

*Rodrigo Antonio de Medeiros*

**Análise da distribuição das tensões em próteses protocolo  
mandibulares com estruturas fresadas por CAD/CAM e  
confeccionadas pela técnica convencional: análise pela  
fotoelasticidade e extensometria**

**Araçatuba - SP  
2016**



*Rodrigo Antonio de Medeiros*



**Análise da distribuição das tensões em próteses protocolo mandibulares com estruturas fresadas por CAD/CAM e confeccionadas pela técnica convencional: análise pela fotoelasticidade e extensometria**

Tese de doutorado apresentada à Faculdade de Odontologia do Câmpus de Araçatuba – Unesp, para a obtenção do Grau de “Doutor em Odontologia” – Área de Concentração Prótese Dentária

**Orientador:** Prof. Titular Marcelo Coelho Goiato

**Araçatuba – SP  
2016**

Catálogo na Publicação (CIP)

Diretoria Técnica de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

Medeiros, Rodrigo Antonio de.

M488a Análise da distribuição das tensões em próteses protocolo mandibulares com estruturas fresadas por CAD/CAM e confeccionadas pela técnica convencional : análise pela fotoelasticidade e extensometria / Rodrigo Antonio de Medeiros. -

Araçatuba, 2016

88 f. : il. ; tab.

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista,

Faculdade de Odontologia de Araçatuba

Orientador: Prof. Marcelo Coelho Goiato

1. Implantes dentários 2. Biomecânica 3. Prótese mandibular

I. Título.

Black D3

CDD 617.69

# *Dedicatória*

# *Dedicatória*

**À toda minha família,**

que com todo seu carinho e amor infinito me apoiou durante essa jornada da pós-graduação, me incentivando nos momentos de fraqueza e comemorando nos momentos de vitória. Obrigado por acreditar e investir em mim, a dedicação de vocês foi fundamental para essa conquista. A presença de vocês, seja por uma ligação ou uma mensagem no celular significava segurança e a certeza que não estava sozinho nessa jornada.

*“Sonhe com aquilo que você quer ser, porque você possui apenas uma vida e nela só se tem uma chance de fazer aquilo que quer.”*

*Clarice Lispector*

*Agradecimentos*

*Especiais*

# *Agradecimentos Especiais*

---

Agradeço inicialmente à **Deus**, pelo dom da vida, por minha família, pela minha noiva, pelos meus amigos e por todas as bênçãos e certeza que estou trilhando o caminho certo para conquistar o meu sonho. Obrigado por nunca me abandonar e me guiar para o meu destino. Agradeço por colocar na minha vida pessoas que me apoiam em todas decisões tomadas e me dão forças nos tropeços e incertezas da vida.

*“Deus é o dono de tudo. Devo a Ele a oportunidade que tive de chegar aonde cheguei. Muitas pessoas têm essa capacidade, mas não têm essa oportunidade. Ele a deu para mim, não sei por quê. Sei que não posso desperdiçá-la.”*

*Ayrton Senna*

Aos meus pais **Bartolomeu e Maria da Guia**, a vocês eu devo agradecer tudo. Sempre tiveram amor incondicional, dedicação e comprometimento, não apenas na minha formação profissional, mas acima disso na minha educação e crescimento como ser humano. Obrigado pela paciência e apoio durante minha pós-graduação. Morar longe de vocês e da minha família toda não foi fácil, mas mesmo assim vocês sempre estiveram presentes em todos os momentos. Muito obrigado pela minha criação e educação que me tornou o homem que sou hoje em dia. Caráter, honestidade e simplicidade sempre foram os valores ensinados e cobrados por vocês.

Eu, Rafael, Daniela e Denise reconhecemos e admiramos todo o esforço que vocês fizeram para nos dar a melhor educação possível, muitas das vezes em detrimento das suas próprias realizações pessoais. Obrigado pela tamanha dedicação.

Deus não poderia ter me colocado em uma família melhor. Agradeço muito por vocês serem meus Pais!!!!

*“Os filhos não precisam de pais gigantes, mas de seres humanos que falem a sua linguagem e sejam capazes de penetrar-se o coração.”*

*Augusto Cury*



Aos meus irmãos **Denise, Rafael e Daniela**, obrigado pelo apoio e incentivo diário. Vocês foram e são fundamentais para essa conquista. Obrigado pela amizade, companheirismo, ajuda, broncas, brincadeiras, brigas e todas as experiências que irmãos podem ter. Sem vocês minha vida seria vazia.

Obrigado também aos meus cunhados **Felipe e Raisa**, a minha tia **Erivânia** e seu marido **Anderson**. Obrigado pelo apoio ao longo dessa jornada.

Obrigado aos pequenos **Luiz Felipe, Ana Beatriz e Pedro Lucas** que apesar de crianças me deram muita paz e alegria durante esse caminho.

Obrigado à tia **Grigória** que sempre me apoiou em todas as minhas decisões. Sem a ajuda da senhora esse sonho não seria possível. Obrigado pela dedicação que tem pelo meu crescimento pessoal e profissional. Essa conquista também é da senhora.

Aos meus demais familiares, obrigado pelo apoio, suporte e paciência que tiveram comigo durante esse período morando longe de todos.

Obrigado por tudo. Amo vocês!!!

*“Ter um irmão é ter, para sempre, uma infância lembrada com segurança em outro coração”*

*Tati Bernardi*

À minha amada noiva **Danielle**, obrigado por me fazer uma pessoa cada dia mais especial. Você foi fundamental para que eu alcançasse essa conquista. Obrigado pelo apoio e por me incentivar cada dia mais a buscar e realizar novos sonhos. Agradeço a Deus por ter colocado na minha vida uma pessoa tão linda, especial, de coração bom e puro e que me ama do jeito que eu sou. Obrigado pelo conforto em momentos difíceis e por lutar comigo para realizar meu sonho. Eu te amo!!!

“Afinal, quem eu sou? Sou anjo ou seu amor? Tenho asas? Anjos protegem, cuidam, aparecem invisíveis, humanos também quando amam, quero dizer que já não importa, saber de onde vem, se tudo que sou é amor, mas se ainda assim quiser voar, te apresento as estrelas, te mostro outros alados, Deus, a vida celeste, até voltarmos para casa, mais uma vez, humanos, nos amarmos, até morrermos, para dizer que é seu o anel, sou seu amor na Terra, e seu Anjo no céu!”

*Saulo Fernandes*

Ao meu orientador **Professor Marcelo Coelho Goiato**, pela confiança e amizade ao longo desses anos. Obrigado professor por todas as oportunidades que o senhor me proporcionou durante minha pós-graduação. Tudo o que conquistei durante essa etapa eu devo ao senhor. Sempre me incentivando, cobrando, orientando, destinando trabalhos para eu realizar. Todas as pequenas conquistas que estou alcançando são nossas conquistas. Obrigado por acreditar em mim e me tornar um orientado da sua confiança. Sua dedicação e competência são exemplos que quero seguir. Espero profundamente que nosso ciclo de amizade e trabalho não acabe com o fim do doutorado. Iremos sempre estar em contato para parcerias científicas e pessoais. Obrigado por não ser só meu orientador, mas sim um amigo.

*“Se não fosse imperador, desejaria ser professor. Não conheço missão maior e mais nobre que a de dirigir as inteligências jovens e preparar os homens do futuro.”*

*Dom Pedro II*

# *Agradecimientos*

# Agradecimentos

---

À **Professora Daniela Micheline dos Santos**. Obrigado Dani por todo o aprendizado, apoio e suporte que você me deu durante esses anos. Tenho uma enorme admiração por você, sua dedicação e trabalho. Você é um exemplo que não só nós alunos de pós-graduação devemos seguir, mas também alguns outros professores. Obrigado pela amizade e carinho que você sempre demonstrou por mim. Você é muito importante para essa conquista.

Ao **Professor Aldiéris Alves Pesqueira** por toda a amizade e confiança que você tem em mim. Aldinho, você foi a primeira pessoa que tive contato e que se tornou meu amigo em Araçatuba. Obrigado por todo o aprendizado, pelos trabalhos juntos, pelas experiências trocadas. Você é, além de um grande profissional, um grande amigo. Obrigado por me acolher mensalmente na sua casa e por tolerar meu mau humor.

Ao **Professor Mário Alexandre Coelho Sinhoreti** por ter aceito fazer parte da minha banca de doutorado. Sempre me falam da grandeza e da simplicidade do senhor. Tive a oportunidade de ter um artigo publicado com você e sempre notei a sua disposição em responder rapidamente os e-mails e as minhas dúvidas. Obrigado professor.

À **Professora Marcela Filié Haddad**. Obrigado Mazinha por ser essa pessoa tão maravilhosa. Você com sua alegria tornava meus dias melhores. Obrigado por contribuir na minha formação pessoal e profissional. Você é um exemplo de competência e alegria.

Aos professores do Departamento de Prótese, em especial ao professor **Humberto Gennari Filho, Aimeé Maria Guiotti, Karina Helga, Túrcio de Carvalho, Fellipo Ramos Verri, Eduardo Piza Pellizzer, Paulo Renato Junqueira Zuim, Renato Salviato Fajardo, Stefan Fiuza de Carvalho Dekon, Débora Barros Barbosa** por

todos os ensinamentos. Cada um de vocês tiveram uma contribuição significativa para minha formação e aprendizado.

Aos funcionários do Departamento de Prótese **Magda, Carlão, Eduardinho, Bia, Dalete, Jânder, Ana Marcelina, e ao Marquinho** pela ajuda e disponibilidade nesse período. Obrigado por tornar o ambiente mais familiar e agradável de trabalhar.

Aos **alunos de iniciação científica** que conviveram comigo no período da pós-graduação. Não vou citar todos aqui para não esquecer ninguém, já que foram muitos. Obrigado pela confiança que vocês tiveram no meu trabalho e pela amizade ao longo desses anos.

À minha amiga **Emily Vivianne Freitas da Silva**, pela amizade e carinho durante esses anos. Você é uma pessoa de muita garra e muita inteligência. Seu futuro será brilhante e de muito sucesso. Espero continuar trabalhando com você por muitos e muitos anos. Nossa parceria de trabalho e amizade funcionam tão bem que faz eu te implorar para vir morar em Brasília. Obrigado por ser tão fundamental e especial. Agradeço também ao seu querido marido **Dante Bonfim** por ser um exemplo de honestidade, determinação e caráter. Além de tudo isso é um grande amigo. Também agradeço à querida e amada **Dona Benedita** que nos adotou nos seus períodos em Araçatuba. Tenho certeza que essa amizade vai durar muitos anos. Obrigado dona Bene pelo incentivo para eu pedir a Dani em casamento.

Ao meu amigo **Sandro Basso Bitencourt**, que chegou quietinho e foi tomando seu espaço. Você não é grande de tamanho, mas de coração é enorme. Obrigado pela ajuda e companheirismo durante esses dois anos de convivência. Sua ajuda foi fundamental para que aprendêssemos juntos uma metodologia nova que foi utilizada nesse trabalho. Seu futuro também será brilhante, graças a sua imensa dedicação aos seus projetos de vida. Obrigado por tudo!!!

À minha amiga **Mariana Vilela Sônego**. Marizita, obrigado pelas risadas, implicâncias, churrascos, apoio em momentos difíceis. Obrigado também por me ajudar em vários trabalhos que fizemos juntos. Espero não perder contato com você e que nossa amizade continue para sempre.

À minha amiga **Liliane da Rocha Bonatto Drummond**, que apesar de nos abandonar, foi muito importante para essa conquista. Lili, você é muito especial, amiga e trabalhadora. Apesar de ter se mudado nossa amizade continua a mesma, com as mesmas implicâncias e brincadeiras. Te admiro muito!!!

Nesses anos em Araçatuba formei uma nova família bem típica. Uma irmã querida, bem focada e determinada (Emily), uma irmã implicante e cheia de brincadeiras (Mari), um irmão bonzinho de coração enorme que ajuda todo mundo (Sandro) e uma irmã amiga e rebelde que nos abandonou (Lili). Obrigado pelas experiências e anos de convivência.

Agradeço também a minha querida amiga **Caroline Cantieri de Melo**, por ser tão amada e fofa. Carolzinha, você foi a primeira da turma da pós-graduação da nossa geração que abriu as portas para minha amizade. Você sabe o quanto eu gosto e admiro você. Coração bom, grande e amável. Não quero perder contato com você jamais.

A minha amiga **Agda Marobo Andreotti**, pela ajuda e amizade durante essa jornada. Entramos juntos e ao longo desses anos, brigamos e fazemos as pazes. Hoje em dia considero você uma grande amiga com um potencial imenso. Conte sempre comigo para o que você precisar. E obrigado por trazer para nossas vidas o querido **Lucas Vieira** que também é um grande amigo e nos ajuda em tudo que ele pode.

Aos demais amigos que passaram pela minha vida durante esse período de pós-graduação: **Laura Molinar, Fábio Martins, Victor Batista, Lucas Silveira, Hiskell,**

**Cleidiel, Ebele, Nara, Daniel Almeida, Valentim Barão, Amália Moreno, Aline Takamiya**, pela convivência e aprendizado ao longo desses anos.

Agradeço também aos meus professores da Universidade de Brasília, em especial à **Aline Úrsula, Leandro Hilgert, Lucas Tabata, Maria do Carmo, Soraya Leal, Simone Otero, Carlos Gramani, Newton Braga, André Leite, Paulo Tadeu e André Cortez** que me ensinaram sobre Odontologia. Vocês são importantes para meu crescimento profissional e despertaram em mim a vontade de seguir a carreira acadêmica.

À família da minha noiva **Dalton, Deniusa, Dalton Júnior e Danilo**, obrigado pelo apoio ao longo dessa jornada e pelo imenso carinho que vocês têm por mim.

À **Faculdade de Odontologia de Araçatuba** pelo acolhimento oportunidade de realização do curso de Doutorado. Agradeço pelo empenho e dedicação para o crescimento faculdade.

À **CAPES** pelo financiamento do meu doutorado, concedendo bolsa durante os primeiros oito meses.

À **FAPESP** pelo auxílio pesquisa e bolsa de doutorado, favorecendo a confecção e compra de todo o material utilizado no trabalho (Processo FAPESP 2014/11605-3 e FAPESP 2014/14088-0).

À **Universidade de Brasília** pela minha graduação em Odontologia, que me deu capacidade de lutar pelos meus sonhos. Obrigado por todas as oportunidades de iniciações científicas e projetos de extensão durante meu curso e que fizeram despertar a vontade acadêmica.



