

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS- GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO PRÓTESE DENTÁRIA – DOUTORADO**

LUIZ FELIPE BUTZKE COELHO

**DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES EM TRÊS TIPOS DIFERENTES DE
PRÓTESES FIXAS IMPLANTO-SUPORTADAS TIPO PROTOCOLO. ESTUDO
PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS.**

Tese apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Título de
Doutor em Odontologia, concentração
Prótese Dentária.
Orientador: Prof.Dr. Márcio Grossi

Porto Alegre, 2012

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar e comparar de maneira qualitativa, por meio da análise por elementos finitos, a distribuição das tensões geradas por cargas simuladas em modelos 3D de implantes, pilares, próteses fixas tipo protocolo e tecido ósseo mandibular.

As análises foram realizadas em três modelos tridimensionais: modelo A simulando um protocolo provisório de acrílico, modelo B simulando uma prótese tipo protocolo metaloplástico e modelo C, metalocerâmico. O carregamento oclusal foi padronizado em 100 N e aplicado no extremo distal do cantilever lado direito.

Os resultados obtidos sugeriram que os modelos A, B e C apresentaram comportamentos biomecânicos diferentes quando exigidos pelo mesmo esforço mecânico. O modelo A (provisório de acrílico) foi o que apresentou o pior comportamento biomecânico nas estruturas analisadas.

Palavras-chave: análise por elementos finitos, biomecânica, implantes dentários.

ABSTRACT

The objective of this study was a qualitative evaluation and comparison by means of finite element analysis of the tension distribution generated by a simulated loading in 3D models of implants, abutments, fixed protocol prosthesis and mandibular bone tissues.

The analysis were carried out in 3 tridimensional models: a) model A, simulating a temporary full-resin protocol prosthesis, b) model B, simulating a metal-resin protocol prosthesis, and c) model C, simulating a porcelain-fused-to-metal protocol prosthesis.

The results from our study suggested that models A, B, and C presented different biomechanical performances when submitted to the same mechanical load. Model A was the one which presented the worst biomechanical performance in the analyzed models.

Key-words: finite element analysis, biomechanics, dental implants.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: A -Mandíbula seca; B – Digitalizadora a laser (Digimil 3D).....	15
Figura 2: A – primeira montagem do modelo tridimensional. B – Imagem obtida a partir da segunda limpeza, arquivos com extensão “.stl”	16
Figura 3: Malha de superfície, arquivo com extensão “.igs”	17
Figura 4: Imagem tomográfica.....	18
Figura 5: Modelos sólidos tridimensionais dos implantes e componentes protéticos.....	19
Figura 6: Modelo físico da mandíbula em resina.....	20
Figura 7: A – perfuração; B – Implantes posicionados no modelo físico.....	20
Figura 8: A – Enceramento da estrutura interna da prótese (vista oclusal).; B – Enceramento da estrutura interna da prótese (vista anterior); C – Montagem dos dentes em cera da estrutura externa da prótese (vista oclusal); D – Vista dos componentes protéticos.....	21
Figura 9: A – Modelo da estrutura externa da prótese posicionado para digitalização; B – Peça pintada para retirar o brilho; C – Posicionamento da máquina; D – Digitalização completa.....	23

- Figura 10:** A e B – Digitalização da estrutura externa da prótese em três planos x, y, z; C – Nuvem de pontos obtidas na digitalização, D – primeira montagem do modelo tridimensional.....24
- Figura 11:** A - Imagem do revestimento externo da prótese obtida a partir da segunda limpeza, arquivos com extensão “.stl”; B – Modelo sólido tridimensional finalizado.....25
- Figura 12:** A e B - Digitalização da estrutura interna da prótese em três planos x, y, z; C – primeira montagem do modelo tridimensional; D - Imagem da estrutura interna da prótese obtida a partir da segunda limpeza, arquivos com extensão “.stl”26
- Figura 13:** Modelo geométrico representando todos os sólidos envolvidos na pesquisa.....27
- Figura 14:** Comparação entre os modelos geométricos contínuos e os modelos físicos propriamente ditos.....28
- Figura 15:** A – Malha gerada sobre os sólidos; B – Aumento de detalhe da malha no corpo da mandíbula.....31
- Figura 16:** Local de aplicação da carga de 100 N. Números de 1 a 5 indicam a posição dos implantes.....32
- Figura 17:** Comparação da distribuição das tensões no osso cortical dos modelos pesquisados. A – protocolo provisório; B – protocolo metaloplástico; C – protocolo metalocerâmico.....33

Figura 18: Comparação da distribuição das tensões nos implantes dos modelos pesquisados. A– protocolo provisório; B– protocolo metaloplástico; C – protocolo metalocerâmico.....35

Figura 19: Comparação da distribuição das tensões nos parafusos de fixação da prótese nos três modelos pesquisados. A – protocolo provisório; B – protocolo metaloplástico; C – protocolo metalocerâmico.....37

Figura 20: Comparação da distribuição das tensões nos pilares protéticos da prótese nos dois modelos pesquisados. A – protocolo provisório; B – protocolo metaloplástico, C – protocolo metalocerâmico.....39

Figura 21: Comparação da distribuição das tensões no cantilever dos modelos pesquisados. A – protocolo provisório; B – protocolo metaloplástico; C – protocolo metalocerâmico.....41

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Propriedades Mecânicas dos Materiais Utilizados.....	29
---	----

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SIMBOLOS

%	Porcentagem
®	Marca Registrada
3D	Tridimensional
cm	Centímetro(s)
et al.	e outros (abreviatura de <i>et alli</i>)
FO-PUCRS	Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
GPa	Gigapascal
MEF	Método por elementos finitos
mm	Milímetro(s)
mm/min	Milímetros por minuto
s	Segundos
MPa	Megapascal
PUCRS	Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul

SUMARIO

1. INTRODUÇÃO	10
2. PROPOSIÇÃO	13
3. MATERIAIS E MÉTODOS	14
4. RESULTADOS	33
5. DISCUSSÃO	43
6. CONCLUSÕES	49
7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	50
8. ANEXOS.....	53

1. INTRODUÇÃO

A reabilitação do paciente edentado total com a utilização de uma prótese total fixa na mandíbula foi a primeira modalidade de tratamento introduzida com os implantes osseointegrados (1, 2). A instalação de quatro a seis implantes na região anterior da mandíbula, entre os forames mentonianos, e a confecção de uma prótese total fixa implanto-suportada originou a reabilitação tipo protocolo(2). O sucesso clínico e a grande aceitação pelos pacientes reabilitados com esta técnica ocorreram devido ao entendimento do comportamento e controle biomecânico da oclusão (3, 4) Tal fato só foi possível por meio da observação de que os comportamentos de dentes naturais e implantes, quando submetidos ao estresse mastigatório, são completamente diferentes.(5) Enquanto nos dentes naturais o periodonto transmite ao osso as forças aplicadas ao longo de toda a superfície radicular, nas próteses implanto-suportadas, as cargas mastigatórias são transmitidas diretamente ao osso e ficam concentradas na crista do rebordo, fazendo com que essa região se torne mais suscetível à perda óssea.(3, 6) Outra diferença importante é a presença de terminações nervosas no ligamento periodontal exercendo a função de propriocepção nos dentes, atuando de maneira eficiente no controle de forças excessivas. Nos implantes, essa função ocorre diretamente no tecido ósseo (ósseo-percepção) ocasionando a perda importante de sensibilidade oclusal.(3, 7, 8). Assim, para os pacientes sentirem sensibilidade no implante, eles necessitam de aplicação de uma carga oclusal bem superior aos dentes vitais. (9)

Todavia, estudos clínicos mostram que pacientes que possuem implantes na sua grande maioria apresentam forças mastigatórias semelhantes aos pacientes dentados. (10) Extrapolações da aplicação das cargas oclusais bem como a falta de coordenação neuromuscular durante o ato mastigatório associada à falta de percepção do bolo alimentar e ao incorreto desenho da prótese a ser utilizada é que leva aos efeitos deletérios sobre os implantes.(11) Mais recentemente uma especial atenção tem sido dada aos pacientes que apresentam bruxismo, pois nestes há excessiva carga mastigatória que pode levar ao comprometimento prematuro das próteses e dos implantes .(12, 13) Assim, o estudo dos efeitos prejudiciais desta sobrecarga sobre os implantes em reabilitações tipo protocolo tem sido considerada a principal referência para evitar o aparecimento de complicações mecânicas ou de falhas no tratamento após a sua colocação em função. As principais falhas observadas são a perda do parafuso do pilar protético por fratura ou perda de torque, a fratura dos cantilevers devido à incorreta extensão dos mesmos, o rompimento da infraestrutura metálica, acrílico ou cerâmica de cobertura, a fratura do corpo do implante.(3, 11, 13, 14)

Não obstante, um fato que parece ser potencializador e preocupante dentre os itens de maior incidência de falhas é que ainda não há consenso na seleção do material de revestimento das próteses tipo protocolo. Tal situação tem sido realizada de modo empírico, pois não há estudos, na literatura, comparando em conjunto com a mesma metodologia o desempenho clínico de reabilitações realizadas com acrílico, acrílico com reforço metálico ou

metalocerâmica. Talvez, este fato ocorra pelo fato das próteses apenas de acrílico serem consideradas provisórias devido à facilidade de fratura.(15) Certamente muitos profissionais realizam a seleção do material de revestimento com base em estética e durabilidade apresentadas em restaurações sobre dentes. Porém, como dito anteriormente, dentes e implantes apresentam comportamentos distintos, quando submetidos às cargas oclusais, e, por consequência, talvez o material de recobrimento possa ter influência na resposta dos implantes e tecidos adjacentes determinando a longevidade do tratamento.

Assim, o objetivo desta pesquisa é analisar de maneira qualitativa a distribuição das tensões em modelos tridimensionais computadorizados, variando os materiais de revestimento de próteses tipo protocolo inferior, quando estas são submetidas a um carregamento no cantilever, simulando uma situação de alto estresse para o conjunto prótese/implante/osso. A hipótese inicial do trabalho é que próteses constituídas apenas por acrílico, acrílico associado ao metal ou metalocerâmicas apresentam comportamentos semelhantes quanto à distribuição das forças ao longo da prótese bem como no tecido ósseo circundante.

2. PROPOSIÇÃO

- Avaliar com auxílio da análise por elementos finitos o comportamento biomecânico da tríade osso-implante-prótese variando o material de revestimento de três diferentes tipos de prótese fixa tipo protocolo Branemark em acrílico, metaloplástico ou metalocerâmico;
- Determinar por meio da análise por elementos finitos qual a melhor combinação de materiais componentes da prótese em relação à biomecânica de próteses dentárias tipo protocolo.

3. MATERIAL E MÉTODO

3.3 Definição da geometria espacial:

3.3.1 Confeção do sólido da mandíbula

Modelo Externo da Mandíbula

A forma externa tridimensional da mandíbula foi obtida através da digitalização a laser (Digimil 3D, Tecnodrill®, Novo Hamburgo, Rio Grande do Sul, Brasil) em três planos (figura 1). Um arquivo com extensão “.txt ” foi gerado com as coordenadas x, y, z de cada ponto digitalizado. A face de cada peça foi digitalizada com precisão de 0,01mm entre cada ponto aplicado do laser, gerando uma nuvem de pontos com 0,01mm entre cada ponto. Estas imagens referentes às nuvens de pontos foram exportadas para o software Geomagic Studio 7® v. 7.0 (Raindrop, Research Triangle Park, Carolina do Norte, EUA), sendo realizada a primeira montagem do modelo tridimensional.

