

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

TOMÁS GEREMIA

**EFEITO DA INCLINAÇÃO E DO NÚMERO DE IMPLANTES EM PRÓTESES
TOTAIS FIXAS IMPLANTOSSUPORTADAS: ANÁLISE DE ELEMENTO FINITO
NÃO LINEAR COM MODELO TRIDIMENSIONAL**

Porto Alegre
2014

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

TOMÁS GEREMIA

**EFEITO DA INCLINAÇÃO E DO NÚMERO DE IMPLANTES EM PRÓTESES
TOTAIS FIXAS IMPLANTOSSUPOORTADAS: ANÁLISE DE ELEMENTO FINITO
NÃO 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.

Orientadora: Profa. Dra. Rosemary Sadami Arai Shinkai

Porto Alegre
2014

TOMÁS GEREMIA

**EFEITO DA INCLINAÇÃO E DO NÚMERO DE IMPLANTES EM PRÓTESES
TOTAIS FIXAS IMPLANTOSSUPOORTADAS: ANÁLISE DE ELEMENTO FINITO
NÃO 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.

Aprovada em: ____ de _____ de _____.

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. Tiago Fiorini (UFRGS)

Prof. Dr. Luis Artur Zenni Lopes (ULBRA, RS)

Prof. Dr. Eduardo Rolim Teixeira (PUCRS)

Prof. Dr. Gustavo Frainer Barbosa (PUCRS)

Prof^a. Dra. Rosemary Shinkai (PUCRS) / Orientadora

Porto Alegre
2014

FICHA CATALOGRÁFICA

G367e Geremia, Tomás

Efeito da inclinação e do número de implantes em próteses totais fixas implantossuportadas: análise de elemento finito não linear com modelo tridimensional/Tomás Geremia. Porto Alegre: PUCRS, 2014.

89 p.: gráf. 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.

1. IMPLANTAÇÃO DENTÁRIA ENDO-ÓSSEA. 2. IMPLANTES DENTÁRIOS. 3. PROTOCOLOS/métodos. 4. ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS. 5. PRÓTESE DENTÁRIA FIXADA POR IMPLANTE. 6. PRÓTESE TOTAL. 7. IMPLANTE DE PRÓTESE MANDIBULAR/reabilitação. 8. IMAGEM TRIDIMENSIONAL. 9. SIMULAÇÃO POR COMPUTADOR I. Shinkai, Rosemary Sadami Arai. II. Título.

C.D.D. 617.5221
N.L.M. WU 640

Dedicatória

*Às minhas filhas, **Isadora e Manuela**: vocês são a minha absoluta razão de viver! O nascimento - de cada uma - foram as maiores alegrias que já vivi - e com certeza viverei! A energia, e o convívio diário com vocês, me fortalece e estimula em prosseguir forte frente aos desafios. Amo vocês. Papai.*

AGRADECIMENTOS

A **Deus**, que me ilumina e me orienta em seguir a caminhada mesmo frente aos grandes obstáculos da vida.

À **Daniele Lessa Pesa Geremia**, minha esposa, exemplo de mãe, companheira e habilidíssima colega protesista, obrigado pela paciência durante os momentos difíceis destes últimos quatro anos de estudo: te amo, Dani!

Aos meus Pais, **Alexis Geremia e Rosária Maria Lúcia Prena Geremia**, eternos incentivadores na busca de absolutamente todos os meus ideais. Muito obrigado, “Velhos”. Amo vocês.

À **Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul**, minha segunda casa nestes 18 últimos anos, em nome do Magnífico Reitor, **Prof. Dr. Joaquim Clotet; Prof. Dr. Alexandre Bahlis e Prof^a. Dr^a. Angélica Maria Genehr Fritscher**, M.D. Diretor e Vice-Diretora da Faculdade de Odontologia da PUCRS, respectivamente. Também ao ex-diretor desta Escola - e sempre saudado - **Prof. Raphael Onorino Carlos Loro** (*in memoriam*), pela confiança depositada e oportunidade de entrada como professor nessa Casa.

Ao amigo, meu ex-aluno de graduação e especialização, e agora colega de doutorado e como professor no curso de especialização em implantodontia da PUCRS, **Leonardo Hoffmann de Barcellos** pela grande capacidade intelectual e ajuda na execução desse trabalho. Valeu, Léo!

Ao **Dr. Leandro Corso**, engenheiro da Universidade de Caxias do Sul, incansável - e sempre disponível - na ajuda para a execução deste trabalho. Muito obrigado. Foste fundamental.

Ao grande amigo e colega **Prof. Dr. Raphael Carlos Drummond Loro** pela amizade, incentivo e constante troca de aprendizado.

Ao **Prof. Celso Gustavo Lacroix**, coordenador do curso de especialização em Implantodontia da PUCRS, pessoa pela qual tenho profunda admiração pelo seu caráter e conduta profissional.

Ao coordenador das disciplinas de Prótese Dentária V e VI da graduação da PUCRS, **Prof. Clóvis Gallina**, meus sinceros agradecimentos pelos constantes aprendizados e pelo excelente ambiente de trabalho da “nossa” disciplina.

Ao amigo **Dr. Gustavo Frainer Barbosa**, obrigado pelo incentivo e ajuda na execução deste trabalho. Fazes parte dessa conquista.

Ao colega e **Prof. Dr. Eduardo Rolim Teixeira**, por sua fundamental presença com seus conhecimentos a esse reconhecido curso de pós graduação.

Ao **Prof. Dr. José Cícero Dinato**, coordenador do curso especialização em Implantodontia da ABO/RS, incentivador e incansável na busca das novas tecnologias da Odontologia, meu reconhecimento e extrema admiração pela sua capacidade técnica e intelectual.

Ao meu primo **Tiago Geremia Oliva**, fanático Colorado, responsável pela padronização das imagens dos resultados desse trabalho. Obrigado pela constante disponibilidade e empenho em me ajudar. Valeu, Tiaguinho!

A minha **Avó Maria**, minha informante das notícias do Colorado, e que aos seus 97 anos de idade, é o maior exemplo de vida em que busco me espelhar.

Ao meu irmão **Henrique Geremia**, pelo convívio destes 32 anos que tens. Teu coração é maravilhoso. Obrigado, Hique!

A minha prima, afilhada e colega **Clarissa Geremia Oliva**, obrigado pela força, apoio e bom convívio no dia a dia de trabalho.

Ao meu padrinho e tio, **Carlos Geremia**, sempre interessado, prestativo e solidário com a minha formação. Nunca me esquecerei da minha primeira caneta de alta rotação, Dindo!