*Epígrafe*

# Epígrafe

---

*“No que diz respeito ao desempenho, ao compromisso, ao esforço, à dedicação, não existe meio termo. Ou você faz uma coisa bem-feita ou não faz.”*

*Ayrton Senna*

# *Resumo*

# Resumo

---

Medeiros RA. Análise da distribuição das tensões em próteses protocolo mandibulares com estruturas fresadas por CAD/CAM e confeccionadas pela técnica convencional: análise pela fotoelasticidade e extensometria [tese]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista, 2016

## Resumo

O objetivo desse estudo foi avaliar a distribuição de tensão, por meio dos métodos fotoelástico e extensometria, em próteses protocolo mandibulares (tipo Branemärk) com infraestruturas confeccionadas com diferentes materiais e técnicas, sob força de compressão. Foi confeccionado um modelo fotoelástico de uma mandíbula edêntula que recebeu cinco implantes 4x11 mm hexágono externo entre os forames mentonianos. Os grupos foram divididos em: Grupo I - infraestrutura fundida em níquel-cromo com revestimento oclusal em resina acrílica (n=7); Grupo II - infraestrutura fundida em níquel-cromo com revestimento oclusal em cerâmica (n=7); Grupo III - infraestrutura fresada em Zircônia estabilizada por óxido de ítrio com revestimento em cerâmica (n=7). Inicialmente, foi realizado o teste da fotoelasticidade e, posteriormente, a extensometria. Pela metodologia da fotoelasticidade, com auxílio de uma máquina de ensaio universal (EMIC) foram aplicadas cargas axiais de 70 N na região do implante mais anterior, entre os incisivos, e no centro do primeiro molar de cada lado. Por meio de imagens fotográficas e com o auxílio do programa Adobe Photoshop CS6, as imagens foram analisadas de acordo com o número de franjas de alta intensidade nos grupos testados. Para a

metodologia da extensometria, as cargas foram aplicadas da mesma maneira da metodologia da fotoelasticidade e a medição das tensões foi realizada em duas regiões distintas. Para a primeira região, dois extensômetros elétricos de resistência foram posicionados horizontalmente na região mesial e distal dos cinco implantes, diretamente sobre a crista marginal do modelo fotoelástico. Para a segunda região, a resina fotoelástica foi removida da superfície vestibular e lingual de cada implante, sendo mantida 1 mm de resina intacta, onde os extensômetros foram fixados verticalmente. Foram realizados os mesmos testes de compressão descritos anteriormente. Os valores de tensão registrados foram agrupados em tabelas e submetidos à análise de variância (ANOVA) dois fatores e ao teste de Tukey com significância de 5%. Os resultados das duas metodologias demonstraram menores valores de tensão para o Grupo I, quando comparado aos demais grupos. É possível concluir que as próteses protocolo com infraestrutura fundida em metal e revestimento oclusal acrílico demonstraram melhores resultados biomecânicos.

**Palavras-chave:** Implantes Dentários, Biomecânica, Prótese Mandibular

# *Abstract*

# *Abstract*

---

Medeiros, RA. Analysis of stress distribution in full-arch fixed mandibular prosthesis with structures made with the CAD/CAM technology and with the conventional technique: evaluation through photoelastic and strain gauge analysis Aracatuba: Unesp – São Paulo State University; 2016.

## **Abstract**

This study aimed to evaluate the stress distribution in full-arch fixed mandibular prosthesis (Branemärk type) with infrastructure made of different materials and techniques, and under compressive force, through photoelastic and strain gauge analysis. A photoelastic cast of an edentulous jaw was fabricated and received five external hexagon implants (4x11mm) between the mental foramen. The groups were divided into: Group I - Nickel-Chrome fused infrastructure with acrylic resin occlusal coating; Group II - Nickel-Chrome fused infrastructure with ceramic occlusal coating; Group III - Yttria-stabilized zirconia fused infrastructure with ceramic coating. First, the photoelastic analysis was performed and later the strain gauge analysis. A force of 70 N was applied by using a testing machine (EMIC) in the region of the most anterior implant, between incisors, and in the center of the first molar on each side. The images were analyzed by a blinded evaluator through images and by using Adobe Photoshop CS6, according to the number of high intensity fringes in each group. Regarding the strain gauge analysis, the stress measure was performed in two distinct regions. For the first region, two resistance strain gauges were placed horizontally in the mesial and distal regions of the five

implants, directly on the marginal ridge of the photoelastic cast. For the second region, the photoelastic resin was removed on the buccal and lingual surfaces of each implant, leaving 1 mm of intact resin, where the strain gauges were placed vertically. The same compression tests described above were carried out. Data were submitted to two-way ANOVA and to the Tukey post-hoc test with 5% level of significance. The results of both methods showed lower stress values for Group I, when compared to other groups. It can be concluded that when rigid materials are used for infrastructure fabrication, the esthetic coating influences the load generated on the marginal bone around the implant. The ceramic coating showed less satisfactory results.

**Keywords:** Dental implants, Biomechanics, Mandibular prosthesis



# *Lísta e Sumário*

# Lista de Figuras

## Artigo:

- Figura 1** Representação da distância A-P (10 mm) entre o centro do implante mais anterior e a linha que tange a parte mais posterior dos implantes mais distais. **40**
- Figura 2** Aplicação da carga axial na região de (A) molar direito, (B) região do implante mais anterior, entre incisivos, e (C) molar esquerdo em próteses com infraestrutura metálica e revestimento acrílico (Grupo I). **44**
- Figura 3** Aplicação da carga axial na região de (A) molar direito, (B) região do implante mais anterior, entre incisivos, e (C) molar esquerdo em próteses com infraestrutura metálica e revestimento cerâmico (Grupo II). **45**
- Figura 4** Aplicação da carga axial na região de (A) molar direito, (B) região do implante mais anterior, entre incisivos, e (C) molar esquerdo em próteses com infraestrutura fresada em zircônia e revestimento cerâmico (Grupo III). **45**

## Anexos:

- Figura 5** Modelo experimental de gesso tipo IV de uma mandíbula edêntula total **71**
- Figura 6** Modelo de gesso com marcações para perfuração **71**
- Figura 7** Perfuração com broca esférica **71**
- Figura 8** Perfurações realizadas para posterior fixação dos análogos **72**
- Figura 9** Fixação dos análogos com resina Duralay **72**
- Figura 10** Transferentes quadrados adaptados aos análogos **72**

<b>Figura 11</b>	Transferentes quadrados unidos com fio dental (A) e resina acrílica Duralay (B)	<b>73</b>
<b>Figura 12</b>	Após procedimento de moldagem, os implantes foram parafusados aos transferentes quadrados	<b>73</b>
<b>Figura 13</b>	Vazamento da resina fotoelástica PL-2	<b>73</b>
<b>Figura 14</b>	Modelo fotoelástico confeccionado	<b>74</b>
<b>Figura 15</b>	Enceramento das próteses. Todas as demais próteses foram confeccionadas a partir desse padrão	<b>75</b>
<b>Figura 16</b>	Prótese protocolo mandibular com infraestrutura fundida em níquel-cromo e revestimento estético acrílico	<b>75</b>
<b>Figura 17</b>	Prótese protocolo mandibular com infraestrutura fundida em níquel-cromo e revestimento cerâmico	<b>76</b>
<b>Figura 18</b>	Prótese protocolo mandibular com infraestrutura fresada em Zircônia e revestimento estético cerâmico	<b>76</b>
<b>Figura 19</b>	Limpeza da superfície com álcool isopropílico	<b>77</b>
<b>Figura 20</b>	(A) Extensômetro PA06060BA (B) Verificação da resistência do extensômetro	<b>77</b>
<b>Figura 21</b>	Posicionamento do extensômetro na região desejada	<b>78</b>
<b>Figura 22</b>	Fixação do extensômetro com adesivo a base de cianocrilato	<b>78</b>
<b>Figura 23</b>	Pressão digital por um período de 5 minutos	<b>78</b>
<b>Figura 24</b>	Após a presa do adesivo, remoção da fita adesiva e limpeza dos excessos do material	<b>79</b>
<b>Figura 25</b>	Isolamento dos extensômetros com silicone	<b>79</b>

- Figura 26** Extensômetros fixados ao modelo fotoelástico e soldados ao terminal colável de ligação TP-50 **79**
- Figura 27** Cabos flexíveis blindados soldados aos terminais TP-50. Na outra extremidade esses cabos eram conectados ao sistema de aquisição de dados ASD 2002 **80**
- Figura 28** Aparelho de aquisição de dados ASD 2002 **80**
- Figura 29** Resina removida na superfície vestibular e lingual de cada implante sendo mantida cerca de 1 mm de resina intacta, onde foram fixados os extensômetros verticalmente **80**
- Figura 30** Extensômetros fixados verticalmente para a segunda análise da extensometria **81**

# *Lista de Tabelas*

---

## Artigo:

- Tabela 1** - Divisão dos grupos testados 41
- Tabela 2** - Resultados da contagem do número de franjas de alta intensidade 44  
(transição verde-rosa) da metodologia da fotoelasticidade
- Tabela 3** - ANOVA dois fatores dos valores de tensão mensurados nos modelos 46  
estudados na análise da extensometria
- Tabela 4** - Valores médios e desvio padrão dos valores de tensão de cada grupo, 46  
de acordo com as regiões de localização dos extensômetros

## Anexos:

- Tabela 5** Valores obtidos no teste da extensometria (microstrains) com 83  
extensômetros posicionados na região mesial e distal de cada implante  
para o grupo GI
- Tabela 6** Valores obtidos no teste da extensometria (microstrains) com 84  
extensômetros posicionados na região mesial e distal de cada implante  
para o grupo GII
- Tabela 7** Valores obtidos no teste da extensometria (microstrains) com 85  
extensômetros posicionados na região mesial e distal de cada implante  
para o grupo GIII
- Tabela 8** Valores obtidos no teste da extensometria (microstrains) com 86  
extensômetros posicionados na região vestibular e dos implantes para  
o grupo GI

- Tabela 9** Valores obtidos no teste da extensometria (microstrains) com 87  
extensômetros posicionados na região vestibular e dos implantes para  
o grupo GII
- Tabela 10** Valores obtidos no teste da extensometria (microstrains) com 88  
extensômetros posicionados na região vestibular e dos implantes para  
o grupo GIII

# *Lista de Abreviaturas*

---

- 1 - mm – milímetro
- 2 - H.E. – Hexágono externo
- 3 - GI – Grupo 1 (Infraestrutura fundida em níquel-cromo com revestimento acrílico)
- 4 - GII – Grupo 2 (Infraestrutura fundida em níquel-cromo com revestimento cerâmico)
- 5 - GIII – Grupo 3 (Infraestrutura fresada em zircônia com revestimento cerâmico)
- 6 - FAPESP – Fundação de Amparo à Pesquisa de São Paulo
- 7 - lbf/pol<sup>2</sup> – libras por polegadas quadradas
- 8 - Ind Com Ltda – Indústria e Comércio Limitado
- 9 - A-P – distância entre o centro do implante mais anterior e a linha que passa pela distal dos dois implantes mais posteriores
- 10 - Inc – Certificado Nacional de Incorporação
- 11 - EUA – Estados Unidos da América
- 12 - NC – Carolina do Norte
- 13 - UCLA – Pilar protético desenvolvido pela Universidade da Califórnia de Los Angeles
- 14 - Ni-Cr – Níquel-Cromo
- 15 - °C – Graus Celsius
- 16 -N – Newtons
- 17 – SP – São Paulo
- 18 – Co – Corporação
- 19 – CP – Corpo de prova

# Sumário

---

<b>Página de título</b> .....	35
<b>Resumo</b> .....	36
<b>Introdução</b> .....	38
<b>Materiais e Métodos</b> .....	40
<b>Resultados</b> .....	44
<b>Discussão</b> .....	48
<b>Conclusão</b> .....	53
<b>Referências</b> .....	54
<b>Anexos</b> .....	61
<b>Anexo 1</b> - Normas para publicação do periódico <i>Journal of Prosthetic Dentistry</i> .....	62
<b>Anexo 2</b> - Etapas para confecção do modelo fotoelástico.....	71
<b>Anexo 3</b> - Próteses confeccionadas para análise pelas metodologias.....	75
<b>Anexo 4</b> - Etapas da metodologia da extensometria.....	77
<b>Anexo 5</b> - Tabela de valores obtidos pela metodologia da extensometria.....	82



*Artigo*

**Análise da distribuição das tensões em próteses  
protocolo mandibulares com estruturas fresadas por  
CAD/CAM e confeccionadas pela técnica  
convencional: análise pela fotoelasticidade e  
extensometria\***

\*Este artigo será formatado de acordo com as normas do periódico *Journal of Prosthetic Dentistry*

**Análise da distribuição das tensões em próteses protocolo mandibulares com estruturas fresadas por CAD/CAM e confeccionadas pela técnica convencional: análise pela fotoelasticidade e extensometria**

Rodrigo Antonio de Medeiros, DDS, MS,<sup>1</sup> Marcelo C Goiato, MS, PhD,<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Aluno de pós-graduação do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, Faculdade de Odontologia de Araçatuba, área de concentração Prótese Dentária, Universidade Estadual Paulista – UNESP, São Paulo, Brasil.

<sup>2</sup> Professor Titular do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista – UNESP, São Paulo, Brasil.

**Apoio Financeiro:** O presente estudo foi financiado pela Fundação de Amparo à Pesquisa de São Paulo (FAPESP), São Paulo, Brasil (Processo FAPESP 2014/11605-3 e FAPESP 2014/14088-0).

**Autor Correspondente:**

Marcelo Coelho Goiato

Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, Faculdade de Odontologia de Araçatuba, área de concentração Prótese Dentária, Universidade Estadual Paulista – UNESP.

**Análise da distribuição das tensões em próteses protocolo mandibulares com estruturas fresadas por CAD/CAM e confeccionadas pela técnica convencional: análise pela fotoelasticidade e extensometria**

**Resumo**

**Declaração do problema:** O estudo biomecânico das novas tecnologias lançadas no mercado para reabilitação de pacientes edêntulos totais mandibulares é de fundamental importância para a longevidade clínica, visando uma menor concentração de cargas no osso marginal que favorece a manutenção óssea.

