

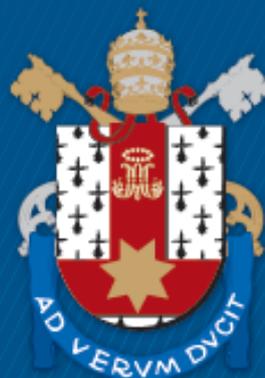
ESCOLA DE CIENCIAS DA SAUDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO
DOUTORADO EM PRÓTESE DENTÁRIA

LEONARDO HOFFMANN DE BARCELLOS

**INFLUÊNCIA DE PILARES ANGULADOS E PONTO DE APLICAÇÃO DE CARGA EM
PROTESES TIPO PROTOCOLO BRANEMARK: ANÁLISE DE ELEMENTO FINITO NAO
LINEAR COM MODELO TRIDIMENSIONAL**

Porto Alegre
2014

PÓS-GRADUAÇÃO - *STRICTO SENSU*



Pontifícia Universidade Católica
do Rio Grande do Sul

LEONARDO HOFFMANN DE BARCELLOS

**INFLUÊNCIA DE PILARES ANGULADOS E PONTO DE APLICAÇÃO DE CARGA
EM PROTESES TIPO PROTOCOLO BRANEMARK: ANÁLISE DE ELEMENTO
FINITO NAO LINEAR COM MODELO TRIDIMENSIONAL**

Tese apresentada como requisito parcial a obtenção do título de Doutor, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia, área de concentração em Prótese Dentária, Faculdade de Odontologia da PUCRS.

Orientador: Profa. Dra. Rosemary Sadami Arai Shinkai

Porto Alegre
2014

FICHA CATALOGRÁFICA

B242i Barcellos, Leonardo Hoffmann de
Influência de pilares angulados e ponto de aplicação de carga em próteses tipo Protocolo Branemark: análise de elemento finito não linear com modelo tridimensional. / Leonardo Hoffmann de Barcellos. - Porto Alegre: PUCRS, 2014.

63 p.: il. tab.

Orientadora: Prof^ª. Dr^ª. Rosemary Sadami Arai Shinkai.

Tese (Doutorado) – Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul. Faculdade de Odontologia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Doutorado em Prótese Dentária.

I. IMPLANTES DENTÁRIOS. 2. IMPLANTAÇÃO DENTÁRIA ENDO-ÓSSEA/métodos. 3. PRÓTESE DENTÁRIA FIXADA POR IMPLANTES/métodos. 4. PROTOCOLOS CLÍNICOS. 5. ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS. 6. SUPORTE DE CARGA. 7. IMAGEM TRIDIMENSIONAL. 8. HUMANOS. 9. SIMULAÇÃO. I. Shinkai, Rosemary Sadami Arai. II. Título.

C.D.D. 617.69
N.L.M. WU 640

Dedicatória

A meus pais, **Joel Felipe Sperb de Barcellos** e **Luiza Maria Hoffmann de Barcellos**, pelo amor, exemplo de vida, incentivo e dedicação na minha formação.

AGRADECIMENTOS

À **Deus**, zeloso protetor.

À **Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul**, na figura do Prof. Dr. Alexandre Bahlis, Diretor da Faculdade de Odontologia da PUCRS, por todo o ensino a mim dedicado nos últimos quatorze anos.

À **Kelly Pachály Morsch**, colega, companheira e esposa, pelo amor, paciência e incentivo.

Ao amigo e colega **Tomás Geremia**, parceiro de doutorado, pela amizade, companheirismo e dedicação na realização deste trabalho.

Ao amigo **Eng. Leandro Corso**, por toda dedicação, auxílio, orientação e disponibilidade no desenvolvimento do trabalho.

Ao amigo e colega **Gustavo Frainer Barbosa**, pela ajuda, atenção e orientação a mim dedicada.

Aos amigos **Caio Selaimen** e **Luiz Fleck Heck Britto**, pela amizade e aprendizado diário.

Aos professores, **Celso Gustavo Schwalm Lacroix**, **Rodrigo Schwalm Lacroix**, **Clóvis Galina**, **Raphael Carlos Drummond Loro**, **Francisco Amado Bastos Lacroix**, pela amizade, orientação e exemplo.

Aos amigos **Fernando Zugno Kulczynski** e **Giordano Cássio Baseggio**, pelo apoio e incentivo.

Agradecimento Especial

*À minha orientadora, **Profa. Dra. Rosemary Sadami Arai Shinkai**, por sua dedicação em me guiar e auxiliar durante a realização deste trabalho. Muito obrigado!*

RESUMO

Uma análise não linear pelo Método de Elementos Finitos foi realizada com o objetivo de avaliar a influência da utilização de pilares angulados e do ponto de aplicação de carga na distribuição de tensões no osso periimplantar, no parafuso do pilar protético e no parafuso protético de cinco implantes que receberam uma Prótese do tipo Protocolo Brånemark. Para tanto, modelos virtuais foram gerados simulando uma prótese total fixa com infraestrutura metálica suportada por cinco implantes em mandíbula, com a inclinação dos posteriores em 27 graus. Quatro situações foram testadas com aplicação de carga de 100N: em região de segundo pré-molar com pilares retos (RP) e angulados nos implantes distais (AP); em região de primeiro molar com pilares retos (RM) e angulados nos implantes distais (AM). As tensões *Von Misses* resultantes foram analisadas qualitativamente nas três regiões de interesse. Os resultados mostraram que a utilização de pilares angulados gerou uma redução nas tensões na região periimplantar, entretanto tiveram um aumento dessas nos parafusos do pilar e protético. Ainda, as magnitudes de tensões foram menores quando a carga foi aplicada em região de segundo pré-molar. Portanto, dentro das limitações deste trabalho, podemos concluir que, embora a utilização de pilares angulados possa gerar um ganho biológico pela diminuição das tensões geradas no osso periimplantar, a utilização destes pilares pode aumentar os riscos biomecânicos pelo aumento das tensões geradas nos parafusos dos pilares protéticos e nos parafusos protéticos. Além disto, conclui-se também que uma menor extensão de cantilever é, provavelmente, mais favorável por gerar menores tensões.

Palavras-chave: Implantes Dentários. Pilares Angulados. Implantes Inclinados. Análise de Elementos Finitos. Cantilever.

ABSTRACT

The aim of this study was to analyse the use of angled abutments and the loading region on the stress generated at the implant-bone interface, the abutment screws and the prosthetic screws of a full-arch implant supported prosthesis. A nonlinear finite element analysis was performed on models simulating a mandibular fixed prosthesis supported by five implants, with the distal ones tilted 27 degrees distally. Applying a force of 100N, four situations were tested: region of loading on the second premolar using straight abutments on all implants (RP) and using angled abutments on the distal implants (AP); and applying the load on the first molar region with straight abutments (RM); and angled abutments on the distal implants (AM). The resulting Von Mises strains were evaluated by a qualitative method in the three regions of interest. The results showed that the utilization of angled abutments on the distal implants generated lower tensions on the periimplant bone, at the same time that they presented higher strains on the abutment and prosthetic screws. The tensions were always reduced when the load was applied on the second premolar region. Within the limitations of this study, it was possible to conclude the the used of angled abutments may increase the risk of biomechanical failures on a full-arch implant supported prosthesis, although its use may also result on lower strains in the bone interface. Also, that reduced cantilevers are more favorable because of the generation of lower stresses on the bone and the protsthetic components.

Keywords: Dental Implants. Angled abutments. Tilted Implants. Finite Element Analysis. Cantilever.

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Quadro-Resumo e nomenclatura dos modelos testados	41
Quadro 2 - Valores dos Módulos de Elasticidade e Coeficientes de Poisson de tecidos orgânicos e materiais utilizados no estudo. ⁷	42
Quadro 3 - Valores Máximos de Tensão Encontrados Nas Regiões Avaliadas (MPa).....	53

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Numeração das Perfurações.....	32
Figura 2. O Implante posterior, mais próximo à região da aplicação de carga testada, foi nominado de “1”	33
Figura 3. Instalação dos Pilares Protéticos.	33
Figura 4. (A e B) - Enceramento da supraestrutura.	34
Figura 5. (A e B) - Infraestrutura em resina acrílica.	34
Figura 6. A- Posicionamento das quatro esferas de referencia; B – Aplicação do revelador não aquoso.....	35
Figura 7. Digitalização a laser da supraestrutura e infraestrutura.	36
Figura 8. A e B - Digitalização tridimensional da supraestrutura (com esferas de referência); C - Nuvem de pontos obtidas na digitalização; D – primeira montagem do modelo tridimensional.	37
Figura 9. A - Imagem da supraestrutura obtida a partir da segunda “limpeza”, arquivos com extensão “.stl”; B – Modelo sólido tridimensional finalizado.	37
Figura 10. (Sólidos): A - Implante; B - Parafuso dos pilares protéticos; C – Bases dos pilares protéticos reto e angulado; D – Cilindro de enceramento; E – Parafuso protético.	38
Figura 11. A - Modelo físico; B - Modelo Virtual	39
Figura 12. Aplicação de cargas axial de 100N de magnitude. O mesmo procedimentos foram repetidos no segundo pré-molar.....	41
Figura 13. Incidência de Tensões na região peiimplantar cortical do modelo RP....	44
Figura 14. Incidência de Tensões nos parafusos dos pilares protéticos do modelo RP.	45
Figura 15. Incidência de Tensões no parafuso protético do implante mais próximo a carga (implante 01) do modelo RP.....	46
Figura 16. Incidência de Tensões na região peiimplantar cortical do modelo RM. ..	47
Figura 17. Incidência de Tensões nos parafusos dos pilares protéticos do modelo RM.	47
Figura 18. Incidência de Tensões no parafuso protético do implante mais próximo a carga (implante 01) do modelo RM.	48
Figura 19. Incidência de Tensões na região peiimplantar cortical do modelo AP....	49

Figura 20. Incidência de Tensões nos parafusos dos pilares protéticos do modelo AP.....	49
Figura 21. Incidência de Tensões no parafuso protético do implante mais próximo a carga (implante 01) do modelo AP.....	50
Figura 22. Incidência de Tensões na região peiimplantar cortical do modelo AM. ..	51
Figura 23. Incidência de Tensões nos parafusos dos pilares protéticos do modelo AM.	51
Figura 24. Incidência de Tensões no parafuso protético do implante mais próximo a carga (implante 01) do modelo AM.	52

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)
Mpa	Megapascal
N	Newton
Pa	Pascal
PUCRS	Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
2 REVISAO DA LITERATURA	16
3 PROPOSIÇÃO	30
4 METODOLOGIA	31
4.1 OBTENÇÃO DO MODELO FÍSICO	31
4.2 CONFECÇÃO DA SUPRAESTRUTURA E INFRAESTRUTURA SOBRE O MODELO	33
4.3 OBTENÇÃO DAS IMAGENS TRIDIMENSIONAIS	35
4.3.1 Supraestrutura e infraestrutura	35
4.3.2 Implantes e Componentes	38
4.3.3 Modelos sólidos dos sistemas	38
4.4 ELEMENTO FINITO	41
4.5 ANÁLISE DOS DADOS	42
5 RESULTADOS	44
5.1 MODELO COM PILARES RETOS E APLICAÇÃO DE CARGA AXIAL EM REGIÃO DE SEGUNDO PRÉ-MOLAR (RP)	44
5.1.1 Análise da Incidência de Tensões no Tecido Ósseo Cortical do Modelo RP.	44
5.1.2 Análise da Incidência de Tensões nos Parafusos dos Pilares Protéticos do modelo RP	45
5.1.3 Análise da Incidência de Tensões nos Parafusos Protéticos do modelo RP.	46
5.2 MODELO COM PILARES RETOS E APLICAÇÃO DE CARGA AXIAL EM REGIÃO DE PRIMEIRO MOLAR (RM).	47
5.2.1 Análise da Incidência de Tensões no Tecido Ósseo Cortical do Modelo RM.	47
5.2.2 Análise da Incidência de Tensões nos Parafusos dos Pilares Protéticos do Modelo RM.	47
5.2.3 Análise da Incidência de Tensões no Parafuso Protético do Modelo RM.	48
5.3 MODELO COM PILARES ANGULADOS E APLICAÇÃO DE CARGA AXIAL EM REGIÃO DE SEGUNDO PRÉ-MOLAR (AP)	49
5.3.1 Análise da Incidência de Tensões no Tecido Ósseo Cortical do Modelo AP	49
5.3.2 Análise da Incidência de Tensões nos Parafusos dos Pilares Protéticos do Modelo AP.	49
5.3.3 Análise da Incidência de Tensões no Parafuso Protético do Modelo AP.	50

5.4 Modelo com pilares angulados e aplicação de carga axial em região de primeiro molar (AM).....	51
5.4.1 Análise da Incidência de Tensões no Tecido Ósseo Cortical do Modelo AM	51
5.4.2 Análise da Incidência de Tensões nos Parafusos dos Pilares Protéticos do Modelo AM.	51
5.4.3 Análise da Incidência de Tensões no Parafuso Protético do Modelo AM.	52
6 DISCUSSÃO	54
7 CONCLUSÕES	59
ANEXO – CARTA DE APROVAÇÃO.....	63

1 INTRODUÇÃO

As próteses do tipo protocolo Brånemark em mandíbulas totalmente edêntulas foram as primeiras reabilitações realizadas através da osseointegração, uma vez que pacientes portadores de próteses totais inferiores convencionais apresentavam grande comprometimento mastigatório, fonético e de conforto.¹ Juntamente com fatores biológicos, os aspectos biomecânicos são vistos como fundamentais para a preservação e longevidade das próteses, bem como para o sucesso dos implantes.²

Vários fatores são apontados como determinantes para o sucesso deste tratamento: número de implantes utilizados, estrutura protética, tamanho do cantilever, incidência de cargas mastigatórias. O somatório desses fatores resulta no sucesso biomecânico do trabalho restaurador, ou na ocorrência de possíveis complicações.³

A inclinação de implantes distais em próteses inferiores do tipo protocolo Brånemark inferior tem sido uma técnica cada vez mais difundida, por permitir a maior distalização possível das plataformas desses implantes. Conseqüentemente, ocorre um aumento do polígono de ancoragem desta prótese e uma relevante diminuição de seu cantilever.^{4,5} Esta angulação pode ser “corrigida” com a utilização de pilares angulados sobre esses implantes, com o intuito de facilitar os procedimentos clínicos durante a confecção da prótese. Por outro lado, a manutenção dessas inclinações através da utilização de pilares retos permite um posicionamento mais posterior do parafuso protético. Os estudos encontrados na literatura que utilizam a metodologia de elemento finito para avaliação de tensões com a utilização de pilares angulados são raros.

A presença de cantilever nas próteses do tipo protocolo Brånemark inferior torna-se inevitável na maioria dos casos clínicos devido à localização dos forames mentonianos, limitantes no posicionamento dos implantes dentários. Deste modo, a atuação de forças mastigatórias sobre estes cantilevers implicam em uma força de

alavanca sobre os implantes, gerando tensões pelo torque e pelo momento fletor. Entretanto, não há na literatura um consenso quanto ao tamanho máximo de um cantilever.⁶

A análise de elementos finitos consiste em um método através do qual encontramos uma resposta para um grande sistema dividindo este em diversos pequenos elementos, analisando-os individualmente, e posteriormente somando seus resultados. Sua aplicação na implantodontia permite uma avaliação da distribuição das tensões geradas sobre complexos sistemas (compostos de próteses, implantes, componentes protéticos e tecidos orgânicos) e durante a aplicação de cargas em regiões de fundamental relevância clínica na sobrevivência das restaurações.

