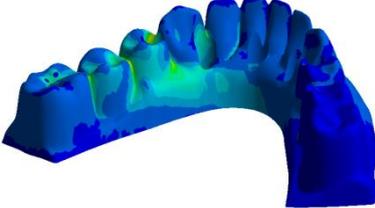
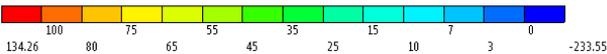
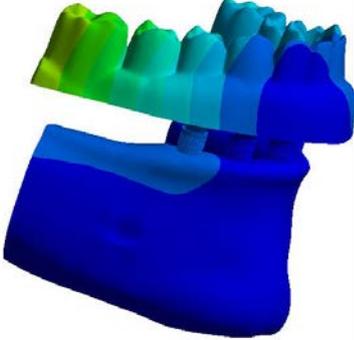
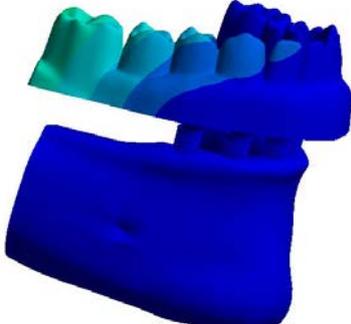
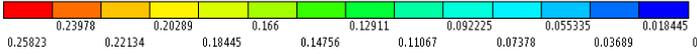
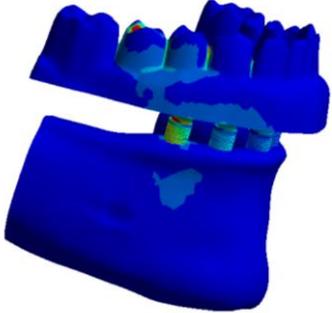
Quadro 3 – Relatório da análise de elementos finitos para extensão de *cantilever* até pré-molar e molar (Continua).

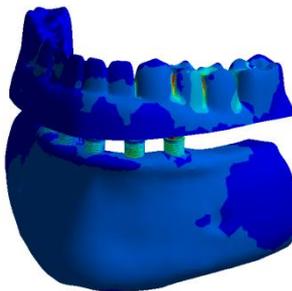
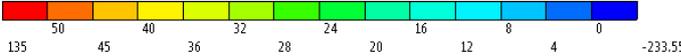
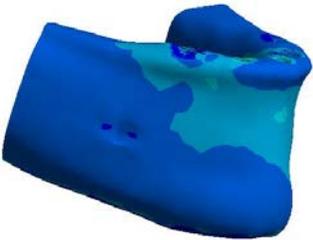
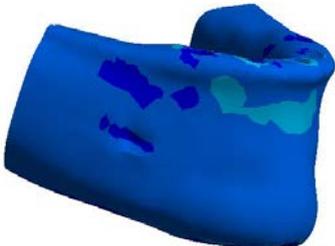
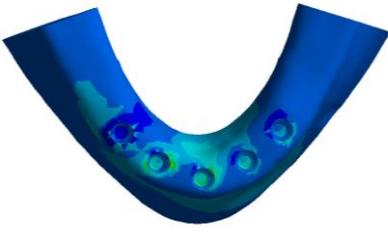
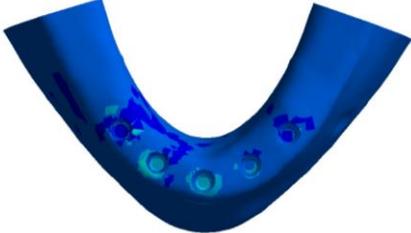
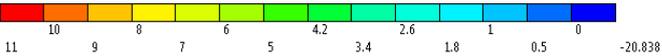
RESULTADOS [MPa]		
	Sem reforço	Com reforço
<b>Deslocamento total</b>		
	0,25685 mm	0,25823 mm
		
<b>Tensão de von Mises</b>		
	224,97 MPa	229,72 MPa
		
	<b>Sem reforço</b>	<b>Com reforço</b>

Quadro 3 – Relatório da análise de elementos finitos para extensão de *cantilever* até pré-molar e molar (Continua).