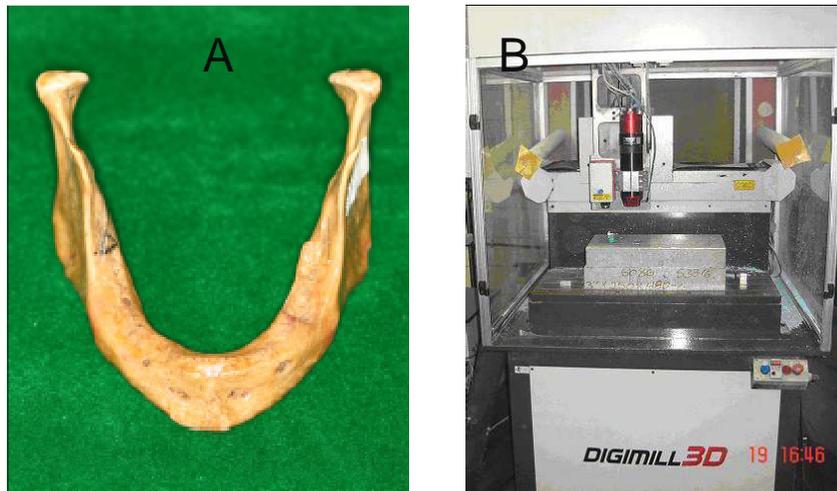


Figura 1: A -Mandíbula seca; B – Digitalizadora à laser (Digimil 3D)

Após a montagem, o software executou a filtragem inicial e um tratamento da nuvem de pontos, gerando um novo formato de arquivo com extensão “.stl”. Este é um modelo formado por triângulos, o qual viabiliza o fechamento de possíveis orifícios e corrige as imperfeições (figura 2).

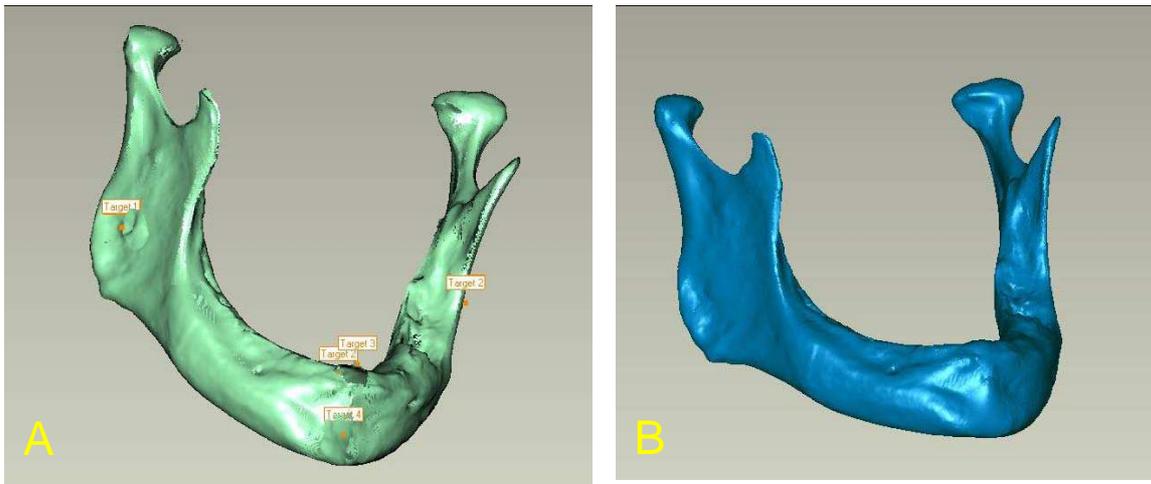


Figura 2: A – primeira montagem do modelo tridimensional. B – Imagem obtida a partir da segunda filtragem, arquivos com extensão “.stl”.

Nesse momento, somente a forma externa dos materiais utilizados estava disponível. Com o modelo de extensão “.stl” tratado o Geomagic Studio 7® foi realizado o cálculo e gerada uma malha de superfície em um novo formato de arquivo com extensão “.igs” que pôde ser editada (figura 3).

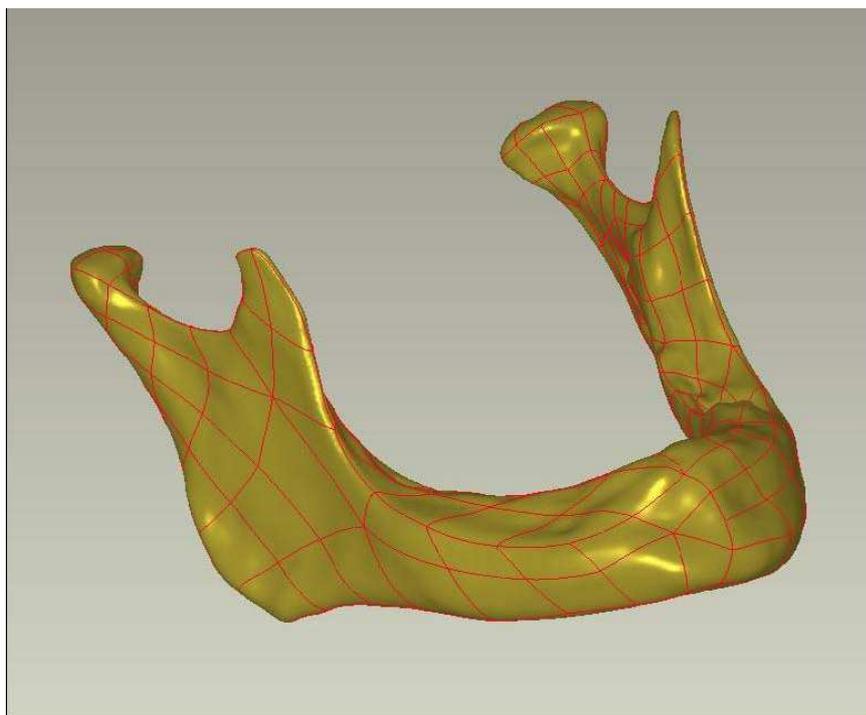


Figura 3: sólido da mandíbula, arquivo com extensão “.igs”.

Essa imagem com tal extensão foi exportada para o programa Rhinoceros 3D® versão 3.0 (McNell & Associates Inc., Seattle, EUA), obtendo-se um modelo contínuo para cada uma das estruturas pesquisadas.

Modelo Interno da Mandíbula

Por meio do aparelho Tomógrafo Helicoidal Hispeed CTI System GE série 6.4 (GE Healthcare, Waukesha, EUA) foi obtida uma tomografia helicoidal da mandíbula seca (figura 4). A tomografia gerou 70 cortes transversais verticais de 1mm de espessura, com intervalo de 1mm entre os cortes para reconstrução,

os quais foram transportados para o programa Rhinoceros 3D® versão 3.0 (McNeel & Associates, Seattle, EUA). A imagem tridimensional da tomografia foi sobreposta sobre a modelagem externa da mandíbula e, com o auxílio de ferramentas do programa, foram traçados cortes transversais verticais para a obtenção da espessura do tecido ósseo compacto e de tecido ósseo medular. Esses cortes foram comparados visualmente com os cortes transversais da imagem tomográfica e, dessa forma, foi realizada a modelagem interna da mandíbula e do canal do nervo alveolar inferior.

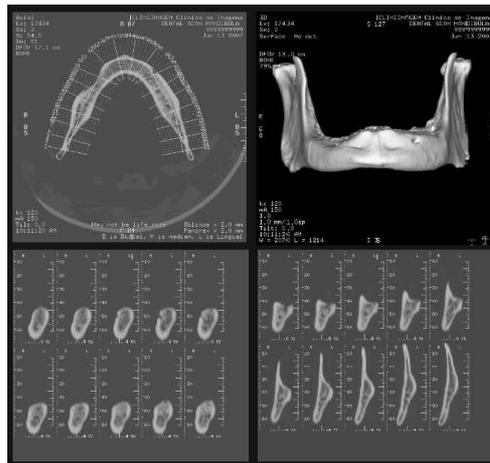


Figura 4: Imagem tomográfica

3.3.2 Confeção dos implantes e componentes protéticos

A forma tridimensional do implante e dos componentes protéticos foi obtida através de medição manual, registrando suas dimensões físicas tais como comprimento, diâmetro, passo de rosca com o auxílio de uma lupa e um paquímetro digital (Mitutoyo®). Essas dimensões foram inseridas no programa Rhinoceros 3D® versão 3.0 (McNeel & Associates, Seattle, EUA) gerando superfícies (figura 5), as quais foram exportadas para o programa SolidWorks® 2006 (SolidWorks Corporation, Concord, Massachusetts, EUA) com a finalidade de obter os sólidos).

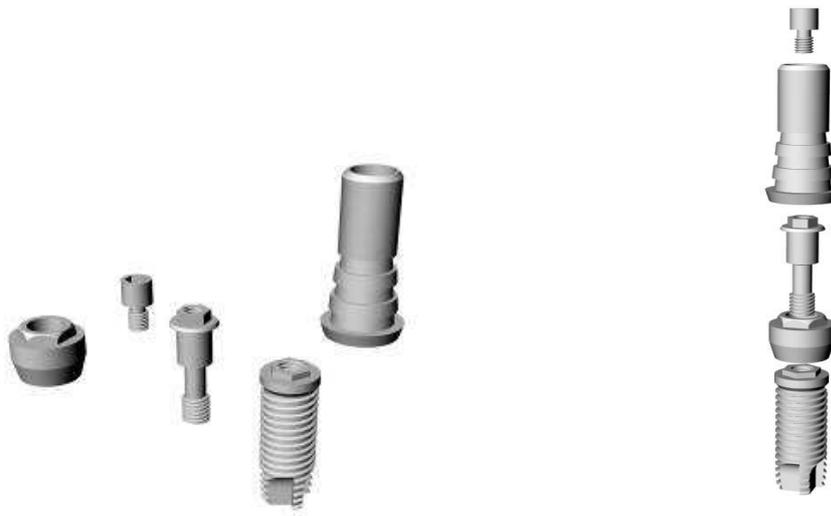


Figura 5: Modelos sólidos tridimensionais dos implantes e componentes protéticos.

3.3.3 Confeção da prótese tipo protocolo

A forma tridimensional da prótese tipo protocolo foi obtida por meio da confecção e enceramento dela sobre um modelo de resina obedecendo às seguintes etapas:

1. Fresamento em resina de um modelo físico da mandíbula (figura 6), onde foram inseridos os implantes em locais pré-determinados.



Figura 6: Modelo físico da mandíbula em resina

2. Perfuração e fixação dos implantes nos locais pré-determinados (figura 7).

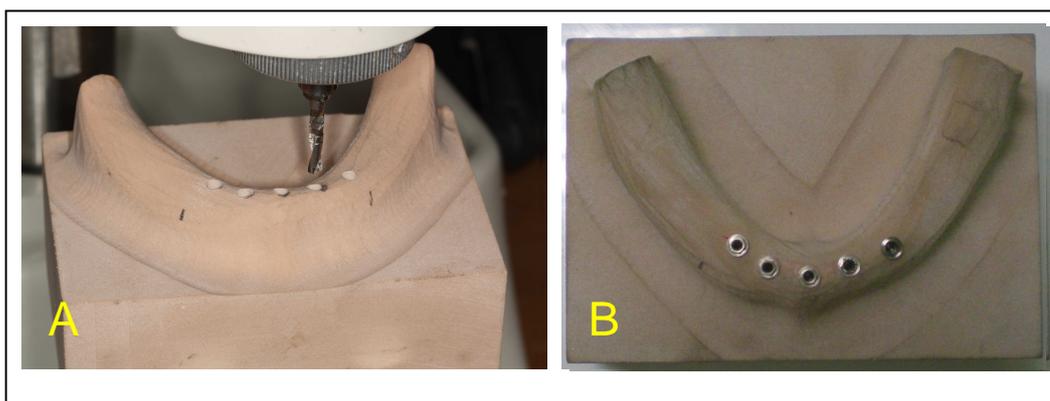


Figura 7: A – perfuração; B – Implantes posicionados no modelo físico.