O resultados obtidos a partir de uma análise de elementos finitos dependem fortemente de alguns fatores, tais como: geometria detalhada do osso e implante a ser modelados, propriedade dos materiais (módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson) e interface osso/implante.⁷ A região anterior de mandíbula geralmente está associada a 100% de osseointegração cortical. A ancoragem medular geralmente está associada a percentuais variáveis de osseointegração, relacionado à qualidade óssea e ao stress sofrido pelo implante durante cicatrização e função, dependendo assim muito da região onde estes estão localizados.⁸

Deste modo, a avaliação de tensões exercidas na região peri-implantar e nos pilares protéticos (retos e angulados), de implantes suportando uma prótese inferior do tipo protocolo Brånemark, durante a aplicação de forças em diferentes pontos do cantilever, mostra-se necessária para determinar a longevidade e a estabilidade deste trabalho restaurador. A metodologia e análise de elementos finitos apresenta-se como alternativa para tal estudo, através da formulação de um modelo tridimensional virtual o mais próximo o possível da realidade, possibilitando avaliações clinicamente inatingíveis.

2 REVISAO DA LITERATURA¹

Skalak et. al. (1983)² desenvolveram um método matemático analítico para prever os componentes de força horizontal e força vertical nos implantes quando da aplicação de uma carga. Tal modelo, baseado em modelos usados em engenharia mecânica, prevê a distribuição da carga entre parafusos e rebites unindo placas rígidas, neste caso, a prótese e os arcos. O autor simulou o comportamento de uma prótese suportada por seis implantes simetricamente distribuídos sobre um arco de 112,5 graus, com um raio de mandíbula igual a 22,5 mm. O modelo prevê as forças verticais em cada implante quando uma força unitária vertical de 30 N atua em uma posição determinada de cantilever. Neste caso, os dois implantes mais distais, adjacentes à carga, sofreram forças de compressão de aproximadamente 40 N, bem como o implante mais distal do outro lado da prótese (20 N). Os três implantes anteriores, entretanto, foram tracionados com uma força entre 10 e 15 N. Realizando a mesma simulação, dessa vez com a presença de quatro implantes distribuídos sobre o mesmo arco do modelo de seis implantes, observou-se uma semelhança na magnitude e na distribuição de forças. Porém, quando foram removidos os dois implantes mais distais, mas mantendo-se o espaçamento interimplantar do modelo de seis implantes, houve mudanças significativas: uma força de compressão de aproximadamente 100 N no implante mais próximo à carga, e de aproximadamente 60 N no implante mais distal do lado oposto. Assim como no caso anterior, registrou-se uma força de tração nos dois implantes centrais em torno de 60 a 80 N. Segundo o autor, a manutenção da área do polígono de sustentação da prótese com o aumento do espaçamento interimplantar deve ser o fator que compensa a redução do número de implantes. O modelo também foi aplicado em um sistema de três implantes em dois arranjos: no primeiro, uma prótese suportada por três implantes

¹ Nesta Revisão de Literatura foram buscados os trabalhos mais relevantes para este Projeto de Pesquisa. Isto porque, trabalhos sobre Método de Elementos Finitos, sobre inclinação de implantes e sobre o uso de pilares angulados são inúmeros o que torna a utilização de todos uma tarefa praticamente impossível.

verticalmente posicionados recebeu uma carga de 100 N em sua extensão cantilever. No segundo, houve a inclinação de 30 graus do implante mais próximo do braço suspenso. As análises dos dois casos revelaram que as forças nos implantes são significativamente diminuídas no sistema onde houve a inclinação do implante mais distal.

Sato et. al. (1999)⁹ desenvolveram um algoritmo a fim de possibilitar uma melhor fidelidade das análises de elementos finitos, sem a necessidade de redução do tamanho dos elementos para tal. Modelos de trabeculado ósseo foram confeccionados com diferentes tamanhos dos elementos finitos (300 μm , 150 μm e 75 μm). Quatro algoritmos baseados no módulo de Young e considerando o volume ósseo presente em um elemento cúbico foram avaliados. Dentro dos quatro algoritmos testados, os modelos com elementos com 300 μm de tamanho apresentaram resultados de tensões semelhantes aos modelos com 75 μm de tamanho. Esses resultados mostraram a eficácia na utilização do novo algoritmo, e que o uso de elementos com 300 μm em região de trabeculado ósseo não implicou em alterações nos resultados encontrados, o que pode gerar um ganho de tempo de cálculo dos computadores nessas análises.

Duyck et al. (2000) estudou a incidência de forças axiais e de momento fletor em reabilitações totais fixas, utilizando a metodologia de extensometria.¹⁰ Treze pacientes portadores de próteses totais fixas (9 em mandíbula e 4 e maxila) foram avaliados. Os pacientes tiveram seus pilares protéticos substituídos por outros iguais, mas com extensômetros colados, para a realização das medições. Esses extensômetros foram responsáveis pelas medições das forças oclusais incidentes. Uma carga controlada de 50N foi aplicada em nove diferentes pontos da prótese. O teste foi aplicado com todos os implantes (5 ou 6) sustentando a prótese, e repetido com essas sendo suportadas por 4 e 3 implantes. Os autores verificaram que, com as cargas ocorrendo em região de cantilever protético, ocorreu uma incidência de maiores forças compressivas nos implantes adjacentes a carga, bem como forças de tração e baixa compressão nos demais implantes (“efeito dobradiça”). As forças oclusais aumentaram com a diminuição do número de implantes suportando as próteses. Os momentos fletores foram os maiores quando apenas 3 implantes de suporte foram utilizados.

Sethi, Kaus e Sochor (2000) avaliaram o comportamento clínico de pilares angulados instalados sobre implantes osseointegrados.¹¹ Foram acompanhados 2.261 implantes, instalados em 467 pacientes. Destes implantes, 2.187 receberam pilares angulados – com angulação variando entre 5 e 45 graus, com uma diferença de 5 graus entre cada opção de pilar. Os mais comumente instalados foram os pilares de 10 graus (colocados em 447 implantes), 15 graus (471 implantes), 20 graus (437 implantes) e 25 graus (177 implantes). Após um acompanhamento médio de 29 meses após a instalação das próteses, não foram encontradas diferenças na sobrevivência de implantes com pilares angulados quando comparados a implantes com pilares retos. Os autores ressaltam ainda que a utilização de pilares angulados, além de facilitar a reabilitação protética, evitou a necessidade de enxertos em inúmeros pacientes, permitiu a inclinação de implantes a fim de evitar deiscências ósseas, bem como auxiliou na criação de acessos adequados para a higiene do paciente e permitiu a confecção de próteses mais estéticas, funcionais e sem acarretar em comprometimento fonético ao paciente. O estudo concluiu que pilares angulados podem ser utilizados sem comprometer o sucesso a longo prazo dos implantes dentários.

Eger, Gunsolley e Feldman (2000) também acompanharam os índices de sucesso clínico de pilares protéticos angulados quando comparados a pilares retos.¹² Vinte e quatro pacientes receberam 81 implantes de de plataforma hexágono externo da 3i. Desses, 56 implantes foram restaurados com pilares angulados pré-fabricados ou customizados, que variaram entre 15,25 ou 35 graus de inclinação. Os outros 21 implantes receberam pilares standard retos. Os pacientes foram reabilitados com próteses fixas unitárias, prótese fixas com união dente/implante e restaurações totais. Foram avaliados nível gengival ao redor dos pilares, profundidade de sondagem, índice de sangramento gengival e mobilidade do implante. As análises foram realizadas no momento da instalação da prótese novamente em intervalos de 3, 6, 12, 18 e 36 meses. Todos os pacientes foram acompanhados nos primeiros seis meses, mas apenas 15 retornaram para a revisão de 36 meses. Não foram encontradas diferenças clínicas ou estatisticamente significativas com relação a sobrevivência ou comportamento clínico de pilares retos e angulados. Os autores concluem que os pilares angulados representam uma

alternativa na reabilitação sobre implantes, sem comprometer em nenhum aspecto estético ou funcional.

Krekmanov et al. (2000) avaliaram o comportamento de 76 implantes posteriores inclinados em 47 pacientes edêntulos.⁵ Na mandíbula, os implantes posteriores foram inclinados para distal, paralelos às alças dos forames mentoais. Na maxila, foram instalados, juntamente com implantes anteriores axialmente posicionados, implantes com inclinação distal (paralelos à parede anterior dos seios maxilares) e com inclinação mesial (paralelo à parede posterior dos seios maxilares). A angulação distal das fixações posteriores na maxila, entre 30 e 35 graus, aumentou em média 9,3 mm (variação de 5 a 15 mm) distalmente o posicionamento da plataforma das fixações das extremidades. Na mandíbula, a inclinação entre 25 e 35 graus possibilitou uma redução média do cantilever de 6,5 mm (variação de 5 a 10 mm) no lado direito e 6,6 mm (variação de 3 a 12 mm) no lado esquerdo. Após cinco anos de acompanhamento, a taxa de sucesso dos implantes instalados na mandíbula foi de 100% para todos os implantes, tanto retos e inclinados. Na maxila, o índice de sucesso foi de 98% para os implantes inclinados e de 93% para os implantes retos no mesmo período. Os autores afirmaram que o fator mais importante corresponde ao posicionamento distal da plataforma permitido pela inclinação dos implantes. A técnica de implantes inclinados ofereceria a possibilidade de instalação de implantes longos, além de ser biomecanicamente favorável para os casos de múltiplos implantes.

Geng et al. (2001), em uma revisão de literatura, estudou as aplicações e limitações da metodologia de elementos finitos.³ Os autores ressaltaram a importância do desenho geométrico dos sólidos utilizados, assim como a ciência básica e limitações dessa metodologia na odontologia. Através de sua revisão, os autores concluem que, nos casos de simulações de próteses totais fixas implantossuportadas, a magnitude e dissipação das forças de tensão nos estudos de elementos finitos podem ser altamente influenciada por vários fatores: geometria, número e posicionamento dos implantes e componentes, inclinação dos implantes e propriedades dos materiais protéticos simulados.

Sethi et al (2002) avaliaram 3101 implantes de diferentes conexões protéticas (2762 implantes com conexão hexágono externo, 16 com conexão hexágono interno e 323 com conexão cone morse) reabilitados com pilares com angulação variando

entre 0 e 45 graus.¹³ Noventa por cento dos pilares utilizados apresentavam angulação entre 5 e 30 graus (2781 pilares). Os implantes foram reabilitados com próteses fixas unitárias, parciais e totais cimentadas, além de alguns casos de próteses removíveis. Após análise estatística, a média de sobrevivência dos implantes após um período de dez anos foi de 98,2% ($\pm 0,7\%$). A magnitude da angulação dos pilares não exerceu influência sobre a sobrevivência dos implantes. Os autores concluíram que a utilização de implantes angulados não comprometeram a sobrevivência a longo prazo dos implantes instalados. Ainda, permitiram o posicionamento dos implantes buscando o melhor aproveitamento ósseo, evitando deiscências ósseas e necessidade de enxertos. Na etapa protética, foram capazes de possibilitar a confecção de próteses cimentadas, e não acarretaram em nenhum comprometimento estético ou funcional.

Maló et al. (2005), em um estudo clínico retrospectivo, avaliou o comportamento clínico de 32 pacientes submetidos a reabilitações totais com o conceito *All-On-Four* (128 implantes no total), suportando próteses fixas totalmente acrílicas imediatas.⁴ Guias cirúrgicas foram confeccionadas para auxiliar no posicionamento e inclinação dos implantes distais. Acompanhamento clínico foi realizado 6 meses e 1 ano após a cirurgia, e radiografias foram realizadas com 1 ano para avaliar os níveis ósseos. Em um ano de acompanhamento, uma taxa de sobrevivência de 97,6% foi encontrada. O nível ósseo marginal após o primeiro ano estava, em média, 0,9mm abaixo da plataforma do implante. Os autores concluem, tendo em vista a alta taxa de sobrevivência e ausência de complicações biomecânicas, que a utilização de implantes inclinados posteriores representam uma alternativa protética favorável, por aumentar o polígono de sustentação e reduzir o cantilever protético.

Daas et al. (2007), em uma análise linear de elementos finitos, avaliou o comportamento de diferentes mecanismos de retenção de overdentures suportadas por dois implantes em mandíbula.⁷ O modelo geométrico de uma mandíbula edêntula foi obtido a partir de uma tomografia computadorizada. Um sistema de retenção “rígido” e “resiliente” foi simulado sobre dois implantes cilíndricos com um sistema de retenção tipo *ball-attachment* em região de caninos. Ambos sistemas de retenção correspondiam ao mesmo encaixe, porém, para a confecção do encaixe “resiliente”, foi simulado um *gap* entre o “macho” e a “fêmea” do encaixe. Uma

provável ação muscular foi determinada a partir do princípio de menor esforço. Os resultados do estudo ressaltaram que o tipo de encaixe “resiliente” permitiu uma maior área de contato entre a prótese e a mucosa de suporte. Ainda, o estudo possibilitou a criação de um modelo de mandíbula, com suas estruturas relacionadas, altamente detalhado.

Bevilacqua et al. (2008) avaliou, através de uma análise tridimensional de elementos finitos, as tensões geradas ao redor de implantes inclinados ou verticais posicionados como o implante mais distal em uma reabilitação total fixa implanossuportada em mandíbula.¹⁴ Os resultados sugerem que, quando utilizados como implante distal de uma reabilitação total, implantes inclinados são capazes de diminuir as tensões existentes no osso periimplantar, devido ao fato de sua inclinação gerar uma redução na extensão do cantilever protético.

Rubo e Souza (2008) simularam, através de uma análise de elementos finitos, a aplicação de carga sobre três pontos de um cantilever em uma prótese inferior do tipo protocolo Branemark suportada por cinco implantes, distanciando-se 10mm, 15mm e 20mm do implante mais posterior.⁶ Foi utilizada apenas uma simulação da estrutura metálica da prótese, sem qualquer tipo de material de revestimento. Os autores encontraram resultados mostrando que a cada distalização de 5mm em direção ao extremo da prótese, as tensões aumentaram em torno de 30%. Outros estudos mostraram, da mesma forma, a importância da extensão do cantilever nas tensões geradas em uma prótese.

Begg, Geerts e Gryzagoridis (2009) fizeram um estudo do sistema All-on-Four para mandíbula, através da metodologia de fotoelasticidade.¹⁵ Quatro disposições de implantes para a realização de uma prótese tipo Protocolo Branemark foram feitas sobre quatro modelos de resina acrílica simulando uma mandíbula. Na primeira, os quatro implantes foram colocados paralelos entre si, perpendiculares a base do modelo. Nos modelos 2, 3 e 4, os dois implantes distais foram inclinados para a distal em angulações de 15, 30 e 45 graus, respectivamente, com sua plataforma distanciada 20mm da plataforma do implante adjacente. O primeiro modelo recebeu quatro pilares standard retos de 4mm de altura. O modelo 2 recebeu os mesmos pilares nos implantes mesiais, além de pilares angulados de 17 graus nos implantes distais. Os modelos 3 e 4, além dos pilares retos no implantes mesiais, receberam pilares angulados de 30 graus nos implantes distais. Todos os modelos receberam

estruturas metálicas aparafusadas, sobre as quais as forças de 5kg (49,05N), 10kg (98.06N) e 15kg (147.09N) foram aplicadas. Avaliando as tensões nas regiões cervical, média e apical dos implantes, o estudo concluiu que os implantes com 45 graus de angulação sofreram uma tensão muito maior quando comparados aos demais modelos. Outros estudos foram sugeridos para avaliar o real efeito dessas tensões no comportamento dos tecidos periimplantares.