**Propósito:** o objetivo desse estudo foi avaliar a distribuição de tensão, por meio dos métodos fotoelástico e extensometria, em próteses protocolo mandibulares (tipo Branemärk) com infraestruturas confeccionadas com diferentes materiais e técnicas, sob força de compressão.

**Materiais e Métodos:** Foi confeccionado um modelo fotoelástico de uma mandíbula edêntula que recebeu cinco implantes 4x11 mm hexágono externo entre os forames mentonianos. Os grupos foram divididos em: Grupo I - infraestrutura fundida em níquel-cromo com revestimento oclusal em resina acrílica; Grupo II - infraestrutura fundida em níquel-cromo com revestimento oclusal em cerâmica; Grupo III - infraestrutura fresada em Zircônia estabilizada por óxido de ítrio com revestimento em cerâmica. Inicialmente, foi realizado o teste da fotoelasticidade e, posteriormente, a extensometria. Para a metodologia da fotoelasticidade, com auxílio de uma máquina de ensaio universal (EMIC) foram aplicadas cargas axiais de 70 N na região do implante mais anterior, entre os incisivos, e no centro do primeiro molar de cada lado. Por meio de imagens fotográficas e com o auxílio do programa Adobe Photoshop CS6, as imagens foram analisadas de acordo com o número de franjas de alta intensidade nos grupos testados. Para a metodologia da extensometria, a medição das tensões foi realizada em duas regiões

distintas. Para a primeira região, dois extensômetros elétricos de resistência foram posicionados horizontalmente na região mesial e distal dos cinco implantes, diretamente sobre a crista marginal do modelo fotoelástico. Para a segunda região, a resina fotoelástica foi removida da superfície vestibular e lingual de cada implante, sendo mantida cerca de 1 mm de resina intacta, onde os extensômetros foram fixados verticalmente. Foram realizados os mesmos testes de compressão descritos anteriormente. Os valores de tensão registrados foram agrupados em tabelas e submetidas à análise de variância (ANOVA) dois fatores e ao teste de Tukey com significância de 5%.

**Resultados:** Os resultados das duas metodologias demonstraram menores valores de tensão para o Grupo I, quando comparado aos demais grupos.

**Conclusão:** Foi possível concluir que as próteses protocolo com infraestrutura fundida em metal e revestimento oclusal acrílico demonstraram melhores resultados biomecânicos.

### **Implicação clínica**

Novas tecnologias estão sendo implementadas no mercado odontológico ao decorrer dos anos. Atualmente, próteses confeccionadas por CAD/CAM estão sendo mais executadas nas clínicas odontológicas. É de fundamental importância que se estude a dissipação de cargas para a interface osso/implante dos materiais utilizados nessa tecnologia em pacientes totalmente edêntulos, com a finalidade de prevenir a perda do osso marginal e garantir a longevidade clínica de próteses implantossuportadas.

## Introdução

Anteriormente ao uso dos implantes osseointegrados, a única opção de tratamento disponível para pacientes totalmente desdentados era a prótese total mucossuportada<sup>1</sup>. Contudo em alguns casos, mesmo quando bem executada, a mesma não devolve totalmente a capacidade funcional aos pacientes, devido à redução qualitativa e quantitativa da eficiência mastigatória<sup>1,2</sup>.

Além disso, sabe-se que particularmente as próteses mandibulares mucossuportadas apresentam alto índice de insatisfação dos pacientes, devido principalmente à instabilidade e falta de retenção, levando à diminuição da autoconfiança, qualidade de vida e contato social<sup>3</sup>. Dessa forma, a reabilitação protética destes rebordos com implantes dentários melhoram a função oral<sup>4-6</sup> e favorecem a manutenção óssea<sup>7</sup>.

Para pacientes edêntulos, prótese protocolo mandibular tipo Branemärk é um tratamento previsível e favorável<sup>8</sup> que devolve a capacidade funcional, apresentando alta taxa de sucesso clínico<sup>9</sup>. Neste contexto estas podem ser considerada a melhor forma de reabilitação para edêntulos totais mandibulares, com base em avaliações de satisfação do paciente<sup>10</sup>.

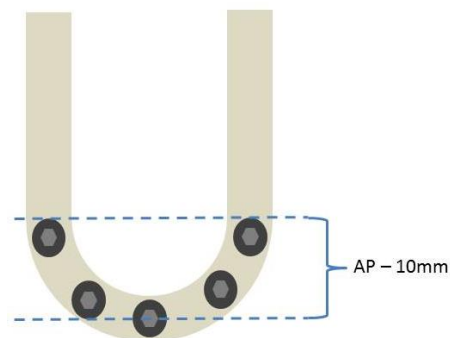
A prótese protocolo convencional consiste de uma barra fundida em liga metálica implantossuportada com revestimento em resina acrílica ou porcelana. Entretanto, a frequente necessidade de secção e solda para desse obter uma adaptação passiva é uma das desvantagens desta técnica<sup>11</sup>. Para solucionar esse problema, a grande evolução no tratamento odontológico é o uso do princípio da engenharia CAD/CAM (computer-aided design e computer-aided manufacturing)<sup>12</sup>, podendo fresar infraestruturas de prótese protocolo em titânio, cerâmica e cobalto-cromo<sup>13-16</sup>, com a finalidade de fornecer maior adaptação possível<sup>17</sup>.

Vários estudos têm como objetivo avaliar a adaptação dessas próteses fresadas, com a finalidade de minimizar a microinfiltração bacteriana e conseqüentemente o risco de periimplantite<sup>18-20</sup>. Entretanto, não há na literatura trabalhos que avaliem a distribuição de cargas dessas próteses protocolo mandibulares com a estrutura fresada, sendo de fundamental importância para o planejamento correto e sucesso a longo prazo. A otimização da distribuição da carga mastigatória por meio das próteses e destas para os implantes e osso suporte deve ser realizada e respeitar os limites fisiológicos para que a resposta tecidual não seja adversa<sup>21</sup>. Em uma mandíbula edêntula, a base do osso fica menos densa e, portanto, o osso já não é mais capaz de aceitar as forças fisiológicas, além de não possuir o ligamento periodontal, principal mecanismo de absorção dessas forças<sup>22</sup>.

Portanto, o objetivo desse estudo foi avaliar a distribuição de tensão, por meio do método fotoelástico e extensometria, em próteses protocolo mandibulares com infraestruturas confeccionadas com diferentes materiais e técnicas submetidas a força de compressão. A hipótese nula desse estudo é que não haverá diferença na distribuição de tensão entre as próteses protocolo convencionais e fresadas em zircônia e entre os materiais de revestimento.

### **Materiais e Métodos**

Um modelo experimental de gesso tipo IV (Durone; Dentsply Ind Com Ltda) de uma mandíbula edêntula recebeu cinco análogos hexágono externo (HE) (TitamaxTi; Neodent) distribuídos entre os forames mentonianos, com a distância de 10 mm entre o centro do análogo mais anterior e a linha que passa pela distal dos dois análogos mais distais (distância A-P) (Figura 1). Os análogos foram posicionados no nível da resina, correspondendo ao nível do rebordo ósseo<sup>23</sup>, e equidistantes entre si, com o auxílio de um delineador para obter o paralelismo entre os implantes.



**Figura 1:** Representação da distância A-P (10 mm) entre o centro do implante mais anterior e a linha que tange a parte mais posterior dos implantes mais distais.

Transferentes quadrados foram parafusados aos análogos e esplintados com fio dental e resina acrílica (Duralay, Reliance Dental Co). Este modelo foi moldado com silicone fluído (Silicone fluído; Sapeca Artesanato) para posterior obtenção do modelo fotoelástico<sup>24-28</sup>. No molde confeccionado, cinco implantes hexágonos externos 4x11 mm foram parafusados aos transferentes quadrados.

Posteriormente à adaptação dos implantes aos transferentes, a resina fotoelástica PL-2 (Vishay Measurements Group Inc.) foi manipulada de acordo com as recomendações do fabricante, vertida sobre o molde e colocada em um recipiente fechado sobre pressão de 40 lbf/pol<sup>2</sup> para a remoção de bolhas internas por 24 horas. Após a presa da resina PL-2, o modelo foi separado cuidadosamente do molde, sendo submetido ao



acabamento e polimento com lixas d'água de granulações finas (600, 800, 1200 e 1500) (CarbiMet 2; Buehler)<sup>29,30</sup>.

Os grupos foram divididos de acordo com a Tabela 1. Foram confeccionadas vinte e uma próteses divididas entre os grupos (n=7), sendo eles: infraestruturas metálicas fundidas em níquel-cromo (Fit Cast-SB; Talmax) com dentes artificiais em resina acrílica (Trilux Ruthinium; VIPI Produtos Odontológicos) (GI); infraestruturas metálicas fundidas em níquel-cromo (Fit Cast-SB; Talmax) com revestimento cerâmico (Vita VM13; Vita) (GII); infraestruturas fresadas em zircônia estabilizada por óxido de ítrio (Zirkonzahn) com revestimento em cerâmica (Vita VM13; Vita) (GIII). Para todas as próteses, as infraestruturas ficaram com a mesma distância em relação ao rebordo do modelo fotoelástico e as coroas foram confeccionadas com as mesmas dimensões. Em todas as próteses o comprimento do *cantilever* foi de 15 mm<sup>13,31</sup>.

**Tabela 1:** Divisão dos grupos testados

<b>Grupo</b>	<b>Implante</b>	<b>Infra-estrutura</b>	<b>Recobrimento estético</b>
<b>GI</b>	Hexágono externo – 4x11mm	Metálica: fundida em níquel-cromo (n=7)	Resina acrílica
<b>GII</b>	Hexágono externo – 4x11mm	Metálica: fundida em níquel-cromo (n=7)	Cerâmico
<b>GIII</b>	Hexágono externo – 4x11mm	Cerâmica: fresada em Zircônia estabilizada por óxido de ítrio (n=7)	Cerâmico

Método da Fotoelasticidade

Para a metodologia da fotoelasticidade, o modelo fotoelástico com as próteses foi inserido individualmente em um polariscópio circular adaptado a uma máquina de ensaio universal (EMIC DL 300; EMIC). Foram aplicadas cargas axiais de 70N em pontos fixos e padronizados: na região do implante mais anterior, entre incisivos; e no centro do primeiro molar de cada lado da prótese

O estresse resultante em todas as áreas do modelo fotoelástico foi monitorado, registrado fotograficamente e, subsequentemente visualizado em computador por um programa gráfico (Adobe Photoshop CS6, Adobe Systems) com o intuito de facilitar a visualização, compreensão e interpretação tanto da localização como da intensidade das tensões distribuídas ao redor dos implantes e do tecido ósseo. Os registros fotográficos foram analisados qualitativamente por um avaliador, de acordo com o número de franjas de alta intensidade (transição verde-rosa)<sup>24-30, 32-35</sup>. Esse avaliador foi blindado, não sabendo a qual grupo pertencia cada registro fotográfico, evitando viés ao resultado. Foi realizado a somatória do número de franjas de alta intensidade para cada grupo.

#### *Método da extensometria*

Posteriormente foi realizada a análise pela metodologia da extensometria. A medição das tensões foi realizada em duas regiões distintas, sendo utilizado o modelo fotoelástico previamente confeccionado. Para a primeira região, dois extensômetros elétricos de resistência (PA06060BA; Excel sensores Ind. Com. Exp. Ltda) foram posicionados horizontalmente na região mesial e distal dos implantes, diretamente sobre a crista marginal do modelo fotoelástico.

Para a segunda região, a resina fotoelástica foi removida da superfície vestibular e lingual de cada implante, com broca esférica de peça de mão e maxicut (Edenta 1503; Edenta), sendo mantido cerca de 1 mm de resina intacta, onde os extensômetros foram

fixados verticalmente, após o acabamento e polimento adequados. Como não é possível aferir a tensão diretamente sobre o implante, foi assumido que a tensão gerada sobre a resina em torno dos implantes representaria a tensão induzida ao osso<sup>36</sup>.

Cada extensômetro foi montado na configuração de  $\frac{1}{4}$  de ponte de Wheatstone e teve seus sinais digitalizados através de um sistema de aquisição de dados (ASD 2002; Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda). Os mesmos testes de cargas axiais realizados na metodologia da fotoelasticidade foram utilizados, sendo que cada carga foi aplicada cinco vezes em cada ponto padronizado para cada prótese (região de implante mais anterior, e primeiro molar de cada lado). A média dessas quinze aplicações denominou o valor para cada prótese.

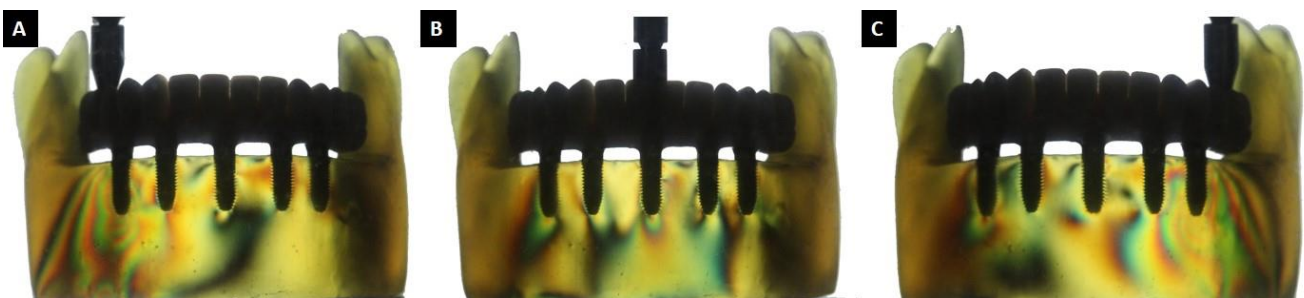
Os valores de tensão registrados (microstrains) foram agrupadas em tabelas e submetidas à análise estatística. A análise de variância (ANOVA) dois fatores e o teste post-hoc de Tukey foram utilizados para essa análise, com nível de significância de 5%.