3. Confecção em laboratório da estrutura interna e externa da prótese tipo protocolo em acrílico e cera (figura 8).

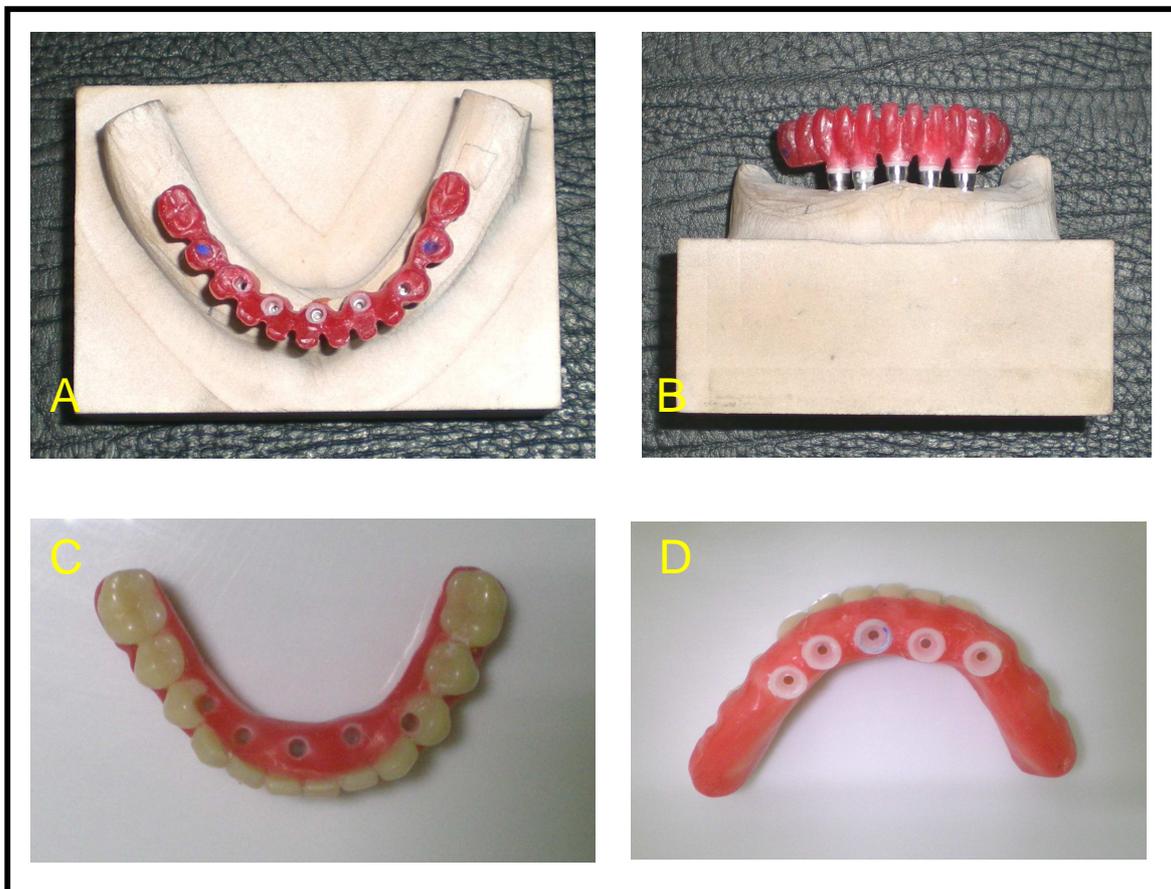


Figura 8: A – Enceramento da estrutura interna da prótese (vista oclusal); B – Enceramento da estrutura interna da prótese (vista anterior); C – Montagem dos dentes em cera da estrutura externa da prótese (vista oclusal); D – Vista dos componentes protéticos.

3.4 Digitalização das estruturas interna e externa da prótese tipo protocolo.

A forma tridimensional da prótese tipo protocolo foi obtida por meio da digitalização a laser do enceramento da peça e da sua porção interna (Digimil 3D, Tecnodrill®, Novo Hamburgo, Rio Grande do Sul, Brasil) em três planos (figura 9). Um arquivo com extensão “.txt ” foi gerado com as coordenadas x, y, z de cada ponto digitalizado. A face de cada peça foi digitalizada com a precisão de 0,01mm entre cada ponto aplicado do laser, gerando uma nuvem de pontos com 0,01mm entre cada ponto (figuras 10 e 12).

Essas imagens referentes às nuvens de pontos foram exportadas para o software Geomagic Studio 7® v. 7.0 (Raindrop, Research Triangle Park, Carolina do Norte, EUA), no qual foi realizada a primeira montagem do modelo tridimensional gerando um arquivo “.stl” (figura 11).

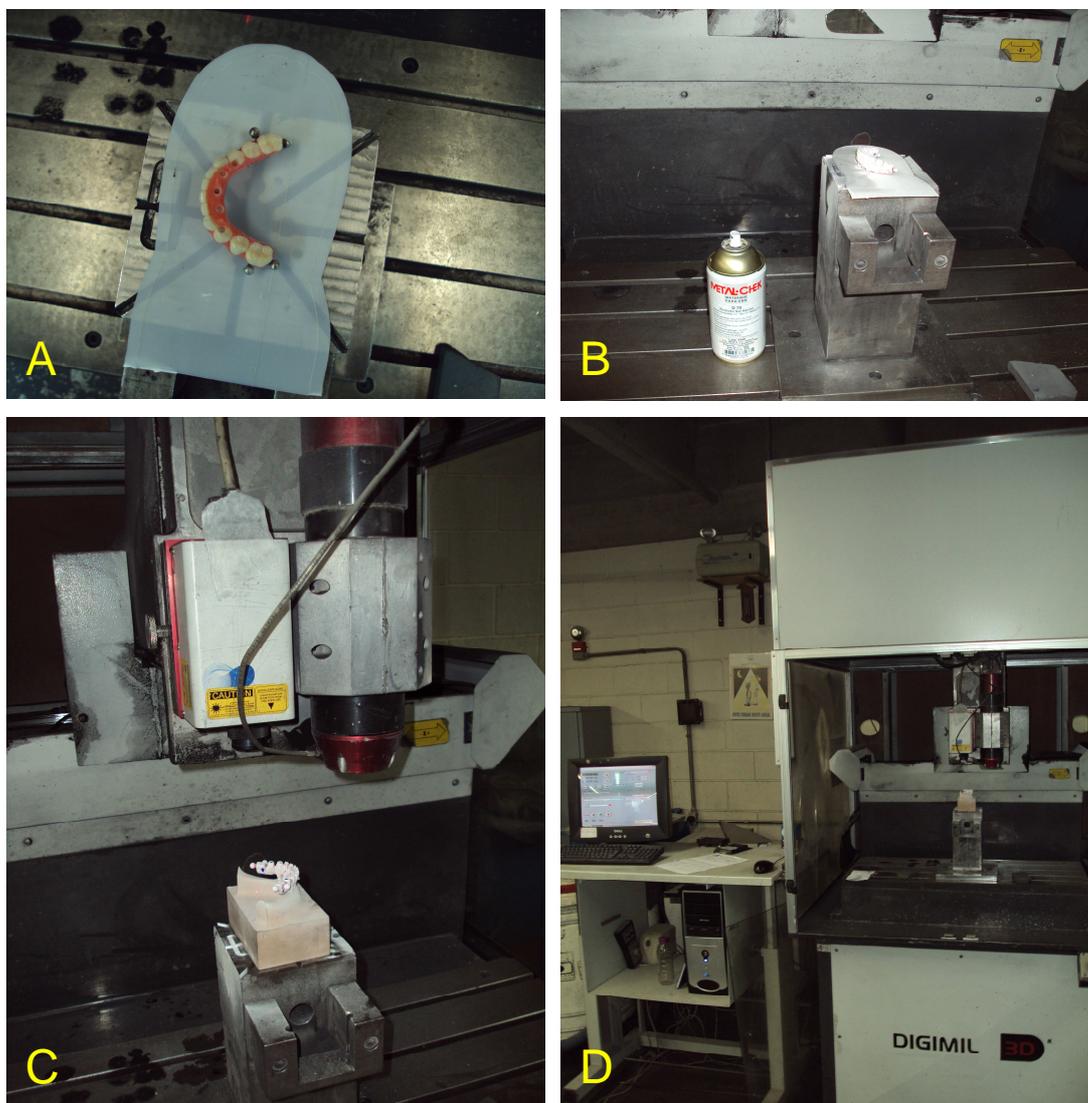


Figura 9: A – Modelo da estrutura externa da prótese posicionado para digitalização; B – Peça pintada para retirar o brilho; C – Posicionamento da máquina; D – Digitalização completa.

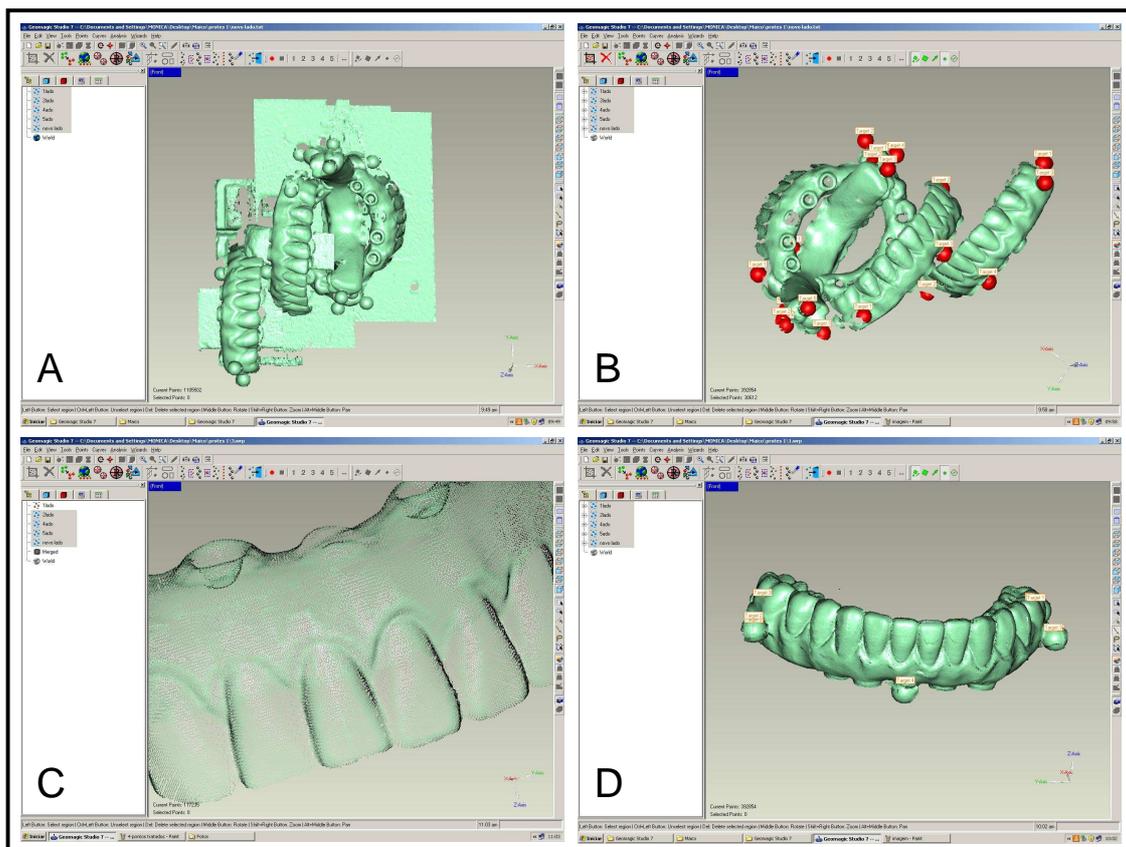


Figura 10: A e B – Digitalização da estrutura externa da prótese em três planos x, y, z; C – Nuvem de pontos obtidas na digitalização; D – primeira montagem do modelo tridimensional.