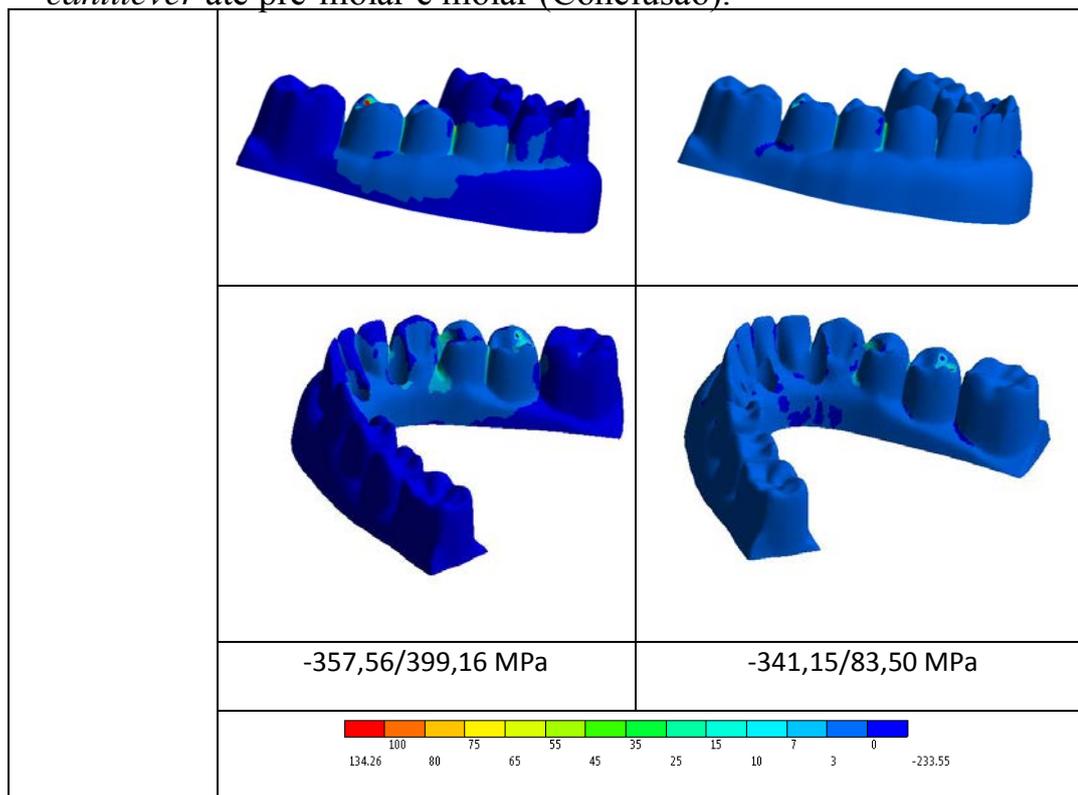


Quadro 3 – Relatório da análise de elementos finitos para extensão de *cantilever* até pré-molar e molar (Continua).

		
	-239,03/128,03 MPa	-233,55/134,26 MPa
	-20,84/10,87	-17,08/8,82
		
<b>Deslocamento total</b> <b>Pré-molar</b>	<b>Sem reforço</b>	<b>Com reforço</b>
		
	0,16146 mm	0,09691 mm
		
<b>Tensão de von Mises</b> <b>Pré-molar</b>		
	574,4 MPa	311,7 MPa

<p><b>Tensão máxima principal</b></p> <p><b>Pré-molar</b></p>	Sem reforço	Com reforço
		
	-339,43/128,11 MPa	-341,10/83,50 MPa
		
		
		
-13,14/9,68 MPa	-5,29/7,52 MPa	
		

Quadro 3 – Relatório da análise de elementos finitos para extensão de *cantilever* até pré-molar e molar (Conclusão).



## 6 DISCUSSÃO

### 6.1 Quanto ao material de confecção e seu reforço

As próteses do tipo protocolo sobre implantes confeccionadas como peças temporárias em resina acrílica apresentam uma série de praticidades técnicas de processamento e boa aceitação pelos tecidos bucais. No entanto, as características mecânicas dos polímeros de PMMA podem determinar algumas limitações, das quais destacam-se resistência à flexão relativamente baixa o que contribui para ocorrências de fratura como citada por Woelfel (1977) e Paes Junior et al. (2006). Para van Noort (2004), alguns tipos de fraturas estão associados à fadiga à flexão e são as causas de cerca de 10% das fraturas que causam insucessos às próteses.

A busca por prevenir esta fragilidade tem impulsionado o desenvolvimento de materiais e técnicas que possibilitem a melhoria da resistência à flexão e ao impacto das resinas acrílicas (Bastos, 2003).

Em estudo de Gonçalves, 2012, a incorporação na resina acrílica de uma estrutura modificada de *nylon* modificada por sílica apresentou resultados prósperos quanto a resistência a flexão o que levou os autores a dar continuidade as pesquisas e incorporá-la em

novos materiais (Almeida et al., 2015). O projeto precursor a este estudo avaliou a associação da estrutura à resina acrílica e a próteses totais mucossuportadas.