## Resultados

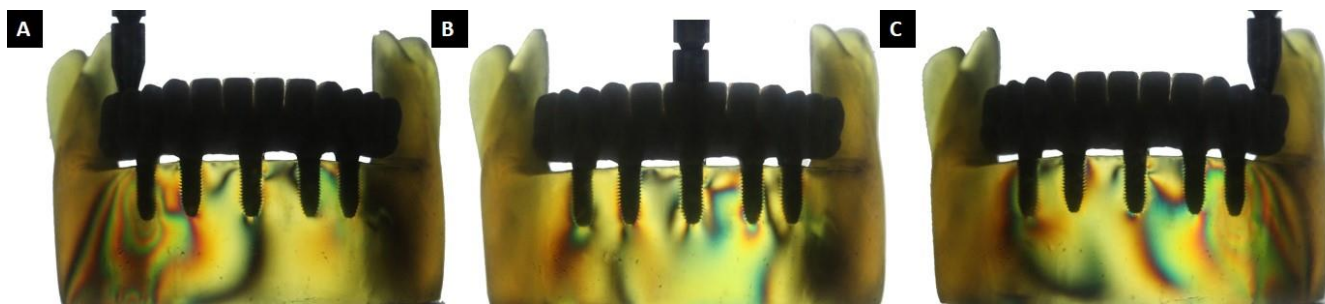
Os resultados das duas metodologias foram similares. Pela metodologia da fotoelasticidade, foi observado que as próteses com infraestrutura metálica e revestimento estético de resina acrílica (GI) apresentaram menor número de franjas de alta intensidade, como demonstrado na Tabela 2 e nas Figuras 2 a 4. Todas as franjas foram encontradas nos ápices dos implantes

**Tabela 2:** Resultados da contagem do número de franjas de alta intensidade (transição verde-rosa) da metodologia da fotoelasticidade

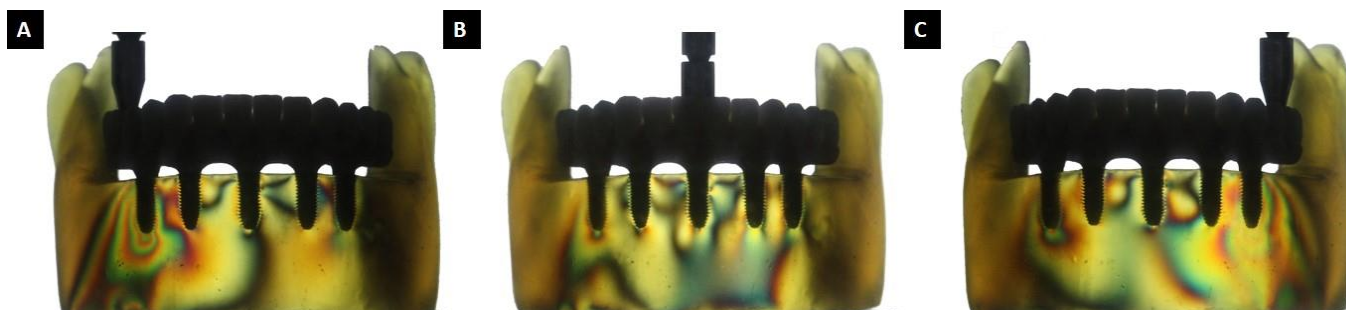
Grupos	Pontos de aplicação da carga axial			
	Região do implante mais anterior	Molar esquerdo	Molar direito	Total
GI	0	2	2	4
GII	1	3	2	6
GIII	0	2	3	5



**Figura 2:** Aplicação da carga axial na região de (A) molar direito, (B) região do implante mais anterior, entre incisivos, e (C) molar esquerdo em próteses com infraestrutura metálica e revestimento acrílico (GI).



**Figura 3:** Aplicação da carga axial na região de (A) molar direito, (B) região do implante mais anterior, entre incisivos, e (C) molar esquerdo em próteses com infraestrutura metálica e revestimento cerâmico (GII).



**Figura 4:** Aplicação da carga axial na região de (A) molar direito, (B) região do implante mais anterior, entre incisivos, e (C) molar esquerdo em próteses com infraestrutura fresada em zircônia e revestimento cerâmico (GIII).

Pela metodologia da extensometria, a interação entre os fatores prótese e região do extensômetro interferiu significativamente nos valores médios das tensões mensuradas pelo ANOVA dois fatores (Tabela 3).

**Tabela 3:** ANOVA dois fatores dos valores de tensão mensurados nos modelos estudados na análise da extensometria

Source	SS	df	MS	F	P
Prótese	4551,506	2	2275,753	12,793	<0,001
Região do extensômetro	82931,463	1	82931,463	466,196	<0,001
Prótese * Região do extensômetro	5281,124	2	2640,562	14,844	<0,001
Error	6404,030	36	177,890		
Total	984820,728	42			

$P < 0,05$  representa diferença estatisticamente significante

Entre as duas regiões onde foram inseridos os extensômetros houve diferença estatisticamente significante ( $P < 0,001$ ), sendo que maiores valores de tensões foram encontrados na região mesial/distal em todos os tipos de próteses, quando comparado com a região vestibular/lingual. Os valores médios das tensões de cada tipo de prótese e das regiões do extensômetro encontram-se na Tabela 4.

**Tabela 4:** Valores médios e desvio padrão dos valores de tensão (em microstrains) de cada grupo, de acordo com as regiões de localização dos extensômetros

Grupos	Região dos extensômetros	
	Mesial/Distal	Vestibular/Lingual
<b>GI</b>	159,15 (10,33) Aa	101,88 (11,55) Ab
<b>GII</b>	206,83 (19,82) Ba	99,82 (7,46) Ab
<b>GIII</b>	202,96 (16,91) Ba	100,62 (9,61) Ab

Médias seguidas de mesma letra maiúscula na coluna e minúscula na linha não diferem ao nível de 5% de significância ( $P < 0,05$ ) pelo teste de Tukey.

Em relação aos tipos de prótese, houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos apenas quando os extensômetros estavam inseridos na região mesial e distal dos implantes. Nessa análise, G I apresentou menores valores de tensão quando comparado a GII e GIII ( $P < 0,001$ ). Entre GII e GIII não houve diferença estatisticamente significativa ( $P = 0,591$ ).

## Discussão

A hipótese nula foi rejeitada, visto que próteses com infraestrutura metálica e revestimento estético em resina acrílica apresentaram menores números de franjas de alta intensidade e de tensão (microstrains) pela metodologia da fotoelasticidade e extensometria, respectivamente.

Sabe-se que um dos fatores que podem influenciar na longevidade dos implantes e favorecer complicações protéticas e biológicas é a dissipação de tensões ao sistema prótese/implante/osso, sendo de fundamental importância o estudo desta<sup>25</sup>. O entendimento das consequências biomecânicas deve ser considerado e englobado no planejamento clínico de pacientes edêntulos<sup>37</sup>, pois a intensidade e localização de forças oclusais afetam a quantidade de tensões geradas na interface osso/implante<sup>38</sup>.

O presente estudo avaliou a dissipação de cargas para a interface osso/implante por meio de duas metodologias, fotoelasticidade e extensometria. Apesar de serem metodologias diferentes, ambas apresentaram resultados similares, demonstrando que próteses protocolo mandibulares tipo Branemärk exibiram maiores valores de tensão quando o revestimento oclusal em cerâmica foi utilizado e que o material usado para a confecção da infraestrutura, seja ela fundida em níquel-cromo ou fresada em zircônia, não apresentou diferença na dissipação de cargas.

Próteses com infraestruturas rígidas, como níquel-cromo (módulo de elasticidade: 200 GPa) e Zircônia (módulo de elasticidade: 205 GPa), transmitem menos tensão para os componentes protéticos e implantes, quando comparados às infraestruturas menos rígidas, como o titânio<sup>39</sup>. Entretanto, essa variação de rigidez dos materiais das infraestruturas não demonstra um efeito significativo nos valores de tensão no osso



marginal ao redor dos implantes<sup>40</sup>. No presente estudo, foram utilizadas infraestruturas rígidas, demonstrando que o revestimento oclusal teve maior influência na dissipação das cargas do que a infraestrutura.

Foram encontrados menores valores de tensão para próteses protocolo mandibulares com infraestrutura metálica e revestimento estético de dentes artificiais acrílicos. Considerando o revestimento oclusal, esse resultado corrobora com Meriç et al<sup>41</sup> e Ciftci et al<sup>42</sup>, em estudos de elementos finitos, onde próteses parafusadas de três elementos com resina acrílica apresentaram 25% menos tensão que as de porcelana. 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 de tensão ao osso suporte<sup>42</sup>.

Em controvérsia, Santiago-Júnior et al<sup>43</sup>, que analisaram a influência do material de revestimento e do diâmetro dos implantes em próteses unitárias 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 porcelana em próteses unitárias parafusadas. Para esses autores, implantes de maior diâmetro apresentaram menores valores de tensões e é considerado mais importante que o material de revestimento oclusal. Um dos motivos para os resultados serem diferentes pode ter sido a metodologia do estudo, que utiliza dados numéricos pré-estabelecidos no programa computacional e o uso de modelos virtuais, diferente do presente estudo, além do tipo de prótese estudada.

Ferreira et al<sup>40</sup> avaliaram próteses protocolo mandibulares com diferentes infraestruturas e revestimento oclusais de resina acrílica e porcelana, por meio da metodologia dos elementos finitos. Esses não encontraram diferença entre as infraestruturas testadas (titânio, ouro, cromo-cobalto, níquel-cromo e prata-paládio) e

entre o revestimento oclusal na dissipação das cargas para o osso marginal. Entretanto, em relação ao material de revestimento oclusal, próteses protocolo mandibulares, independente do material da infraestrutura, confeccionadas com dentes de porcelana apresentaram 50% menos tensão transmitidas à infraestrutura quando comparados com dentes de resina acrílica. Segundo os autores, a resina acrílica possui um módulo de elasticidade baixo, que pode resultar em maior deflexão acarretando em maiores valores de tensão para a infraestrutura. A porcelana, por possuir maior módulo de elasticidade e ser mais rígida, possui elevada resistência à flexão, favorecendo a dissipação das cargas para essa estrutura protética.

Portanto, é possível observar que a influência do material de revestimento ainda é um assunto que deve ser bastante estudado, através das diferentes metodologias, para a obtenção de dados que nos forneçam melhores resultados clínicos. Adicionalmente, é necessário também levar em consideração os resultados dos trabalhos clínicos acerca desses materiais utilizados para confecção de infraestruturas e revestimento oclusal.

Sendo assim, apesar do presente trabalho ter encontrado menores valores de tensão para a interface osso/implante, a resina acrílica possui algumas deficiências de propriedades mecânicas, como baixa resistência à abrasão e fratura, o que pode resultar, durante a mastigação, na exposição da infraestrutura ou deficiência mastigatória devido à perda de dimensão vertical ao longo do tempo<sup>17</sup>. Ventura et al<sup>44</sup> avaliaram a taxa de fratura de dentes artificiais em próteses protocolo com infraestrutura metálica e revestimento acrílico em um período de acompanhamento de 39 meses, encontrando que 40% das próteses apresentaram insucessos, o que estava relacionado ao tipo de gênero, arco oposto, tamanho do *cantilever* e retenção mecânica da infraestrutura metálica. Pacientes do gênero masculino, com dentes naturais no arco oposto, *cantilevers* longos e

infraestrutura metálica sem retenção mecânica apresentaram as maiores taxas de fratura da resina acrílica<sup>44</sup>.

Quando utilizado o revestimento oclusal em cerâmica, o problema mais encontrado é a fratura desse material, quando colocado em oclusão, pois a carga funcional somada à tensão residual do processo de fabricação podem favorecer ao lascamento da porcelana<sup>45</sup>. Além disso, por ser um material muito rígido, a cerâmica pode favorecer o desgaste do dente antagonista, sendo necessário sempre a verificação da oclusão e ajustes oclusais.

Apesar dos resultados com maiores valores de tensão terem sido encontrados para próteses com infraestrutura fresada em zircônia e revestimento estético de porcelana, a literatura relata que infraestruturas fresadas pela tecnologia CAD/CAM apresentam melhor adaptação marginal ao implante<sup>46, 47</sup>, prevenindo o acúmulo de biofilme bacteriano na interface implante/prótese, diminuindo o risco de inflamação periimplantar, e conseqüentemente minimizando a perda óssea marginal<sup>48</sup>. Dessa forma, estudos clínicos randomizados devem ser realizados para confirmar se essa diferença estatisticamente significativa entre os grupos testados resulta clinicamente em maior perda óssea para pacientes reabilitados com próteses protocolo metalocerâmicas ou com infraestrutura fresada em zircônia e revestimento estético cerâmico.

Adicionalmente, os estudos presentes na literatura que avaliam as propriedades dos materiais utilizados para confecção de próteses são *in vitro*, sendo necessária cautela na interpretação dos seus resultados, pois uma diferença estatisticamente significativa nesses estudos pode não demonstrar diferença considerável na taxa de sucesso clínico das reabilitações. Vizcaya et al<sup>49</sup> avaliaram próteses protocolo maxilares e mandibulares com

infraestrutura fresada em zircônia, demonstrando 100% de taxa de sucesso das próteses e sem perda de nenhum implante<sup>49</sup>.

O presente estudo também avaliou a aplicação de cargas em duas regiões distintas, sendo que maiores valores de tensões, pela metodologia da extensometria, foram encontrados na superfície mesial e distal da crista do modelo estudado, quando comparado com as regiões vestibular e lingual, que no estudo simula a carga transmitida ao osso adjacente ao implante dentário. Esses resultados demonstram que se deve respeitar princípios biomecânicos, como *cantilevers* pequenos, maior número de implantes, aumento do diâmetro dos implantes, para evitar maiores cargas na crista óssea marginal. As tensões nessa região são mais danosas para perda óssea marginal do que tensões encontradas no corpo do implante e na sua região apical.

Apesar de ser um estudo *in vitro*, os resultados desse trabalho contribuem para a obtenção de conhecimento sobre como evitar um aumento das tensões na interface osso/implante nas condições clínicas. É necessário sempre analisar os fatores que podem acarretar na perda óssea marginal e que, conseqüentemente, podem levar ao insucesso clínico, sendo um deles as tensões transmitidas para o sistema. Favorecer a dissipação de cargas e evitar a perda óssea marginal permite a longevidade da reabilitação, trazendo maior satisfação e qualidade de vida ao paciente.

O presente estudo é um trabalho *in vitro* apresentando limitações, sendo de fundamental importância transmitir seus resultados para estudos *in vivo*, com a finalidade de demonstrar se a diferença presente no estudo *in vitro* acontece também *in vivo*, com relação à longevidade clínica.

### Conclusão

Portanto, baseado nos resultados obtidos é possível concluir que as próteses protocolo com infraestrutura fundida em metal e revestimento oclusal acrílico demonstraram melhores resultados biomecânicos.

Quando se utiliza material de revestimento cerâmico não há diferença na distribuição de tensão, independente do material e técnica de confecção da infraestrutura.