Bellini et al. (2009) também utilizou uma análise de elementos finitos linear para avaliar o efeito da inclinação de implantes e do tamanho do cantilever protético.¹⁶ Para isso, foi montado um modelo de uma hemi-mandíbula, e sobre esta foram simuladas três situações de próteses do tipo protocolo Brånemark. Na primeira e na segunda, foram utilizados quatro implantes, com os implantes distais inclinados em 30 graus, suportando um cantilever de 5mm e 15mm de comprimento, respectivamente. A terceira simulação corresponde a utilização de 5 implantes retos, com um cantilever de 15mm de comprimento. Todos os materiais foram assumidos como lineares, elásticos e isotrópicos. Uma carga concentrada de 100N foi aplicada na porção distal do cantilever protético. O modelo com quatro implantes e cantilever de 15mm apresentou o maior pico máximo de força de compressão na região do implante distal (24 Mpa), enquanto os outros dois modelos não apresentaram diferença entre si (18 Mpa). Em relação as forças de tensão, os picos máximos de tensão ocorreram na região cervical vestibular dos implantes mesiais. O modelo com quatro implantes e cantilever de 5mm sofreu uma tensão máxima (2,5 Mpa) menor se comparado aos outros dois modelos (5 Mpa). Os autores concluem que não há diferenças significativas entre os modelos de quatro implantes (com distais inclinados) com cantilever de 5mm e o modelo de cinco implantes retos com cantilever de 15mm, apesar do primeiro demonstrar uma menor concentração de forças a tensão e compressão durante a carga mastigatória. O modelo de quatro implantes com cantilever de 15mm apresentou magnitudes e concentração de carga maiores e mais desfavoráveis quando comparado aos outros dois modelos.

Gallucci et al. (2009), em um estudo prospectivo multicentro, mediram as taxas de sucesso e sobrevivência de implantes suportando próteses totais fixas mandibulares com cantilever protético distal com cinco anos de acompanhamento clínico, bem como a incidência de complicações.¹⁷ A sobrevivência foi definida pelo fato dos implantes e próteses de não precisarem ser recolocados. O sucesso, por

sua vez, foi determinado pelos implantes apresentarem boa saúde dos tecidos periimplantares, osseointegração e próteses satisfatórias de acordo com critérios pré-determinados. Um total de 45 pacientes com próteses suportadas por 4 a 6 implantes (com um total de 237) foram acompanhados. A extensão dos cantilevers variou de 6mm a 21mm, com uma média de 15,6mm. As taxas de sobrevivência foram 100% e 95,5% para implantes e próteses, respectivamente. O índice de sucesso geral foi de 86,7%, conforme os parâmetros utilizados pelos autores. O estudo concluiu que a confecção de próteses totais fixas inferiores, suportadas por 4 a 6 implantes, consitui-se em uma altamente previsível e confiável alternativa reabilitadora.

Ogawa et al. (2010) montaram modelos simulando próteses do tipo Protocolo Brånemark tendo em seus extremos implantes curtos ou implantes inclinados (ambos eliminando o cantilever protético), além de um modelo com implantes retos, mantendo a presença de cantilever.¹⁸ Para cada uma das três opções, foram testadas três variações de número de implantes suportando a prótese (três, quatro ou cinco), e ainda três tipos de material protético (acrílico, acrílico reforçado por fibra de carbono, e titânio). O trabalho estudou a metodologia de extensometria, com três *strain gauges* colados em cada pilar protético, com um distanciamento de 120 graus entre si. Uma força de 50 N foi aplicada em região de primeiro molar em cada uma das nove distribuições de implantes. Foram avaliadas as forças axiais e o momento fletor. As distribuições com cantiliver apresentaram forças axiais e momentos fletores significativamente maiores quando comparadas as que utilizaram implantes curtos ou inclinados distais. Os picos de força axial e momento fletor ocorreram no implante mais próximo a carga, em todas as distribuições. Em relação ao número de implantes, a utilização de três implantes resultou em maiores momentos fletores quando comparados ao uso de quatro ou cinco implantes, que não apresentaram diferenças entre si. Quanto ao material da prótese, os grupos testado em titânio apresentou momentos fletores significativamente menores em relação aos demais revestimentos. Isso deveu-se a rigidez do material que, segundo os autores, permitiu uma melhor dissipação das tensões. Os autores, assim, concluem que a colocação de um implantes distal (curto ou inclinado) é capaz de gerar um suporte posterior melhor para a prótese quando comparado a utilização de cantilever.

Naconecy et al. (2010) avaliaram o momento fletor, bem como forças de tensão e compressão em prótese suportadas por três, quatro ou cinco implantes.¹⁹ Dez estruturas metálicas de prata-paládio foram testadas sobre dois modelos mestre: o primeiro com cinco implantes paralelos entre si e perpendiculares a base do modelo; e o segundo com os implantes distais inclinados em 27 graus, com sua base para distal. Sobre todos os implantes (incluindo os inclinados), pilares standard retos, com 5 mm de altura, e com 3 extensômetros colados em cada, foram instalados. As próteses foram, em diferentes momentos, parafusadas aos modelos sobre três, quatro ou cinco implantes. Com uma aplicação de carga de 50 N na região de cantilever (15mm para distal do último implante), as forças de tensão, compressão e momento fletor foram registradas através dos extensômetros. O pilar do implante adjacente ao cantilever apresentou os maiores valores de tensão em todos os testes, sendo que a força axial sobre este foi maior no modelos com implantes paralelos se comparado ao com implantes inclinados (independentemente do número de implantes). Independentemente da inclinação dos implantes distais, a tensão média com quatro ou cinco implantes foram significativamente menores se comparadas com a utilização de três implantes, e não encontrando diferenças entre si. Os autores concluíram que sistemas com quatro ou cinco implantes, e com os implantes distais inclinados, reduzem a força axial incidente, sem aumentar os momentos fletores.

Rubo e Souza (2010) simularam também, em um modelo de elementos finitos, as tensões geradas sobre os implantes e a estrutura metálica de uma prótese total implantossuportada retida por cinco implantes.²⁰ As simulações foram realizadas aplicando-se uma carga de 100N, e variando algumas características: densidade do osso medular, extensão do cantilever (10mm, 15mm ou 20mm), altura dos pilares protéticos (3mm, 5,5mm ou 7mm), comprimento dos implantes (10mm, 13mm ou 15mm) e material da infraestrutura protética (liga de cobalto-cromo ou de prata-paládio). As tensões resultantes se concentraram nas estruturas adjacentes à carga aplicada. A magnitude de *stress* encontrada foi proporcional ao aumento da extensão do cantilever. Em relação à altura do pilar protético, o aumento do tamanho resultou em tensões menores tanto nos implantes quanto na infraestrutura. O estudo concluiu que, quanto mais rígida a estrutura metálica da prótese, melhor a distribuição de forças entre os implantes, reduzindo o stress sobre tal estrutura.

Pessoa et al. (2011) avaliaram a influência do desenho de diferentes implantes em uma situação de colocação imediata de implante dentário pós-extração, na região anterior de maxila.²¹ Foi utilizada uma metodologia de análise de elementos finitos não-linear. Modelos de elementos finitos foram gerados a partir da tomografia computadorizada da região anterior de uma maxila com o alvéolo do incisivo central superior. Um coeficiente de atrito de 0,3 foi utilizado entre os componentes protéticos. Foram simuladas a inserção imediata de implantes de quatro diferentes marcas (SIN, 3i Certain, Nobel Replace e Straumann Standard), com aplicação de carga imediata ou tardia, em um rebordo já cicatrizado. Utilizando ANOVA a um intervalo de confiança de 95%, observou-se que a magnitude da carga apresentou a maior influência na incidência de tensões na região peri-implantar (77,6%), assim como a situação clínica (presença de alvéolo não cicatrizado, rebordo cicatrizado, condições da interface osso-implante). A geometria do implante apresentou maior influência na incidência e magnitude de tensões na região periimplantar durante as situações de colocação imediata de implante com carga imediata. Tal influência foi muito menor no quadro de aplicação de carga tardia. O estudo concluiu que o desenho dos implantes afetam significativamente no comportamento biomecânico de implantes colocados imediatamente pós extração. Os autores também sugerem que a prevenção de qualquer sobrecarga oclusal, assim como almejar uma boa estabilidade primária, são fatores influentes na capacidade dos implantes imediatos suportarem as cargas mastigatórias.

Ha et al. (2011) comparou o valor do torque de remoção de diferentes pilares (pilar reto, pilar angulado e pilar com base de ouro pré-fundida), instalados sobre modelos, simulando a reabilitação protética de um incisivo central superior.²² Trinta modelos de gesso foram gerados, posicionando um implante de hexágono externo na região de incisivo central, inclinado 15 graus para a vestibular em relação ao longo eixo do outro incisivo. Outros 30 modelos semelhantes foram gerados, com implantes com conexão hexágono interno. Um total de 10 pilares de cada tipo foram testados para cada conexão protética. Os pilares protéticos receberam um torque inicial de 30 N.cm, e sobre cada um foi cimentada uma coroa metálica simulando a prótese. Os valores de torque de remoção foram mensurados após um carregamento cíclico de 20 a 200N, com 1 milhão de ciclos. Entre os grupos testados sobre implantes com hexágono externo, os pilares angulados apresentaram

valores de torque de remoção significativamente superiores aos demais pilares. Sobre implantes com conexão hexágono interno, não houveram diferenças significativas entre os grupos.

Fazi et al. (2011) avaliaram, através de uma análise de elementos finitos, a repercussão das tensões geradas durante a utilização de próteses do tipo protocolo Brånemark inferior.²³ Foi avaliada a influência do número de implantes, da distribuição dos implantes e da utilização de implantes retos ou inclinados na região posterior, suportando as reabilitações. Modelos tridimensionais, anisotrópicos, foram montados a partir de uma tomografia computadorizada de uma mandíbula humana, respeitando as dimensões de osso cortical e medular. Foram simuladas a colocação 3, 4 ou 5 implantes (Straumann Standard), variando sua distribuição e a inclinação dos implantes distais em três opções: paralelos aos implantes mesiais, inclinados em 17 graus para distal, ou inclinados em 34 graus para distal. Uma estrutura de titânio sobre os implantes simulou a prótese implantossuportada, apresentando cantivelers de 20mm de comprimento. Uma força de 200N foi aplicada na porção mais distal da estrutura. As tensões geradas foram medidas: nos implantes dentários, na estrutura protética e no osso periimplantar, tanto na porção cortical quanto medular. O modelo com três implantes retos apresentou as maiores forças de tensão resultantes, tanto no tecido ósseo quanto nos próprios implantes. Os autores concluíram que, em situações com os implantes distais paralelos, os modelos com quatro ou cinco implantes apresentaram distribuições de tensões em osso, implantes e estrutura protética muito semelhantes, sendo essas mais favoráveis do que as encontradas nos modelos com três implantes. Nas simulações com quatro implantes, as tensões encontradas no modelo com os implantes distais inclinados em 34 graus foram mais favoráveis se comparadas aos demais.

Naini et al. (2011) testaram a influência da utilização de implantes distais inclinados em próteses do tipo protocolo Brånemark suportada por quatro implantes.²⁴ Utilizando uma metodologia de elementos finitos, foram confeccionados dois modelos: o primeiro modelo, baseado no conceito All-on-Four, utilizou quatro implantes suportando uma prótese total fixa, com os dois implantes distais inclinados em 30 graus (modelo A). O segundo modelo utilizou quatro implantes, paralelos entre si e perpendiculares ao plano oclusal (modelo S). Aos implantes inclinados foram instalados pilares angulados de 30 graus, enquanto que os demais receberam

pilares retos. O modelo com implantes retos apresentou um cantilever de 17mm, enquanto o modelos com implantes inclinados resultou em um cantilever de 10,5mm. Esse modelo foi considerado linear elástico. O osso foi considerado transversalmente anisotrópico, a fim de aprimorar a precisão dos cálculos. Duas forças foram aplicadas aos modelos: primeiramente, uma força de 300N incidiu sobre a região de primeiro molar, no cantilever, dividida em 3 vetores de 100N aplicados em uma área de 4mm; a segunda aplicação de carga foi realizada com uma força de 178N na região anterior (linha média), dividida em dois vetores de 89N. Durante a carga na região anterior, em ambos os modelos os valores máximos de tensão foram registrados na face distovestibular dos implantes anteriores, sendo a tensão no modelo A praticamente o dobro da no modelo S. No carregamento posterior, a tensão máxima no modelo A foi registrada na região distovestibular do implante posterior próximo do carregamento. O modelo A registrou tensões mais altas nos implantes distais, enquanto o modelo S apresentou valores maiores nos anteriores.

Kim et al. (2011), em um experimento laboratorial, estudaram a distribuição de tensões nos implantes distais de próteses totais inferiores implantossuportadas.²⁵ Dois modelos de mandíbula foram gerados em resina para avaliação de tensões através da metodologia de fotoelasticidade. O primeiro recebeu quatro implantes para confecção de uma prótese tipo protocolo Brånemark, paralelos entre si, com os implantes distais distantes 5mm dos forames mentoais. O segundo modelo, seguindo o conceito *All-On-Four*, recebeu quatro implantes, inclinando os implantes distais em 30 graus para distal, sobre os forames mentoais. Todos os implantes receberam pilares *multi-unit* retos, com exceção dos implantes distais inclinados, que receberam pilares angulados de 30 graus, para correção desta inclinação. Próteses totais fixas em resina acrílica foram confeccionada e instaladas sobre os pilares nos dois modelos. Foi aplicada uma carga de 13 kg em três diferentes pontos do cantilever protético (fossa central do primeiro molar, fossa distal do primeiro pré-molar, e fossa distal do segundo pré-molar) em momentos diferentes, e as “franjas” resultantes das tensões geradas foram então registradas. Os resultados mostraram uma concentração de tensões na porção distal do implante distal em todas as situações simuladas. A utilização de implantes distais inclinados não aumentou a magnitude das tensões incidentes nas regiões periimplantares. Os autores

concluíram, apesar das limitações dos estudos, a inclinação dos implantes distais reduziram as forças máximas de tensão na crista distal do implantes distal em relação ao implantes axiais, devido a diminuição do cantilever resultante deste posicionamento.

Martini et al. (2012) também avaliaram, através da metodologia de análise de elementos finitos, os efeitos da inclinação de pilares com o conceito de *plataform switching* em prótese unitárias cimentadas em maxila.²⁶ Modelos tridimensionais foram confeccionados, simulando a instalação de implantes Nobel Replace (5,0 x 13mm). Um dos modelos recebeu um sólido de pilar protético reto (diâmetro 4.1mm) instalado sobre o implante, enquanto o segundo modelo recebeu uma pilar de mesmo diâmetro, mas com angulação de 15 graus. Sobre ambos foram simuladas próteses metalocerâmicas cimentadas. Cada um dos modelos sofreu a aplicação de dois tipos de carga (aplicadas em momentos diferentes): uma carga estática de 100N de magnitude, axial ao longo eixo do implante dentário; e uma carga estática de 100N de magnitude, com 45 graus de inclinação para palatino em relação ao longo eixo do implante. Em todos os modelos, os picos máximos de tensão foram registrados no osso cortical, próximo a plataforma do implante. Sobre o pilar angulado, as forças oblíquas resultaram em tensões 80% maiores, no osso cortical, quando comparadas às geradas pela carga axial ao implante. O mesmo ocorreu com o pilar reto, entretanto em uma escala de 60% de aumento. Entretanto, em uma comparação entre os pilares, durante a aplicação de carga oblíqua, a pilar reto apresentou tensões 10% maiores do que o pilar angulado, no osso cortical. Na aplicação da carga axial, o pico máximo de tensão do osso cortical no uso do pilar reto foi 55% maior em relação ao uso do pilar angulado. O estudo concluiu que o uso do *plataform switching* teve maior influência no osso cortical em relação ao medular. Ainda, o pilar reto resultou em um maior acúmulo de tensões no osso cortical quando comparado ao pilar angulado, sendo o pico máximo dessas tensões quando há a aplicação de carga oblíqua a 45 graus.