Hoje sabemos que a osseointegração é um fenômeno mais complexo do que se imaginava, haja vista que os conceitos de reabilitação estão evoluindo com o surgimento de implantes mais curtos e em menor número para reabilitações de arco total (Mesquita et al., 2007). Esse fato nos faz repensar quanto a utilização de *cantilever* e sua extensão além de técnicas que promovam maior resistência aos materiais de cobertura associado a melhor distribuição de tensões ao longo de todo sistema prótese/implante/osso, gerando menores custos aliados ao sucesso do sistema.

No presente estudo a opção foi incorporar este produto de reforço em próteses mandibulares do tipo protocolo apoiada sobre 5 implantes sem barra metálica numa alusão ao que seria feito na prática clínica quando as próteses temporárias são confeccionadas em planos de tratamento do tipo carga imediata. A ideia neste estudo foi aliar os bons resultados pregressos obtidos quando do reforço da resina acrílica, com o fato da prótese protocolo apresentar uma região em extensão livre mais sujeita a ocorrência de fraturas da peça, deficiência esta que poderia ser suprida com o acréscimo da estrutura de *nylon*.

Como esta estrutura de reforço foi pré dimensionada entendeu-se ser interessante confeccionar peças protéticas que

simulassem em parte uma situação clínica, sobretudo no tocante às dimensões das próteses e, ao apoio dos elementos de implantes.

A metodologia aqui desenvolvida apesar de necessitar de alto detalhamento para ser definida, mostrou-se exequível do ponto de vista técnico laboratorial, o que pode permitir futuras análises clínicas.

No que tange aos testes propostos para análise de carga máxima à fratura, apesar de não condizer exatamente com uma situação clínica, tampouco caracteriza a situação de envelhecimento de corpo de prova, proporcionou importantes observações no comparativo entre as situações propostas.

Os resultados de carga máxima à fratura para prótese reforçada apresentaram-se de forma satisfatória quando comparada a prótese protocolo provisória convencional, mostrando diferenças estatísticas independentemente da extensão do *cantilever*. Extrapolando o estudo para uma prótese protocolo com barra metálica, onde foi realizada uma comparação numérica usando apenas um corpo de prova, os valores de carga máxima à fratura se apresentaram muito próximos quando comparados ao reforço com a fibra de *nylon* modificada (Fibra de *nylon* -pré-molar: 1339,66 N/ molar: 480,76 N; Barra metálica - pré-molar: 1217,48 N/ molar: 537,40 N).

Os resultados promissores podem ser justificados pelo desenho da estrutura o qual não apresenta fibras entrelaçadas, e sim foi idealizada e injetada em um único corpo, o que facilitou uma distribuição uniforme e unidirecional de cargas, o que pode justificar

boas propriedades mecânicas gerando resultados estatisticamente superiores de carga máxima à fratura, como também obtido em estudo de Almeida et al. (2015). Que apesar de não se tratar da mesma metodologia e material da prótese, também utilizou o teste de carga máxima à fratura para este tipo de reforço estrutural.

A falha da prótese causada pela sua trinca ou fratura deu-se na região do ultimo implante, próxima a região onde a carga foi aplicada. Para os grupos com extensão até molar todos os corpos de provas foram fraturados, já para extensão até pré-molar a grande maioria dos corpos de prova apenas sofreram uma trinca, e mantiveram-se conectados, sem a evolução até sua fratura. Fato este que pode ser justificado por cargas aplicadas mais distantes ao ultimo ponto de apoio geram maiores tensões ao sistema, fazendo com que esse frature, levando ao seu insucesso.

## **6.2 Quanto a distribuição de tensões**

O foco principal dos estudos com implantes tem sido a longa data, a osseointegração e o sucesso clinico prótese, implante e osso. Autores como Pjertusson et al.(2007) relataram insucessos deste sistema sendo causas principais fatores biomecânicos. Vale ressaltar a diversidade de fatores que influenciam o padrão de dissipação de tensões frente ao tecido ósseo como o número e distribuição dos implantes, eixo de inclinação dos implantes, esquema de esplintagem

destes, sua superfície oclusal, as propriedades do material constituinte da infraestrutura, os diferentes formatos de secção transversal, formato das infraestruturas e a extensão de *cantilever* (Skalak, 1983; Weinberg, 2001). Vale ressaltar no presente estudo, a situação crítica de expor 3mm da rosca do implante seguindo parcialmente a norma ISO 14801:2007, fato que pode ter influenciado os valores de microdeformações.

A literatura é vasta quanto a indicações e limitações frente ao uso de extensões em *cantilever* em próteses implantossuportadas variando suas extensões até o limite máximo de 15 a 20 mm, sendo a extensão ideal preconizada em estudo de Bornstein et al.(2008) de 7 mm. Sua utilização pode induzir a zonas de concentrações de tensões no tecido ósseo levando a reabsorções ósseas marginais, fraturas e perda dos implantes. O simples fato da utilização de extensões em *cantilever* acentua de forma significativa o efeito de forças oclusais aplicadas as quais são transmitidas ao tecido ósseo em decorrência do aumento do braço de alavanca e, ao fato de estar mais próximo a articulação temporomandibular (Rangert et al., 1989).