## Referências

1. Pera P, Bassi F, Schierano G, Appendino P, Preti G. Implant anchored complete mandibular denture: evaluation of masticatory efficiency, oral function and degree of satisfaction. *J Oral Rehabil* 1998;25:462-467.
2. Goiato MC, Garcia AR, dos Santos DM. Electromyographic activity of the mandible muscles at the beginning and end of masticatory cycles in patients with complete dentures. *Gerontology* 2008;54:138-143.
3. Friedman N, Landesman HM, Wexler M. The influences of fear, anxiety, and depression on the patient's adaptive responses to complete dentures. Part I. *J Prosthet Dent* 1987;58:687-689.
4. Aragon CE, Cornacchio AL, Ibarra LM, Saad MN, Zibrowski E. Implant overdentures: dental students' performance in fabrication, denture quality, and patient satisfaction. *J Dent Educ* 2010;74:993-1001.
5. Awad MA, Lund JP, Shapiro SH, Locker D, Klemetti E, Chehade A, et al. Oral health status and treatment satisfaction with mandibular implant overdentures and conventional dentures: a randomized clinical trial in a senior population. *Int J Prosthodont* 2003;16:390-396.
6. Bakke M, Holm B, Gotfredsen K. Masticatory function and patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: a prospective 5-year study. *Int J Prosthodont* 2002;15:575-581.
7. Burns DR. The mandibular complete overdenture. *Dent Clin North Am* 2004;48:603-623, v-vi.
8. 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;20:441-451.

9. Gallucci GO, Doughtie CB, Hwang JW, Fiorellini JP, Weber HP. Five-year results of fixed implant-supported rehabilitations with distal cantilevers for the edentulous mandible. *Clin Oral Implants Res* 2009;20:601-607.

10. Emami E, Heydecke G, Rompre PH, de Grandmont P, Feine JS. 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;20:533-544.

11. Alhashim A, Kamel M, Brackett WW. Four-year follow-up of the rehabilitation of a mandibular arch with a cementable zirconia-reinforced fixed dental prosthesis: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2012;108:138-142.

12. Abduo J, Lyons K. Rationale for the use of CAD/CAM technology in implant prosthodontics. *Int J Dent* 2013;2013:768121.

13. Tischler M, Ganz SD, Patch C. An ideal full-arch tooth replacement option: CAD/CAM zirconia screw-retained implant bridge. *Dent Today* 2013;32:98-102.

14. Hassel AJ, Shahin R, Kreuter A, Rammelsberg P. Rehabilitation of an edentulous mandible with an implant-supported fixed prosthesis using an all-ceramic framework: a case report. *Quintessence Int* 2008;39:421-426.

15. Larsson C, Vult von Steyern P, Nilner K. A prospective study of implant-supported full-arch yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal mandibular fixed dental prostheses: three-year results. *Int J Prosthodont* 2010;23:364-369.

16. Malo P, de Araujo Nobre M, Borges J, Almeida R. Retrievable metal ceramic implant-supported fixed prostheses with milled titanium frameworks and all-ceramic

crowns: retrospective clinical study with up to 10 years of follow-up. *J Prosthodont* 2012;21:256-264.

17. Drago C, Gurney L. Maintenance of implant hybrid prostheses: clinical and laboratory procedures. *J Prosthodont* 2013;22:28-35.

18. Katsoulis J, Mericske-Stern R, Yates DM, Izutani N, Enkling N, Blatz MB. In vitro precision of fit of computer-aided design and computer-aided manufacturing titanium and zirconium dioxide bars. *Dent Mater* 2013;29:945-953.

19. Abduo J, Lyons K, Waddell N, Bennani V, Swain M. A comparison of fit of CNC-milled titanium and zirconia frameworks to implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012;14 Suppl 1:e20-29.

20. Torsello F, di Torresanto VM, Ercoli C, Cordaro L. Evaluation of the marginal precision of one-piece complete arch titanium frameworks fabricated using five different methods for implant-supported restorations. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:772-779.

21. Cehreli MC, Iplikcioglu H, Bilir OG. The influence of the location of load transfer on strains around implants supporting four unit cement-retained fixed prostheses: in vitro evaluation of axial versus off-set loading. *J Oral Rehabil* 2002;29:394-400.

22. 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 procedures, and early failures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:1109-1116.

23. Tarnow DP, Cho SC, Wallace SS. The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. *J Periodontol* 2000;71:546-549.

24. Goiato MC, Shibayama R, Gennari Filho H, de Medeiros RA, Pesqueira AA, dos Santos DM, et al. Stress distribution in implant-supported prostheses using different



connection systems and cantilever lengths: digital photoelasticity. *J Med Eng Technol* 2016;40:35-42.

25. Coelho Goiato M, Pesqueira AA, Falcon-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;71:283-288.

26. Goiato MC, Arsufi GS, de Medeiros RA, Pesqueira AA, Guiotti AM, dos Santos DM. Stress distribution in bone simulation model with pre-angled implants. *J Med Eng Technol* 2015;39:322-327.

27. Pesqueira AA, Goiato MC, dos 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;18:106009.

28. Pesqueira AA, Goiato MC, dos Santos DM, Haddad MF, Andreotti AM, Moreno A. Stress analysis in oral obturator prostheses: imaging photoelastic. *J Biomed Opt* 2013;18:061203.

29. do Prado Ribeiro P, Goiato MC, Pellizzer EP, Pesqueira AA, Haddad MF, de Carvalho Dekon SF, et al. Photoelastic analysis of implant-retained and conventional obturator prostheses with different attachment systems and soft relining. *J Craniofac Surg* 2011;22:797-800.

30. do Prado Ribeiro P, Goiato MC, Pellizzer EP, Pesqueira AA, Haddad MF, Alves-Rezende MC, et al. Photoelastic stress analysis of different attachment systems on implant-retained and conventional palatal obturator prostheses. *J Craniofac Surg* 2011;22:523-526.

31. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983;49:843-848.

32. Goiato MC, Tonella BP, Ribeiro Pdo P, Ferraco R, Pellizzer EP. Methods used for assessing stresses in buccomaxillary prostheses: photoelasticity, finite element technique, and extensometry. *J Craniofac Surg* 2009;20:561-564.
33. Goiato MC, Ribeiro Pdo P, Pellizzer EP, Garcia Junior IR, Pesqueira AA, Haddad MF. Photoelastic analysis of stress distribution in different retention systems for facial prosthesis. *J Craniofac Surg* 2009;20:757-761.
34. Goiato MC, Ribeiro Pdo P, Pellizzer EP, Pesqueira AA, Haddad MF, dos Santos DM, et al. Photoelastic analysis to compare implant-retained and conventional obturator dentures. *J Biomed Opt* 2012;17:061203.
35. Pellizzer EP, Carli RI, Falcon-Antenucci RM, Verri FR, Goiato MC, Villa LM. Photoelastic analysis of stress distribution with different implant systems. *J Oral Implantol* 2014;40:117-122.
36. Elsyad MA, Al-Mahdy YF, Salloum MG, Elsayh EA. The effect of cantilevered bar length on strain around two implants supporting a mandibular overdenture. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28:e143-150.
37. Sojic LT, Milic Lemic A, Tanasic I, Mitrovic N, Milosevic M, Petrovic A. Compressive strains and displacement in a partially dentate lower jaw rehabilitated with two different treatment modalities. *Gerodontology* 2012;29:e851-857.
38. Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. *J Dent* 2002;30:271-282.
39. Bhering CL, Mesquita MF, Kemmoku DT, Noritomi PY, Consani RL, Barao VA. Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 2016;69:715-725.

40. Ferreira MB, Barao VA, Faverani LP, Hipolito AC, Assuncao WG. The role of superstructure material on the stress distribution in mandibular full-arch implant-supported fixed dentures. A CT-based 3D-FEA. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 2014;35:92-99.
41. 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. *Journal Of Dental Sciences*, 2011:25-32.
42. Ciftci Y, Canay S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:571-582.
43. 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;33:4700-4714.
44. Ventura J, Jimenez-Castellanos E, Romero J, Enrile F. Tooth Fractures in Fixed Full-Arch Implant-Supported Acrylic Resin Prostheses: A Retrospective Clinical Study. *Int J Prosthodont* 2016;29:161-165.
45. Koenig V, Vanheusden AJ, Le Goff SO, Mainjot AK. Clinical risk factors related to failures with zirconia-based restorations: an up to 9-year retrospective study. *J Dent* 2013;41:1164-1174.
46. Paniz G, Stellini E, Meneghello R, Cerardi A, Gobbato EA, Bressan E. The precision of fit of cast and milled full-arch implant-supported restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28:687-693.
47. Alfadda SA. Vertical marginal gap evaluation of conventional cast and computer numeric controlled-milled titanium full-arch implant-supported frameworks. *Int J Prosthodont* 2014;27:517-522.

48. Ahlholm P, Sipila K, Vallittu P, Jakonen M, Kotiranta U. Digital Versus Conventional Impressions in Fixed Prosthodontics: A Review. *J Prosthodont* 2016.
49. Rojas Vizcaya F. Retrospective 2- to 7-Year Follow-Up Study of 20 Double Full-Arch Implant-Supported Monolithic Zirconia Fixed Protheses: Measurements and Recommendations for Optimal Design. *J Prosthodont* 2016.

# *Anexos*

# *Anexo 1 - Normas para publicação do periódico "Journal of Prosthetic Dentistry"*

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

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

**Abstract (Abstrato):** (aproximadamente 250 palavras): Crie um resumo estruturado com os seguintes subseções: Statement of the Problem (Declaração do Problema), Objective (Objetivo), Materials and Methods (Métodos e Materiais), Results (Resultados) e Conclusions (Conclusões). O abstrato deve conter detalhes suficientes para descrever o experimento e os variáveis do projeto. O tamanho da amostra, os controles, o método de medição, standardização, confiabilidade examinador, e método estatístico utilizado com nível de significância associado deve ser descritos na seção de Materiais e Métodos. Valores reais devem ser fornecido na seção de Resultados.

**Clinical Implications (Implicações Clínicas):** Em 2-4 frases, descreva o impacto dos resultados do estudo sobre prática clínica.

**Introduction (Introdução):** Explique o problema completamente com precisão. Resuma a literatura relevante, e identifique qualquer viés em estudos anteriores. Declare claramente o objetivo do estudo e a hipótese da pesquisa no final da introdução. Observe que, numa profunda revisão da literatura, a maioria das referências (se não todas) devem ser citadas na seção Materiais e Métodos e/ou na Introdução.

**Materials and Methods (Materiais e Métodos):** No parágrafo inicial, forneça uma visão geral do experimento. Forneça informações completas de todos os produtos de fabricação e instrumentos utilizados, entre parênteses ou em uma tabela. Descreva o que foi medido, como foi medido, e as unidades de medida utilizadas. Liste os critérios para julgamento quantitativo. Descreva o designo experimental e variáveis, incluindo critérios definidos para controlar variáveis, estandardizar os testes, a alocação de espécimes/sujeitos a grupos (método de randomização), o tamanho total da amostra, controles, calibração dos examinadores, e confiabilidade de instrumentos e examinadores. Descreva como o tamanho das amostras foi determinada (por exemplo, com a análise de força (power analysis). Evite o uso de números para identificar grupos. Em vez, use abreviações ou códigos que claramente indicaram as características do grupo e assim, os grupos serão mais significativo para o leitor. Os testes estatísticos e níveis de significância associado devem ser descrito no final desta seção.

**Results (Resultados):** Descreva com precisão e brevemente, na mesma ordem que os testes foram descritos na seção de Materiais e Métodos. Para uma listagem extensa, os dados poderão ser apresentados em forma tabular ou forma gráfica para ajudar o leitor. Para 1-way ANOVA apresente df, e valores de F e P nas áreas apropriada no texto. Para todas as outras ANOVAs, de acordo com as orientações, forneça a tabela ANOVA.

Descreva os resultados e as tendências mais significativas. Texto, tabelas e figuras não devem repetir ao outro. Resultados notados como significativos devem ser validados por dados atuais e valores P. Tipos de Artigos The Journal of Prosthetic Dentistry-

**Discussion (Discussão):** Discuta os resultados do estudo, em relação à hipótese e a relevante literatura. A discussão deve começar por explicar se sim ou não há suporte a rejeitar a hipótese nula. Se os resultados não concordam com outros estudos e/ou com opiniões aceitas, declare como, e porquê os resultados são diferentes. Resultados concordantes com outros estudos também devem ser declarados. Identifique as limitações do seu estudo e sugere pesquisas futuras.

**Conclusion (Conclusão):** Liste concisamente conclusões da pesquisa que possam ser retiradas do seu estudo, não simplesmente reafirmar os resultados. As conclusões devem ser pertinentes aos objetivos e justificado pelos dados. Na maioria das situações, as conclusões são só verdade para a população do experimento. Todas as conclusões devem ser acompanhadas por análises estatísticas

**References (Referências)**

**Tables (Tabelas)**

**Legends for Illustrations (Legendas para as Ilustrações):** Descreva de forma concisa cada ilustração sem diretamente duplicar o texto.

#### ARRANJO da PRIMEIRA PÁGINA – Página Título (Title Page)

- **Título:** O título deve definir a ideia do estudo, o conteúdo do estudo, e significado clínico. Utilize letra maiúscula apenas na primeira letra da primeira palavra. Não sublinhar o título. Abreviaturas ou nomes comerciais não deve ser usado no título. Palavras como ‘new’, ‘novel’, ou ‘simple’ não são recomendados para o título.



- Autores: Diretamente sobre o título, escreva os nomes e títulos dos autores. Liste somente os graus acadêmicos. Por favor não use denominações de associações.
- Instituições: Diretamente sobre os nomes dos autores, escreva a afiliação institucional e as cidades, estados ou países (se não os Estados Unidos) em que estas instituições são localizadas. Se necessário, inclua a tradução do nome da instituição. Se os autores não são afiliados com uma instituição, por favor, liste a cidade, estado ou país (se não os Estados Unidos), em que os autores vivem.
- Apresentação/informações de suporte financeiro e títulos: Se a pesquisa foi apresentada antes numa reunião, escreva o nome da organização, o local, e data da reunião. Se o trabalho foi apoiado por uma bolsa de estudo ou qualquer outro tipo de financiamento, forneça o nome da organização de suporte e o número de concessão. Liste os títulos acadêmicos (por exemplo, Assistant Professor) e afiliações departamental de todos os autores. Informações de contato: Liste o endereço para correspondência, telefone comercial, número de fax, e e-mail do autor onde receberá a correspondência.