Tian et al (2012) , através de uma metodologia de análise de elementos finitos, observaram o comportamento biomecânico de pilares angulados em região anterior de maxila, comparados a pilares retos.²⁷ Ambos os pilares foram avaliados quando instalados sobre implantes corretamente posicionados de acordo com seu eixo axial, bem como sobre implantes inclinados em 20 graus em relação ao eixo

axial ideal. Uma aplicação de carga axial de 100N foi simulada. O estudo concluiu que os pilares angulados, nos casos de implantes inclinados, são capazes de distribuir a força mastigatória de uma maneira muito mais uniforme se comparados aos pilares retos utilizados na mesma situação. Segundo os autores, o pilar angulado compensaria a angulação do implante, permitindo uma melhor distribuição de forças. Na simulação utilizando implantes idealmente posicionados axialmente, o pilar reto apresentou melhor distribuição de forças se comparado ao pilar angulado, uma vez que compensações por parte do pilar não eram necessárias. Nesse cenário, o pilar angulado acabou resultando em picos de stress em regiões do osso periimplantar, mas que clinicamente não responsáveis por perdas ósseas na região.

Diago et al. (2013) avaliaram a utilização de implantes inclinados e região posterior de mandíbulas com severa perda óssea.²⁸ Os implantes avaliados nesse estudo de coorte apresentavam angulações variando de 10 graus a 30 graus em relação ao eixo axial da carga aplicada. Não foram encontradas diferenças estatísticas e clinicamente significativas entre os implantes inclinados e os posicionados axialmente, no que diz respeito a taxa de sobrevivência dos implantes, bem como na perda óssea da região periimplantar.

Kumar, Mahesh e George (2013), através de uma análise de elementos finitos, avaliaram a influência da densidade óssea e da inclinação do pilar protético em prótese unitárias sobre implantes na região anterior de maxila.²⁹ Pilares de 0 e 15 graus foram testados em modelos tridimensionais simulando quatro tipos de densidade óssea. Uma carga estática de 178N foi aplicada aos pilares, ao longo eixo destes. Enquanto no teste com o pilar reto, as tensões foram distribuídas entre corticais vestibular e lingual do implante, na simulação com pilar angulado essas ficaram concentradas na cortical vestibular, concentrando-se quase que totalmente nesta. Os autores relataram ainda, com a utilização do pilar reto, que as tensões incidentes aumentaram a medida que a densidade óssea diminuía. Esse mesmo aumento na magnitude das tensões também foi observada com o pilar angulado em 15 graus, mas de uma maneira muito mais acentuada. Assim, os autores concluem que o pilar angulado de 15 graus, em implantes unitários na região anterior de uma maxila com baixa densidade óssea, poderia ser um agente contribuinte para uma reabsorção óssea periimplantar.

3 PROPOSIÇÃO

Este estudo teve por objetivo avaliar a influência de pilares angulados e do ponto de aplicação de carga na incidência de tensões em três pontos de próteses tipo Protocolo Brånemark inferior (osso periimplantar, parafuso do pilar protético e parafuso protético), utilizando modelos tridimensionais para análise de elementos finitos não-linear.

4 METODOLOGIA

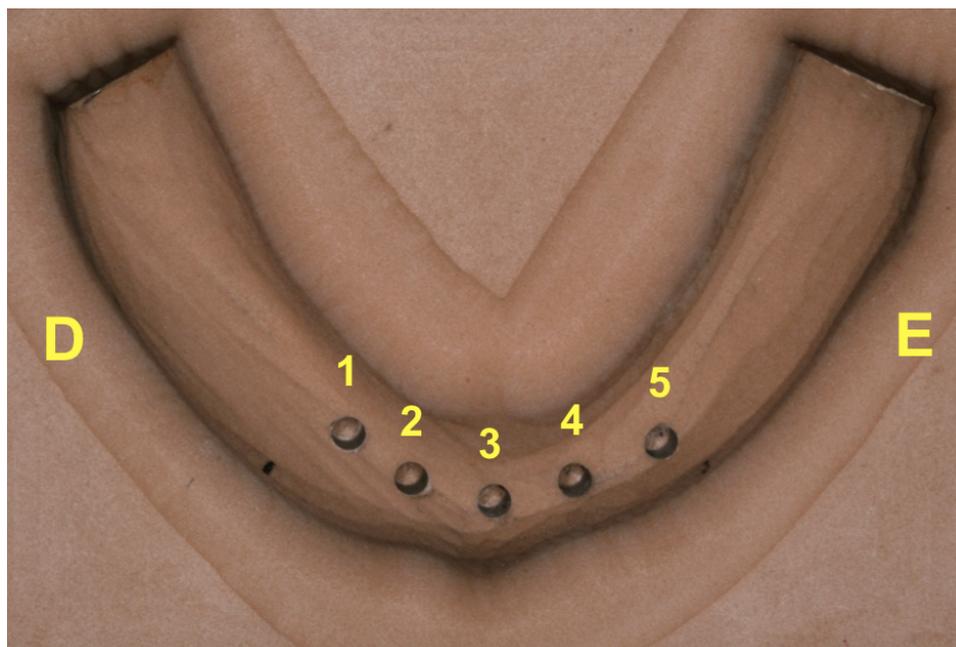
A metodologia deste trabalho foi realizada em equipe, dentro da linha de pesquisa de biomecânica de reabilitações protéticas com implantes dentais. Os mesmos procedimentos laboratoriais e de modelagem foram também utilizados no trabalho da tese de doutorado de Tomás Geremia, com o título: “Efeito da Inclinação e do Número de Implantes em Próteses Totais Fixas Implantossuportadas: Análise de Elemento Finito Não Linear com Modelo Tridimensional”.

”.

4.1 OBTENÇÃO DO MODELO FÍSICO

Foi utilizado um modelo computacional tridimensional de mandíbula confeccionado por Broilo (2008)³⁰ e Sartori (2008)³¹. A partir da impressão tridimensional desta imagem, foi gerado um protótipo em resina epóxi. Neste modelo físico foram realizadas cinco perfurações de 3 mm de diâmetro e 11,5 mm de profundidade. Com o auxílio de uma fresadora (EWL Typ 990 Kavo, Leutkirch, Alemanha) - de modo que todos os implantes ficassem paralelos entre si - foram inicialmente realizadas as perfurações distais, posicionadas 3 mm anterior aos forames mentoais, bilateral. Para efeito de melhor compreensão, as perfurações e os implantes foram numerados de um a cinco, da direita para a esquerda.

Após as perfurações posteriores, foi realizada a perfuração mais anterior, na linha média (implante 3). O espaço resultante entre essas perfurações foi dividido para as perfurações intermediárias (implantes 2 e 4).



Fonte: o Autor

Figura 1. Numeração das Perfurações

Deste modo, respeitando a curvatura da mandíbula, os cinco implantes ficaram equidistantes entre si. Como não foi utilizada a broca *counter-sink*, todos os implantes tiveram suas plataformas posicionadas na mesma altura, a um nível supraósseo.

Apos o término da perfurações, cinco implantes de hexágono externo e plataforma regular de 3,75mm x 11,5mm (OSS 311, Biomet 3i – Flórida, EUA) foram inseridos manualmente até atingirem suas posições de assentamento final.

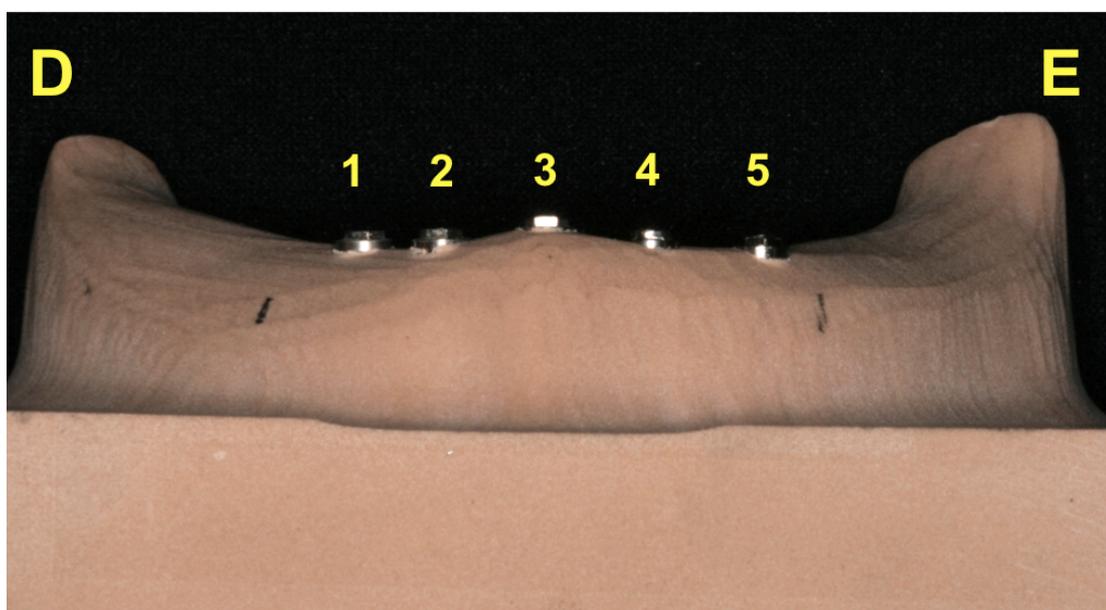


Figura 2. O Implante posterior, mais próximo à região da aplicação de carga testada, foi nominado de “1”.

Fonte: o Autor

Sobre os implantes, foram instalados, manualmente, cinco pilares tipo *multi-unit* com cintas de 3mm de altura (*Abutment Pilar Universal HE 4.1 x 3mm, Biomet 3i, Brasil*).

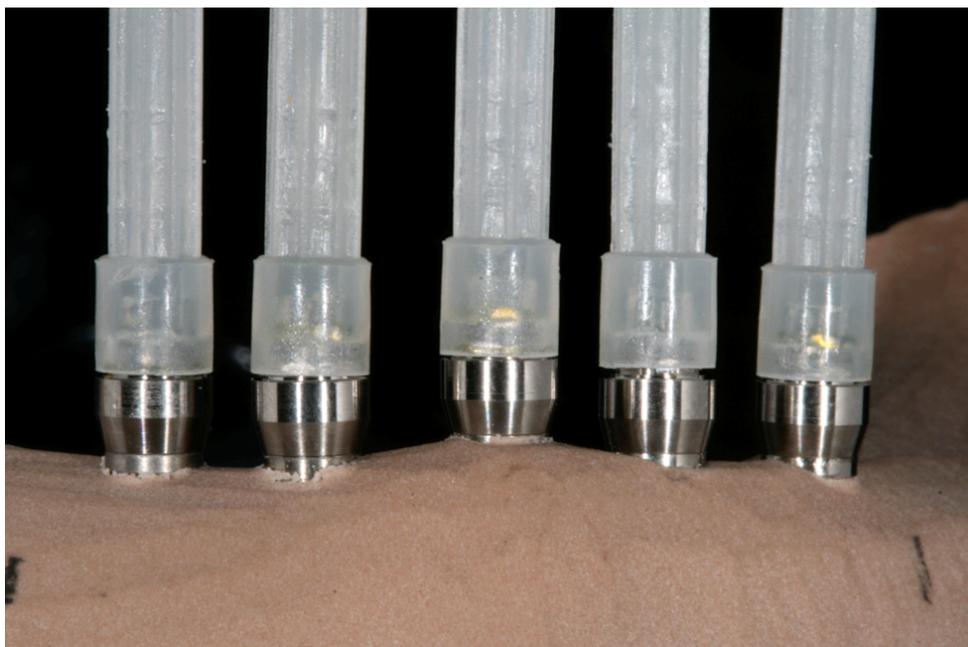


Figura 3. Instalação dos Pilares Protéticos.

Fonte: o Autor

4.2 CONFECÇÃO DA SUPRAESTRUTURA E INFRAESTRUTURA SOBRE O MODELO

Foram posicionados cinco cilindros calcináveis (BRCACC5, Biomet 3i, Brasil) sobre os pilares anteriormente instalados sobre os implantes. Respeitando a curvatura da mandíbula, foi realizado um enceramento de uma supraestrutura - simulando uma prótese do tipo protocolo Branemark - de forma que as saídas dos parafusos posteriores ficassem localizadas na região dos primeiros pré-molares.

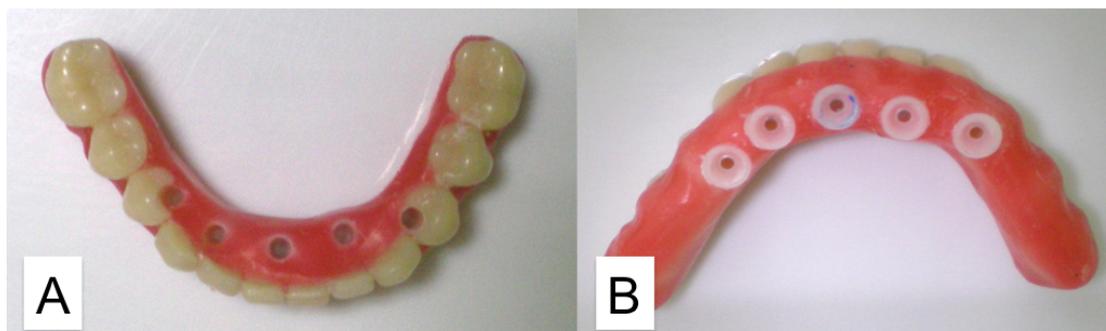


Figura 4. (A e B) - Enceramento da supraestrutura.

Fonte: o Autor

Após a confecção da supraestrutura, foi confeccionada uma muralha em silicone (Zetalabor, Zhermack Inc., Itália) (“negativo”) para obter as dimensões da mesma. A partir deste negativo, foi realizada uma duplicação da supraestrutura, através da inserção de resina acrílica fluida de baixa contração (Pattern Resin, GC America Inc., USA), dentro do negativo, e com cinco novos cilindros calcináveis posicionados sobre os pilares. Desta maneira, foi obtida uma duplicação do enceramento previamente realizado em resina acrílica.

Manualmente, com o auxílio de uma fresa de tungstênio, essa duplicação em resina foi desgastada de modo a ter suas dimensões reduzidas em 2mm em todos os sentidos, com exceção à adaptação dos cilindros sobre os pilares (infraestrutura).

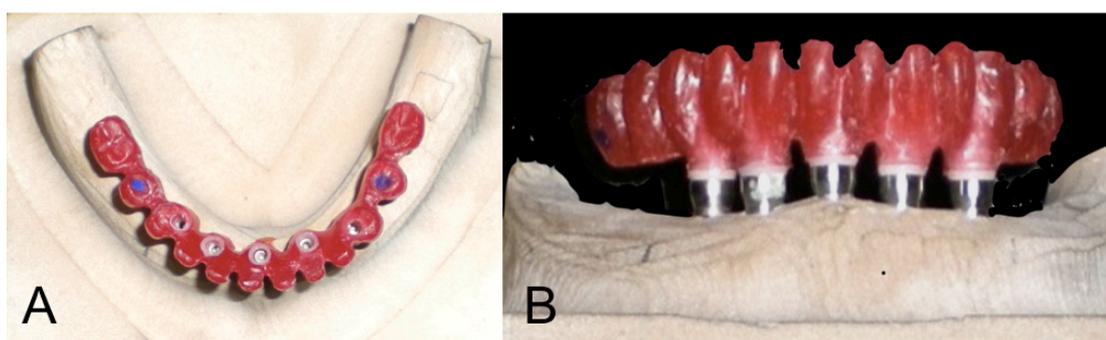


Figura 5. (A e B) - Infraestrutura em resina acrílica.