No presente estudo as extensões de *cantilever* apresentaram em 5 mm e 15 mm (pre molar /molar respectivamente) visando atingir desde uma extensão aceitável até o limite máximo proposto pela literatura, onde os grupos com as menores extensões (Cde, Nde) apresentaram os menores valores de micro deformações quando comparados aos grupos com extensão de 15 mm (Clde, Nlde), o que pode justificar os maiores valores de carga máxima à fratura,

onde as menores deformações fizeram o corpo de prova resistir mais antes de fraturar.

É notório que a qualidade óssea para instalação de implantes é de extrema importância. O osso adjacente aos implantes é composto de trabéculas e lamelas que variam de tamanho e número entre regiões, variam conforme a idade, estado funcional e fatores sistêmicos do paciente, segundo Sahin et al., 2002 o que dificulta sua padronização para um modelo experimental. Além disso, o uso de osso bovino ou humano pode dificultar a colagem dos extensômetros devido a superfície úmida do osso e o fato de que os carregamentos deveriam ser realizados em pequeno espaço de tempo. Visando facilitar a confecção e a reprodução do modelo experimental, diversos estudos *in vitro* (Akça, Iplikçioğlu 2002; Çehereli et al., 2002) têm empregado materiais considerados homogêneos e isotrópicos, isto é, materiais onde as propriedades são as mesmas em todas as direções como o poliuretano. Material este que foi eleito para confecção dos modelos experimentais. Este apresenta propriedade elástica uniforme e módulo de elasticidade semelhante ao osso medular humano (poliuretano: 3,6 GPa e osso medular humano: 4,0 a 4,5 GPa. Estudos recentes vêm utilizando a resina de poliuretano para análises de cargas biomecânicas sobre implantes validando o uso deste material (Nishioka et al., 2011; Vasconcellos et al., 2011; Moretti Neto et al., 2011).

De acordo Kim et al., 2005 os estímulos mecânicos devem ser acima da faixa descrita de desuso (100), pois o estímulo abaixo deste valor gera remodelação óssea por reabsorção. Porém

estes valores de estímulo não podem ultrapassar o limite fisiológico (4000) que também levariam a reabsorção. Os valores obtidos neste estudo não ultrapassaram o limiar fisiológico de 4000 estabelecido pelos autores acima citados.

A distribuição de tensões entre os componentes do sistema prótese/implante/osso, a reação de cada parte deste sistema e a mensuração das tensões transmitidas são importantes para a compreensão do processo biomecânico da distribuição de carga (Suedam et al., 2009).

Os maiores valores de deformação no poliuretano encontrados no estudo se deram na parede vestibular do implante localizado mais anterior, como comprovado pelos valores encontrados e pelos resultados de elementos finitos no quadro 3. Este fato pode ser justificado pelo corpo de prova ser um arco (prótese total provisória); pela linha de fulcro passar pelos implantes mais posteriores gerando uma alavanca no implante mais anterior, desta forma o “osso” sofreu a maior deformação na vestibular do mais anterior. O que justifica a disposição da estrutura passando pela vestibular do implante mais anterior, visando suportar essas maiores cargas, e seu posicionamento de forma entrelaçada visando uma melhor fixação e o acompanhamento das maiores deformações.

Estes resultados são discordados de alguns estudos *in vitro* (Rubo, Capello Souza, 2010) e *in vivo* (Ducky et al., 2001), onde verificaram que as maiores micro deformações ocorreram nos extensômetros localizados próximo ao ponto de aplicação de carga, indicando que as tensões produzidas ao redor dos implantes são

dependentes do local do carregamento. O que os resultados encontrados pela análise de elementos finitos tendem a nos mostrar (Quadro 3) é que a prótese protocolo sofre a maior deformação no local da carga juntamente a cabeça do implante, porém o osso sofre a maior deformação na região mais anterior como explicado anteriormente. Vale ressaltar que os modelos obtidos em FEA caracterizam-se pela isotropia, homogeneidade e linearidade, e a complexidade da estrutura obtida no desenho reflete nossos dados obtidos

### **6.3 Extensometria**

A aplicação de técnicas de engenharia em Odontologia tem ajudado a compreender os aspectos biomecânicos dos implantes e das próteses implantossuportadas, técnicas como a análise fotoelástica e tridimensional (Akça, Iplikçioğlu 2002; Rubo, Capello Sousa 2010) de elementos finitos, as análises matemáticas e a extensometria (Suedam et al., 2009; Nishioka et al., 2011; Vasconcellos et al., 2011)