A todos os **funcionários desta Casa** (auxiliares de clínicas, secretárias(os) de graduação e pós-graduação, recepção...) fundamentais no bom funcionamento do dia a dia desta Escola. Obrigado a todos.

À **bibliotecária Rosária Maria Lúcia Prenna Geremia**, minha mãe, pelo apoio incansável nas pesquisas bibliográficas, busca de artigos e revisão das citações bibliográficas.

Às colegas de doutorado **Marina Lobato Palmeiro e Sandra Vargas Hüning**.
Obrigado pelo convívio nesses anos de curso.

Aos colegas e amigos do curso de especialização em Implantodontia da PUCRS, **Prof. Dr. Caio Marcelo Panitz Selaimen, Prof. Dr. Fernando Cauduro e Prof. Rodrigo Lacroix** pela amizade, companheirismo e bom ambiente em que trabalhamos.

Às minhas queridas **Tetê e Oraide**: muito obrigado pela dedicação e pelo carinho de vocês!

Agradecimento Especial

*À minha orientadora **Prof^a. Dr^a. Rosemary Sadami Arai Shinkai**;*

Muito obrigado em me acolher novamente como orientando e em dividir o seu tempo, de tarefas de pesquisa e de gestão na Universidade, comigo nesse trabalho. Foste, novamente, fundamental nesta minha nova jornada. Minha admiração e gratidão pelo teu empenho, competência e paciência.

RESUMO

O objetivo do presente trabalho foi avaliar em reabilitações totais fixas implantossuportadas, através de uma Metodologia de Elementos Finitos não linear, a influência do número e da inclinação dos implantes posteriores em 27 graus para distal nas tensões em osso periimplantar cortical, parafuso do pilar protético e parafuso protético. Seis modelos virtuais foram gerados simulando uma prótese total fixa mandibular, com infraestrutura metálica: modelos com 5 implantes, paralelos entre si (5R) e com dois posteriores inclinados (5I); modelos com 4 implantes, paralelos entre si (4R) e com dois posteriores inclinados (4I); modelos com 3 implantes, paralelos entre si (3R) e com dois posteriores inclinados (3I). Uma força de 100 N foi simulada em região de primeiro molar, no *cantilever* protético. As tensões *Von Mises* resultantes foram analisadas de forma qualitativa nas três regiões de interesse. Os resultados mostraram que a utilização de implantes posteriores inclinados resultaram em maiores tensões na região periimplantar. Ainda, que o implante adjacente à carga apresentou os maiores valores de tensão nas três regiões avaliadas em todas as simulações. Dentro das limitações deste trabalho, pode-se concluir que a inclinação de implantes posteriores, sem a distalização das plataformas dos mesmos, mostra-se desfavorável no que diz respeito à incidência de tensões no osso periimplantar cortical. Além disso, a utilização de três implantes suportando uma prótese total fixa mandibular, apresentou maiores valores de tensão se comparado as situações com quatro e cinco implantes.

Palavras-chave: Implantes Dentários. Número de Implantes. Prótese Total Fixa. Implantes Inclinados. Análise de Elementos Finitos. Cantilever.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the influence of the number of implants and the distal tilting of posterior implants (27 degrees) on the resulting tensions in periimplant bone, abutment screw and prosthetic screw of mandibular full-arch fixed implant supported prosthesis, using a nonlinear finite element analysis. Six virtual models were created, simulating a mandibular full-arch prosthesis with a metallic framework: models with five parallel implants (5R) and with tilted posterior implants (5I); models with four parallel implants (4R) and tilted posterior ones (4I); and models with three parallel implants (3R) and with tilted posterior implants (3I). The Von Mises tensions were analyzed, on a qualitative aspect, on the three regions of interest. The results showed that tilting the posterior implants resulted in higher tensions on the periimplant bone region. Also, the implant placed adjacent to the loading area presented the higher stress magnitudes on the three regions of interest, during all the simulations. Within the limitations of this study, it's possible to conclude that tilting the posterior implants without distalizing the implants platforms, can represent higher Von Mises tensions on the cortical periimplant bone. Still, that the use of three implants supporting a mandibular full-arch prosthesis generated higher stress values on the analyzed regions, when compared to the models simulating four and five implants.

Keywords: Dental Implants. Number of Implants. Full-Arch Fixed Prosthesis. Tilted Implants. Finite Element Analysis. Cantilever.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Numeração das Perfurações	45
Figura 2. O Implante posterior direito, mais próximo à região da aplicação de carga testada, foi nominado de “1”.....	45
Figura 3. Instalação dos Pilares Protéticos.....	46
Figura 4 (A e B). Enceramento da supraestrutura.....	46
Figura 5 (A e B). Infraestrutura em resina acrílica.....	47
Figura 6. A – Posicionamento das quatro esferas de referência; B – Aplicação do revelador não aquoso.....	48
Figura 7. Digitalização a laser da supraestrutura e infraestrutura.....	49
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.....	50
Figura 9. A – Imagem da supraestrutura obtida a partir da segunda “limpeza”, arquivos com extensão “.stl”; B – Modelo sólido tridimensional finalizado.....	51
Figura 10 (Sólidos). A – Implante; B – Parafuso do Pilar Protético; C – Base do pilar protético; D – Cilindro de enceramento; E – Parafuso Protético.....	52
Figura 11. A – Modelo físico; B – Modelo Virtual.....	53
Figura 12. A e B - Mesmo os implantes posteriores sendo inclinados em “B”, a distribuição ântero-posterior foi a mesma, em ambos os modelos virtuais.....	54
Figura 13. Pontos de ancoragem dos modelos (em azul escuro).....	57
Figura 14. Aplicação de carga estática axial na região de molar lado direito. O mesmo procedimento foi repetido em todos os modelos testados.....	58
Figura 15. Incidência de tensões máximas no modelo com 5 implantes paralelos entre si (5R)	60
Figura 16. Incidência de tensões máximas no modelo com 5 implantes, sendo os 2 posteriores inclinados (5I).....	60
Figura 17. Incidência de tensões máximas no modelo com 4 implantes paralelos entre si (4R)	61