Fonte: o Autor

4.3 OBTENÇÃO DAS IMAGENS TRIDIMENSIONAIS

4.3.1 Supraestrutura e infraestrutura

Foi realizada uma digitalização a laser das estruturas (Digimil 3D, Tecnodrill®, Novo Hamburgo, Rio Grande do Sul, Brasil). 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. Quatro esferas metálicas foram coladas à supraestrutura, de modo a servirem como pontos de referência durante a aquisição das imagens. Previamente à digitalização foi aplicada a estrutura uma fina camada de revelador não aquoso (D70 Metal-Chek do Brasil Ind. e Com. Ltda., Bragança Paulista, São Paulo, Brasil), com o intuito de remover o brilho da peça e evitar reflexo do laser.

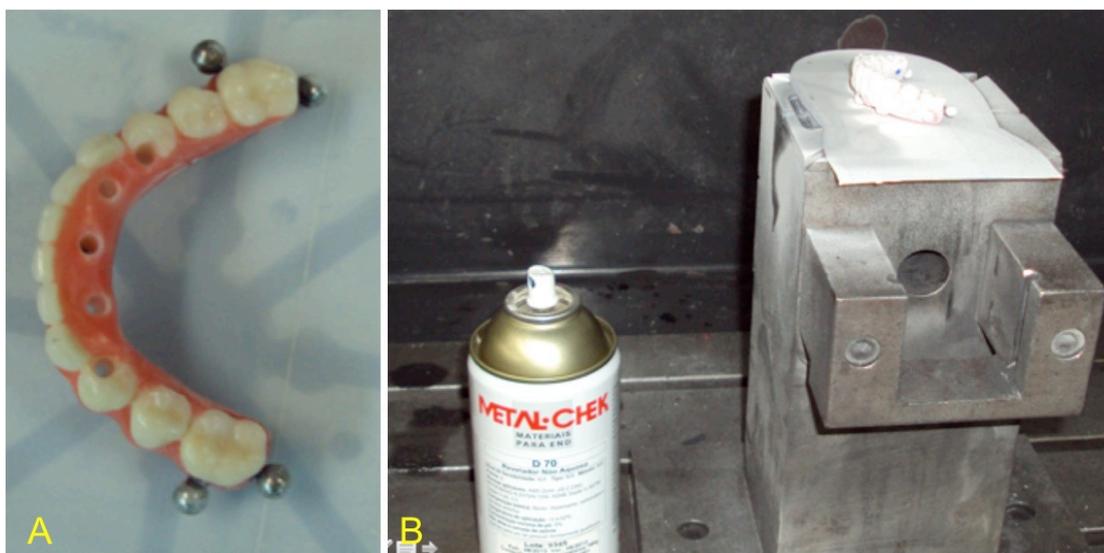


Figura 6. A- Posicionamento das quatro esferas de referencia; B – Aplicação do revelador não aquoso.

Fonte: o Autor



Figura 7. Digitalização a laser da supraestrutura e infraestrutura.

Fonte: o Autor

As imagens referentes as nuvens de pontos obtidas foram exportadas para o *software* Geomagic Studio 7® v.7.0 (Raindrop, Research Triangle Park, Carolina do Norte, Estados Unidos). Foi então realizada a primeira montagem do modelo tridimensional, gerando um arquivo “.stl”. Pequenas imperfeições, ocorridas na aquisição das imagens, foram então corrigidas manualmente dentro do mesmo programa.

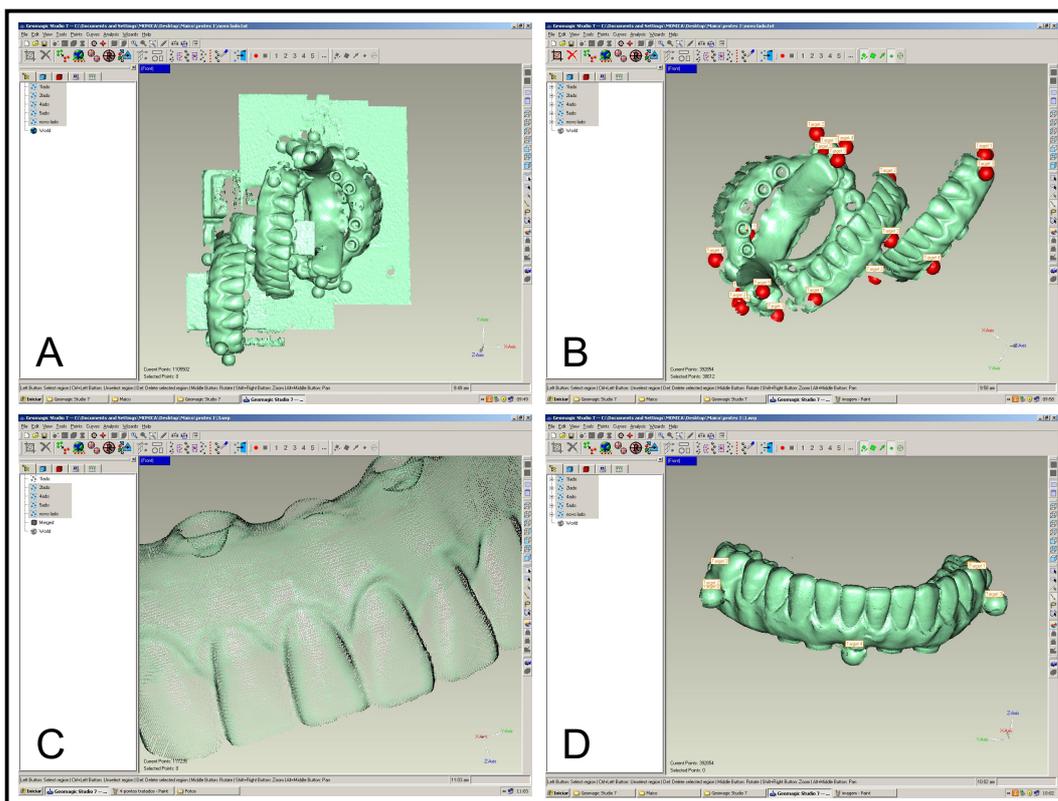


Figura 8. A e B – Digitalização tridimensional da supraestrutura (com esferas de referência); C – Nuvem de pontos obtidas na digitalização; D – primeira montagem do modelo tridimensional.

Fonte: o Autor

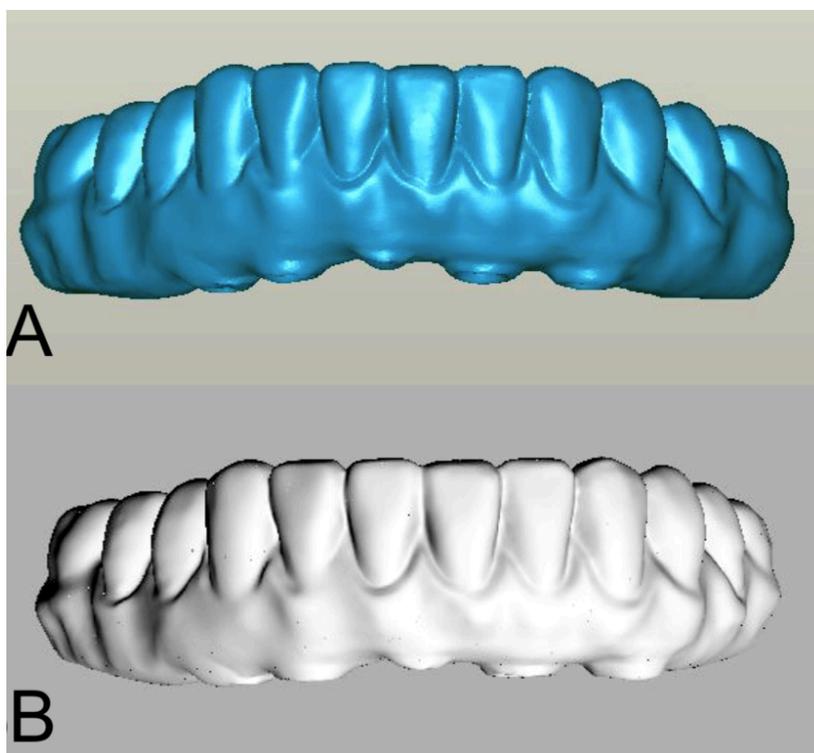


Figura 9. A – Imagem da supraestrutura obtida a partir da segunda “limpeza”, arquivos com extensão “.stl”; B – Modelo sólido tridimensional finalizado.

Fonte: o Autor

O mesmo procedimento foi repetido para a obtenção do sólido da infraestrutura. Um ajuste de medidas a fim de minimizar os efeitos do desgaste manual foi realizado. Dessa forma, essa infraestrutura ficou 2mm menor em relação a supraestrutura, em todas as suas dimensões, com exceção da região de assentamento nos pilares protéticos. Essa diferença entre supraestrutura e infraestrutura determinou as dimensões referentes ao material de revestimento.

4.3.2 Implantes e Componentes

Os sólidos dos implantes e componentes protéticos foram confeccionados através de um modelamento manual por um técnico em mecatrônica, a partir de medições realizadas com paquímetro digital (500-787, Mitutoyo®, Suzano, São Paulo, Brasil) e auxílio de microscópio. Essas dimensões foram inseridas no programa Rhinoceros 3D® versão 3.0 (McNeel & Associates, Seattle, EUA) gerando superfícies, as quais foram exportadas para o programa SolidWorks® 2006 (SolidWorks Corporation, Concord, Massachusetts, EUA).

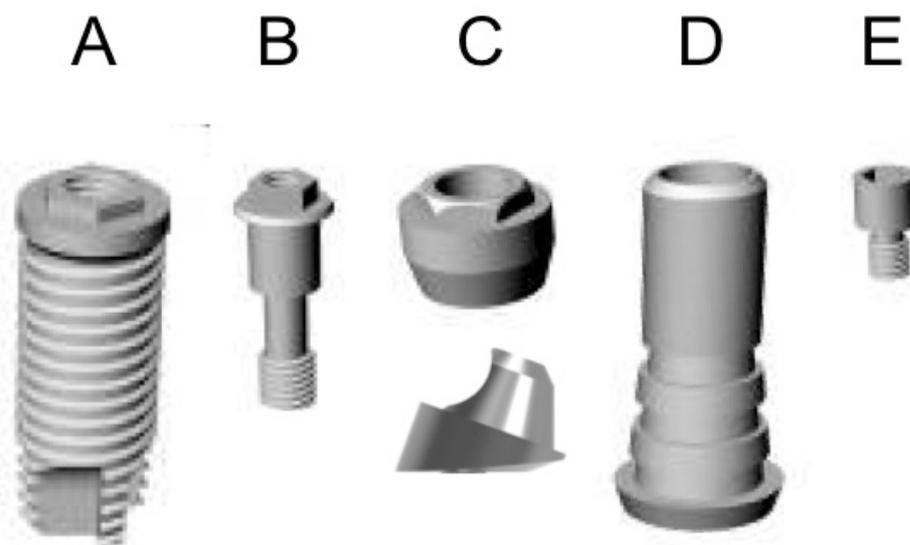


Figura 10. (Sólidos): A – Implante; B – Parafuso dos pilares protéticos; C – Bases dos pilares protéticos reto e angulado; D – Cilindro de enceramento; E – Parafuso protético.

Fonte: o Autor

4.3.3 Modelos sólidos dos sistemas

Com todos os sólidos obtidos, foi realizada a montagem dos sistemas mandíbula/implantes/pilares/prótese. Utilizando-se como ponto de referência a base dos cilindros, os sólidos de supraestrutura e infraestrutura foram sobrepostos, de modo a determinar o espaço referente ao material de revestimento da prótese. Deste modo, a prótese apresentou, na simulação, uma estrutura metálica revestida por uma camada de 2mm, aproximadamente, de material de revestimento.

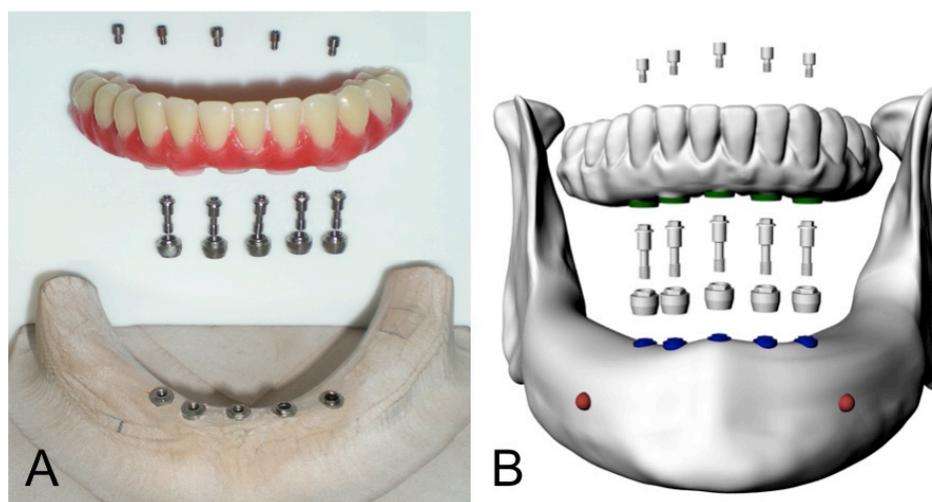


Figura 11. A – Modelo físico; B – Modelo Virtual

Fonte: o Autor

Para a geração dos modelos de elementos finitos foi necessário realizar o modelamento computacional dos componentes. Os modelos computacionais dos componentes analisados, foram, inicialmente, desenvolvidos no software *Rhynoceros 3D®* versão 3.0 (McNell & Associates Inc., Seattle, EUA) no tratamento das superfícies complexas, como o modelo do osso e da prótese. No software *SolidWorks®* 2006 (SolidWorks Corporation, Concord, Massachusetts, EUA) foram criados os modelos de faces paramétricas como, por exemplo os implantes, e também onde foi realizada a montagem de todos os componentes pertencentes a análise em um único conjunto. A partir destes conjuntos de modelos computacionais, foi realizado o desenvolvimento dos elementos finitos no *software ANSYS* versão 13.0 (Ansys Inc., Houston, USA), onde a aplicação das condições de contornos e contatos, designação de propriedades dos materiais e a geração da malha, foi realizada.

As imagens de superfície (malhamento) foram exportadas para o programa *Rhynoceros 3D®* versão 3.0 (McNell & Associates Inc., Seattle, EUA) obtendo-se um modelo contínuo para cada uma das estruturas (prótese, infraestrutura,

componentes, implantes e mandíbula). Esse *software* atua sobre superfícies orgânicas de modelagem tipo NURBS (*Non-Uniform Rational B-Splines*), as quais possibilitam trabalhar com malhas (*mesh*), integrando com outros *softwares*, como o *SolidWorks*® 2006 (*SolidWorks Corporation, Concord, Massachusetts, EUA*).

4.3.3.1 Angulação de pilares

Dois modelos virtuais completos para simulação foram confeccionados.

Em ambos os modelos, apenas os dois implantes posteriores foram inclinados 27 graus para distal, tendo como ponto de fulcro a plataforma destes implantes. Dessa forma, não houve movimento ou distalização da plataforma, mantendo a mesma superfície de ancoragem (polígono de Roy). Essa inclinação dos implantes posteriores foi realizada virtualmente, com auxílio do *software Rhinoceros 3D*® versão 3.0 (*McNeill & Associates Inc., Seattle, EUA*).

O primeiro modelo simulou a utilização de pilares multi-unit retos instalados sobre todos os implantes. Para a emergência na prótese, desses implantes, ajustes virtuais foram realizados. Já o segundo modelo simulou a utilização de pilares angulados de 27 graus nos dois implantes distais (1 e 5), com cinta de 3mm considerando-se a mesial, mantendo-se os pilares retos nos demais implantes. Pequenos ajustes virtuais também foram necessários para a adequada emergência da prótese. Os pilares angulados foram “customizados” virtualmente na sua base (removido o sistema de encaixe anti-rotacional sobre o hexágono dos implantes). Assim, pode-se permitir a “correção” do efeito da inclinação dos implantes. Desta forma, a plataforma de todos os cinco pilares permaneceram na mesma altura. O “malhamento” do modelo utilizando pilares angulados apresentou um total de 727.078 nós, com 417.595 elementos, e o modelo com pilares retos apresentou 809.333 nós, com 467.997 elementos.