A extensometria é uma técnica de medição e registro da micro deformação, que envolve a utilização de extensômetros ou extensometrias e equipamentos específicos, criando circuito elétrico denominado de “Ponte de Wheatstone” (Kim et al., 2005). A quantidade e a localização dos extensômetros no circuito elétrico é

que determinará o seu arranjo. Estes normalmente possuem áreas ativas de cerca de 2 a 10 mm e baseado na sua geometria e no principio da condutividade elétrica, o que é capaz de mensurar com grande precisão as deformações no local onde está colado. Assim, quando uma força é aplicada sobre um material, ocorre uma alteração da resistência elétrica do material, sendo que a tração aumenta a resistência e a compressão diminui a mesma. Esta variação da resistência é captada pelo extensômetro e transformada em unidades de deformação (Kim et al., 2005). Dependendo do local de avaliação escolhido, os extensômetros podem ser colados próximos aos implantes (Akça, Iplikçioğlu 2002; Nishioka et al., 2011; Vasconcellos et al., 2011), sobre os implantes (Çehreli et al., 2002), sobre os pilares protéticos (Suedam et al., 2009;; Kim et al., 2005) e sobre a estrutura metálica da prótese. Sendo assim, a localização do extensômetro determinará a análise das tensões e os resultados. No presente estudo os extensômetros foram colados a 5mm da rosca do implante visando computar as deformações que chegam ao redor dos implantes.

Geralmente estudos biomecânicos em Implantodontia utilizam pequenos valores de carga, variando de 35 a 100 N (Akça, Iplikçioğlu 2002; Çehreli et al., 2002; Suedam et al., 2009). Alguns trabalhos utilizam dispositivos especiais de aplicação de carga (Akça, Iplikçioğlu 2002; Çehreli e al., 2002) e outros empregam máquinas de ensaio universal (Suedam et al., 2009), as quais podem realizar carregamentos extremamente elevados. Contudo, em 1995, Mericske-Stern et al. encontraram valores médios de máxima força oclusal para

molares e de  $293,2 \pm 98.3$  N para segundos pré-molares. Seguindo este estudo a quantidade de carga utilizada no presente estudo foi de 30 kgf ( $\pm 294$  N), e esta aplicada por meio do dispositivo de aplicação de carga (DAC-Vasconcellos e Nishioka, 2008).

Estes fatos servem como estímulo para mais estudos e melhor compreensão deste tipo de sistema, que pode vir a ser uma solução viável a um grande número de pacientes.

## 7 CONCLUSÃO

Podemos concluir que a incorporação da estrutura de reforço aumentou os valores de carga máxima independentemente da extensão do *cantilever*, além de apresentar menores valores de microdeformação ao redor de todos os implantes. As extensões de *cantilever* em pré-molar (5 mm) além de apresentarem os menores valores de micro deformação quando comparadas a extensão em molar (15 mm) também mostraram os maiores valores de carga máxima à fratura.

## 8 REFERÊNCIAS\*

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark, PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg. 1981 Dec;10(6):387-416.

Aglietta M, Siciliano VI, Zwahlen M, Bragger U, Pjetursson BE, Lang NP, et al. A systematic review of the survival and complication rates of implant supported fixed dental prostheses with *cantilever* extensions after an observation period of at least 5 years. Clin Oral Implants Res. 2009 May;20(5):441-51.

Akça K, Iplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of *cantilever* extensions in mandibular posterior edentulism. J Oral Rehabil. 2002 Apr;29(4):350-6.

Anusavice KJ. Phillips science of dental materials. 11 ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005

Anusavice KJ, Phillips, R.W. Philips dental materials. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1998.

Arita, C.A. Implant News. v.3, n.1, jan/fev. 2006.

Assif D, Marshak B, Horowitz A. A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. J Prosthet Dent. 1996 Mar;75(3):285-91.

Barbier L, Vander Sloten J, Krzesinski E, Schepers E, Van Der Perre G. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of dog. J Oral Rehabil. 1998 Nov;25(11):847-58.

Bastos LGC. Avaliação da resistência flexional, do módulo de elasticidade e do tipo de fratura de uma resina acrílica para restaurações provisórias: efeito de diversos reforços. [dissertação]. Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru: USP-Univ São Paulo; 2003.

Becker CM, Kaiser DA. Implant-retained *cantilever* fixed prosthesis: where and when. J Prosthet Dent. 2000 Oct;84(4):432-5.