### ABSTRATO

- O abstrato deve ser escrito numa página separada do texto principal.
- O abstrato não deve incluir abreviaturas ou informações de fabricação.

### TEXTO PRINCIPAL

#### *Cabeçalhos*

- Os cabeçalhos devem contribuir a clareza do artigo e mudança de uma seção para outra (por exemplo, da discussão para conclusões).

- O uso de subtítulos podem ser apropriados para seção de Materiais e Métodos, mas é geralmente desencorajado nos Resultados e Discussão.
- Todos os cabeçalhos devem ser alinhados com a margem esquerda. Cabeçalhos principais (por exemplo, “MATERIALS AND METHODS”) devem ser escrito em letras maiúsculas, subtítulos (por exemplo, “Specimen preparation” deve ser escrito com a primeira letra maiúscula e o restante da frase em letras minúsculas.)  
Informações de identificação de produto e sua manufatura
- Descreva produtos em termos genéricos. Imediatamente após a palavra, forneça as seguintes informações em parênteses: nome do produto e do fabricante; por exemplo: "The impression was poured in Type IV stone (Denstone; Heraeus Kulzer) and related to each other with a fastsetting vinyl polysiloxane occlusal registration material (Correct VPS Bite Registration; Jeneric/Pentron, Inc)." Por favor, note que há um ponto e vírgula após o nome do produto. Nós já não exigimos a cidade e estado/País para cada fabricante que esta informação muda com tempo e é fácil de encontrar na rede.
- Não use símbolos de marca registrada, não são consistentes com estilo do Jornal.
- Use nomes de medicamentos genéricos; os nomes comerciais podem ser mencionados em parênteses na primeira menção.

### *Abreviaturas*

- Se abreviaturas foram utilizadas, forneça a forma expandida na primeira menção e abreviar daí em diante, por exemplo, "fixed dental prosthesis (FDP)".

### *Referências*

Referências aceitáveis e a sua colocação no documento

- A maioria das referências, se não todas, devem ser citada na introdução e/ou na seção de Materiais e Métodos. Apenas aquelas referências que foram citadas anteriormente ou que se relacionam diretamente aos resultados do estudo podem ser citados na discussão.
- Só os artigos publicados que foram revisados por pares podem ser usado como referência.
- Manuscritos em preparação, manuscritos submetidos para consideração e teses não publicadas não são referências aceitáveis.
- Os abstratos são considerados observações não publicadas e não são permitidos como referência a não ser que estudos de acompanhamento foram publicados em revistas revisadas por pares.
- A referência de publicações em língua estrangeira devem ser mantidas a um mínimo (não mais que 3). Estas referências são permitidas apenas quando o artigo original foi traduzido para Inglês. O título traduzido deve ser citado e a língua original deve ser mencionada entre parênteses na citação ao final.
- Referências de livros didáticos devem ser mantidas a um mínimo; livros didáticos muitas vezes refletem as opiniões dos seus autores e/ou editores. Quando necessário, as edições mais recentes dos livros didáticos devem ser utilizadas de preferência. Periódicos baseados em evidência científica são preferidos.

#### Formatação de Referências:

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

- A lista das referências completa deve ser em espaço duplo e em ordem numérica, deve seguir a seção de conclusões mas começar numa página separada. Apenas as referências citadas no texto devem aparecer na lista das referências.
- Formatação das referências devem acordar com o estilo Vancouver, conforme estabelecido no "Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals" (Ann Intern Med 1997;126:36-47).
- As referências devem ser numeradas manualmente.
- Liste até seis autores. Se houver sete ou mais, após o sexto nome, adicione et al.
- Nome do jornal será abreviado de acordo com Cumulative Index Medicus. Uma lista completa de abreviaturas está disponível através do site do PubMed:
- <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/nlmcatalog/journals>
- Formato para artigos: forneça os sobrenomes e iniciais de todos os autores, o título do artigo, o nome do periódico; e, o ano, volume e números das página de publicação. Não utilize itálico, letras realçadas ou sublinhadas para qualquer parte da referência. Coloque um período após os iniciais do último autor, após o título do artigo, e no final da referência. Coloque um ponto e vírgula após o ano de publicação e uma vírgula após o volume. Números de emissão não são usado em estilo Vancouver. Exemplo: Jones ER, Smith IM, Doe JQ. Uses of acrylic resin. J Prosthet Dent 1985; 53:120-9.
- Referências dos livros: A edição mais atual deve ser citada. Forneça os nomes e iniciais de todos os autores/editores, o título do livro, a cidade de publicação, a editora, o ano de publicação e os números das página consultadas. Não use itálico, letras realçadas ou sublinhadas para qualquer parte da referência. Exemplo: Zarb GA, Carlsson GE, Bolender CL. Boucher's prosthodontic treatment for edentulous patients. 11th ed. St. Louis: Mosby; 1997. p. 112-23

## TABELAS

- As tabelas devem complementar, e não duplicar, o texto.
- Todas as tabelas devem ser postas no final do manuscrito, após a lista de referências e antes das Legendas. Deve haver apenas uma tabela por página. Omita linhas horizontais e verticais. Omita qualquer sombreado ou cor. □ Não liste as tabelas em partes (por exemplo, Tables Ia, Ib, etc.). Cada tabela deve ter o seu próprio número. Numerar cada tabela na ordem em que são mencionadas no texto.
- Forneça uma legenda concisa que descreve o conteúdo da tabela. Crie nomes para cabeçalhos e coluna descritivos. Dentro de colunas, alinhar os dados de tal forma que os pontos decimais estão numa linha reta. Use pontos decimais (períodos), e não vírgulas, para marcar lugares passado o número inteiro (por exemplo, 3.5 em vez de 3,5).
- Numa linha de baixo da tabela, defina qualquer abreviaturas utilizadas na tabela.
- Se uma tabela (ou qualquer dado dentro dela) foi publicado anteriormente; dê todo o crédito ao autor original no rodapé. Se necessário, obtenha permissão para reimprimir a tabela do autor/editor.
- As tabelas devem ser submetidas em Microsoft Word ou formato compatível. Microsoft Word é preferido. Se uma tabela foi criada em Excel, deve ser importados para um dos formatos referidos acima antes de submissão

## Legendas de Figuras

As legendas das figuras devem aparecer no texto do manuscrito numa página separada após as Referências e Tabelas e referências devem aparecer sobre o título "Legends". O estilo do Jornal requer que os artigos (a, an, e the) são omitidos nas legendas

de figuras e tabelas.

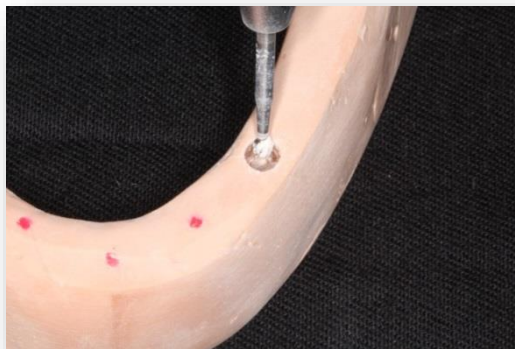
## *Anexo 2 - Etapas para confecção do modelo fotoelástico*



**Figura 5** - Modelo experimental de gesso tipo IV de uma mandíbula edêntula total



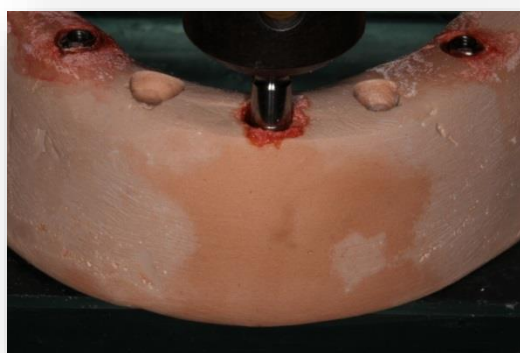
**Figura 6** - Modelo de gesso com marcações para perfuração



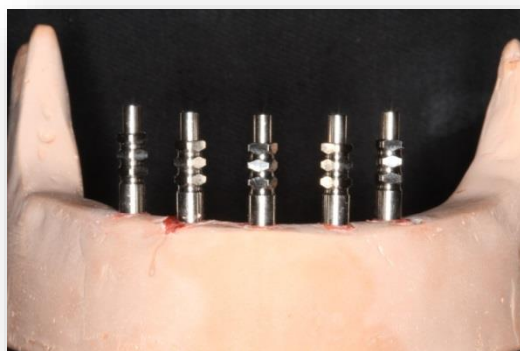
**Figura 7** - Perfuração com broca esférica



**Figura 8** - Perfurações realizadas para posterior fixação dos análogos

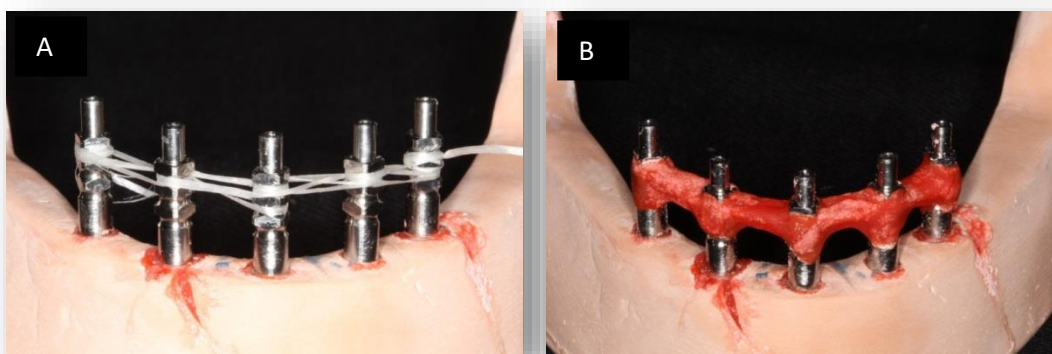


**Figura 9** – Fixação dos análogos com resina Duralay



**Figura 10** - Transferentes quadrados adaptados aos análogos





**Figura 11** – Transferentes quadrados unidos com fio dental (A) e resina acrílica Duralay (B)



**Figura 12** – Após procedimento de moldagem, os implantes foram parafusados aos transferentes quadrados



**Figura 13** - Vazamento da resina fotoelástica PL-2



**Figura 14** – Modelo fotoelástico confeccionado

## *Anexo 3 - Próteses confeccionadas para análise pelas metodologias*



**Figura 15** – Enceramento das próteses. Todas as demais próteses foram confeccionadas a partir desse padrão



**Figura 16** – Prótese protocolo mandibular com infraestrutura fundida em níquel-cromo e revestimento estético acrílico



**Figura 17** – Prótese protocolo mandibular com infraestrutura fundida em níquel-cromo e revestimento cerâmico



**Figura 18** – Prótese protocolo mandibular com infraestrutura fresada em Zircônia e revestimento estético cerâmico

## Anexo 4 - Etapas da metodologia da extensometria

A metodologia de fixação dos extensômetros, apesar de não corresponder a mandíbula utilizada, seguiu exatamente a demonstrada nas sequências de fotos a seguir (figura 19 a 25)