Figura 18. Incidência de tensões máximas no modelo com 4 implantes, sendo os 2 posteriores inclinados (4I).....	61
Figura 19. Incidência de tensões máximas no modelo com 3 implantes paralelos entre si (3R)	62
Figura 20. Incidência de tensões máximas no modelo com 3 implantes, sendo os 2 posteriores inclinados (3I).....	62
Figura 21. Incidência de tensões nas regiões periimplantares cortical do modelo 5R	63
Figura 22. Incidência de tensões nos parafusos dos pilares protéticos do modelo 5R.	64
Figura 23. Incidência de tensões nos parafusos protéticos do modelo 5R.	64
Figura 24. Incidência de tensões nas regiões periimplantares cortical do modelo 5I.....	65
Figura 25. Incidência de tensões nos parafusos dos pilares protéticos do modelo 5I.....	66
Figura 26. Incidência de tensões nos parafusos protéticos do modelo 5I.....	66
Figura 27. Incidência de tensões nas regiões periimplantares cortical do modelo 4R	67
Figura 28. Incidência de tensões nos parafusos dos pilares protéticos do modelo 4R	68
Figura 29. Incidência de tensões nos parafusos protéticos do modelo 4R	68
Figura 30. Incidência de tensões nas regiões periimplantares cortical do modelo 4I.....	69
Figura 31. Incidência de tensões nos parafusos dos pilares protéticos do modelo 4I.....	70
Figura 32. Incidência de tensões nos parafusos protéticos do modelo 4I	70
Figura 33. Incidência de tensões nas regiões periimplantares cortical do modelo 3R	71
Figura 34. Incidência de Tensões nos parafusos dos pilares protéticos do modelo 3R	72
Figura 35. Incidência de Tensões nos parafusos protéticos do modelo 3R	72
Figura 36. Incidência de tensões nas regiões periimplantares cortical do modelo 3I.....	73

Figura 37. Incidência de tensões nos parafusos dos pilares protéticos do modelo 3I.....	73
Figura 38. Incidência de tensões nos parafusos protéticos do modelo 3I	74

LISTA DE QUADROS

Quadro 1- Resumo com nomenclatura, número de nós e de elementos dos modelos testados	55
Quadro 2 - Valores dos Módulos de Elasticidade e Coeficientes de Poisson de tecidos orgânicos e materiais utilizados no estudo.	56

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

%	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
Pa	Pascal
MPa	Megapascal
GPa	Gigapascal
lb	Libra
MEF	Método por elementos finitos
mm	Milímetro(s)
N	Newton
Ncm	Newton centímetro
PUCRS	Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	18
2 REVISÃO DA LITERATURA	22
3 PROPOSIÇÃO	43
4 METODOLOGIA	44
4.1 OBTENÇÃO DO MODELO FÍSICO	44
4.2 CONFEÇÃO DA SUPRAESTRUTURA E INFRAESTRUTURA SOBRE O MODELO	46
4.3 OBTENÇÃO DAS IMAGENS TRIDIMENSIONAIS	47
4.3.1 Supraestrutura e infraestrutura	47
4.3.2 Implantes e Componentes	51
4.3.3 Modelos sólidos dos sistemas	52
4.3.3.1 Inclinação dos Implantes Posteriores (Variável Independente 1).....	54
4.3.3.2 Número de Implantes (Variável Independente 2).....	55
4.4 ELEMENTO FINITO	55
4.5 ANÁLISE DOS DADOS.....	58
5 RESULTADOS	59
5.1 GRÁFICOS DAS TENSÕES MÁXIMAS EM CADA MODELO	59
5.2 ANÁLISE DESCRITIVA DAS REGIÕES DE INTERESSE.....	63
5.2.1.1 Análise da Incidência de Tensões no Tecido Ósseo Cortical do Modelo 5R	63
5.2.1.2 Análise da Incidência de Tensões nos Parafusos dos Pilares Protéticos (PPP) do Modelo 5R.....	64
5.2.1.3 Análise da Incidência de Tensões nos Parafusos Protéticos (PP) do Modelo 5R	64
5.2.2 Modelo com 5 implantes, sendo os 2 posteriores inclinados (5I)	65
5.2.2.1 Análise da Incidência de Tensões no Tecido Ósseo Cortical do Modelo 5I	65
5.2.2.2 Análise da Incidência de Tensões nos Parafusos dos Pilares Protéticos (PPP) do Modelo 5I	66
5.2.2.3 Análise da Incidência de Tensões nos Parafusos Protéticos (PP) do Modelo 5I.....	66
5.2.3 Modelo com 4 implantes paralelos entre si (4R)	67

5.2.3.1	Análise da Incidência de Tensões no Tecido Ósseo Cortical do Modelo 4R.....	67
5.2.3.2	Análise da Incidência de Tensões nos Parafusos dos Pilares Protéticos (PPP) do Modelo 4R.....	68
5.2.3.3	Análise da Incidência de Tensões nos Parafusos Protéticos (PP) do Modelo 4R.....	68
5.2.4	Modelo com 4 implantes, sendo os 2 posteriores inclinados (4I).....	69
5.2.4.1	Análise da Incidência de Tensões no Tecido Ósseo Cortical do Modelo 4I.....	69
5.2.4.2	Análise da Incidência de Tensões nos Parafusos dos Pilares Protéticos (PPP) do Modelo 4I.....	70
5.2.4.3	Análise da Incidência de Tensões nos Parafusos Protéticos (PP) do Modelo 4I.....	70
5.2.5	Modelo com 3 implantes paralelos entre si (3R).....	71
5.2.5.1	Análise da Incidência de Tensões no Tecido Ósseo Cortical do Modelo 3R.....	71
5.2.5.2	Análise da Incidência de Tensões nos Parafusos dos Pilares Protéticos (PPP) do Modelo 3R.....	72
5.2.5.3	Análise da Incidência de Tensões nos Parafusos Protéticos (PP) do Modelo 3R.....	72
5.2.6	Modelo com 3 implantes, sendo os 2 posteriores inclinados (3I).....	73
5.2.6.1	Análise da Incidência de Tensões no Tecido Ósseo Cortical do Modelo 3I.....	73
5.2.6.2	Análise da Incidência de Tensões nos Parafusos dos Pilares Protéticos (PPP) do Modelo 3I.....	73
5.2.6.3	Análise da Incidência de Tensões nos Parafusos Protéticos (PP) do Modelo 3I.....	74
6	DISCUSSÃO	75
7	CONCLUSÕES	83
8	REFERÊNCIAS	84
	ANEXO – CARTA DE APROVAÇÃO.....	89

1 INTRODUÇÃO

Desde a descoberta - e aplicação clínica - da Osseointegração em 1965 pelo Prof. Per-Ingvar Brånemark, os implantes osseointegrados vêm sendo utilizados na reabilitação de pacientes desdentados totais com elevados índices de sucesso e previsibilidade.¹ Muitas pesquisas são direcionadas no sentido de se diminuir ainda mais, os já pequenos, índices de insucesso.