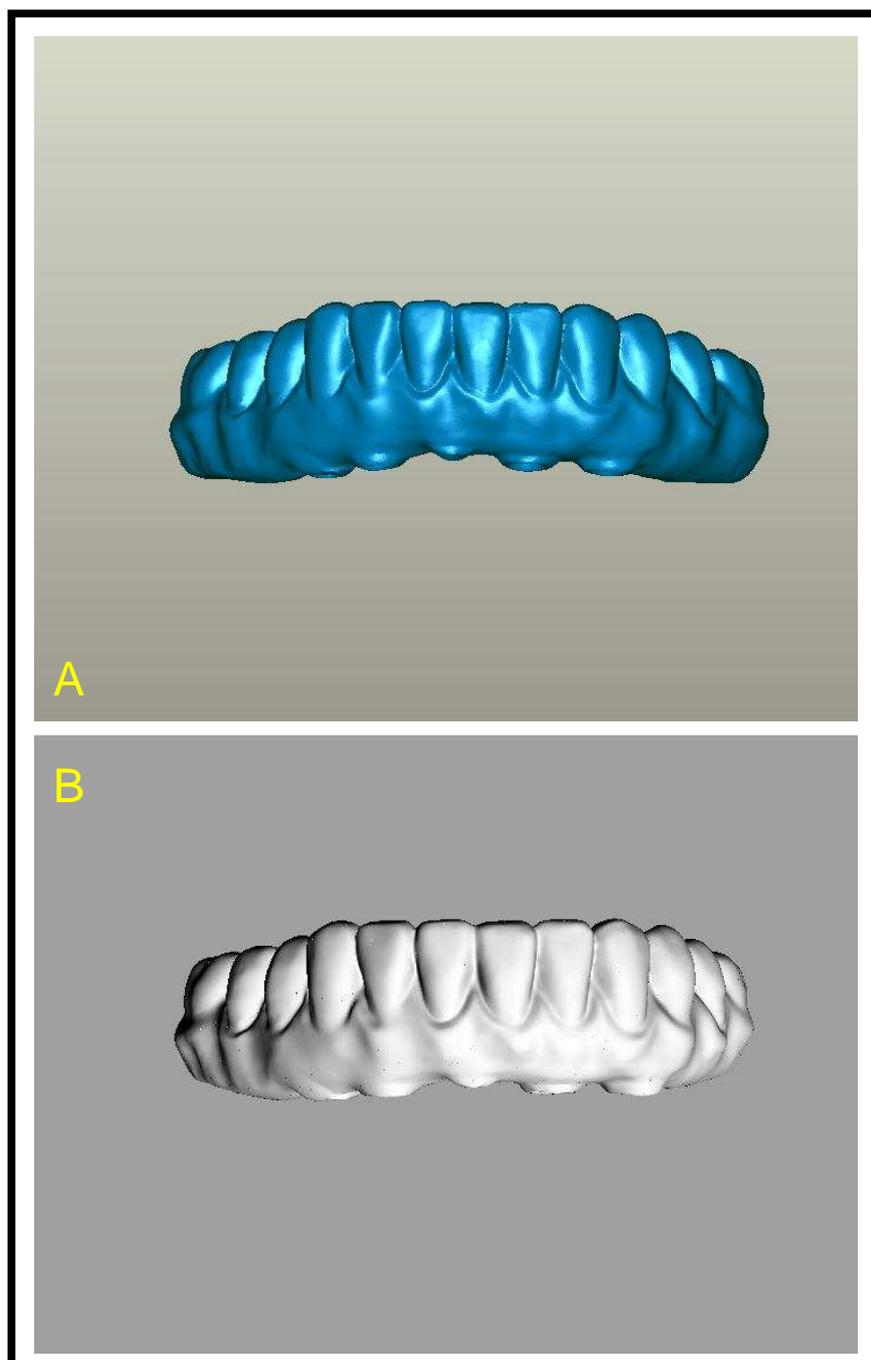


Figura 11: A - Imagem do revestimento externo da prótese obtida a partir da segunda filtragem, arquivos com extensão “.stl”; B – Modelo sólido tridimensional finalizado.

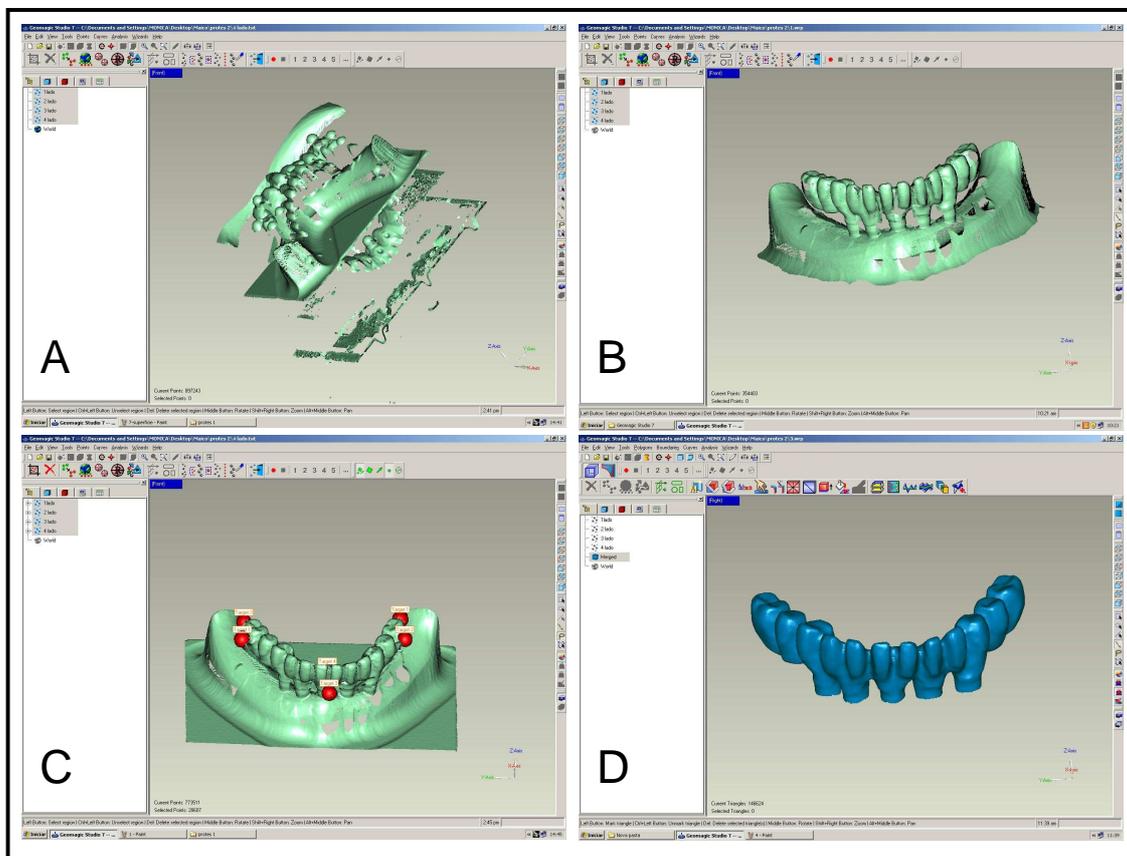


Figura 12: A e B - Digitalização da estrutura interna da prótese em três planos x, y, z; C – primeira montagem do modelo tridimensional; D - Imagem da estrutura interna da prótese obtida a partir da segunda filtragem, arquivos com extensão “.stl”

As imagens com tais extensões foram exportadas para o programa Rhinoceros 3D® versão 3.0 (McNell & Associates Inc., Seattle, EUA). Com esse software, foi possível realizar a sobreposição das estruturas externa e interna da prótese tipo protocolo, gerando, assim, um sólido tridimensional que representou fielmente uma estrutura metálica recoberta com o material de revestimento.

3.5. Montagem dos Modelos Geométricos Contínuos

Com o uso do Rhinoceros foram posicionados os implantes na mandíbula junto com a prótese tipo protocolo e seus componentes, e editados conforme a necessidade para posterior geração dos sólidos (figuras 13 e 14).

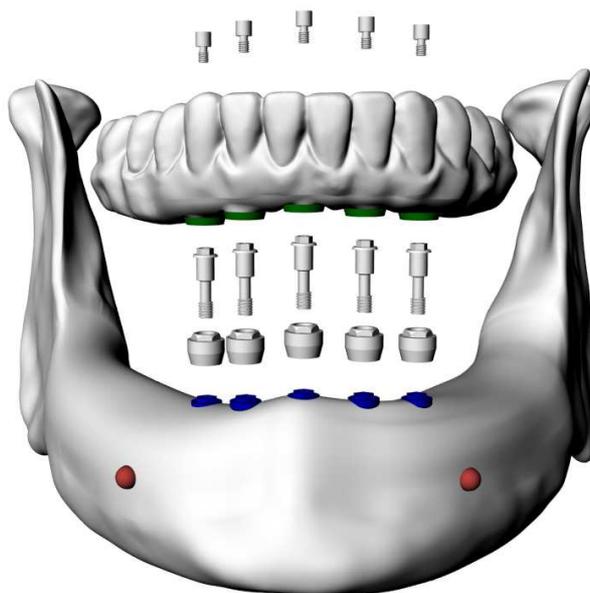


Figura 13: Modelo geométrico representando todos os sólidos envolvidos na pesquisa.

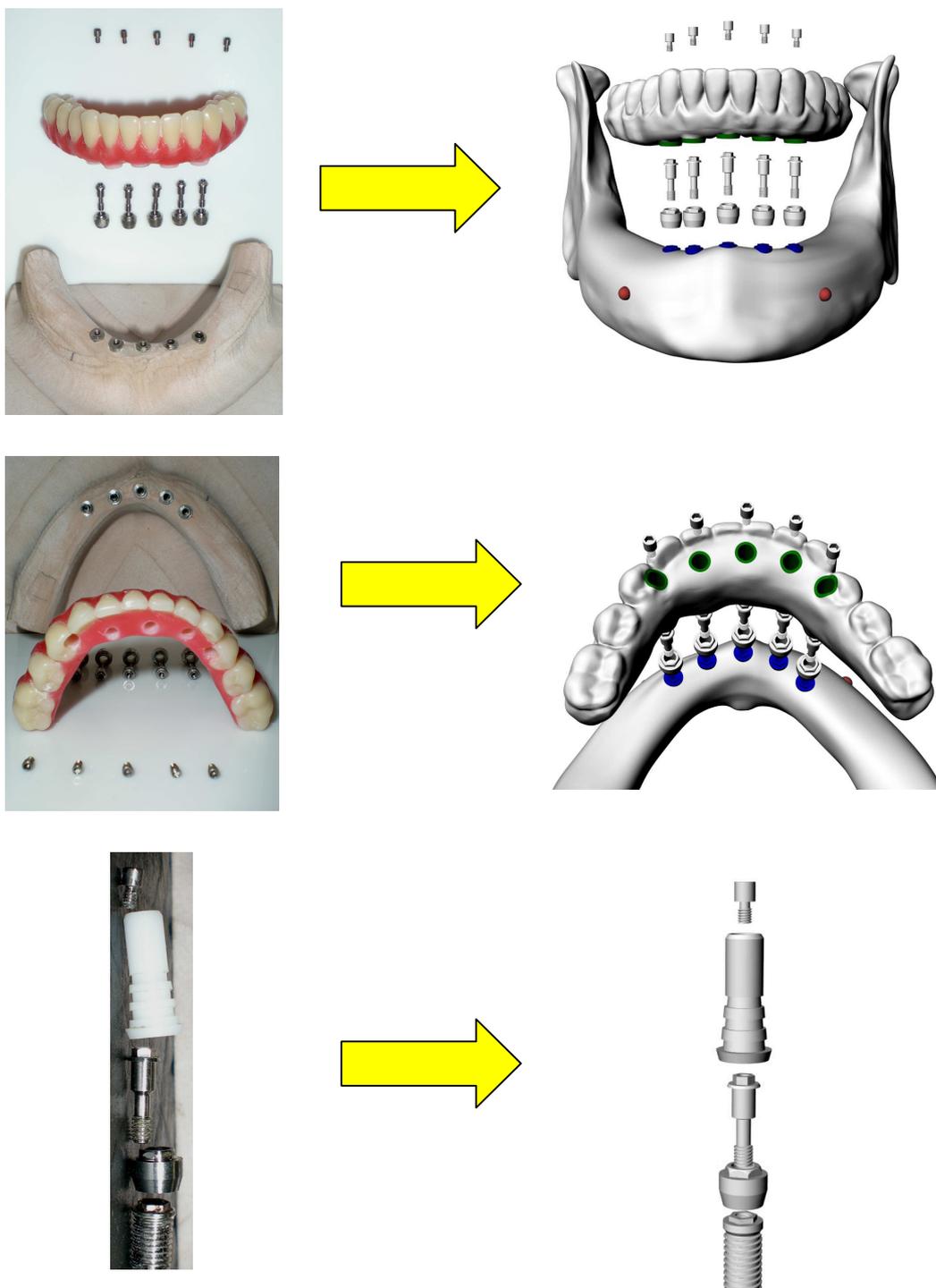


Figura 14: Comparação entre os modelos geométricos contínuos e os modelos físicos propriamente ditos.