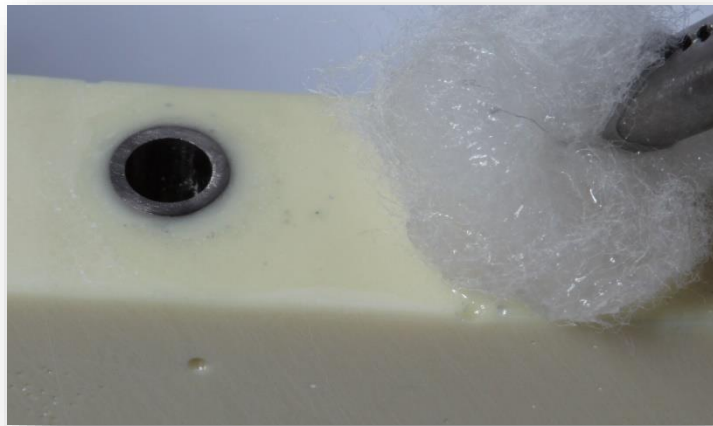


Figura 19 – Limpeza da superfície com álcool isopropílico

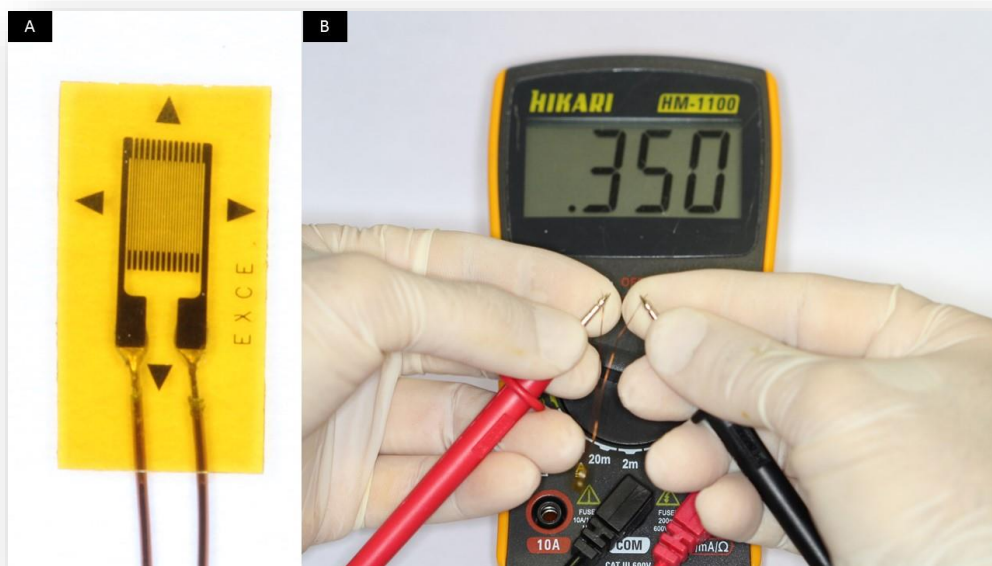
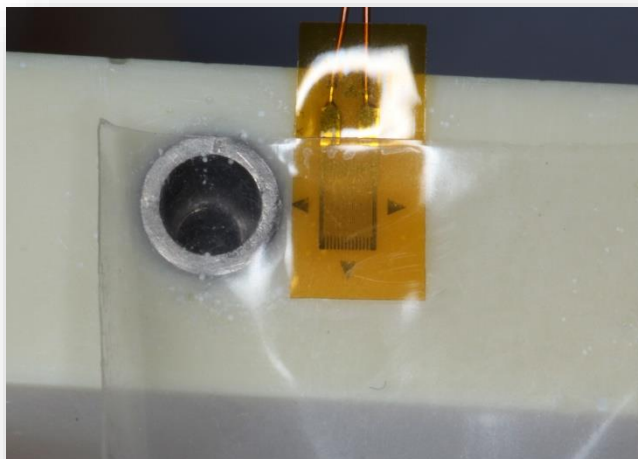
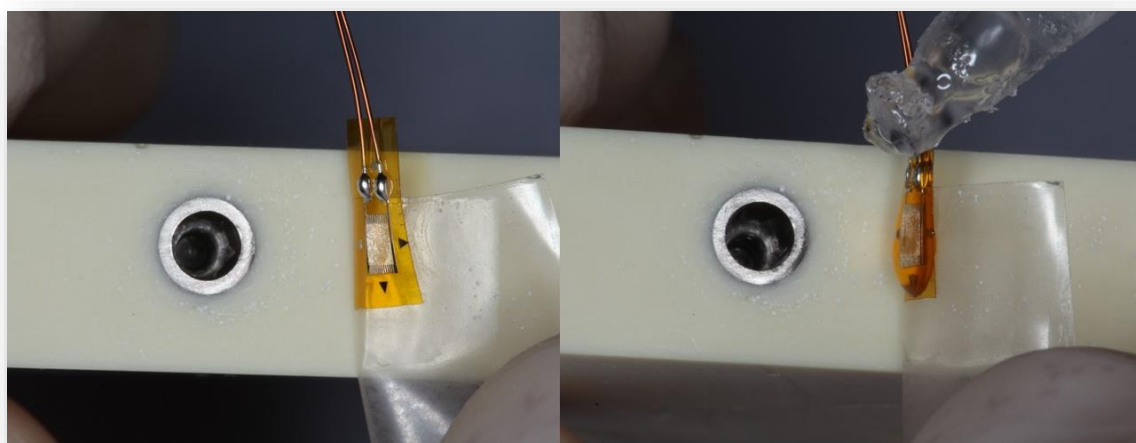


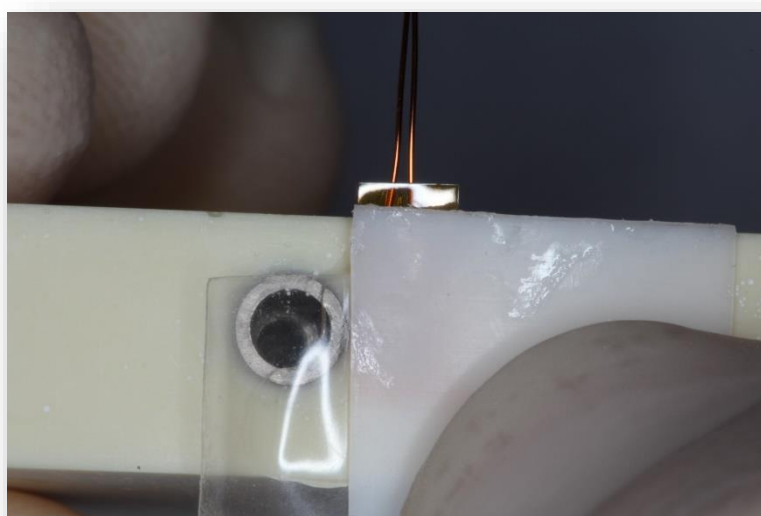
Figura 20 – (A) Extensômetro PA06060BA (B) Verificação da resistência do extensômetro



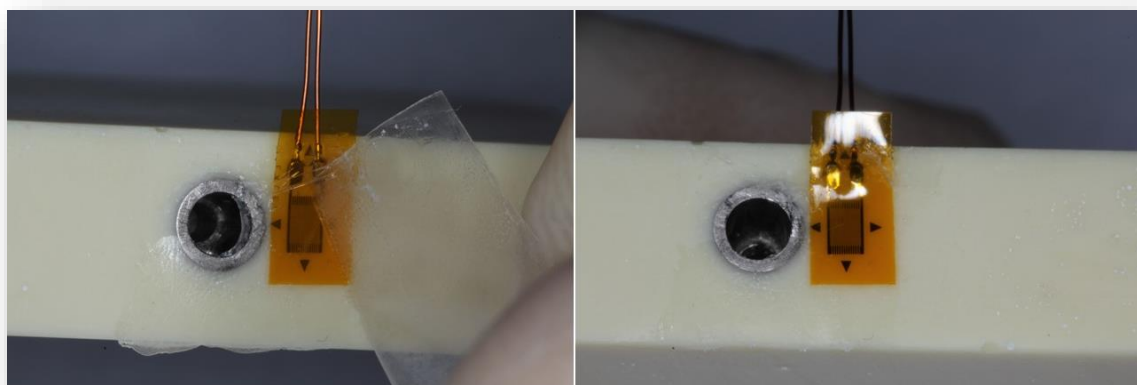
**Figura 21** – Posicionamento do extensômetro na região desejada



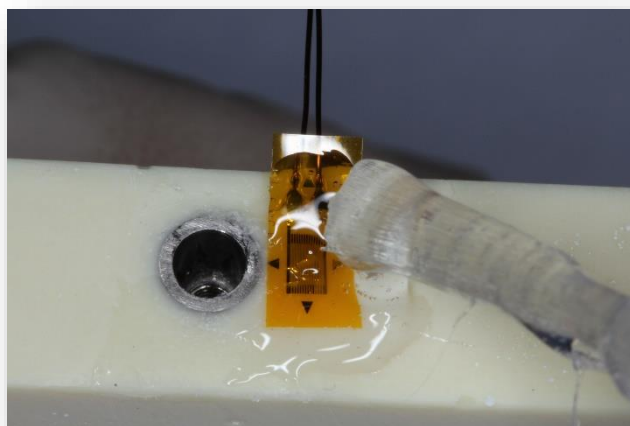
**Figura 22** – Fixação do extensômetro com adesivo a base de cianocrilato



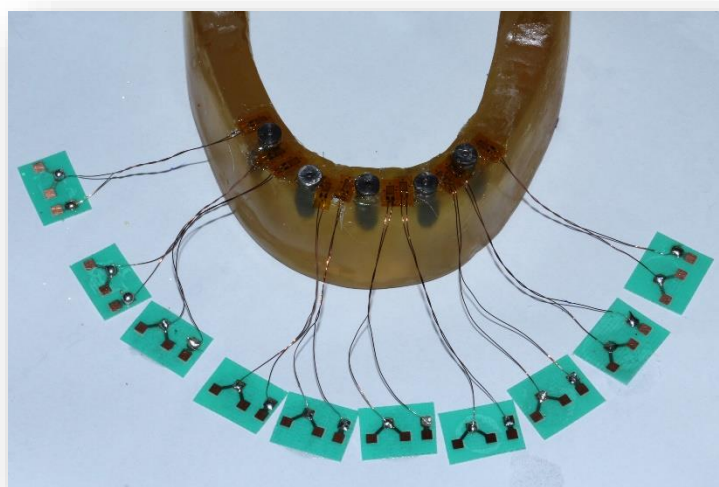
**Figura 23** – Pressão digital por um período de 5 minutos



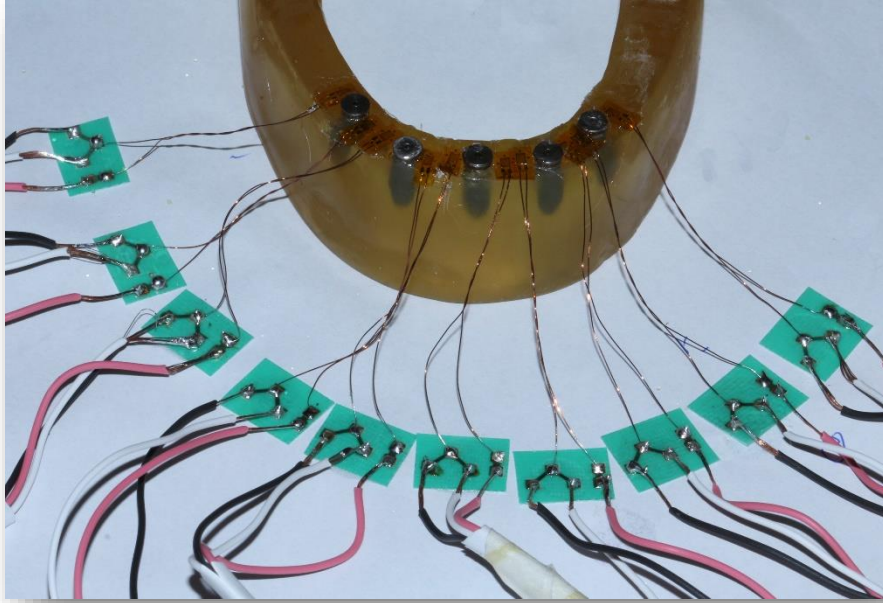
**Figura 24** – Após a presa do adesivo, remoção da fita adesiva e limpeza dos excessos do material



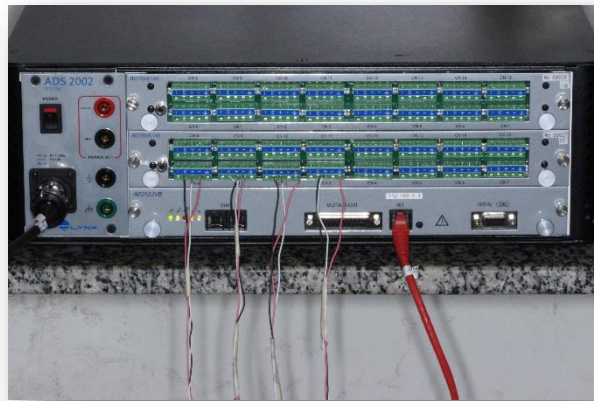
**Figura 25** – Isolamento dos extensômetros com silicone



**Figura 26** – Extensômetros fixados ao modelo fotoelástico e soldados ao terminal colável de ligação TP-50



**Figura 27** – Cabos flexíveis blindados soldados aos terminais TP-50. Na outra extremidade esses cabos eram conectados ao sistema de aquisição de dados ASD 2002

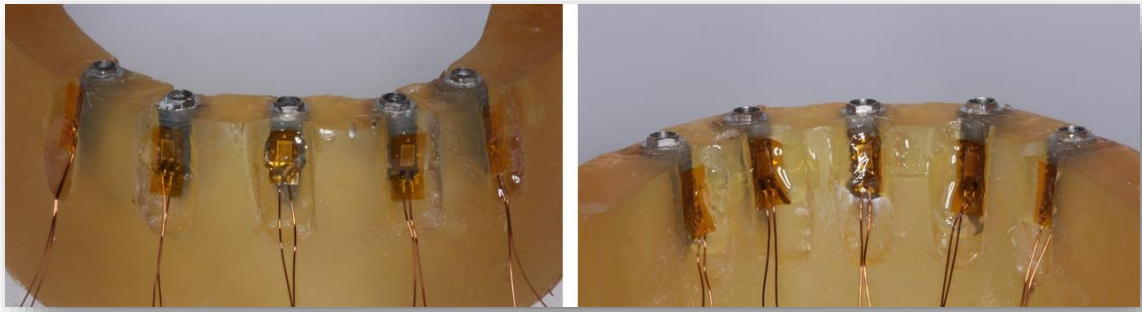


**Figura 28** – Aparelho de aquisição de dados ASD 2002



**Figura 29** – Resina removida na superfície vestibular e lingual de cada implante sendo mantida cerca de 1 mm de resina intacta, onde foram fixados os extensômetros verticalmente





**Figura 30** – Extensômetros fixados verticalmente para a segunda análise da extensometria

## *Anexo 5 - Tabela de valores obtidos pela metodologia da extensometria*

Como descrito na seção de materiais e métodos, cada extensômetro foi montado na configuração de  $\frac{1}{4}$  de ponte de Wheatstone e teve seus sinais digitalizados através de um sistema de aquisição de dados (ASD 2002; Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda). Os mesmos testes de cargas axiais realizados na metodologia da fotoelasticidade foram utilizados, sendo que cada carga foi aplicada cinco vezes em cada ponto padronizado para cada prótese (CP – Corpo de prova) (região de implante mais anterior, e primeiro molar de cada lado). A média dessas quinze aplicações denominou o valor para cada prótese.

Os valores de tensão registrados (microstrains) foram agrupadas em tabelas e estão demonstrados nas tabelas abaixo.