A precisão na adaptação da prótese sobre os pilares retentores - e a consequente transmissão de tensão à interface osso-implante e componentes protéticos, principalmente em função mastigatória - é uma das etapas mais discutidas pelos profissionais dentro da Implantodontia. O termo adaptação passiva refere-se ao contato máximo entre a base da infra-estrutura sobre os pilares protéticos, sem que se gerem tensões que possam causar alguma repercussão clínica ao sucesso do trabalho restaurador (dano à osseointegração ou a fadiga dos componentes). Um aspecto igualmente importante, e pouco abordado na literatura, é a adaptação dos parafusos protéticos dentro dos cilindros da prótese, de impossível avaliação *in loco*. As infra-estruturas podem ser confeccionadas pelo método de usinagem - com maior precisão - ou pela técnica da cera perdida e fundição (ainda de maior uso pelos clínicos no Brasil). Entretanto, a aplicação do material de revestimento invariavelmente envolve calor e a peça toda sofre, conseqüentemente, alteração dimensional.² A adaptação dos cilindros da prótese sobre os pilares fica visível para avaliação visual direta ou radiográfica, mas a adaptação dos parafusos protéticos, dentro dos cilindros, não, dependendo exclusivamente da sensibilidade e experiência do clínico.

A Microscopia permite a mensuração linear entre pontos, mas não se estas distâncias são capazes de gerar tensões aos componentes protéticos e/ou implantes. Se três pontos, distantes entre si, tiverem contato simultâneo (formando um polígono), é possível que se tenha uma “adaptação passiva” da peça sobre os

intermediários, apesar das frestas. A Extensiometria é capaz de avaliar o “resultado” desses desajustes - ou da dissipação de estresse quando em função - através de unidade de microdeformação. Entretanto, sua aplicação clínica é praticamente inviável pela complexidade e em trabalhos de pesquisa só pode ser utilizada em uma superfície com área capaz de permitir a colagem dos extensômetros (*Strain Gauges*).^{3,4}

A análise de elementos finitos consiste em um método matemático (MEF) através do qual encontramos uma resposta para um grande sistema pela análise de diversos pequenos elementos (elementos finitos). Sua aplicação em pesquisa na implantodontia permite uma avaliação “laboratorial” 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 no prognóstico das restaurações.⁵

Os resultados obtidos a partir de uma análise de elementos finitos dependem fortemente de alguns fatores, tais como: geometria detalhada do osso e implante a serem modelados, propriedade dos materiais (módulo de elasticidade e coeficiente de *Poisson*), e da interface osso/implante, bastante variável. Sato et al. (1999) estudaram a criação de algoritmos capazes de simular, em elementos finitos, um módulo de elasticidade e um comportamento mais verossímil do trabeculado medular. Entretanto, a formação e densidade do osso medular é muito variável.⁶

Nas reabilitações fixas para desdentados totais (Protocolo Brånemark), são instalados implantes entre os forames mentoais e a parede anterior dos seios maxilares – com os implantes posteriores tendo a emergência na região dos pré-molares – e a reabilitação protética é feita até o primeiro molar, normalmente. Em função disso, essas próteses apresentam *cantilevers* (alavancas) que fazem os implantes e os componentes protéticos trabalharem em forças opostas - de tração e compressão - gerando tensões pelo torque e pelo momento fletor, quando da aplicação de carga estática ou funcional. Quanto mais posterior ficarem os implantes distais, maior a área de ancoragem e menores serão os efeitos dessa alavanca.^{3,4}

A técnica de Implantes inclinados surgiu como uma adaptação da técnica convencional. Nesta última, o implante é posicionado de forma que a carga funcional aplicada possa ser transmitida, ao longo do eixo do mesmo, de forma axial. A inclinação de implantes pode ser útil em casos de múltiplas fixações, em maxila e

mandíbula. Na mandíbula, quando os forames mentoais se encontram baixos em relação à crista alveolar, pode-se inclinar os implantes posteriores para distal com o intuito de aumentar a superfície de ancoragem. Na maxila, a pneumatização dos seios maxilares pode possibilitar a instalação de implantes paralelos à parede anterior dos mesmos, com inclinação distal. Isto pode diminuir o tempo de tratamento – em relação a enxertos ósseos - e melhorar o prognóstico biomecânico de todo o trabalho restaurador. A utilização de implantes mais longos, em áreas de maior densidade óssea, com emergência próxima à região de primeiros molares, melhora a disposição geométrica do conjunto implantes/componentes/prótese.⁷ Sem a utilização desta técnica, estas regiões (responsáveis pela maior absorção de cargas) invariavelmente receberiam implantes mais curtos ou teriam a necessidade prévia de enxertia, aumentando a complexidade e o tempo de tratamento.

O comprimento máximo dos *cantilevers* a serem utilizados com segurança em cada tratamento reabilitador não pode ser determinado por um “cálculo matemático” exato, uma vez que vários fatores – objetivos e subjetivos - atuam simultaneamente em cada caso. Experiências clínicas sugerem que o comprimento máximo do *cantilever* para distal, em próteses totais fixas implantossuportadas, não deva exceder a duas vezes e meia a distância ântero-posterior, sob condições ideais. Esta orientação também deve ser norteada pelo comprimento dos implantes, densidade óssea e magnitude da força aplicada ao *cantilever*. Por esse motivo, a forma do arco e a distribuição dos implantes se relacionam com o número de implantes e o desenho da prótese.⁸

Quando da utilização de implantes inclinados (devido à posição não axial), a necessidade de adaptação passiva dos componentes protéticos - e uma geometria adequada da prótese - torna-se ainda mais peculiar, de forma a não haver *estresse* excessivo que possa interferir no sucesso do trabalho restaurador. O grau de tensão que estas fixações recebem e a deformação dos componentes protéticos são pouco conhecidos. Os efeitos destas inclinações sobre as regiões periimplantares - e se há diferenças de concentração de tensões quando se varia o número de implantes da reabilitação - não é consensual, principalmente quando impostos a cargas funcionais. Portanto, estudos que discutam estes parâmetros, bem como a comparação destes com situações onde a inclinação dos implantes não foi

necessária e/ou utilizada, tornam-se imprescindíveis para um melhor entendimento e escolha do tratamento a ser proposto.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Brånemark et al. (1977)¹ apresentaram a descrição de um procedimento clínico inovador para o tratamento de desdentados totais, com o princípio da osseointegração. Foram instalados cirurgicamente 1618 implantes de titânio (ATi24) em 211 pacientes (107 mandíbulas e 128 maxilas, em um total de 235 arcos) e, após o período de cicatrização, uma prótese total fixa foi colocada em função mastigatória. Os pacientes foram acompanhados por 10 anos, entre 1965 e 1975, com próteses estáveis em 91% dos casos, sendo 88% nos tratamentos realizados na maxila e 96%, em mandíbula.