Deste modo, a inclinação dos implantes foi compensada pela utilização dos pilares angulados em uma das simulações. Na outra, no entanto, o pilar reto não realizou tal compensação, resultando em um posicionamento mais posterior do parafuso protético (variável independente 1).

4.3.3.2 Ponto de aplicação de carga estática

Cada um dos dois modelos virtuais gerados (pilares retos e pilares angulados) sofreu duas diferentes simulações em elementos finitos. Em cada simulação, uma força de 100N foi aplicada axialmente ao plano oclusal, nos seguintes pontos da região posterior da prótese: região de segundo pré-molar e região de primeiro molar (variável independente 2).

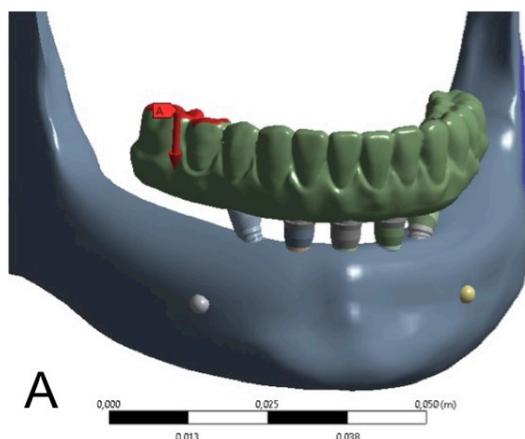


Figura 12. Aplicação de cargas axial de 100N de magnitude. O mesmo procedimentos foram repetidos no segundo pré-molar.

Fonte: o Autor

Quadro 1 - Quadro-Resumo e nomenclatura dos modelos testados

Modelos Testados	Angulação dos Pilares Distais	Dente com Carga Aplicada
RP	Retos	2° Pré-Molar
RM	Retos	1° Molar
AP	Angulados	2° Pré-Molar
AM	Angulados	1° Molar

4.4 ELEMENTO FINITO

Para todos os modelos, as simulações de carregamento foram realizadas utilizando uma técnica não-linear de elementos finitos. Foram utilizados os módulos de elasticidade e Coeficiente de *Poisson* correspondentes aos materiais e tecidos envolvidos. As propriedades mecânicas foram obtidas na literatura (Quadro 2).⁷ Para finalidades de simplificação os materiais foram considerados homogêneos,

isotrópicos e não lineares. Os implantes dentários foram considerados “colados” ao osso mandibular. Para as regiões de contato dos componentes protéticos entre si e com a prótese dentária, foi utilizado um coeficiente de atrito de $\mu=0,5$, conforme a literatura.²¹

Quadro 2 - Valores dos Módulos de Elasticidade e Coeficientes de Poisson de tecidos orgânicos e materiais utilizados no estudo.⁷

Estrutura	Módulo de Elasticidade (Mpa)	Coeficiente de Poisson
Tec. Ósseo Cortical	13.700	0.35
Tec. Ósseo Medular	1.370	0.3
Nervo Alveolar Inferior	0.1	0.3
Implante Cilíndrico (3i)	135.000	0.3
Componentes Protéticos	110.000	0.33
Resina Acrílica	4.500	0.35
Liga Co-Cr	218.000	0.33

Os modelos de método de elemento finito foram obtidos importando os modelos contínuos para o programa ANSYS versão 11.0 (Ansys Inc., Houston, USA) utilizando a extensão “.iges”.

Foi simulada uma aplicação carga estática de 100N axialmente nas regiões de: segundo pré-molar inferior e primeiro molar inferior. As simulações virtuais de aplicação de cargas sobre os modelos foram analisadas pelo sistema ANSYS 11.0, analisando e comparando a distribuição das tensões induzidas pelas cargas aplicadas nas estruturas dos modelos do sistema de mensuração de Von Misses (EQV-MPa).

4.5 ANÁLISE DOS DADOS

Os dados coletados da simulação nos modelos foram analisados de forma descritiva, qualitativa e quantitativamente, nas seguintes regiões de interesse:

interface osso/implante, parafuso dos pilares protéticos, parafuso protético.

Para melhor compreensão, os implantes foram numerados de 01 a 05, da direita para a esquerda (sendo o 01 o mais próximo a carga), com os componentes protéticos acompanhando a mesma numeração e a seguinte nomenclatura:

- PPP: Parafuso de Pilar Protético;
- PP: Parafuso Protético.

5 RESULTADOS

Devido à complexidade geométrica das estruturas, pequenos encontros de forças de tensão podem ocorrer de acordo com o “malhamento” dos modelos, resultando em pontos com altas magnitudes. Entretanto, tais tensões não são reais, mas sim uma limitação do método de elementos finitos. Na área da engenharia, esses “erros” são conhecidos como pontos espúrios ou pontos de singularidade. Na análise dos resultados do presente estudo, procurou-se evitar tais picos.

As escalas dos resultados nas figuras variam conforme o exponencial (e), onde:

- $0,1 \times 10^7 \text{ Pa} = 1 \times 10^6 \text{ Pa} = 1,0 \text{ MPa}$

5.1 MODELO COM PILARES RETOS E APLICAÇÃO DE CARGA AXIAL EM REGIÃO DE SEGUNDO PRÉ-MOLAR (RP)

5.1.1 Análise da Incidência de Tensões no Tecido Ósseo Cortical do Modelo RP.

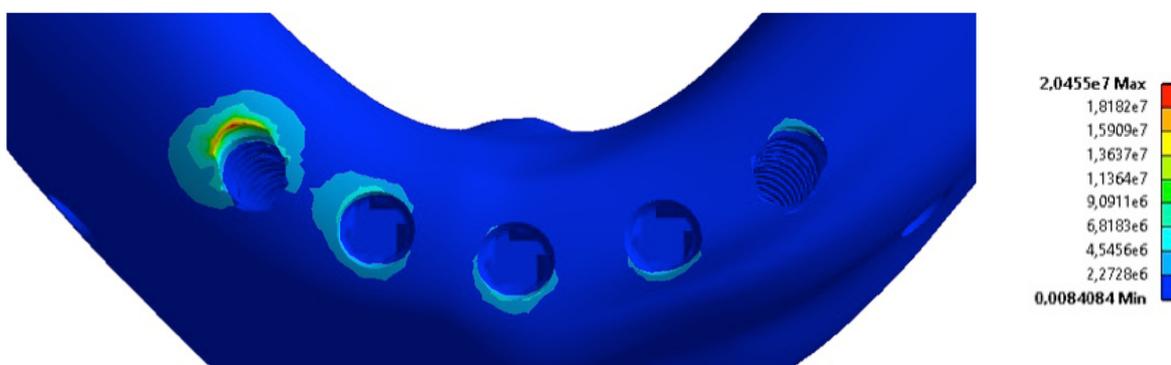


Figura 13. Incidência de Tensões na região peiimplantar cortical do modelo RP.

Fonte: o Autor

A maior magnitude de tensões foi encontrada na região posterior do implante 01 (mais próximo à carga). O valor máximo de tensão encontrado nesta região foi de

20,4 MPa. Nos implantes 02, 03 e 04, os valores mais elevados de tensão variaram de 4,5 MPa a 6,8 MPa. Entretanto, no implante 02 houve um perímetro maior de tensão, abrangendo a metade distal. Para os implantes 03 e 04, esse perímetro foi reduzido e limitado a região anterior. No implante 05 (lado de balanceio), os valores mais elevados variaram entre 2,3 MPa e 4,5 MPa, concentrando-se na porção mais posterior.

5.1.2 Análise da Incidência de Tensões nos Parafusos dos Pilares Protéticos do modelo RP

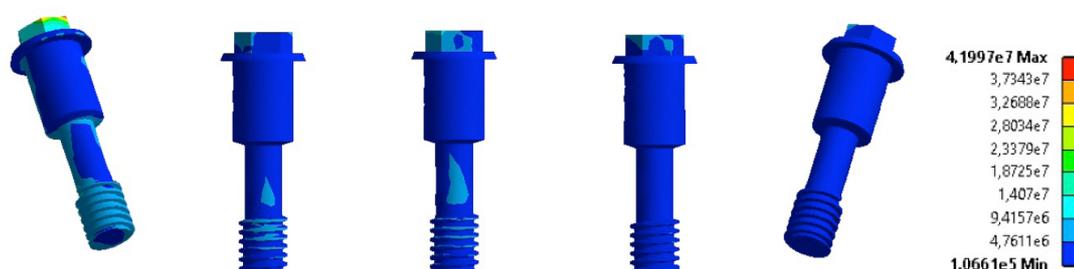


Figura 14. Incidência de Tensões nos parafusos dos pilares protéticos do modelo RP.

Fonte: o Autor

A maior magnitude de tensões nos parafusos dos pilares protéticos (PPP) foi encontrada na região de fêmea de rosca do parafuso protético (PP) (região mais “superior” do PPP) do implante 01 (mais próximo à carga). A variação nesta região foi de 28 MPa a 32,7 MPa. Ainda neste mesmo PPP, houve uma dissipação de tensão nas regiões intermediária e de macho de rosca, variando de 4,8 MPa a 9,4 MPa. Nos PPPs 02 e 03, houve uma maior concentração nas regiões intermediária e de macho de rosca (variação de 4,8 MPa a 9,4 MPa), entretanto, em um perímetro menor em comparação ao PPP 01. No PPP 04, a tensão variou entre 4,8 MPa a 9,4 MPa, concentrada na região de fêmea de rosca de PP, em um perímetro de área ainda menor que os PPPs 02 e 03. O PPP 05 (lado de balanceio) apresentou variações de magnitudes desprezíveis.

5.1.3 Análise da Incidência de Tensões nos Parafusos Protéticos do modelo RP.

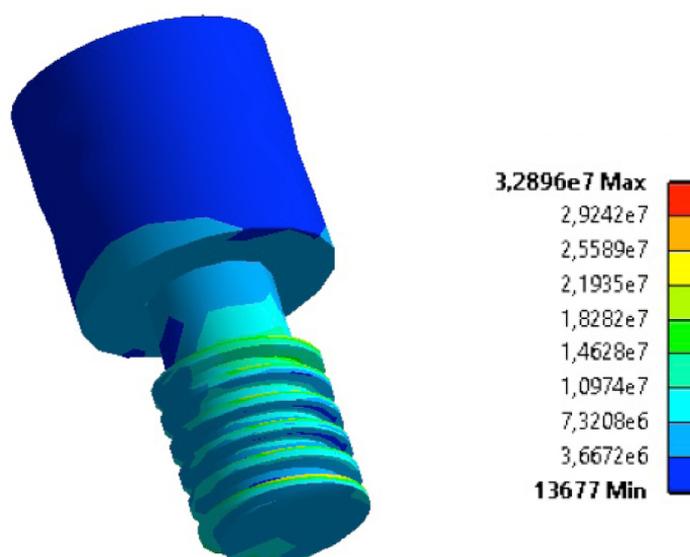


Figura 15 – Incidência de Tensões no parafuso protético do implante mais próximo a carga (implante 01) do modelo RP.

Fonte: o Autor

As tensões resultantes nos parafusos protéticos (PP) 02, 03, 04 e 05, foram desprezíveis. Assim, para melhor visualização, foi descrita a análise qualitativa apenas do PP 01, o mais próximo da região de carga. A maior magnitude de tensão ocorreu na primeira rosca (variação de 21,9 MPa a 25,6 MPa). Nas demais roscas, os valores mais elevados encontrados variaram de 18,3 MPa a 21,9 MPa. Entretanto, houve um maior perímetro desta magnitude de tensão na última rosca (mais próxima ao “pescoço” do PP).

5.2 MODELO COM PILARES RETOS E APLICAÇÃO DE CARGA AXIAL EM REGIÃO DE PRIMEIRO MOLAR (RM).

5.2.1 Análise da Incidência de Tensões no Tecido Ósseo Cortical do Modelo RM.

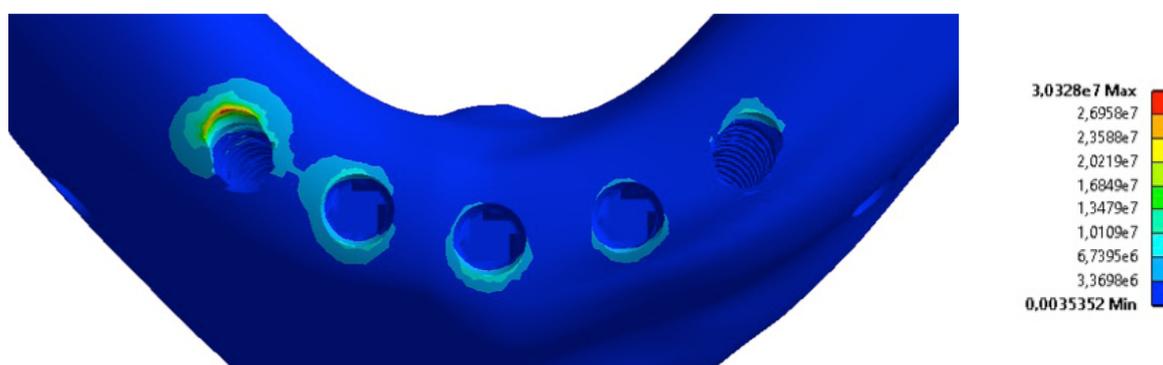


Figura 16. Incidência de Tensões na região periimplantar cortical do modelo RM.

Fonte: o Autor

A maior magnitude de tensões foi encontrada na região posterior do implante 01 (mais adjacente à carga aplicada). O valor máximo de tensão encontrado nesta região foi de 30,3 MPa. Nos implantes 02, 03, 04 e 05, os valores mais elevados de tensão variaram de 6,3 MPa a 10,1 MPa. Entretanto, no implante 02 houve um perímetro maior de tensão, abrangendo praticamente toda a circunferência do implante. Nos implantes 03 e 04, esse perímetro também abrangeram toda a região periimplantar, e os maiores valores de tensão ficaram limitados a região anterior. No implante 05, os valores mais elevados concentraram-se na porção mais posterior.

5.2.2 Análise da Incidência de Tensões nos Parafusos dos Pilares Protéticos do Modelo RM.

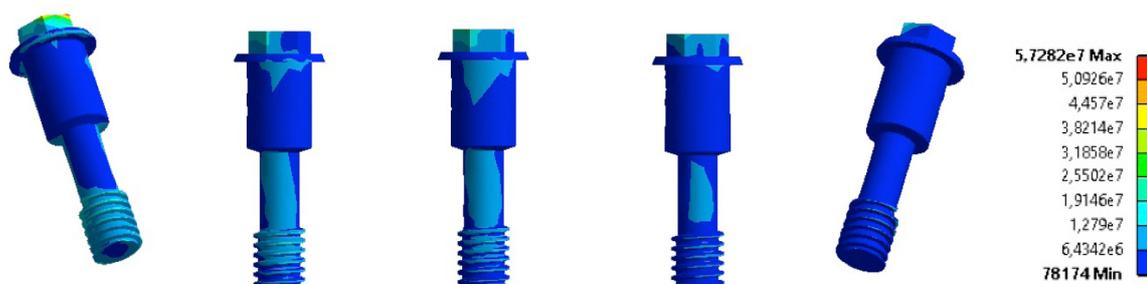


Figura 17. Incidência de Tensões nos parafusos dos pilares protéticos do modelo RM.