**Tabela 5:** Valores obtidos no teste da extensometria (microstrains) com extensômetros posicionados na região mesial e distal de cada implante para o grupo GI

GI	Região do implante anterior	Molar esquerdo	Molar direito	Média
CP1	30,16715149	252,1521541	216,2514204	
CP1	32,06211018	255,2245529	228,738292	
CP1	31,41591168	261,7487744	224,492005	
CP1	28,55130052	270,4199786	223,2600494	
CP1	30,24883967	271,2281623	225,3383804	
CP1_Média	30,48906271	262,1547245	223,6160294	172,0866055
CP2	31,10670534	296,2318234	199,8866176	
CP2	31,41141568	212,8518411	206,1077023	
CP2	33,98163954	220,354122	210,5671144	
CP2	35,3257304	226,0925288	213,1743082	
CP2	36,33176029	231,4452893	216,1807764	
CP2_Média	33,63145025	237,3951209	209,1833038	160,0699583
CP3	31,65720803	257,3146245	162,3525401	
CP3	24,4930208	263,6970914	175,1354457	
CP3	27,04521295	260,8667625	180,4133662	
CP3	30,9597401	268,0103535	186,7721687	
CP3	31,32617732	268,2333362	191,2785177	
CP3_Média	29,09627184	263,6244336	179,1904077	157,3037044
CP4	26,91440389	259,1095041	179,3077287	
CP4	28,23072742	284,2771408	187,0261751	
CP4	28,92330376	278,6628816	193,6024387	
CP4	29,39048696	286,5466903	196,5309218	
CP4	30,02239448	289,4713791	196,9376323	
CP4_Média	28,6962633	279,6135192	190,6809793	166,3302539
CP5	26,80149106	208,9880298	171,3600672	
CP5	26,68271046	216,0565088	170,4524017	
CP5	26,52132998	220,2130489	171,4147303	
CP5	27,26942751	226,5461854	171,0543544	
CP5	27,81216746	232,6942867	170,5128657	
CP5_Média	27,01742529	220,8996119	170,9588839	139,625307
CP6	27,85300645	196,2712432	205,8954102	
CP6	29,19767899	201,556833	222,7881307	
CP6	30,3936146	207,5738058	217,4165749	
CP6	31,05379476	211,3730791	243,9921274	
CP6	31,65314364	217,4175076	251,369885	
CP6_Média	30,03024769	206,8384937	228,2924256	155,0537224
CP7	28,70601466	241,3328719	208,9387781	
CP7	31,76128812	304,285853	220,6062293	
CP7	32,42512168	218,5116728	222,0109537	
CP7	33,0405039	210,6615332	221,5791899	
CP7	34,10865243	222,5230552	223,5390834	
CP7_Média	32,00831616	239,4629972	219,3348469	163,6020534

**Tabela 6:** Valores obtidos no teste da extensometria (microstrains) com extensômetros posicionados na região mesial e distal de cada implante para o grupo GII

GII	Região do implante anterior	Molar esquerdo	Molar direito	Média
CP1	28,11328181	262,4802614	323,4363575	
CP1	28,68295747	278,0443818	321,3157374	
CP1	28,07706549	284,8680328	320,6566002	
CP1	27,92022119	289,5151527	318,0541617	
CP1	27,50917845	293,2400338	319,6064978	
CP1_Média	28,06054088	281,6295725	320,6138709	210,1013281
CP2	44,27744313	300,3068092	322,7461229	
CP2	40,62584012	318,6340818	321,2305309	
CP2	45,59653016	350,9537802	320,0829377	
CP2	45,42947757	350,6785626	319,9621926	
CP2	45,26710089	321,2025584	322,3814518	
CP2_Média	44,23927837	328,3551584	321,2806472	231,2916947
CP3	32,24726323	241,7149327	271,1171055	
CP3	30,7383795	255,4290442	284,9580337	
CP3	31,66585953	265,5066194	300,7290456	
CP3	31,27453608	277,8045945	302,9180433	
CP3	31,20398694	283,8621988	314,4779175	
CP3_Média	31,42600505	264,8634779	294,8400291	197,0431707
CP4	23,67090049	248,5877487	262,0124978	
CP4	24,18988267	271,0837864	263,4120421	
CP4	25,32458324	255,0784705	266,2381641	
CP4	26,85891603	269,3896948	266,7245363	
CP4	28,23745336	280,6127104	268,047823	
CP4_Média	25,65634716	264,9504822	265,2870127	185,2979473
CP5	18,40746068	209,1865762	309,831042	
CP5	19,70824774	201,9168997	311,8828771	
CP5	18,9787445	211,8612349	314,4020384	
CP5	18,34600503	219,6550425	317,9843484	
CP5	17,68505625	225,3586134	320,8168022	
CP5_Média	18,62510284	213,5956733	314,9834216	182,4013993
CP6	46,62269651	262,328669	283,9966738	
CP6	49,26472647	277,0713026	301,3857993	
CP6	47,99516058	284,9711083	305,6871457	
CP6	48,80290046	290,4887355	307,1659754	
CP6	47,29031885	299,2136333	310,0815196	
CP6_Média	47,99516058	282,8146897	301,6634227	210,8244244
CP7	48,09675563	302,713424	324,2538492	
CP7	49,9941755	318,6688741	324,0525821	
CP7	49,42500377	315,8118776	326,6705914	
CP7	51,5541022	321,1767296	327,8395989	
CP7	53,22770204	320,6884826	328,492152	
CP7_Média	50,45954783	315,8118776	326,2617547	230,8443934

**Tabela 7:** Valores obtidos no teste da extensometria (microstrains) com extensômetros posicionados na região mesial e distal de cada implante para o grupo GIII

GIII	Região do implante anterior	Molar esquerdo	Molar direito	Média
CP1	31,6502774	193,8243985	277,9410755	
CP1	32,07007656	200,1759568	274,8726868	
CP1	32,06409702	209,2272358	275,45338	
CP1	31,03213048	215,5008619	277,9187885	
CP1	31,12929516	223,3029497	279,0289355	
CP1_Média	31,58917532	208,4062805	277,0429733	172,3461
CP2	35,66415793	285,9811877	283,289079	
CP2	36,18770165	295,4249647	282,4168904	
CP2	37,04772119	298,1785083	282,0558027	
CP2	37,76085631	301,5718625	281,3305074	
CP2	37,51928684	303,9237978	281,6265676	
CP2_Média	36,83594478	297,0160642	282,1437694	205,3319
CP3	36,33702606	267,9697969	274,5231263	
CP3	35,97885608	278,1811813	273,4192882	
CP3	34,94462956	279,8694216	271,5709822	
CP3	34,88994412	287,9581713	267,8774758	
CP3	34,582484	298,5847379	268,8254274	
CP3_Média	35,34658796	282,5126618	271,24326	196,3675
CP4	37,48554059	279,0798019	288,0886983	
CP4	35,0035156	292,7014227	268,4334297	
CP4	35,2946299	298,7476438	283,1442123	
CP4	35,84075079	303,2232438	283,5050901	
CP4	36,07451263	307,4519366	282,7118955	
CP4_Média	35,9397899	296,2408098	281,1766652	204,4524
CP5	39,56655556	258,5028418	337,1561632	
CP5	40,57162181	271,7180286	368,266357	
CP5	40,50193404	280,5530415	370,6648576	
CP5	40,72106026	289,5152797	370,3835552	
CP5	40,29638994	299,2064973	368,9804884	
CP5_Média	40,33151232	279,8991378	363,0902843	227,7736
CP6	36,43064224	278,8534227	302,9311035	
CP6	38,93323936	295,6514943	295,6514943	
CP6	39,21145433	301,3916607	301,3916607	
CP6	40,52526694	299,8102912	299,8102912	
CP6	40,65187193	314,5065138	314,5065138	
CP6_Média	39,15049496	298,0426765	302,8582127	213,3505
CP7	33,6281788	243,0591215	304,8138892	
CP7	34,4424661	266,3304942	304,1519222	
CP7	32,46962884	265,9291023	303,4874038	
CP7	32,31412528	278,6833491	305,1330395	
CP7	32,91843055	275,6434446	304,1256512	
CP7_Média	33,15456591	265,9291023	304,3423812	201,142

**Tabela 8:** Valores obtidos no teste da extensometria (microstrains) com extensômetros posicionados na região vestibular e dos implantes para o grupo GI

GI	Região do implante anterior	Molar esquerdo	Molar direito	Média
CP1	52,35820329	144,0235766	94,87628423	
CP1	53,98522208	144,5140319	94,87628423	
CP1	55,40939424	144,4442421	94,71486831	
CP1	56,54306943	144,4645235	94,15270515	
CP1	57,93446795	144,0092108	93,89159778	
CP1_Média	55,2460714	144,291117	94,50234794	98,01318
CP2	53,23717337	129,3712363	80,74052848	
CP2	51,85371647	131,8539724	80,38618681	
CP2	51,62747118	130,7700597	80,028451	
CP2	48,45306753	131,8060272	80,43917628	
CP2	48,32361266	132,1411583	79,75243377	
CP2_Média	50,69900824	131,1884908	80,26935527	87,38562
CP3	51,89848173	161,7729564	99,50135109	
CP3	50,57839653	161,2788839	100,5955934	
CP3	49,15985488	162,134846	100,7385246	
CP3	52,24880452	163,3687065	100,4164011	
CP3	52,46776205	161,6840842	100,0278729	
CP3_Média	51,27065994	162,0478954	100,2559486	104,5248
CP4	51,35936077	143,9033145	107,8944477	
CP4	51,96069425	141,5511072	108,8141932	
CP4	54,56726725	141,0204046	107,9213413	
CP4	57,14795661	140,0858409	105,292074	
CP4	50,35682834	139,8295786	104,6269513	
CP4_Média	53,07842144	141,2780491	106,9098015	100,4221
CP5	49,92663278	124,1158482	97,23505996	
CP5	52,98261963	126,5008246	98,29130088	
CP5	54,94968826	122,681402	98,24624761	
CP5	57,03496083	124,2443305	98,01743724	
CP5	58,7312206	125,4028272	97,54323683	
CP5_Média	52,9444858	141,233743	95,89510354	96,69111
CP6	54,57620571	132,3062797	108,9563074	
CP6	56,39256862	138,4944692	110,8122278	
CP6	57,24659279	131,0648463	111,4947707	
CP6	58,32232135	134,6228246	112,1039117	
CP6	59,36863475	137,2425419	112,6221787	
CP6_Média	57,18126464	134,7461923	111,1978793	101,0418
CP7	59,94790487	218,7962128	121,7158194	
CP7	59,78665306	194,6480842	124,8035992	
CP7	56,11871354	193,6034775	119,3363111	
CP7	54,83164239	192,2912353	118,8520889	
CP7	52,11376569	191,1170769	118,588021	
CP7_Média	56,55973591	198,0912173	120,6591679	125,1034

**Tabela 9:** Valores obtidos no teste da extensometria (microstrains) com extensômetros posicionados na região vestibular e dos implantes para o grupo GII

GII	Região do implante anterior	Molar esquerdo	Molar direito	Média
CP1	66,55901096	134,3762242	88,02293457	
CP1	66,93089993	134,5545179	85,72451585	
CP1	67,50909435	134,2131827	87,39305432	
CP1	69,22220072	133,8654447	87,8273535	
CP1	70,46070343	131,6968229	88,05213024	
CP1_Média	68,13638188	133,7412385	87,4039977	96,42721
CP2	55,98098268	136,3152167	86,09718875	
CP2	58,00191965	138,5271655	87,74496156	
CP2	58,560041	142,1829722	87,7141996	
CP2	59,8776238	140,9276794	88,93076931	
CP2	59,96569635	139,7349711	89,55640357	
CP2_Média	58,4772527	139,537601	88,00870456	95,34119
CP3	58,12791918	162,4715569	82,80742831	
CP3	59,16845028	160,2874079	83,58328035	
CP3	60,72907969	161,2883058	84,72844875	
CP3	60,57530565	163,0035021	84,50661908	
CP3	62,15041334	162,8134088	84,55696553	
CP3_Média	60,15023363	161,9728363	84,0365484	102,0532
CP4	66,14873274	146,378004	87,56294406	
CP4	67,89278038	147,2296785	91,75417918	
CP4	68,25754522	144,2339956	92,89365954	
CP4	69,2494601	143,7181174	92,83966636	
CP4	70,20034278	144,701998	93,62847052	
CP4_Média	68,34977225	145,2523587	91,73578393	101,7793
CP5	56,83193467	179,2695637	99,7126208	
CP5	58,06181956	182,5133698	100,8144294	
CP5	58,2511447	184,1766434	98,70852987	
CP5	58,73358868	178,8542996	97,48391374	
CP5	58,19782653	181,6980985	98,30662447	
CP5_Média	58,01526283	181,302395	99,00522365	112,7743
CP6	59,05269037	134,3733261	75,77471049	
CP6	57,45234415	129,8104915	74,18675941	
CP6	57,15761515	132,8538199	75,91001685	
CP6	58,17862735	134,4181779	75,64682046	
CP6	59,096567	137,4865026	69,79202096	
CP6_Média	58,1875688	133,7884636	74,26206563	88,74603
CP7	65,86831344	147,0646957	90,24531365	
CP7	64,01062255	149,0144842	90,79856494	
CP7	64,8498014	149,2629679	91,21606865	
CP7	64,57605108	150,5652749	91,58656975	
CP7	64,41337811	150,1105828	91,35700302	
CP7_Média	64,74363332	149,2036011	91,040704	101,6626

**Tabela 10:** Valores obtidos no teste da extensometria (microstrains) com extensômetros posicionados na região vestibular e dos implantes para o grupo GIII

GIII	Região do implante anterior	Molar esquerdo	Molar direito	Média
CP1	53,45934941	141,5188054	78,93754922	
CP1	53,86115393	139,5458256	80,2802936	
CP1	54,20291617	141,5091116	80,8749365	
CP1	54,93307848	142,8256979	79,85155631	
CP1	55,1749632	144,2749288	80,8571167	
CP1_Média	54,32629224	141,9348739	80,16029047	92,14049
CP2	54,76368004	139,6751966	81,53140812	
CP2	55,64404575	142,7552998	86,04588061	
CP2	56,38550793	137,9665313	86,05304073	
CP2	57,54898723	138,8559155	86,57611524	
CP2	59,01485973	140,5161523	85,65504087	
CP2_Média	56,67141614	139,9538191	85,17229711	93,93251
CP3	51,27842456	134,3943889	68,29247402	
CP3	52,36415162	136,03633	71,83678799	
CP3	53,66398783	136,7023009	72,28866653	
CP3	54,09385292	138,6944249	72,72190486	
CP3	54,48777513	139,089102		
CP3_Média	53,17763841	136,9833093	71,28495835	87,14864
CP4	61,91221676	146,2243058	93,12328045	
CP4	59,59393912	147,5274109	96,26951657	
CP4	60,53465861	150,2067951	97,31621486	
CP4	58,12348759	152,0160471	97,77506039	
CP4	58,38475077	153,341818	99,51528269	
CP4_Média	59,70981057	149,8632754	96,79987099	102,1243
CP5	64,66213584	166,2456993	104,8241798	
CP5	64,85160512	168,3554731	101,8346795	
CP5	65,259338	165,2769964	101,4434665	
CP5	66,1993463	166,5631365	103,2980103	
CP5	66,95395352	168,6494407	104,0992039	
CP5_Média	65,58527576	167,0181492	103,099908	111,9011
CP6	61,99788039	153,5099835	106,217077	
CP6	63,60288521	159,212778	106,4260652	
CP6	64,8816776	151,5046033	107,3529301	
CP6	65,80860932	154,5602343	109,4145384	
CP6	66,84460139	156,9480972	108,7422422	
CP6_Média	64,62713078	155,1471393	107,6305706	109,1349
CP7	57,41866166	159,050166	101,5369049	
CP7	59,78106109	160,1753809	103,7673824	
CP7	60,75426431	161,5447871	104,1881343	
CP7	57,3393499	162,9378407	105,9019184	
CP7	59,16690655	160,9270437	105,2094141	
CP7_Média	58,8920487	160,9270437	104,1207508	107,9799