Bevilacqua M, Tealdo T, Pera F, Menini M, Mossolov A, Drago C et al. Three-dimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and *cantilever* lengths. Int J Prosthodont. 2008 Nov-Dec;21(6):539-42.

Bornstein MM, Halbritter S, Harnisch H, Weber HP, Buser D. A retrospective analysis of patients referred for implant placement to a specialty clinic: indications, surgical rocedures, and early failures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008 Nov-Dec;23(6):1109-16.

Bozini T, Petridis H, Garefis K, Garefis P. A meta-analysis of prosthodontic complication rates of implant-supported fixed dental prostheses in edentulous patients after an observation period of at least 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011 Mar-Apr;26(2):304-18.

Bränemark P I. Osseointegration and its experimental background. *J. Prost. Dent*. 1983 Sep;50(3):399-409

Brasil Ministério da Saúde. Projeto SB Brasil 2003: condições de saúde bucal da população brasileira 2002-2003: resultados principais / Ministério da Saúde, Secretaria de Atenção à Saúde, Departamento de Atenção Básica. – Brasília: Ministério a Saúde, 2004.

Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. *J Prosthet Dent*. 1996 Nov;76(5):500-9.

Chapman, R.J. Principles of occlusion for implant prostheses: guidelines for position, timing, and force of occlusal contacts. *Quitessence Int*. 1989 Jul;20(7):473-80.

Ciftci Y, Canay S. Stress distribution on the metal framework of the implant supported fixed prosthesis using different veneering materials, *Int J Prosthodont*. 2001 Sep- Oct;14(5):406-11.

Coelho Goiato M, Pesqueira AA, Falcón-Antenucci RM, Dos Santos DM, Haddad MF, Bannwart LC et al.. Stress distribution in implant-supported prosthesis with external and internal implant-abutment connections. *Acta Odontol Scand*. 2013 Mar;71(2):283-8

Davies, S.J.; Gray, R.J.M.; Young, M.P.J. Good occlusal practice in the provision of implant borne prostheses. *Br Dent J*. 2002;192(2):79-82.

Drago C, Lazzara RJ. Guidelines for implant abutment Selection for partially edentulous patients. *Compend Contin Educ Dent*. 2010 Jan-Feb;31(1):14-20, 23-4, 26-7.

Emami E, Heydecke G, Rompre PH, de Grandmont P, Feine JS. The impact of implant-support for mandibular dentures on satisfaction, oral and general health-related quality of life: a meta-analysis of randomized-controlled trials. *Clin Oral Implants Res* 2009;20(6):533-44.

Falk H, Laurell L, Lundgren D. Occlusal force pattern in dentitions with mandibular implant-supported fixed *cantlever* prostheses occluded with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1989 Spring;4(1):55-62.

Frost, H.M. (1994). Wolff's law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod.* 1994;64(3):175-88.

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 Jun;20(6):601-7.

Glantz PO, Rangert B, Svensson A, Stafford GD, Arnvidarson B, Randow K, et al. On clinical loading of osseointegrated implants: a methodological and clinical study. *Clin Oral Implants Res.* 1993 Jun;4(2):99-105.

Goiato MC, Tonella BP, Ribeiro PP, Ferração R, Pellizzer EP. Methods used for assessing stresses in buccomaxillary prostheses: photoelasticity, finite element technique, and extensometry. *J Craniofac Surg.* 2009 Mar;20(2):561-4

Goncalves FCP. Influência da utilização de uma fibra de *nylon* modificada na resistência à flexão e alteração dimensional de resinas acrílicas. [dissertação]. São José dos Campos (SP): Faculdade de Odontologia de São José dos Campos; UNESP- Univ Estadual Paulista; 2012.

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 Apr-Jun;23(2):182-9.

Ha CY, Kin CW, Lim YJ, Jang KS. The effect of internal implant-abutment connection and diameter on screw loosening. *J Korean Acad Prosthodont.* 2005;43(3):379:92.

Isa Z.M, Hobkirk JA. The effects of superstructure fit and loading on individual implant units. Part 2: the effects of loading a superstructure with varying degrees of fit. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 1996 Mar;4(1):11-4.

Jackson, B.J. Occlusal principles and clinical applications for endosseous implants. *J. Oral Implantol.* 2003;19(5):230-4.

Jagger D. The effect of the addition of poly(methyl methacrylate) fibres on some properties of high strength heat-cured acrylic resin denture base material. *J Oral Rehabil.* 2003 Sep;30(9):231-5.

John J, Gangadhar SA, Shah I. Flexural strength of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or *nylon* fibers. *J Prosthet Dent.* 2001 Oct;86(4) : 424-7.

Kan JYK, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent*. 1999 Jan;81(1):7-13.

Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Impl Res*. 2005 Feb;16(1):26-35.