Skalak (1983)⁹ desenvolveu 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. Essencialmente o modelo sugere que os implantes comportam-se como molas elásticas com constantes de elasticidade conhecidas. 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*. Nesse 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 N 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 N 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 verticalmente posicionados recebeu uma carga de 100 N em sua extensão *cantilever*. No segundo, houve a inclinação de 30 graus do implante mais próximo à extremidade. As análises dos dois casos revelaram que as forças nos implantes são significativamente diminuídas no sistema onde houve a inclinação do implante mais distal.

Davis et al. (1988)¹⁰ avaliaram a distribuição de estresse em uma estrutura protética sob carga em função da alteração do número de pilares suporte (cinco, quatro, três e dois pilares). A análise foi realizada por extensometria *in vivo* e modelo de elemento finito. Os resultados mostraram que a maior mudança na deflexão da estrutura ocorreu quando somente dois pilares foram usados para sustentar a estrutura. A distribuição do estresse foi similar quando cinco ou quatro pilares foram utilizados, tanto para forças axiais quanto para momentos fletores. Os autores ressaltaram que ambas as situações (cinco ou quatro implantes) poderiam ter uma resposta clínica favorável; entretanto, a utilização de cinco implantes para o suporte de uma prótese total fixa geraria uma previsibilidade maior na terapia devido à eventual falha de algum implante ao longo do tempo.

Bahat (1992)¹¹ realizou um estudo em 45 pacientes com 72 implantes do sistema Brånemark instalados na região de tuberosidade. Verificou um índice de sucesso de 93% em um acompanhamento longitudinal, clínico-radiográfico, de 21,4 meses após aplicação de carga. Os implantes foram inclinados entre 10 e 20 graus para mesial. A broca escareadora foi utilizada o mínimo possível para melhorar a estabilidade inicial pela manutenção da fina cortical alveolar, e ancoragem bicortical (processo pterigóide), sempre que possível. A oclusão foi cuidadosamente planejada para não sobrecarregar os implantes individualmente e para distribuir as forças de forma axial. Dos cinco implantes perdidos (todos com dentição antagonista fixa – 2 sobre implantes e 3 sobre dentes), quatro pacientes tinham hábitos parafuncionais.

A utilização de dois implantes na mesma região de tuberosidade (um atrás do outro ou lado-a-lado) reduziu as forças não-axiais e de torção; este procedimento foi utilizado em oito pacientes. O autor concluiu que o uso de implantes posteriores em maxila, total ou parcialmente edêntula, reduziu o efeito *cantilever* e permitiu melhor distribuição de carga axial.

Glantz et al. (1993)¹² usaram extensômetros de resistência elétrica em um estudo *in vivo* para medir a carga nos implantes suportes de uma prótese fixa em um paciente. Cargas funcionais durante a mastigação de alimentos como maçã e pão geraram componentes de forças axiais de - 20 a + 20 N (sinal negativo para forças de tração e sinal positivo para forças de compressão). Ao mesmo tempo, houve momentos fletores acima de 20 Ncm (flexão nos sentidos vestibulo-lingual e méso-distal). O estudo mostrou que, quando a mordida ocorreu na extensão *cantilever* da prótese suportada por 5 implantes, as forças axiais em alguns dos implantes foram mais que o dobro da força de mordida na prótese.

Segundo Benzing et al. (1995)¹³, dois conceitos implante-prótese essencialmente diferentes são conhecidos para o tratamento da maxila edêntula. Um conceito refere-se ao arranjo concentrado de quatro a seis implantes na região anterior para suportar uma prótese fixa com extensão *cantilever*. O outro conceito refere-se à distribuição mais “espalhada” de seis implantes ao longo do arco, incluindo a área de tuberosidade, regiões anterior e de pré-molares, sem a inclusão de *cantilever*. Os autores avaliaram as duas situações, utilizando duas metodologias distintas: análise *in vivo* através de extensimetria e análise com modelo de elemento finito tri-dimensional. Os resultados de ambos os métodos revelaram que a distribuição do estresse ao osso é mais favorável quando o arranjo mais espalhado dos implantes é utilizado. As estruturas protéticas com *cantilever* suportadas por seis implantes não reduziram o estresse ao osso quando comparadas a estruturas suportadas por quatro implantes com *cantilever* similar.

Patterson et al. (1995)¹⁴ relataram que, embora os implantes osseointegrados apresentem sobrevida a longo prazo na ancoragem de próteses fixas, muitos problemas têm sido observados quanto à integridade estrutural. Os autores realizaram um estudo *in vitro* para medir, com extensômetros, as forças axiais e os momentos fletores nos pilares protéticos de uma prótese tipo Protocolo Brånemark suportada por cinco implantes fixados por resina epóxi na região inter-foraminal de

uma mandíbula humana. Cargas progressivas de 13,35 N (3 lb), 55,39 N (12 lb) e 106,78 N (24 lb) foram aplicadas na extensão *cantilever* às distâncias de 5 mm, 10 mm e 15 mm do implante mais distal, e também aplicadas no ponto mais medial da estrutura protética. Para simular a perda da retenção do parafuso de retenção da prótese, os mesmos testes foram realizados sendo que cada parafuso do cilindro de ouro foi afrouxado, com o giro de uma volta no sentido anti-horário. Os autores observaram que a aplicação de carga no braço *cantilever* gerou um aumento das forças compressivas e momentos fletores nos pilares adjacentes à extensão *cantilever*, entretanto tal carga teve pouco resultado no efeito de tração nos pilares da região anterior. Observaram também que, quando um único parafuso de ouro foi removido, as forças de tração e compressão foram aumentadas, enquanto que os momentos fletores ficaram relativamente inalterados. A remoção dos parafusos adjacentes ao *cantilever* promoveu o pior efeito.

Brånemark et al. (1995)¹⁵ realizaram um estudo retrospectivo para avaliar o índice de sobrevida de próteses e implantes em 156 pacientes reabilitados com próteses totais fixas retidas por 5 ou 6 implantes. Somente pacientes com acompanhamento de 10 anos foram considerados. Os comprimentos dos implantes variaram de 10 mm (90%) a 7 mm. Na mandíbula, 13 próteses foram instaladas sobre 4 implantes e 59 próteses, sobre 6 implantes. Na maxila, 14 próteses foram instaladas sobre 6 implantes e 70, sobre 5 implantes. Em ambos os grupos (4 e 6 implantes) a idade e o sexo foram pareados. A principal razão para limitar o número de implantes em 4 foi o reduzido volume de osso mandibular. Embora tenha havido tendência de aumento no índice de falha em pacientes com 4 implantes, o índice de sobrevida para implante e prótese foi o mesmo para ambos os grupos ao final de 10 anos. Segundo os autores, a preferência de alguns clínicos de instalar o maior número possível de implantes em pacientes edentados totais deveria ser questionada.