3.6. Definição das propriedades mecânicas:

Tabela 1: Propriedades Mecânicas dos Materiais Utilizados

Modelo Geométrico	Módulo de Elasticidade(MPa)	Coefficiente de Poisson
Tecido Ósseo Cortical	13.700	0,3 (16)
Tecido Ósseo Medular	1.370	0,3(16)
Resina Acrílica	2.700	0,35 (17)
Implante Cilíndrico (3I)	135.000	0,3(16)
Ti(ASTM-F67) Pilares Parafusos(3I)	114.000	0,3(16)
Liga de níquel-cromo Porção interna da prótese	188,000	0,28(18)
Cerâmica Revestimento Estético	68.900	0,28 (17)

3.7. Obtenção dos Modelos de Elementos Finitos

MALHA DO MODELO

Os modelos de elementos finitos foram construídos importando-se os modelos geométricos contínuos do programa SolidWorks® 2006 (SolidWorks Corporation, Concord, Massachusetts, EUA) para o programa ANSYS versão 10.0 (Ansys Inc., Houston, Texas, EUA), utilizando a extensão “.igs”. Na sequência, as propriedades mecânicas dos materiais estudados, obtidas da literatura (Tabela 1), foram inseridas para gerar a malha dos modelos utilizados na simulação. Para finalidades de simplificação, os materiais foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos. O modelo geométrico foi dividido em número finito de elementos, interconectados por seus pontos nodais ou nós, os quais se encontram no sistema de coordenadas X , Y e Z (figura 15).

A relação de contato na interface implante, tecido ósseo cortical e tecido ósseo medular foi considerada mecanicamente perfeita, isto é, os implantes foram considerados totalmente osseointegrados.

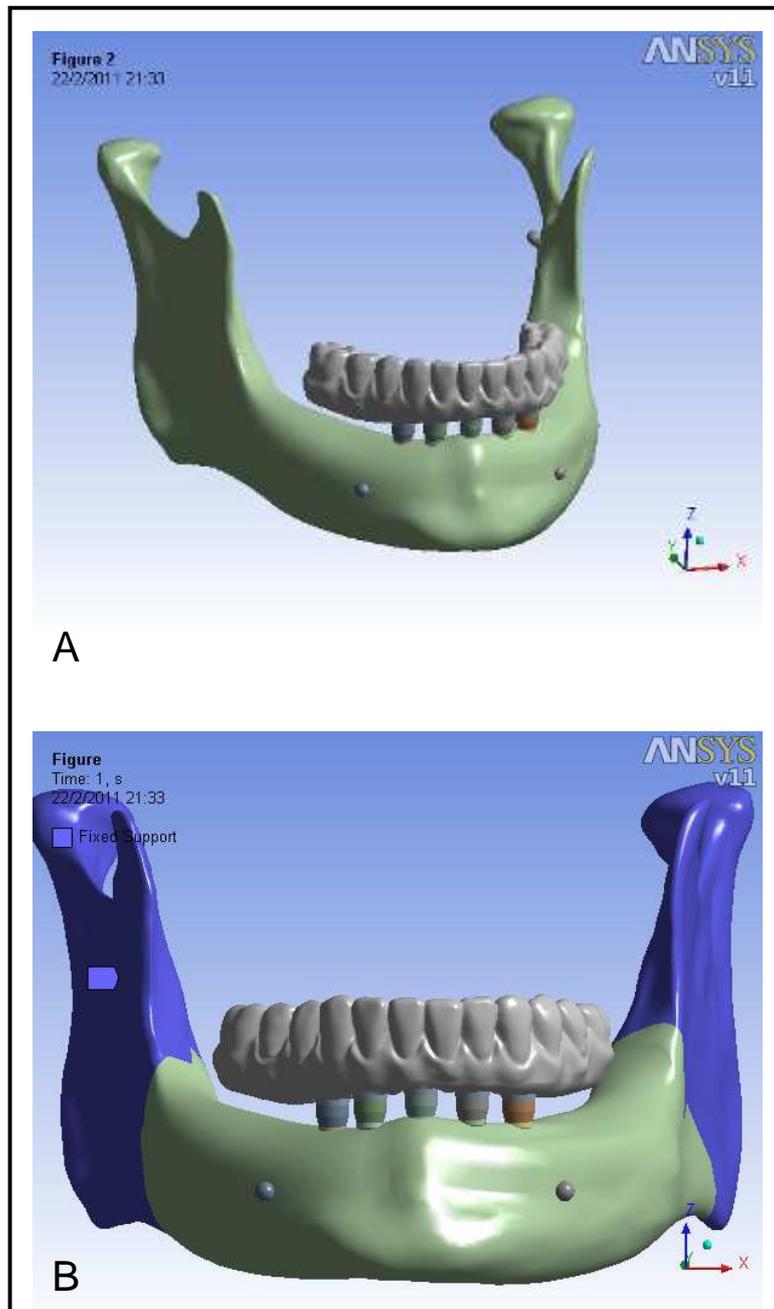


Figura 15: A – Malha gerada sobre os sólidos; B – Aumento de detalhe da malha no corpo da mandíbula.

3.8. Condições de contorno e carregamento

A análise numérica de elementos finitos foi realizada simulando o carregamento oclusal em 100 N na porção mais distal do cantilever (figura 16), caracterizando, assim, uma situação de extrema tensão no lado de trabalho e suas consequências no lado de balanceio.

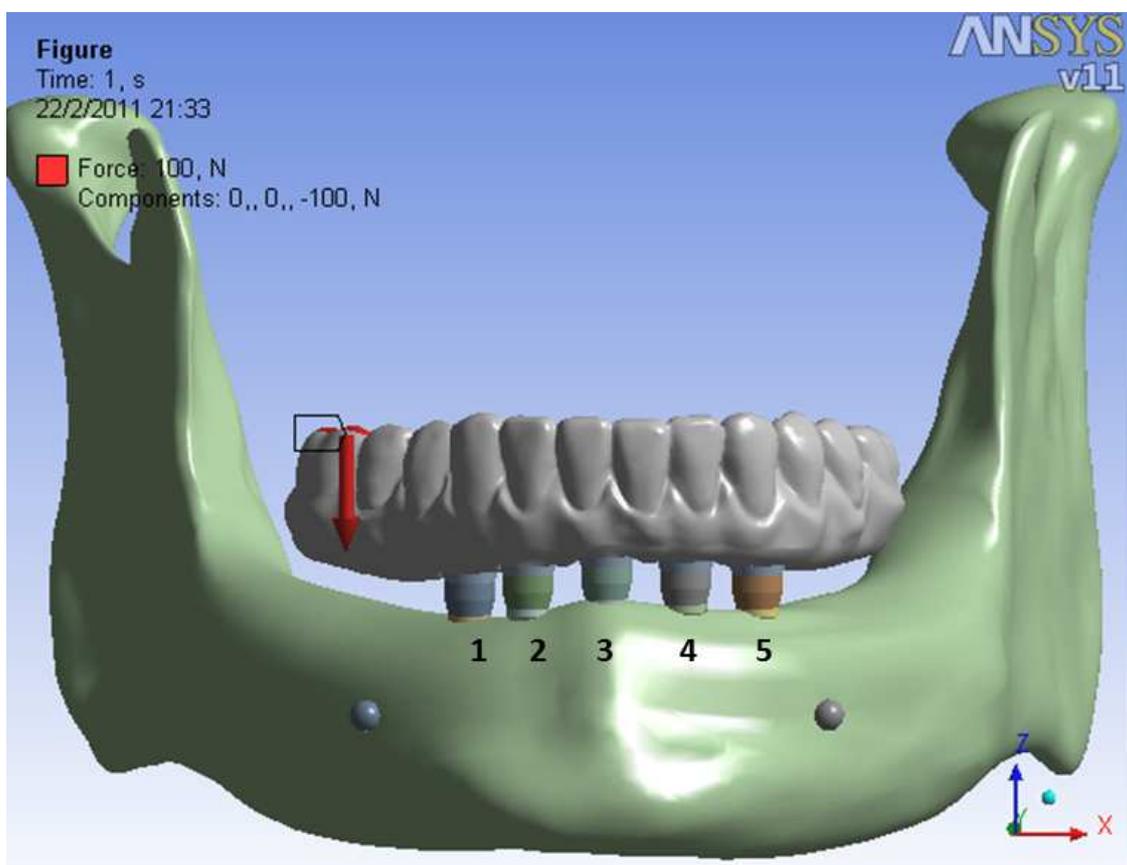


Figura 16: Local de aplicação da carga de 100 N. Números de 1 a 5 indicam a posição dos implantes.

4. Resultados

4.1 Resultados das tensões no rebordo alveolar mandibular

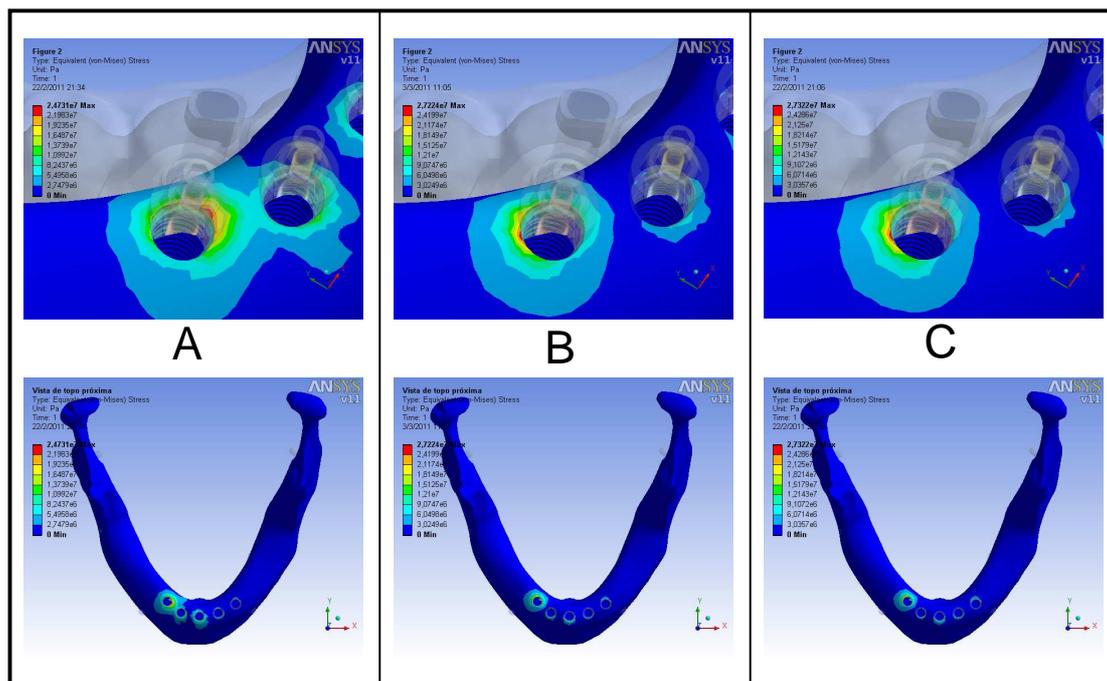


Figura 17: Comparação da distribuição das tensões no osso cortical dos modelos pesquisados. A – protocolo provisório; B – protocolo metaloplástico; C – protocolo metalocerâmico.

Ao realizarmos a simulação de um carregamento de 100 N na extremidade posterior direita da prótese tipo protocolo nos modelos A, B e C, podemos observar que o corpo da mandíbula correspondente ao lado direito (lado de trabalho) sofreu a maior concentração de tensões. Já no lado esquerdo (lado de balanceio), observamos menor grau de distribuição das tensões com

tensões significativamente mais baixas no rebordo alveolar remanescente (figura 17).