Krennmair G, Seemann R, Weinländer M, Krennmair S, Piehslinger E. Clinical outcome and peri-implant findings of four-implant-supported distal *cantilevered* fixed mandibular prostheses: five-year results. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013 May-Jun;28(3):831-40

Lindquist LW, Rockler B, Carlsson GE. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissueintegrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1988 Jan;59(1):59-63.

Lundgren, D.; Laurell, L. Biomechanical aspects of fixed bridgework supported by natural teeth and endosseous implants. *Periodontol* 2000 1994 Feb; 4:23-40.

Mangano C, Mangano F, Piattelli A, Iezzi G, Mangano A, LA Colla L. Prospective clinical evaluation of 1920 Morse taper connection implants. *Clin Oral Impl Res*. 2009 Mar;20(3):254-61.

McAlarney ME, Stavropoulos DN. Determination of *cantilever* length-anterior-posterior spread ratio assuming failure criteria to be the compromise of the prosthesis retaining screw-prosthesis joint. Int J Oral Maxillofac Implants. 1996 May-June;11(3):331-9.

Meric, G, Erkmen, E, Kurt, A, Tunc, Y, Eser, A. Influence of prosthesis type and material on the stress distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. J Dent Sci. 2011;6(1):25-32.

Mericske-Stern R, Assal P, Mericske E, Burgin W. Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. Int J Oral Maxillofacial Implants. 1995 May-June;10(3):345-53.

Mesquita AMM, Lancellotti ACRA, Tango RN, Costa CB, Souza ROA, Lombardo GHL et al.. Avaliação da distribuição de tensões por meio de extensômetros em próteses fixas implanto-suportadas em função do *cantilever*. Proceedings of the 24th SBPqO Annual Meeting: Braz Oral Res 2007;21(Suppl.1):205.

Misch CE . Implantas dentais contemporâneos. 3ª ed. Rio de Janeiro: Elsevier;2009.

Misch CE, Bidez M.W. Considerações sobre a oclusão das próteses implantossuportadas: oclusão protetora do implante e materiais

oclusais. In: MISCH, C.E. Implantes dentários contemporâneos. São Paulo: Santos; 2000. p. 609-28.

Moretti Neto RT, Tobias R, Hiramatsu DA , Suedam V , Conti PCR , Rubo JH. Validation of an experimental polyurethane model for biomechanical studies on implantsupported prosthesis: compression tests Journal of Appl Oral Sci. 2011 Jan-Feb;19(1):47-51.

Newell JA. Fundamentos da moderna engenharia e ciência dos materiais. Rio de Janeiro: LTC;2010.

Nishioka RS, Vasconcellos LG, Melo Nishioka GN. Comparative extensometria analysis of external and internal hexagon, morse taper, and influence of straight and offset implant configuration. Implant Dent. 2011 Apr;20(2):e24-32.

Ogawa T, Dhaliwal S, Naert I, Mine A, Kronstrom M, Sasaki K, et al. Effect of tilted and short distal implants on axial forces and bending moments in implants supporting fixed dental prostheses: an *in vitro* study. Int J Prosthodont. 2010 Nov-Dec;23(6):566-73.

Paes Junior TJA, Kiausinis V, Kimpara ET, Luchini LC. Estudo das resinas acrílicas para bases de próteses totais com relação à resistência à flexão e à quantidade de monômero residual superficial. RPG Rev Pós Grad. 2006;13(3):229-35.

Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent.* 1996 Dec;76(6):633-40.

Perez LEC. Influencia da adicao de reforco e ciclagem mecânica sobre a resistencia ao impacto de resinas para base reembasamento Imediato. [dissertação]. Araraquara (SP): Faculdade de Odontologia de Araraquara: UNESP- Univ Estadual Paulista; 2011.

Pesqueira AA, Goiato MC, Santos DM, Nobrega AS, Haddad MF, Andreotti AM et al. Stress analysis in oral obturator prostheses over parallel and tilted implants: photoelastic imaging. *J Biomed Opt.* 2013 Oct;18(6):106009

Pjetursson BE, Bragger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prosthesis (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs Review). *Clin Oral Implants Res.* 2008 Mar;19(3):326-8.

Quiryneen, M.; Naert, I.; Van Steenberghe, D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system. *Clin Oral Implants Res.* 1992 Sep;3(3):104-11.

Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Impl.* 1989 Fall;4(3):241-7.

Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995 May-Jun;10(3):326-34.

Reis JM, Vergani CE, Pavarina AC, Giampaolo ET, Machado AL. Effect of relining, water storage and cyclic loading on the flexural strength of a denture base acrylic resin. *J Dent.* 2006 Aug;34(7):420-6.