Balshi et al. (1995)¹⁶ instalaram 187 implantes do Sistema Brånemark na região posterior de maxila em 44 pacientes parcialmente edêntulos. Destes implantes, 51 foram instalados de forma inclinada na região pterigomaxilar para auxiliar o suporte de próteses parciais fixas metalo-cerâmicas, sem *cantilever* distal, após 5 a 6 meses (média de 3,7 implantes por prótese). Nessa região os comprimentos mais utilizados foram 15 mm (51%), 13 mm (27,5%) e 10 mm

(11,8%). Sete implantes foram perdidos (6 na segunda fase cirúrgica e 1 após um ano de carga) com índice de sucesso de 86,3% após 3 anos. Os autores relataram que a eliminação de *cantilever* favoreceu a distribuição de carga na interface osso-implante e a ancoragem cortical favoreceu o sucesso a longo prazo e a estabilidade inicial.

Mailath-Pokorny et al. (1996)¹⁷ colocam que a média de distancia entre os forames mentoais é de 47 mm. Se for considerado que o centro de cada implante com o adjacente pode ser 7 mm de distância, então pode haver espaço para a instalação de mais de seis implantes. O efeito do número de implantes e o comprimento do *cantilever* para próteses mandibulares implantossuportadas foram comparados. Em um arranjo de 4 e 6 implantes com *cantilever* de 8 mm e carga de 100 N, não houve diferença na carga compressiva recebida pelo implante mais próximo à carga. Os mesmos arranjos e força foram submetidos para 16 mm de extremo livre, e as cargas compressivas no pilar mais próximo à carga foram maiores. Conforme os autores, alguns aspectos devem ser considerados neste estudo: a prótese foi desenhada conforme o formato do arco em questão, os implantes não deveriam ser considerados em um sistema rígido ideal e a mandíbula deveria sofrer deflexão.

Assif et al. (1996)¹⁸ examinaram simultaneamente a transferência de carga e a distribuição de estresse em uma prótese fixa implantossuportada. Implantes suportando uma estrutura protética foram inseridos em um modelo fotoelástico. Extensômetros foram colados na superfície superior da estrutura e, a ela, foi aplicada uma carga de 7,5 kg em sete pontos distintos. As medições derivadas dessa simulação revelaram que: (1) houve uma relação diretamente proporcional entre a distribuição de estresse no metal da estrutura e o estresse gerado nas estruturas suporte ao redor dos implantes; (2) o modo da transferência da carga e a distribuição do estresse foram diretamente proporcionais à distância dos componentes ao ponto de aplicação de carga; e (3) quando o *cantilever* foi carregado, a maior parte do estresse foi distribuído dentro do *cantilever* na conexão ao implante distal. Nessa simulação, o estresse foi distribuído sobre os dois, ou no máximo, os três implantes mais próximos ao ponto de aplicação de carga.

Venturelli (1996)¹⁹ instalou 42 implantes (*3i implant Innovations*) de plataforma regular na região posterior da maxila com uma técnica cirúrgica

modificada em 29 pacientes parcialmente edêntulos com idade média de 50 anos. Esses implantes tiveram o intuito de evitar extremidades livres das próteses e necessidade de enxertos ósseos. A velocidade de fresagem preconizada para as brocas 2 mm e piloto foi de 500 rpm. Para as brocas seguintes (2,5 mm, 3,0 mm e 3,3 mm) a velocidade deveria ser de 200 rpm. A broca escareadora não foi utilizada. Vinte e nove desses implantes foram instalados na região de tuberosidade. Sobre o ponto de vista biomecânico, o autor salientou que essas próteses não deveriam ter *cantilever* distal e que a maioria dos implantes deste estudo tiveram inclinação menor que 30°. Quando se inclina em 45° a fixação, 50% da carga seria transmitida de forma horizontal. Os pacientes receberam próteses parciais fixas e todos os implantes distais foram deixados sem oclusão propositalmente. Um implante foi perdido durante a cirurgia de segunda fase, e a taxa de sucesso foi de 97,6% após 3 anos.

Jemt et al. (1996)²⁰ avaliaram a perda óssea marginal que seria provocada por desajustes protéticos – falta de adaptação passiva – em 14 pacientes, divididos em dois grupos: prospectivo (1 ano) e retrospectivo (4 anos). O nível de adaptação dos componentes protéticos foi analisado pela técnica da fotogrametria tridimensional e o nível ósseo marginal foi medido através de radiografias intrabucais. Houve uma média de desajuste protético de 100 µm, sendo que nenhuma peça foi considerada passiva. Não houve associação entre desadaptação protética e perda óssea marginal, indicando existir uma determinada tolerância biológica frente às forças geradas pelas desadaptações. Os mesmos níveis de desajuste cervical foram encontrados em ambos os grupos, mantendo-se estáveis ao passar do tempo. Isto indicaria não haver um “apassivamento ortodôntico” dos implantes. O caráter anquilótico dos implantes poderia fazer com que o estresse gerado não se dissipe, podendo estar associado a falhas protéticas devido à fadiga do metal, como o afrouxamento ou a fratura de parafusos.

Fernandez Valeron et al. (1997)²¹ realizaram um estudo longitudinal de três anos em 19 pacientes (9 edentados posterior bilateral, 7 edentados unilateral e 3 totalmente edentados) com 31 implantes inseridos no processo pterigóide. O comprimento de cada implante foi determinado conforme a fórmula trigonométrica: $a = c / \cos b$, onde: a = comprimento do implante (hipotenusa de um triângulo-retângulo idealizado); c : distância entre o ponto de acesso e o limite posterior da

tuberosidade; b: ângulo formado entre "b" e "c". Dois implantes foram perdidos na cirurgia de segunda fase, não chegando a entrar em função, e a taxa de sucesso foi de 93,5%. Os autores concluíram que estes índices foram similares ou maiores que os encontrados com outras técnicas. Além disso, esses implantes deveriam ser capazes de receber forças ainda maiores que os demais devido às forças não-axiais a que estão sujeitos.

Sato et al. (1999)⁶ 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.