Os três modelos testados apresentam maiores concentrações de tensão na região cervical dos implantes mais próximos à área de aplicação de carga. Ao analisarmos o perímetro da distribuição das tensões nos três modelos, podemos observar concentração maior de tensões no modelo representativo do protocolo provisório, com uma área correspondendo a stress mecânico mais abrangente envolvendo até a região cervical do implante localizado na região mediana do corpo da mandíbula. Os modelos B e C, representando o protocolo metaloplástico e o protocolo metalocerâmico, apresentam concentrações de tensão mais brandas em relação ao modelo A e similares entre si. Em termos numéricos, é possível assim dizer:

Modelo A: Tensão máxima no tecido ósseo-cortical de 24,73Mpa na mesial do implante na posição 1 com sobrecarga também no implante na posição 2, o qual apresentou tensão máxima variando de 10 a 13 MPa.

Modelo B: Tensão máxima no tecido ósseo-cortical de 27,22 MPa na face distal do implante na posição 1 adjacente ao cantilever e com discreto envolvimento do implante 2, o qual recebeu carga variando de 3 a 6 MPa.

Modelo C: Tensão máxima no tecido ósseo cortical de 27,32 MPa na face distal do implante na posição 1 adjacente ao cantilever com discreto envolvimento do implante na posição 2, o qual recebeu carga variando de 3 a 6 MPa.

Em relação à concentração das tensões no rebordo alveolar mandibular, após a análise das imagens, podemos correlacionar os modelos de maneira decrescente da seguinte maneira: modelo A> modelo B> modelo C.

4.2 Resultados das tensões no corpo dos implantes

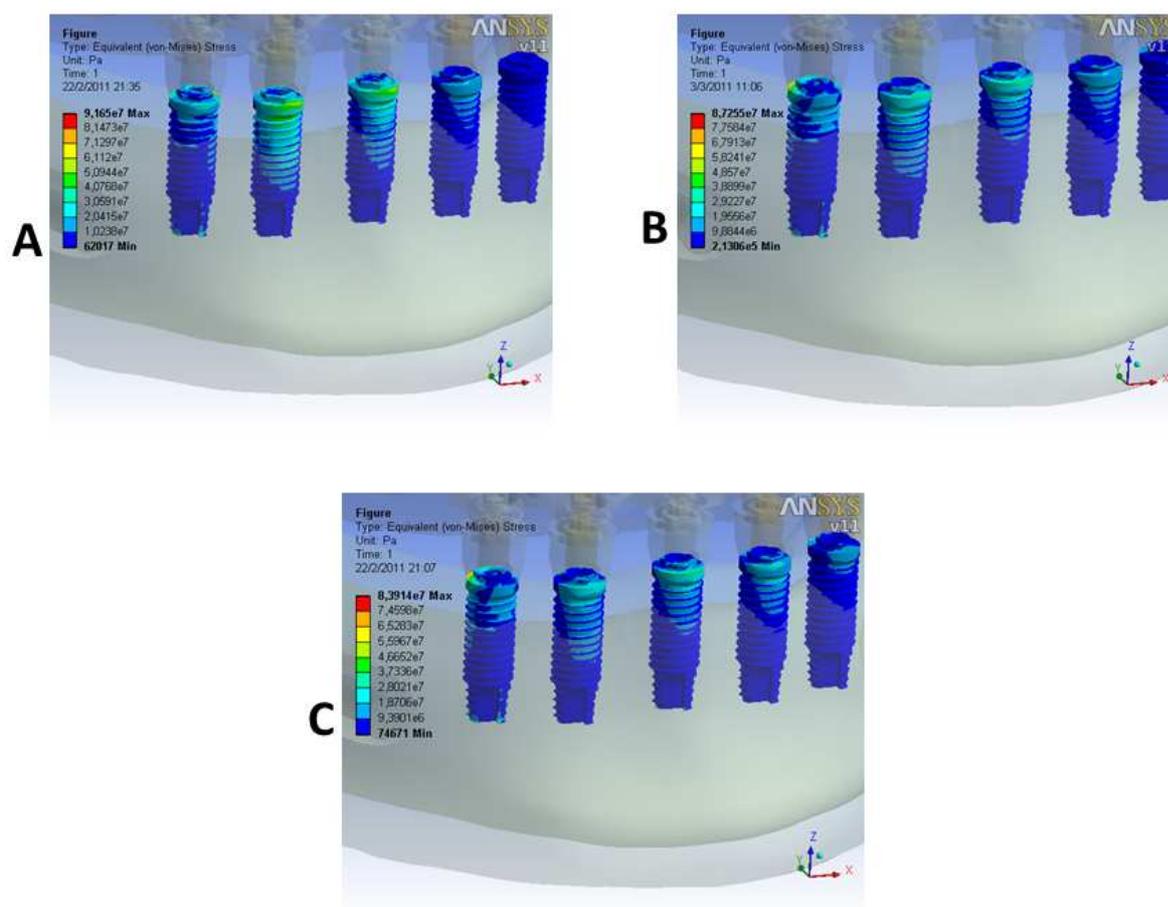


Figura 18: Comparação da distribuição das tensões nos implantes dos modelos pesquisados. A – protocolo provisório; B – protocolo metaloplástico; C – protocolo metalocerâmico.

No modelo A (figura 18), provisório de acrílico, podemos observar a maior concentração das tensões na região cervical dos implantes do lado de trabalho, com essas tensões entendendo-se até o terço médio e apical dos mesmos. É possível observar um gradiente de tensões com concentração das mesmas inclusive no implante localizado na linha média do corpo da mandíbula. No lado de balanceio, é possível notar menor concentração de tensões na região cervical dos implantes, com o implante mais distal em relação ao ponto de aplicação de carga sendo minimamente exigido. A tensão máxima observada foi de 91 MPa.

No modelo B (figura 18), protocolo metaloplástico, podemos observar menor concentração de tensões na região cervical dos implantes. A maior concentração de tensões encontra-se na cervical direita do implante mais próximo ao ponto de aplicação da carga. No lado de trabalho, é possível notar tensões localizadas no terço cervical e médio dos implantes posicionados até a linha média do corpo da mandíbula. No lado de balanceio, podemos observar concentrações menores de tensão na região cervical dos implantes abrangendo as primeiras roscas dos mesmos. É possível observar no implante mais distal em relação ao ponto de aplicação de carga concentração de tensões na plataforma oclusal do implante, com os terços médio e apicais com distribuição de tensão nula. A tensão máxima observada foi de 87 MPa

No modelo C (figura 18), protocolo metalocerâmico, obtemos um comportamento biomecânico semelhante ao modelo B com discreta melhora na distribuição das tensões nos implantes localizados no lado de trabalho. A tensão máxima foi de 83 MPa.

Em relação à concentração das tensões no corpo dos implantes, após a análise das imagens, podemos correlacionar os modelos de maneira decrescente da seguinte maneira: modelo A > modelo B > modelo C.

4.3 Resultados das tensões nos parafusos de fixação da prótese

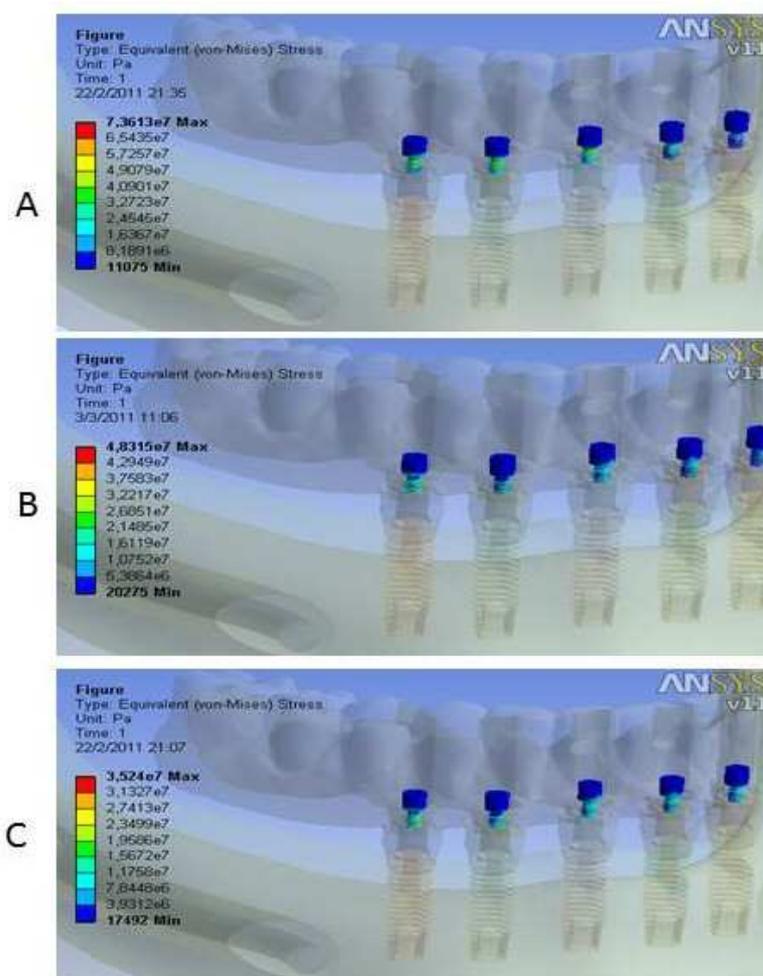


Figura 19: Comparação da distribuição das tensões nos parafusos de fixação da prótese nos três modelos pesquisados. A – protocolo provisório; B – protocolo metaloplástico; C – protocolo metalocerâmico.

No modelo A (figura 19), protocolo provisório de acrílico, podemos observar a maior concentração de tensões no corpo do parafuso mais próximo ao ponto de aplicação de carga. Nos parafusos situados no lado direito (lado de trabalho), observamos maior gradiente de tensões incidindo inclusive no corpo

do parafuso situado na linha média do corpo da mandíbula. No lado esquerdo (lado de balanceio), notamos tensões difusas no corpo dos parafusos, com o parafuso mais distal ao ponto de aplicação de carga sendo minimamente exigido em comparação aos outros.

No modelo B (figura 19), protocolo metaloplástico, observamos um padrão de distribuição das tensões semelhante ao modelo A, porém com concentração de tensão mais intensa no corpo do parafuso mais próximo ao ponto de aplicação da carga. É possível observar maior concentração de tensões tanto no lado de trabalho, quanto no lado de balanceio com destaque para a concentração maior de tensões no corpo dos parafusos situados na linha média da mandíbula e na porção mais distal ao ponto de aplicação da carga.

Em relação à concentração das tensões nos parafusos de fixação da prótese tipo protocolo, após a análise das imagens, podemos correlacionar os modelos de maneira decrescente da seguinte maneira: modelo A>B

Em valores numéricos a tensão máxima apresentada no modelo A foi de 73,61 MPa, enquanto no modelo B 48,31MPa.