Rubo JH, Capello Souza EA. Finite-element analysis of stress on dental implant prosthesis. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010;12(2):105-13.

Rubo JH, Souza EAC. Finite element analysis of stress in bone around dental implants. *J Oral Implantol.* 2008;9:407-18.

Sahin S, Cehreli MC, Yalçin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. *J Dent.* 2002 Sep-Nov;30(7-8):271-82.

Santiago Junior JF, Pellizzer EP, Verri FR, de Carvalho PS. Stress analysis in bone tissue around single implants with different diameters

and veneering materials: a 3-D finite element study. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 2013 Dec;33(8):4700-14

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 Prosthetic Dent. 1996 Jan-Feb;76(2):165-9.

Shackleton JL, Carr L, Slabbert JC, Becker PJ. Survival of fixed implant-supported prostheses related to *cantilever* lengths. J Prosthet Dent. 1994 Jan;71(1):23-6.

Simamoto Júnior, P.C. Análise das tensões na estrutura de suporte em protocolos implanto-suportados com alteração do número e diâmetro das fixações. [tese]. Piracicaba (SP): Faculdade de Odontologia. UNICAMP - Univ Estadual de Campinas;2008.

Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. J Prosthet Dent. 1983 Jun;49(6):843-8.

Spiekermann H, Donath K, Jovanovic S, Richter EJ. Biomechanics. In: Spiekermann H Color atlas of dental medicine implantology. New York: Thieme Medical Publishers; 1995: 81-90.

Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-

dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998 Nov-Dec, 13(6): 781-90.

Sthipho HD. Repair of acrylic resin denture base reinforced with glass fiber. *J Prosthet Dent*. 1998 Nov;80(5):546-50

Suedam V, Souza EA, Moura MS, Jacques LB, Rubo JH. Effect of abutment's height and framework alloy on the load distribution of mandibular *cantilevered* implant-supported prosthesis. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20(2):196-200. Erratum in: *Clin Oral Implants Res*. 2009 Apr;20(4):430.

Taylor JC, Houdrum OS, Prasad A. Effects of joint configuration for the arc welding of 25cast Ti-6Al-4V alloy rods in argon. *J Prosthet Dent*. 1998 Mar;79 (3): 29-7.

Tirapelli C. Avaliação da resistência ao impacto e à flexão de resinas acrílicas reforçadas com fibra de vidro [dissertação]. Ribeirão Preto (SP): Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto- USP Univ de São Paulo; 2004.

Tonella BP, Pellizer EP, Ferraço R, Falcón-Antenucci RM, Carvalho PSP, Goiato MC. Photoelastic Analysis of cemented or screwed implant-supported prostheses with different prosthetic connections. *J Oral Implantol*. 2011 Aug;37(4):401-10.

Vallittu PK, Vojtkova H, Lassila VP. Impact strength of denture polymethyl methacrylate reinforced with continuous glass fibers or metal wire. *Acta Odontol Scand.* 1995 Dec;53(6):392-6.

Van Nort R. *Introdução aos materiais dentários.* 2ed, Porto Alegre: Artmed; 2004.

Vasconcellos LGO, Nishioka RS, Vasconcellos LM, Nishioka LNBM. Effect of axial loads on implant-supported partial fixed prostheses by extensometria analysis. *J Appl Oral Sci.* 2011Nov;19(6):610-5.

Vasconcellos LGO, Nishioka RS. Análise comparativa de dois aparelhos de aplicação de carga, por meio da extensometria. *Brazilian Oral Research.* 2008; 22:177.

Vasconcelos LW. Avaliação clínica e da frequência de ressonância, de implantes instalados por meio de técnica cirúrgica modificada na maxila e submetidos à função imediata. [tese]. Araçatuba (SP): Faculdade de Odontologia de Araçatuba- UNESP Univ Estadual Paulista; 2005.

Vojdani M, Khaledi, A., cartographer Transverse strength of reinforced denture base resin with metal wire and e-glass fibers. *J Dent.* 2006; 3(4):167-72.

Wang C, Li Q, McClean C, Fan Y. Numerical simulation of dental bone remodeling induced by implant-supported fixed partial denture with or without *cantilever* extension. Int J Numer Method Biomed Eng. 2013 Oct;29(10):1134-47

Weinberg, LA. Therapeutic biomechanics concepts and clinical procedures to reduce implant loading. Part II: therapeutic differential loading. J Oral Implantol. 2001;27(6):302-10.

Wie, H. Registration of localization, occlusion and occluding materials for failing screw joints in the Branemark implant system. Clin Oral Implants Res. 1995 Mar;6(1):47-53.

Woelfel JB. Processing complete dentures. Dent Clin N Am. 1977 Apr;21(2):329-38.