Fonte: o Autor

O valor máximo de tensão encontrado nos PPPs localizou-se na região de fêmea de rosca do parafuso protético (PP) (região mais “superior” do PPP) do implante 01. A variação nesta região foi de 44,6 MPa a 50,9 MPa. Ainda neste mesmo PPP, houve uma dissipação de tensão nas regiões intermediária e de macho de rosca, variando de 6,4 MPa a 12,7 MPa. Nos PPPs 02, 03 e 04, observou-se uma concentração nas regiões intermediária e de macho de rosca (variação de 6,4 MPa a 12,7 MPa). As máximas tensões nesses parafusos, no entanto, ocorreram na região da fêmea do PP, com valores entre 12,8 MPa e 19,1 MPa. No PPP 04, a tensão concentrou-se em um perímetro de área menor que os PPPs 02 e 03. O PPP 05 (lado de balanceio) apresentou variações de magnitudes desprezíveis.

5.2.3 Análise da Incidência de Tensões no Parafuso Protético do Modelo RM.

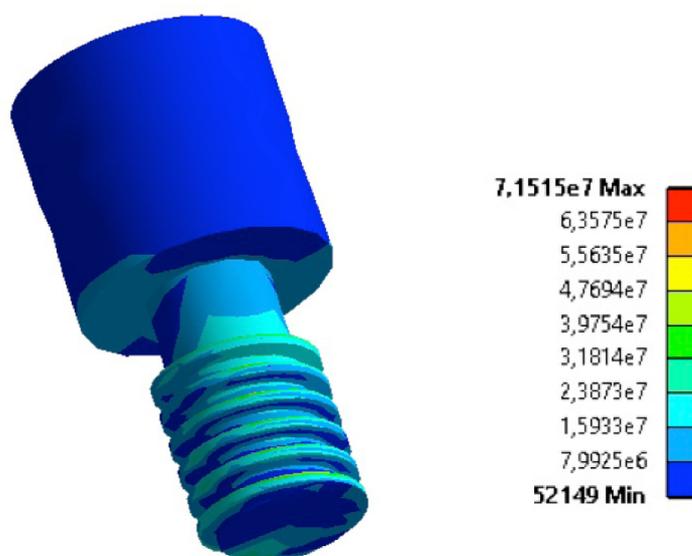


Figura 18. Incidência de Tensões no parafuso protético do implante mais próximo a carga (implante 01) do modelo RM.

Fonte: o Autor

As tensões resultantes nos parafusos protéticos (PP) 02, 03, 04 e 05, foram desprezíveis. Assim, para melhor visualização, foi descrita a análise qualitativa apenas do PP 01, o mais próximo da região de carga. A maior magnitude de tensão ocorreu na região de roscas (variação de 39,5 MPa a 47,7 MPa). Na região do pescoço do parafuso, os valores mais elevados encontrados variaram de 15,9 MPa a 23,9 MPa.

5.3 MODELO COM PILARES ANGULADOS E APLICAÇÃO DE CARGA AXIAL EM REGIÃO DE SEGUNDO PRÉ-MOLAR (AP)

5.3.1 Análise da Incidência de Tensões no Tecido Ósseo Cortical do Modelo AP.

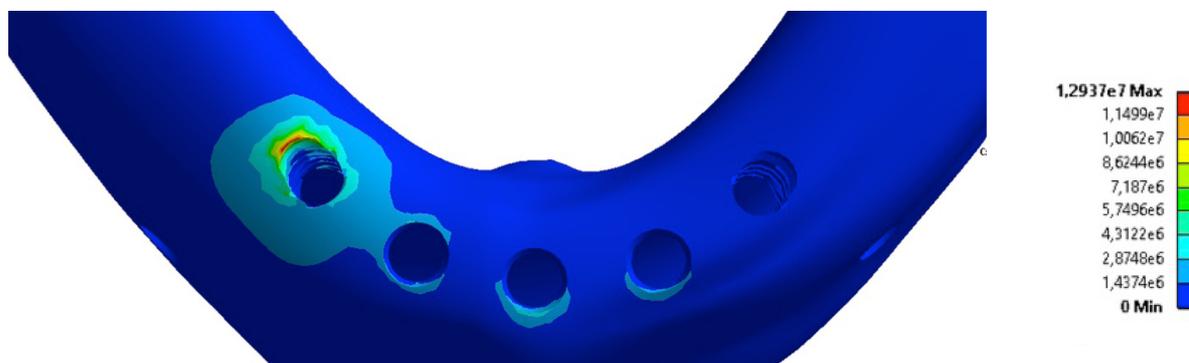


Figura 19. Incidência de Tensões na região peiimplantar cortical do modelo AP.

Fonte: o Autor

A maior magnitude de tensões foi encontrada na região posterior do implante 01 (mais próximo à carga). O valor máximo de tensão encontrado nesta região foi de 12,94 MPa. Nos implantes 02, 03 e 04, os valores mais elevados de tensão variaram de 2,9 MPa a 4,3 MPa. Entretanto, no implante 02 houve um perímetro maior de tensão, com uma tensão entre 1,4 a 2,9 MPa abrangendo toda a circunferência do implante, assim como a região de osso cortical entre os implantes 01 e 02. Para os implantes 03 e 04, esse perímetro foi reduzido e limitado a região anterior. No implante 05 (lado de balanceio), os valores de tensão foram desprezíveis.

5.3.2 Análise da Incidência de Tensões nos Parafusos dos Pilares Protéticos do Modelo AP.

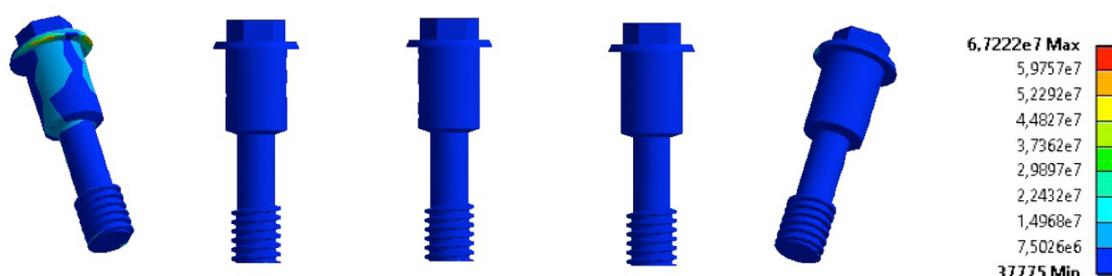


Figura 20. Incidência de Tensões nos parafusos dos pilares protéticos do modelo AP.

Fonte: o Autor

A maior magnitude de tensões nos parafusos dos pilares protéticos (PPP) foi encontrada na região de assentamento do PPP sobre a base do pilar do implante 01 (mais próximo à carga). A variação nesta região foi de 44,8 MPa a 52,3 MPa. Ainda neste mesmo PPP, houve uma dissipação de tensão na região intermediária, variando de 7,5 MPa a 15 MPa. Nos PPPs 02, 03, 04 e 05, as tensões permaneceram abaixo de 7,5 MPa em todas as regiões dos parafusos.

5.3.3 Análise da Incidência de Tensões no Parafuso Protético do Modelo AP.

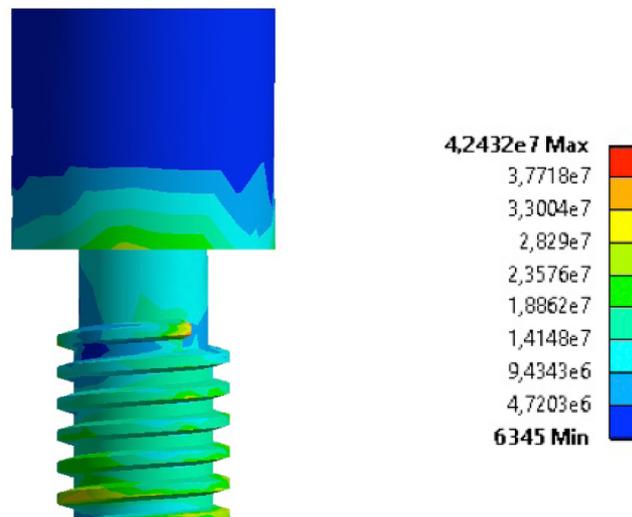


Figura 21. Incidência de Tensões no parafuso protético do implante mais próximo a carga (implante 01) do modelo AP.

Fonte: o Autor

As tensões resultantes nos parafusos protéticos (PP) 02, 03, 04 e 05, foram desprezíveis. Assim, para melhor visualização, foi descrita a análise qualitativa apenas do PP 01, o mais próximo da região de carga. Em uma visualização geral, as tensões distribuíram-se de uma maneira homogênea em todo o parafuso. A maior magnitude de tensão ocorreu na primeira rosca (variação de 28,3 MPa a 33 MPa). Nas demais roscas e na região da cabeça do parafuso, os valores mais elevados encontrados variaram de 23,5 MPa a 28,3 MPa.

5.4 Modelo com pilares angulados e aplicação de carga axial em região de primeiro molar (AM)

5.4.1 Análise da Incidência de Tensões no Tecido Ósseo Cortical do Modelo AM.

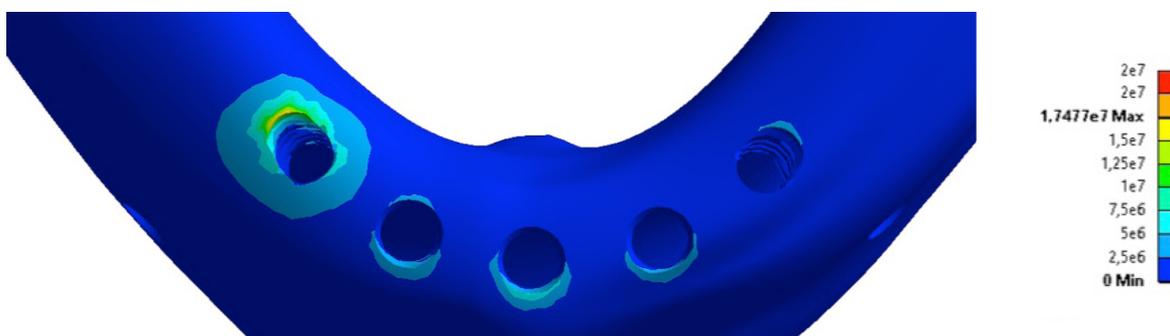


Figura 22. Incidência de Tensões na região periimplantar cortical do modelo AM.

Fonte: o Autor

A maior magnitude de tensões foi encontrada na região posterior do implante 01 (mais próximo à carga). O valor máximo de tensão encontrado nesta região foi de 17,4 MPa. Nos implantes 02 e 04, os valores mais elevados de tensão variaram de 2,5 MPa a 5 MPa, enquanto no implante 03 as tensões variaram de 2,5 MPa a 7,5 MPa. Entretanto, no implante 02 houve um perímetro maior de tensão, abrangendo as regiões anterior e posterior do osso periimplantar. Para os implantes 03 e 04, esse perímetro foi reduzido e limitado a região anterior. No implante 05 (lado de balanceio), os valores de tensão máxima foram encontrados na região posterior, com tensões de 2,5 MPa a 5 MPa.

5.4.2 Análise da Incidência de Tensões nos Parafusos dos Pilares Protéticos do Modelo AM.

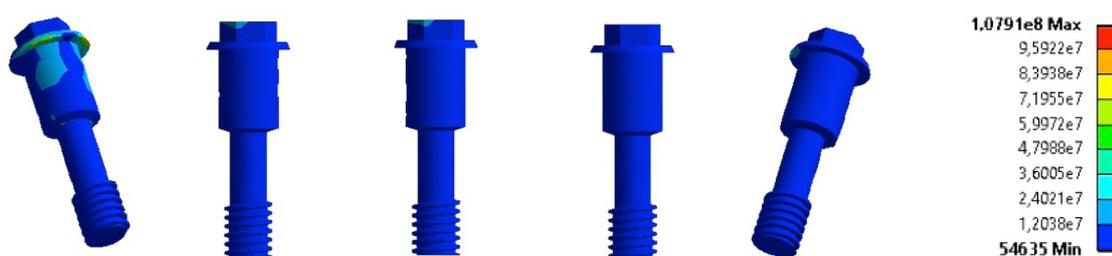


Figura 23. Incidência de Tensões nos parafusos dos pilares protéticos do modelo AM.

Fonte: o Autor

A maior magnitude de tensões nos parafusos dos pilares protéticos (PPP) foi encontrada na região de assentamento do PPP sobre a base do pilar do implante 01 (mais próximo à carga). A variação nesta região foi de 48,00 MPa a 59,97 MPa. Ainda neste mesmo PPP, houve uma dissipação de tensão na região intermediária, variando de 12 MPa a 24 MPa. Nos PPPs 02 e 03, na região de fêmea de rosca dos PPP, foram encontrados valores variando entre 12 e 24 MPa. No resto destes PPP, assim como em toda a extensão dos parafusos 04 e 05, as tensões permaneceram abaixo de 12 MPa.

5.4.3 Análise da Incidência de Tensões no Parafuso Protético do Modelo AM.

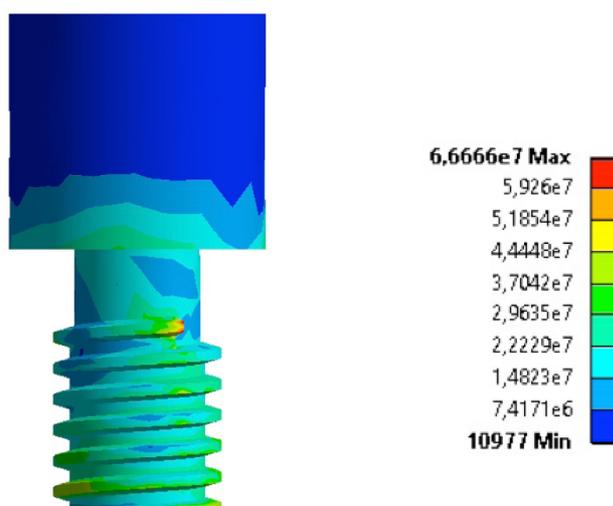


Figura 24. Incidência de Tensões no parafuso protético do implante mais próximo a carga (implante 01) do modelo AM.

Fonte: o Autor

As tensões resultantes nos parafusos protéticos (PP) 02, 03, 04 e 05, foram desprezíveis. Assim, para melhor visualização, foi descrita a análise qualitativa apenas do PP 01, o mais próximo da região de carga. Em uma visualização geral, as tensões distribuíram-se de uma maneira homogênea em todo o parafuso. A maior magnitude de tensão ocorreu na primeira rosca (variação de 44,4 MPa a 51,8 MPa). Nas demais roscas e na região da cabeça do parafuso, os valores mais elevados encontrados variaram de 37 MPa a 44,4 MPa.

Quadro 3 - Valores Máximos de Tensão Encontrados Nas Regiões Avaliadas (MPa)

Modelos Testados	Osso Periimplantar	Parafuso do Pilar Protético (PPP)	Parafuso Protético (PP)
RP	18,2 a 20,4	28 a 32,7	21,9 a 25,6
RM	26,7 a 30,3	44,6 a 50,9	39,5 a 47,7
AP	11,5 a 12,94	44,8 a 52,3	28,3 a 33,0
AM	15,0 a 17,4	48,0 a 59,97	44,4 a 51,8

6 DISCUSSÃO

A técnica de utilização de implantes inclinados permite uma melhor distribuição ântero-posterior dos implantes nos casos totais implantossuportados, possibilitando a diminuição das extensões livres. Diversos estudos, tanto clínicos quanto laboratoriais, mostram a viabilidade e melhora no comportamento biomecânico de componentes protéticos e osso periimplantar, quando impostos a cargas funcionais.^{4, 10, 6, 15, 18, 23, 25} A técnica pode ser empregada por limitações de disponibilidade óssea na maxilla, pela pneumatização dos seios maxilares, como uma alternativa a enxertia óssea, e uma conseqüente diminuição no tempo de tratamento.^{4,5} Na mandíbula, a emergência dos forames mentoais pode possibilitar a inclinação dos implantes posteriores, permitindo um aumento do polígono de Roy.