4.4 Resultados das tensões nos pilares protéticos

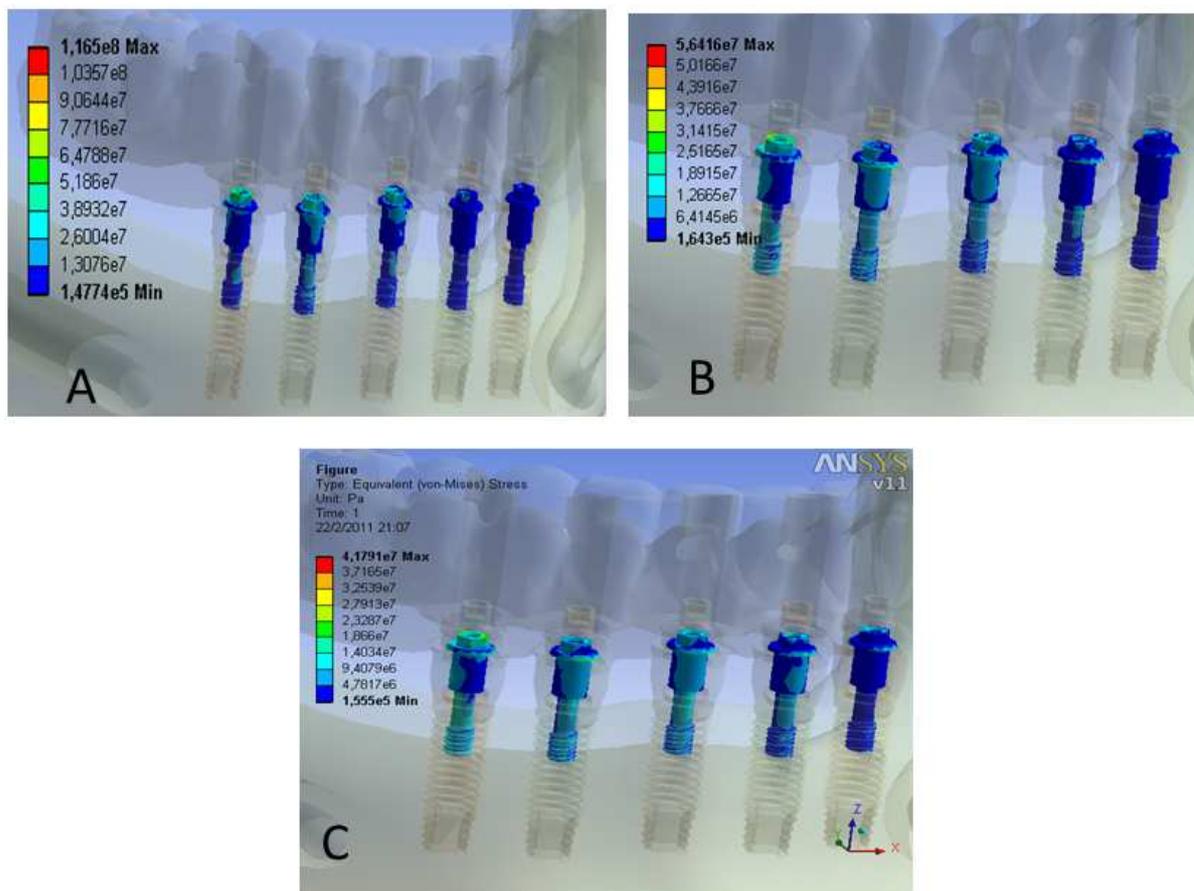


Figura 20: Comparação da distribuição das tensões nos pilares protéticos da prótese nos dois modelos pesquisados. A – protocolo provisório; B – protocolo metaloplástico, C – protocolo metalocerâmico

No modelo A (figura 20), protocolo provisório de acrílico, podemos observar a maior concentração de tensões no corpo do pilar mais próximo ao ponto de aplicação de carga. Nos parafusos situados ao lado direito (lado de trabalho) observamos maior gradiente de tensões incidindo inclusive no corpo do pilar situado na linha média do corpo da mandíbula. No lado esquerdo (lado de balanceio) notamos tensões difusas no corpo dos parafusos, com o parafuso

mais distal ao ponto de aplicação de carga sendo minimamente exigido em comparação aos outros.

No modelo B (figura 20), protocolo metaloplástico, observamos um padrão de distribuição das tensões semelhante ao modelo A, porém com concentração de tensão mais intensa no corpo do parafuso mais próximo ao ponto de aplicação da carga. É possível observar maior concentração de tensões tanto no lado de trabalho, quanto no lado de balanceio com destaque para a concentração maior de tensões no corpo dos parafusos situados na linha média da mandíbula e na porção mais distal ao ponto de aplicação da carga.

No modelo C (figura 20), protocolo metalocerâmico, observamos um padrão de distribuição das tensões semelhante ao modelo A, porém com concentração de tensão mais intensa no corpo do parafuso mais próximo ao ponto de aplicação da carga. É possível observar maior concentração de tensões tanto no lado de trabalho, quanto no lado de balanceio com destaque para a concentração maior de tensões no corpo dos parafusos situados na linha média da mandíbula e na porção mais distal ao ponto de aplicação da carga.

Em relação à concentração das tensões nos parafusos de fixação da prótese tipo protocolo, após a análise das imagens, podemos correlacionar os modelos de maneira decrescente da seguinte maneira: modelo A>B>C

Em valores numéricos, a tensão máxima apresentada no modelo A foi de 116 MPa, no modelo B 56,41MPa e modelo C 41,79MPa.

4.5 Resultados das tensões no cantilever (revestimento externo)

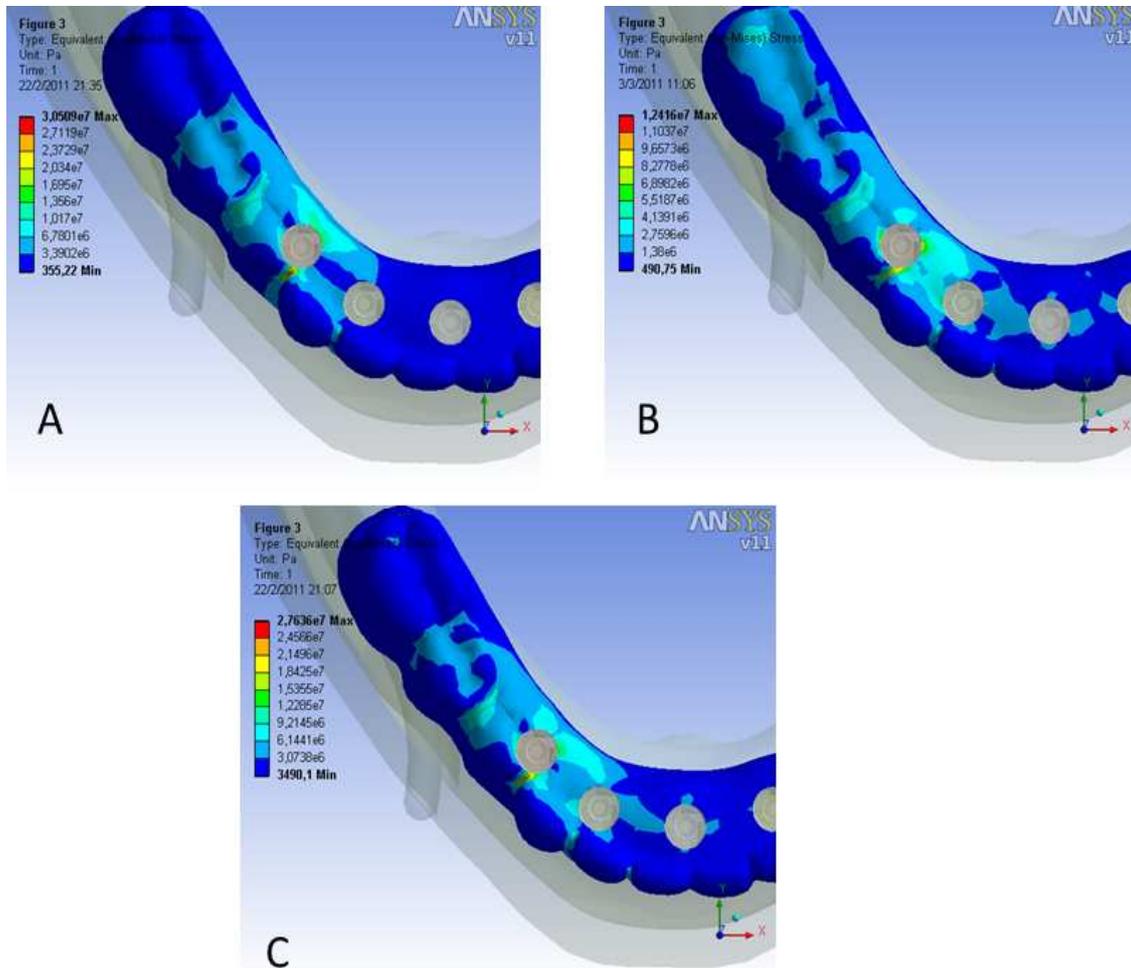


Figura 21: Comparação da distribuição das tensões no cantilever dos modelos pesquisados. A – protocolo provisório; B – protocolo metaloplástico; C – protocolo metalocerâmico.

Ao realizarmos a simulação de um carregamento de 100 N na extremidade posterior direita da prótese tipo protocolo nos modelo A, B e C podemos observar que o revestimento externo correspondente ao lado direito (lado de trabalho) sofreu a maior concentração de tensões. Já no lado esquerdo (balanceio), observamos menor grau de distribuição das tensões, com tensões

nulas nas regiões mais distais em relação ao ponto de aplicação de carga (figura 21).

No modelo A, representativo de um protocolo provisório de acrílico, podemos observar a maior concentração de tensões na região que circula o implante e os componentes protéticos mais próximos ao ponto de aplicação da carga. A região ao redor do implante e componentes protéticos, situada na linha média, apresenta tensão nula, igualmente acontecendo com as regiões mais distantes do ponto de aplicação de carga (balanceio). A zona de maior tensão de Von Misses apresentou valor de 30,5 MPa e a menor, de $3,55 \times 10^{-4}$ MPa.

No modelo B, que simula um protocolo metaloplástico, observamos uma área maior de concentração de tensões, abrangendo toda a extensão do cantilever do lado direito com tensões menores indo até a região da linha média e posterior. Somente a região mais distal ao ponto de aplicação da carga não apresenta nenhuma alteração do ponto de vista biomecânico. O ponto de maior concentração de tensões é a região ao redor dos componentes protéticos da área mais próxima ao ponto de aplicação da carga. A zona de maior tensão de Von Misses apresentou valor de 12,41 MPa e a menor, $4,9 \times 10^{-4}$ MPa.

No modelo C, que simula um protocolo metalocerâmico, observamos um comportamento similar ao modelo B, porém com melhor padrão de distribuição das tensões. No lado de balanceio, notamos tensões nulas. A zona de maior tensão de Von Misses apresentou valor de 27,6 MPa e a menor, de $3,49 \times 10^{-3}$ MPa.

Em relação à concentração das tensões no revestimento externo (cantilever), após a análise das imagens, podemos correlacionar os modelos de maneira decrescente da seguinte maneira: modelo A > modelo C > modelo B.

5. DISCUSSÃO

A hipótese inicial deste estudo foi rejeitada uma vez que houve diferenças na distribuição de estresse nos diferentes protocolos sobre implantes utilizados. Tal fato pode estar associado aos seguintes fatores: às propriedades mecânicas dos diferentes materiais que compõem o revestimento das próteses, ao local de posicionamento da força de mastigação bem como ao valor desta tensão.

A tensão de 100N utilizada para simular a mastigação neste estudo, está em acordo com o estudo de Rubo e Souza.(19) Estudos clínicos com pacientes que utilizam próteses do tipo protocolo registram forças que podem variar de 135N a 300N. (20) Tal fato pode alterar as tensões de Von Mises e, por consequência, a probabilidade de falha dos materiais aumenta significativamente. É válido ressaltar que os materiais simulados estão livres de quaisquer tipos de falhas de superfície, fato que não ocorre na atividade clínica real. Por exemplo, para as próteses em acrílico, é sabido que há uma grande quantidade de bolhas no interior do material resultante da evaporação dos monômeros não reagidos que podem ser indutores a propagação de trincas e, por consequência, de fratura prematura da prótese.