Brånemark et al. (1999)²² relataram resultados clínicos preliminares de um novo método para o tratamento de mandíbulas edêntulas com implantes osseointegrados. O novo protocolo envolveu componentes pré-fabricados e guias cirúrgicas, eliminação de procedimentos de moldagem e instalação da prótese fixa no mesmo dia da colocação dos implantes. Cinquenta pacientes (26 homens e 24 mulheres) foram reabilitados com 150 implantes do sistema *Brånemark Novum*® e acompanhados por seis meses a três anos após o ato cirúrgico. A altura e a espessura ósseas foram determinadas pré-operatoriamente com o uso de radiografias. As mandíbulas foram reduzidas em altura para acomodar três implantes de 5 mm de diâmetro, instalados de forma paralela entre si. O posicionamento dos implantes foi realizado com guias cirúrgicas especiais. Após a sutura dos tecidos moles, uma barra pré-fabricada de titânio foi parafusada aos implantes. Outra barra de titânio foi conectada à primeira para a tomada das relações maxilo-mandibulares. A confecção definitiva da prótese e sua instalação no paciente foram então executadas. Durante o período de avaliação cirúrgica, os autores observaram um

índice de sobrevida de 98%. Na avaliação protética, foi observada uma falha, mantendo também um índice de sucesso de 98%. A média no tempo de tratamento foi de aproximadamente 7 horas. A média de perda óssea foi de 0,2 mm por ano e 0,26 mm entre o terceiro mês e primeiro ano de controle. A média de perda óssea acumulada foi de 1,25 mm. Um questionário demonstrou que 94% dos pacientes não relataram nenhum desconforto durante o tratamento.

Bidez et al. (1999)⁸ sugeriram que o comprimento máximo do *cantilever* para distal, em próteses totais fixas implantossuportadas, não deveria exceder em duas vezes e meia a distância ântero-posterior (A-P) dos implantes, sob condições ideais. Essa orientação também seria determinada pelo comprimento e pela largura dos implantes, densidade óssea e magnitude da força aplicada ao *cantilever*. O momento de uma força (Ncm) é definido como um vetor cuja magnitude é igual ao produto da magnitude da força (N) multiplicado pela distância perpendicular (cm). Portanto, um arco de formato quadrado, por envolver distâncias A-P mais curtas entre os implantes ferulizados, deveria ter *cantilever* de comprimento menor. O inverso ocorre com os arcos de formato triangular. Próteses com extensões livres, conectadas a implantes ferulizados, resultariam em uma reação complexa de carga. Por este motivo, a forma do arco e a distribuição dos implantes se relacionariam com o número de implantes e o desenho da prótese.

Krekmanov et al. (2000)⁷ avaliaram 76 implantes inclinados em 47 pacientes edêntulos. Trinta e seis implantes inclinados (25 pacientes) foram instalados na mandíbula e 40 implantes inclinados (22 pacientes), na maxila. Outros implantes anteriores adicionais, posicionados de forma axial, também foram instalados (98 na maxila e 32 na mandíbula). Na mandíbula, os implantes posteriores foram inclinados para distal, paralelos às alças dos forames mentoais. Na maxila, foram instalados implantes com inclinação distal (paralelos à parede anterior dos seios maxilares) e com inclinação mesial (paralelo à parede posterior dos seios maxilares - região de tuberosidade, quando possível). 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 um ganho médio 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. Em um acompanhamento de cinco anos, a taxa de sucesso dos implantes

instalados na mandíbula foi de 100% para todos os implantes – 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. Em um único paciente (três implantes em um hemi-arco de mandíbula, com dois implantes anteriores retos e um posterior inclinado) foi realizada a aferição da distribuição de carga através da utilização de três extensômetros colados em cada um dos pilares, sem diferença significativa. Os autores afirmaram que o fator mais importante não é a inclinação dos implantes, mas sim o posicionamento final da plataforma. A técnica de implantes inclinados oferece a possibilidade de instalação de implantes longos, além de ser biomecanicamente favorável para os casos de múltiplos implantes.

Krekmanov (2000)²³ avaliou a modificação do método de instalação de implantes na região posterior. Oitenta e seis implantes foram instalados posteriormente aos forames mentoais em pacientes com severa reabsorção nesta região. Para melhor ancoragem, os implantes foram instalados na crista alveolar em direção à linha milohioidéia, inclinados para vestibular. Na maxila, 75 implantes foram instalados. Trinta e cinco implantes foram colocados paralelos às paredes dos seios maxilares (anterior e posterior). Dezenove implantes acompanharam a curvatura do palato na região de molares. Após levantamento de assoalho de seio maxilar, outros 21 implantes inclinados foram colocados (após 3 meses). Em todos os casos a inclinação dos implantes foi utilizada com o intuito de estabilização bicortical. Os pacientes foram acompanhados por 18 meses, em média. Nenhum implante foi perdido na mandíbula; entretanto, um implante não pôde ser utilizado devido à inclinação vestibular excessiva. Na maxila, três implantes foram perdidos na instalação dos pilares protéticos e um implante também foi perdido após um ano em função. Os autores afirmaram que a técnica possibilita o uso de implantes de maior comprimento em regiões de carga mastigatória elevada, podendo, no entanto, dificultar o acesso para a reabilitação protética.

Duyck et al. (2000)²⁴ avaliaram a distribuição, magnitude e tipo de cargas (força axial e momentos fletores) em 13 pacientes com próteses totais fixas implantossuportadas. As forças oclusais nos pilares foram quantificadas e qualificadas com a utilização de extensômetros, durante a aplicação de uma carga controlada de 50 N em várias posições ao longo da superfície oclusal das próteses. O teste foi realizado quando as próteses eram suportadas por todos (5 ou 6)

implantes e foi repetido quando as mesmas eram suportadas por 4 e por 3 implantes. Observou-se que as cargas no *cantilever* das próteses causaram um “efeito de dobradiça”, o qual induziu consideráveis forças compressivas nos implantes próximos ao local de aplicação da carga e forças de tração e baixa compressão nos demais implantes. Em média, forças maiores foram observadas com a diminuição do número de implantes-suporte. Os momentos fletores foram maiores quando 3 implantes foram utilizados.

Geng et al. (2001)²⁵, em uma revisão de literatura, estudou as aplicações e limitações da metodologia de elementos finitos. 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 influenciadas por vários fatores: geometria, número e posicionamento dos implantes e componentes, inclinação dos implantes e propriedades dos materiais protéticos simulados.

Aparicio et al. (2001)²⁶ realizaram um estudo em 25 pacientes com atrofia severa de maxila. Foi utilizada uma combinação de implantes inclinados com implantes instalados de forma axial no rebordo alveolar remanescente como uma alternativa à cirurgia de elevação do assoalho do seio maxilar. Cento e um implantes do sistema Brånemark foram utilizados para a instalação de 29 próteses parciais. Cinquenta e nove implantes foram instalados de forma axial e 42 em posição inclinada. Após cinco anos de acompanhamento, os índices de sucesso foram de 95,2% para os implantes inclinados e 91,3% para os implantes axiais. A perda óssea marginal média foi de 1,21 mm nos implantes inclinados e de 0,92 mm nos implantes axiais. Todas as próteses apresentaram boas condições neste período. Os valores médios de *Periotest* (*PTV / Periotest Values*) no momento de colocação de carga foram -2.62 e -3.57, e após cinco anos foram -4.73 e -5.00 para os implantes inclinados e axiais, respectivamente. Os autores concluíram que a técnica é bastante segura e efetiva, sendo uma alternativa aos procedimentos de elevação do assoalho do seio maxilar.