Este trabalho limitou-se a simulação de utilização de uma prótese metalo-plástica, com infraestrutura em liga de cobalto-cromo e revestimento em acrílico. Atualmente, no Brasil, essa opção é a comumente utilizada pelos clínicos, representando a alternativa preconizada por Branemark em seu protocolo original.¹ Em outros estudos, os resultados podem apresentar variações devido a opção pela aplicação de diferentes materiais, tanto para infraestrutura quanto para o revestimento.^{3,20}

Atualmente na literatura, existem poucos estudos utilizando uma metodologia não-linear de elementos finitos. Tal metodologia possibilita simulações matemáticas mais próximas da realidade clínica. Não foi encontrado nenhum estudo utilizando essa não linearidade na avaliação de tensões sobre próteses do tipo Protocolo Brånemark. O coeficiente de atrito permite uma mais fiel simulação das relações entre os componentes protéticos, o que possibilita uma maior aproximação com a realidade clínica na avaliação das tensões sobre os mesmos. Neste estudo, o coeficiente de atrito utilizado foi de 0,5.²¹ Na interface osso/implante, embora a literatura mostre não haver total contato entre osso e implante, foi considerada

osseointegração de 100% para termos de simplificação e análise, pelo fato da região anterior de mandibular se tratar de uma zona de alta densidade óssea.^{3, 7, 21, 23}

A utilização de pilares angulados pode representar uma alternativa ou uma necessidade de uso. Quando a inclinação dos implantes estiver dentro do limite de divergência tolerado pelos pilares protéticos, não existe uma obrigatoriedade, desde que os parafusos protéticos não estejam emergindo em região estética. Em outras situações, em função de uma excessiva divergência dos implantes (fora do limite de tolerância dos pilares protéticos), a utilização de pilares angulados torna-se necessária, a fim de criar um eixo de inserção e assentamento da prótese.^{13, 25}

Independente de sua indicação, ou do tipo de prótese confeccionada, os pilares angulados apresentam-se como uma ferramenta protética de utilização clínica consagrada na literatura.^{4,10,13} Neste estudo, o fato das inclinações dos implantes posteriores estarem dentro do limite de divergência tolerado pelos pilares, existiu a possibilidade de utilização tanto de pilares retos quanto de angulados. A instalação dos diferentes tipos de pilares nos implantes posteriores nas simulações tridimensionais resultou em diferenças na incidência das tensões, tanto na região óssea periimplantar, quanto sobre os próprios parafusos do sistema.

Comparando os modelos que receberam aplicação de carga em região de segundo pré-molar, a instalação de pilares angulados nos implantes distais representou uma redução de aproximadamente 40% nos picos máximos de tensão na região periimplantar, em relação ao modelo com pilares retos. Nos modelos com carga aplicada na região de primeiro molar (porção mais distal do cantilever), o mesmo foi observado, com a utilização de pilares angulados gerando uma redução de aproximadamente 43% nas tensões máximas encontradas. Esses resultados vão de encontro ao relatado por Bevilacqua et al. (2009), Kim et al. (2011), Fazi et al (2011).^{14,23,25} Entretanto, é importante ressaltar que, nesses estudos, a utilização de pilares angulados nos implantes distais de próteses totais em mandibular foi acompanhada de uma consequente redução do tamanho do cantilever protético (inclinação e distalização da plataforma), quando comparados a implantes instalados axialmente.

Naini et al. (2011), avaliando um sistema de elementos finitos simulando uma prótese mandibular suportada por quatro implantes com pilares angulados sobre os implantes distais (inclinados em 30 graus), encontraram valores de tensão maiores

do que os encontrados no presente estudo.²⁴ Entretanto, além de um número menor de implantes, o autor utilizou uma carga de 300N, aplicada em região de primeiro molar. No presente estudo, foi escolhida uma força de carga de 100N por representar uma magnitude compatível com a força mastigatória.⁷

Dentro de cada modelo analisado, a alteração da área aplicação de carga (face oclusal de segundo pré-molar ou face oclusal de primeiro molar) representou variações significativas nos picos máximos de tensão encontrados. No modelo com pilares angulados, a aplicação de carga em região de primeiro molar gerou um aumento de aproximadamente 50% da magnitude de tensões em relação ao segundo pré-molar (17,4 MPa e 12,9 MPa). No modelo com pilares retos, o mesmo padrão de variação foi encontrado (30,3 MPa e 20,4 MPa). Esses resultados estão de acordo com os de outros estudos, mostrando que a redução das tensões é diretamente proporcional a redução do cantilever protético.^{6,16,17,20}

Em todos os modelos testados, os picos máximos de tensão localizaram-se na região posterior/distal do implante adjacente à carga, corroborando outras análises presentes na literatura.^{10,23,24,25} Nos implantes intermediários (02, 03 e 04), independente da utilização de pilares angulados, as tensões se concentraram na região anterior dos mesmos. Já no implante 05, a concentração de carga (embora pequena) ocorreu na região posterior. A medição de tensões em *Von Misses*, utilizada nos estudos de análise de elementos finitos, não permite termos a direção da força. Assim, neste trabalho, as magnitudes de tensão encontradas nas simulações não podem ser discernidas em forças de tração ou compressão. Entretanto, estudos de extensometria sugerem que as tensões encontradas nos implantes intermediários seriam forças de tração, enquanto os implantes distais (tanto lado de trabalho quanto de balanceio) recebem forças compressivas, resultando em um chamado “efeito dobradiça”.^{10,19}

Na análise dos parafusos dos pilares, percebe-se, nos modelos com pilares angulados, uma maior concentração de tensão na região próxima à “fêmea” do parafuso protético do pilar mais próximo à carga aplicada. Nos modelos com pilares retos, parece haver um aumento da tensão próxima à região de assentamento deste parafuso no pilar protético. A diferença de escalas entre os modelos não permite uma comparação direta entre os mesmos. Entretanto, uma padronização das escalas pode omitir variações de tensão dentro de cada modelo.^{16,24,27,29}

No modelo utilizando pilares angulados, a alteração na área de aplicação de carga no cantilever não alterou o padrão de dissipação das forças máximas de tensão no parafuso do pilar. Entretanto, um aumento deste pico de *stress* foi observado quando a carga foi aplicada na região de primeiro molar (59,9 MPa) em comparação ao segundo pré-molar (52,3 MPa). No modelo com pilares retos, foi observado um aumento maior, com valores máximos de 50,9 MPa e 32,7 MPa.

No que se refere ao efeito do comprimento dos extremos livres (*cantilevers*), a literatura evidencia claramente sua repercussão no osso periimplantar.^{6,16,17,20} Entretanto, não foram encontrados estudos que mostrem a repercussão em componentes protéticos principalmente na configuração implantes inclinados e pilares retos. Nesta, a inclinação dos implantes (e a altura da cinta dos pilares) permite que os componentes protéticos fiquem mais distalizados. Assim, é fundamental que se avalie e discuta o comprimento do extremo livre em relação a cada estrutura (osso periimplantar, parafuso do pilar protético e parafuso protético).

Em relação as tensões encontradas nos parafusos protéticos, em todos os modelos a maior concentração ocorreu no parafuso protético próximo a aplicação da carga. Dentro de cada modelo, não houveram variações que justificassem uma análise entre os parafusos. Assim, pôde-se perceber que os parafusos protéticos distais sobre pilares retos tiveram menores valores de tensão incidindo sobre eles, se comparados aos parafusos protéticos sobre pilares angulados.

Extrapolando os resultados para o uso clínico, talvez os parafusos instalados sobre pilares retos (em implantes inclinados) possam ter uma melhor performance clínica, com menores risco de afrouxamento ou fratura do componente. Apesar de, nessa situação, o osso periimplantar sofrer maiores tensões, não há na literatura um consenso sobre o limite de tolerância fisiológica frente as tensões. Também é relevante salientar que a inclinação do implante distal costuma resultar em uma distalização da plataforma do implante, podendo assim apresentar valores de tensão ainda mais favoráveis devido a redução do cantilever.

O presente trabalho baseou-se na utilização de uma mandíbula humana^{30,31}, com suas peculiaridades e da instalação idealizada dos implantes, com uma emergência favorável na prótese. Por esse motivo, os resultados aqui apresentados devem ser restringidos em sua aplicação clínica, devido a variações anatômicas da mandíbula (curvatura do arco, posição dos forames mentoais, disponibilidade e

qualidade óssea) e no posicionamento dos implantes. Assim como todos os estudos *In Vitro*, as limitações metodológicas nesse estudo também devem ser consideradas. A análise de elementos finitos é baseada em modelos matemáticos idealizados, apresentando variações em suas montagens, visando a maior proximidade possível com a realidade clínica. Ainda, simplificações realizadas para efeitos de cálculo, representam limitações à metodologia.^{20,21,23,24,29}

Os resultados obtidos mostraram que a utilização de pilares angulados podem reduzir a incidência de tensões no osso periimplantar. Entretanto, seus componentes protéticos sofrem um *stress* muito mais elevado quando comparados aos componentes de pilares retos. Também, a aplicação da carga em um ponto mais distal do cantilever resultou em um aumento das tensões nos modelos estudados.

7 CONCLUSÕES

Dentro das limitações deste estudo, pode-se concluir que:

- a utilização de pilares angulados pode gerar um ganho biológico através da diminuição das tensões geradas no osso periimplantar;
- a utilização destes pilares pode aumentar os riscos biomecânicos devido ao aumento das tensões geradas nos parafusos dos pilares protéticos e nos parafusos protéticos;
- um perímetro de arco oclusal menor, ou seja, menor cantilever, é mais favorável por gerar menos tensões;
- a associação de implantes inclinados, pilares retos e cantilever reduzido, provavelmente, seja a melhor opção reabilitadora.

REFERÊNCIAS

1. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977;16:1-132.
2. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983;49(6):843-8.
3. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001;85(6):585-98.
4. Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Bränemark System implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Impl Dent Rel Res.* 2005;7(suppl 1):s88-94.
5. Krekmanov L. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(3):405-14.
6. Rubo JH, Souza EAC. Finite element analysis of stress in bone adjacent to dental implants. *J Oral Implantol.* 2008;34(5):248-55.
7. 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. *Med Eng Phys.* 2008;30(2):218-25.
8. Patra AK, DePaolo JM, D'Souza KS, DeTolla D, Meenaghan MA. Guidelines for analysis and redesign of dental implants. *Implant Dent.* 1998;7(4):355-68.
9. Sato Y, Teixeira ER, Tsuga K, Shindoi N. The effectiveness of a new algorithm on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. *J Oral Rehabil.* 1999;26(8):640-3.
10. Duyck J, Van Oosterwyck H, De Cooman M, Vander Sloten J, Puers R, Naert I. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. *Clin Oral Impl Res.* 2000;11(5): 465-75.
11. Sethi A, Kaus T, Sochor P. The use of angulated abutments in implant dentistry: five-year clinical results of an ongoing prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(6):801-10.

12. Eger DE, Gunsolley JC, Feldman S. Comparison of angled and standard abutments and their effect on clinical outcomes: a preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(6):819-23.
13. Sethi A, Kaus T, Sochor P, Axmann-Krcmar D, Chanavaz M. Evolution of the concept of angulated abutments in implant dentistry: 14-year clinical data. *Implant Dentistry*. 2002;11(1):41-50.
14. Bevilacqua M, Tealdo T, Pera F, Menini M, Mossolov A, Drago C, et al. Three-dimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and cantilever lengths. *Int J Prosthodont*. 2008;21(6):539-42.
15. Begg T, Geerts GAVM, Gryzagoridis J. Stress patterns around distal angled implants in the all-on-four concept configuration. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(4):663-71.
16. Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, Agliardi E, Pietrabissa R, Zampelli A, et al. Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: a biomechanical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24(3):511-7.
17. 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 Impl Res*. 2009;20(6):601-7.
18. Ogawa T, Dhaliwal S, Naert I, Mine A, Kronstrom M, Sasaki K, et al. Effect of tilted and short distal implants on axial forces and bending moments in implants supporting fixed dental prostheses: an in vitro study. *Int J Prosthodont*. 2010;23(6):566-73.
19. Naconecy MM, Geremia T, Cervieri A, Teixeira ER, Shinkai RS. Effect of the number of abutments on biomechanics of Branemark prosthesis with straight and tilted distal implants. *J Appl Oral Sci*. 2010;18(2):178-85.
20. Rubo JH, Capello Souza EA. Finite element analysis of stress on dental implant prosthesis. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010;12(2):105-11.
21. Pessoa RS, Coelho PG, Muraru L, Marcantonio Jr E, Vaz LG, Vander Sloten V, et al. Influence of implant design on the biomechanical environment of immediately placed implants: computed tomography-based nonlinear three dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(6):1279-87.
22. Ha CY, Lim YJ, Kim MJ, Choi JH. The influence of abutment angulation on screw loosening of implants in the anterior maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(1):45-55.
23. Fazi G, Tellini S, Vangi D, Branchi R. Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations for a mandibular fixed prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(4):752-9.

24. Naini RB, Nokar S, Borghei H, Alikhasi M. Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(4):776-81.
25. Kim KS, Kim YL, Bae JM, Cho HM. Biomechanical comparison of axial and tilted implants for mandibular full-arch fixed prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26(5):976-84.
26. Martini AP, Freitas Jr AC, Rocha EP, Almeida EO, Anchieta RB, Kina S, et al. Straight and angulated abutments in platform switching: influence of loading on bone stress by three-dimensional finite element analysis. *J Craniofac Surg*. 2012;23(2):415-8.
27. Tian K, Chen J, Han L, Yang J, Huang W, Wu D. Angled abutments result in increased or decreased stress on surrounding bone of single-unit dental implants: a finite element analysis. *Med Eng Phys*. 2012;34(10):1526-31.
28. Peñarrocha Diago M, Maestre Ferrin L, Peñarrocha Oltra D, Canullo L, Calvo Guirado JL, Peñarrocha Diago M. Tilted implants for the restoration of posterior mandibles with horizontal atrophy: an alternative treatment. *J Oral Maxillofac Surg*. 2013;71(5):856-64.
29. Arun Kumar G, Mahesh B, George D. Three dimensional finite element analysis of stress distribution around dental implant with straight and angled abutments in different bone qualities. *J Indian Prosthodont Soc*. 2013;13(4): 466-72.
30. Broilo JR. Efeito da distribuição ântero-posterior de implantes em próteses tipo overdentures: análise de elemento finito com modelo tridimensional [dissertação]. Porto Alegre(RS): Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul; 2008. 106 p.
31. Sartori EA. Distribuição de tensões em overdentures suportadas por implantes cônicos e cilíndricos: análise por elemento finito tridimensional [dissertação]. Porto Alegre(RS): Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul; 2008. 83 p.

ANEXO – CARTA DE APROVAÇÃO



Comissão Científica e de Ética
Faculdade da Odontologia da PUCRS

Porto Alegre 12 de dezembro de 2012

O Projeto de: Tese

Protocolado sob nº: 0065/12

Intitulado: Influência de pilares angulados e ponto de aplicação de carga em próteses tipo protocolo Branemark: análise de elemento finito com modelo tridimensional.

Pesquisador Responsável: Profa. Dra. Rosemary Sadami Arai Shinkai

Pesquisadores Associados: Leonardo Hoffmann de Barcellos

Nível: Tese / Doutorado

Foi **aprovado** pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS em 12 de dezembro de 2012.

Profa. Dra. Ana Maria Spohr
Coordenadora da Comissão Científica e de Ética da
Faculdade de Odontologia da PUCRS



Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
Pró-Reitoria de Graduação
Av. Ipiranga, 6681 - Prédio 1 - 3º. andar
Porto Alegre - RS - Brasil
Fone: (51) 3320-3500 - Fax: (51) 3339-1564
E-mail: prograd@pucrs.br
Site: www.pucrs.br