O prognóstico da concentração de estresse entre osso e implante é hoje a área mais importante da pesquisa em implantodontia. Tal fato, é suportado no fato de que o tipo implante determina um comportamento específico de estresse ao redor do tecido ósseo. Assim, muito tem sido estudado a respeito de quais

implantes devem ser indicados para os pacientes dependendo da qualidade do tecido ósseo bem como do seu posicionamento e carga que irá receber. Segundo Demenko *et al.*(21), a tensão de Von Misses gerada sobre os implantes apresenta uma correlação linear com a força mastigatória aplicada. Assim, os 100 N de carga aplicados no modelo virtual gerariam uma carga de 100MPa. A dissipação desta carga sobre o tecido ósseo adjacente é diretamente proporcional ao diâmetro e comprimento dos implantes. Assim, segundo os autores, há um fator de segurança que deve guiar a seleção dos implantes para cada situação clínica. Os implantes devem suportar tensões maiores do que 2 vezes a tensão mastigatória aplicada. Assim, implantes estreitos tendem a aumentar a tensão sobre o tecido ósseo. No presente estudo, foram utilizados implantes de plataforma regular onde é possível observar de modo geral que sofreram tensão máxima no corpo variando de 87 a 92 MPa (figura 18). Ressalta-se que esta tensão não foi diretamente aplicada sobre os implantes, pois esta não era a dúvida do estudo o qual estava restrita a tensão máxima suportada pelo cantilever composto por diferentes materiais, que é a parte mais sensível deste tipo de prótese. Portanto, não é possível relatar no presente estudo se a carga absorvida pelos implantes é segura, todavia, com suporte dos resultados, é notável que no máximo 30% desta carga chegou ao tecido ósseo (figura 17). É sabido que, com o envelhecimento dos pacientes, o tecido ósseo apresenta diminuição da sua resistência à absorção de cargas. (22) Em casos de reabsorção óssea, os implantes perdem metade de sua resistência às tensões aplicadas (21), no presente estudo seria $100\text{MPa}/2=50\text{MPa}$.

Observando a figura 17, todas as tensões foram abaixo de 28MPa. Esses resultados são semelhantes ao encontrado nas pesquisas de Sertgoz *et al.*(23). Todavia, em casos de maior tensão mastigatória, ao redor de 200N, considerada dentro da normalidade, os resultados poderiam ser não tão positivos para os implantes localizados na posição 1, adjacente ao cantilever (figura 16). No osso cortical, podemos observar a concentração de tensões na cervical do implante mais próximo ao ponto de aplicação da carga. Os implantes localizados na posição 1 dissiparam a maior tensão sobre o tecido ósseo perimplantar permitindo-nos pensar que nestas condições clínicas implantes com plataforma mais larga (plataforma *switching*) (24) pudessem dar melhor resposta, gerando menor estresse no tecido ósseo. Esta hipótese deverá ser confirmada em futuros estudos. Todavia, houve distribuição de estresse mais danosa para o modelo que simula o protocolo em acrílico.

Materiais com menor módulo de elasticidade apresentam menor rigidez em relação aos materiais de alto módulo de elasticidade quando submetidos a cargas de mesma intensidade.(25) O acrílico apresenta um baixo módulo de elasticidade se comparado à prótese metaloplástica a qual apresenta uma barra de metal no seu interior o qual eleva o módulo de elasticidade da prótese em 188GPa (tabela 1). Assim, podem acontecer dois eventos: a carga aplicada leva o material a sofrer fratura ou há a transmissão da carga para as estruturas de suporte como os parafusos de fixação da prótese ou até mesmo no corpo do implante. A resina acrílica apresenta uma resistência flexural com base na força máxima de ruptura de 73,55 MPa e 29,18 MPa considerando o limite de

proporcionalidade após fadiga.(26) Assim, não é muito difícil compreender porque protocolos em acrílico apresentam elevado índice de fraturas sendo este potencializado pela presença de cantilever em 3.5 X no primeiro mês de uso, totalizando 52% de fraturas nas primeiras quatro semanas de uso.(15) Uma carga de 100 MPa, como a simulada no presente estudo, quando em processo de fadiga pode levar o material a atingir o limite de proporcionalidade facilmente. Nesta pesquisa, a tensão de Von Misses, gerada no protocolo em acrílico, já seria suficiente para romper a prótese com o uso contínuo. Todavia, é interessante observar que quando associados à um reforço metálico ou fibra de vidro os acrílicos utilizados como base para dentaduras aumentam significativamente sua resistência à fratura em, aproximadamente, 14% e 49% respectivamente. (27) Assim, uma sugestão para futuros estudos, seria adicionar fibras de vidro no interior de próteses em acrílico implanto suportadas para verificar se há um efetivo aumento na resistência à fratura.

A distribuição das tensões nos pilares (figura 20) e nos parafusos protéticos (figura 19) mostra maior concentração de tensões no modelo que simula o protocolo em acrílico. O material menos rígido, ao sofrer o carregamento, dissipa as tensões, ocasionando sobrecarga nos parafusos e pilares. O fato que mais chama a atenção é o efeito sobre os pilares protéticos que, no protocolo acrílico, atingiu a tensão de 116MPa; no metaloplástico, 56 MPa e no metalocerâmico, 47MPa . Essa sobrecarga pode levar desde o afrouxamento do parafuso até mesmo à sua fratura. (6, 11, 28)

A confecção da prótese com uma longa extensão de cantilever em ambos os lados foi deliberadamente aceita nesta pesquisa. Ao realizarmos o carregamento em seu extremo distal, conseguimos gerar uma das situações mais desafiadoras do ponto de vista biomecânico, com consequências extremamente desfavoráveis à tríade osso-implante-prótese.(28) A força aplicada nos modelos foi caracterizada como uma força vertical estática, com a forma de bolo alimentar e geometria semelhante à de uma semiesfera. Ao confeccionarmos esse tipo de carregamento, podemos analisar através da FEA o momento mais crítico do processo mastigatório e sua repercussão imediata no lado de trabalho e de balanceio. O revestimento externo da prótese é o primeiro material a entrar em contato com os esforços mastigatórios. É preciso que ele tenha propriedades mecânicas adequadas para suportar o alto grau de esforços que serão exigidos quando em função. No presente estudo, o material de revestimento externo das próteses, apesar de ser idêntico (acrílico), permitiu detectar diferenças notáveis. Para tanto, observou-se que o protocolo em acrílico apresentou a maior tensão de Von Misses (30,5MPa) no cantilever na zona do implante na posição 1, e o metaloplástico com valor máximo de 12,41 MPa, uma redução de 59%. Tal fato reforça a necessidade de utilizar o reforço metálico como infraestrutura para o acrílico. Todavia, para o modelo metalocerâmico houve uma tensão de 27,6 MPa que acredita-se não ser suficiente para promover uma fratura devido ao elevado módulo de elasticidade do material (tabela 1).

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

(19)

Entender este mecanismo com auxílio de uma ferramenta poderosa como os Elementos Finitos agrega valor ao trabalho do profissional uma vez que o mesmo não deverá fazer o uso de próteses de acrílico, mesmo que provisórias, sem reforço metálico. Tal fato propiciará segurança ao paciente durante o ato mastigatório e convívio social bem como proteção dos tecidos moles e ósseo os quais são de extrema importância para dar suporte. Futuros estudos nesta linha de pesquisa deverão correlacionar os achados aqui reportados com os protocolos metálicos revestidos com cerâmica, as quais apresentam além das propriedades estéticas superiores ao acrílico, também uma rigidez muito mais elevada.

6.CONCLUSÕES

- O comportamento biomecânico dos protocolos em acrílico, metaloplástico e metalocerâmico apresentaram diferenças qualitativas quanto à distribuição da tensão sobre o tecido ósseo de suporte e componentes protéticos. O modelo em acrílico promoveu maior tensão sobre o tecido ósseo, corpo do implante, pilar protético, parafuso de fixação da prótese e cantilever do que os modelos metaloplásticos e metalocerâmico.
- De acordo com os resultados reportados neste estudo, o uso do protocolo em acrílico sem reforço metálico deve ser evitado.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery Supplementum*. 1977;16:1-132.
2. Adell R, Hansson BO, Branemark PI, Breine U. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. II. Review of clinical approaches. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery*. 1970;4(1):19-34.
3. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1983;49(6):843-8.
4. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International journal of oral surgery*. 1981;10(6):387-416.
5. Rinaldi AW, Goldberger HJ, Mingledorff EB, Craig C, Donatelli D. Biomechanical considerations in implant prosthodontics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1983;50(2):220-3.
6. English CE. Biomechanical concerns with fixed partial dentures involving implants. *Implant dentistry*. 1993;2(4):221-42.
7. Ericsson I, Lekholm U, Branemark PI, Lindhe J, Glantz PO, Nyman S. A clinical evaluation of fixed-bridge restorations supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium implants. *Journal of clinical periodontology*. 1986;13(4):307-12.
8. Enkling N, Utz KH, Bayer S, Stern RM. Osseoperception: active tactile sensibility of osseointegrated dental implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2010;25(6):1159-67.
9. Grieznis L, Apse P, Blumfelds L. Passive tactile sensibility of teeth and osseointegrated dental implants in the maxilla. *Stomatologija / issued by public institution "Odontologijos studija" [et al]*. 2010;12(3):80-6.
10. Haraldson T, Carlsson GE, Ingervall B. Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges. *Acta odontologica Scandinavica*. 1979;37(4):195-206.
11. Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1992;68(6):949-56.
12. Misch CE. The effect of bruxism on treatment planning for dental implants. *Dentistry today*. 2002;21(9):76-81.

13. Kinsel RP, Lin D. Retrospective analysis of porcelain failures of metal ceramic crowns and fixed partial dentures supported by 729 implants in 152 patients: patient-specific and implant-specific predictors of ceramic failure. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2009;101(6):388-94.
14. Gealh WC, Mazzo V, Barbi F, Camarini ET. Osseointegrated implant fracture: causes and treatment. *The Journal of oral implantology*. 2011;37(4):499-503.
15. Suarez-Feito JM, Sicilia A, Angulo J, Banerji S, Cuesta I, Millar B. Clinical performance of provisional screw-retained metal-free acrylic restorations in an immediate loading implant protocol: a 242 consecutive patients' report. *Clinical oral implants research*. 2010;21(12):1360-9.
16. Daas M, Dubois G, Bonnet AS, Lipinski P, Rignon-Bret C. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Medical engineering & physics*. 2008;30(2):218-25.
17. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001;85(6):585-98.
18. Lin CL, Hsu KW, Wu CH. Multi-factorial retainer design analysis of posterior resin-bonded fixed partial dentures: a finite element study. *Journal of dentistry*. 2005;33(9):711-20.
19. Rubo JH, Capello Souza EA. Finite-element analysis of stress on dental implant prosthesis. *Clinical implant dentistry and related research*. 2010;12(2):105-13.
20. Mericske-Stern R, Assal P, Mericske E, Burgin W. Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1995;10(3):345-53.
21. Demenko V, Linetskiy I, Nesvit K, Shevchenko A. Ultimate masticatory force as a criterion in implant selection. *Journal of dental research*. 2011;90(10):1211-5.
22. Black J, Hastings, G. . *Handbook of biomaterial properties*. Cornwall, UK: Chapman and Hall Publishers; 1998.
23. Sertgoz A, Guvener S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996;76(2):165-9.
24. Pita MS, Anchieta RB, Barao VA, Garcia IR, Jr., Pedrazzi V, Assuncao WG. Prosthetic platforms in implant dentistry. *The Journal of craniofacial surgery*. 2011;22(6):2327-31.
25. Anusavice KJ, Phillips, R.W. . *Philips Dental Materials*. Rio de Janeiro, Brazil: Guanabara Koogan; 1998.

26. Reis JM, Vergani CE, Pavarina AC, Giampaolo ET, Machado AL. Effect of relining, water storage and cyclic loading on the flexural strength of a denture base acrylic resin. *Journal of dentistry*. 2006;34(7):420-6.
27. Vojdani M, Khaledi, A., cartographer Transverse strength of reinforced denture base resin with metal wire and e-glass fibers. *Journal of Dentistry, Tehran University of Medical sciences, Tehran, Iran*. 2006; 3(4):167-172.
28. 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. *Clinical oral implants research*. 2009;20(5):441-51.

8. ANEXOS



Comissão Científica e de Ética Faculdade da Odontologia da PUCRS

Porto Alegre 14 de Dezembro de 2011

O Projeto de: Tese

Protocolado sob nº: 0086/11

Intitulado: Distribuição das tensões em 3 tipos diferentes de próteses fixas implanto-suportadas tipo protocolo. Estudo pelo método dos elementos finitos.

Pesquisador Responsável: Prof. Dr. Márcio Lima Grossi

Pesquisadores Associados: Luiz Felipe Butzke Coelho

Nível: Tese / Doutorado

Foi **aprovado** pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS em 14 de Dezembro de 2011.

Profa. Dra. Ana Maria Spohr

Presidente da Comissão Científica e de Ética da
Faculdade de Odontologia da PUCRS