Bezerra et al. (2002)²⁷ discutiram em seu trabalho a possibilidade de aproveitamento máximo da estrutura alveolar maxilar remanescente, para casos de

atrofia óssea moderada, através da utilização de implantes osseointegrados inclinados acompanhando a anatomia da parede anterior dos seios maxilares. A técnica deve ser associada a mais implantes anteriores (dois a quatro). O segundo estágio cirúrgico, nas técnicas de implantes inclinados, deve ser planejado e executado segundo protocolo de carga imediata, devido à angulação não-axial dos implantes. Deve-se unir esses implantes às demais fixações de forma rígida, com infra-estrutura metálica, num prazo máximo de cinco dias, mantendo a estabilidade secundária. A técnica poderia ser associada à carga imediata. Os autores sugerem, na descrição da técnica, a utilização de guia radiográfica para a determinação da correta inclinação dos implantes distais, de forma que fiquem paralelos à parede anterior dos seios maxilares, bilateralmente. Em comparação com as técnicas de enxertia óssea ou fixações zigomáticas, as vantagens seriam: menor morbidade, utilização do rebordo residual e de áreas com tecido ósseo de maior densidade, menor tempo de tratamento, menor custo e ausência de áreas doadoras.

De Leo et al. (2002)²⁸ relataram dois casos clínicos com a utilização de implantes inclinados, em mandíbula, para a diminuição do *cantilever* distal em próteses do tipo Protocolo Brånemark com aplicação de carga imediata. Foram instalados quatro implantes em cada paciente, sendo que as duas fixações posteriores em cada caso foram inclinadas para distal com uma angulação próxima a 35 graus. A prótese foi finalizada em três dias. No acompanhamento clínico-radiográfico de seis meses, um implante inclinado apresentou maior perda óssea periimplantar na parte distal, sem comprometimento do tratamento. Os autores afirmaram que a técnica deveria ser usada para casos em que os forames mentoais estão baixos em relação à crista alveolar e quando o rebordo tiver um formato mais aberto. Além disso, é necessário ter atenção quando se inclina o implante para distal, pois há tendência de incliná-lo demasiadamente para distal e para vestibular, o que pode dificultar o acesso a componentes e chaves protéticas.

Maló et al. (2003)²⁹ realizaram um estudo com 44 pacientes e 176 implantes instalados na região anterior da mandíbula para a aplicação de carga imediata com prótese fixa provisória totalmente acrílica sobre 4 implantes (Sistema *All-on-Four*). Além dos quatro implantes do sistema testado, 30 pacientes receberam 62 implantes adicionais sem carga imediata (Grupo de Desenvolvimento – GD). Quatorze pacientes tiveram apenas os quatro implantes anteriores colocados (Grupo de

Rotina - GR). O comprimento dos implantes (Brånemark System® Mk II e Mk III, Nobel Biocare AB) variou de 10 mm a 18 mm e todos tiveram travamento acima de 40 Ncm. Os dois implantes imediatamente anteriores aos forames mentoais foram instalados inclinados para distal, com uma angulação próxima a 30° em relação ao plano oclusal. Este procedimento permitiu *cantilever* com menor comprimento e maior distância entre a emergência dos implantes. Os pacientes receberam as próteses (com pilares posteriores angulados em 30°) em duas horas. A perda óssea marginal média foi de 1,2 mm para GD (DP 1,2 mm) e 0,6 para GR (DP 0,6 mm). Os índices de sucesso foram de 96,7% para GD e 98,2% para GR após três anos. Essas taxas de sucesso foram próximas aos 62 implantes com carga tardia (95,2%).

Vasconcelos et al. (2003)³⁰ relataram a utilização de implantes inclinados no sentido pósterio-anterior da maxila em um caso clínico com aplicação de carga imediata. Foram inseridos seis implantes (Nobel Biocare), sendo os dois distais inclinados. A instalação dos implantes tangentes às paredes anteriores dos seios maxilares possibilitou que esses implantes tivessem os maiores comprimentos dentre todos (4,00 X 18 mm). A ancoragem em pilar canino (Zona 1) foi outro importante fator. A análise por frequência de ressonância (Osstell ®) revelou que estes implantes apresentaram os maiores índices de estabilidade primária (83 ISQ / 86 ISQ). No acompanhamento clínico-radiográfico de 12 meses, os tecidos periimplantares apresentaram-se normais. Os autores concluíram que a inclinação dos implantes possibilitou fixações de maior comprimento, ancoragem em osso denso, estabilidade inicial maior e bicortical, além de solução restauradora mais rápida devido a não-necessidade de enxerto.

Ferreira et al. (2005)³¹ utilizaram a técnica de carga imediata em dois casos com maxilas atroficas e implantes distais inclinados tangentes à parede anterior dos seios maxilares, bilateralmente. O primeiro paciente recebeu seis implantes e o segundo, quatro implantes. Ambos receberam uma prótese fixa aparafusada e estrutura rígida. Os implantes tiveram travamento acima de 45 Ncm e todos foram submetidos à aferição por análise de frequência de ressonância (Osstell ®) no dia das instalações e após doze meses. No acompanhamento clínico e radiográfico de um ano, os implantes estavam estáveis e osseointegrados. A instalação de implantes inclinados no sentido pósterio-anterior permitiu ancoragem bicortical em

osso mais denso e com maior comprimento, favorecendo a estabilidade primária e a aplicação do protocolo de carga imediata funcional.

Maló et al. (2005)³² avaliaram um protocolo para aplicação de carga imediata em prótese fixa totalmente acrílica suportada por quatro implantes (Sistema *All-on-Four*). Nos critérios de inclusão, os pacientes deveriam ser edentados maxilares totais, permitir implantes distais inclinados e comprimento mínimo dos implantes de 10 mm. Trinta e dois pacientes participaram do estudo, com um total de 128 implantes (Brånemark System® TiUnit™ Mk III e Mk IV, Nobel Biocare AB). Os dois implantes posteriores, em todos os pacientes tratados, foram inclinados para distal, paralelos à parede anterior dos seios maxilares, bilateralmente. Os pacientes foram avaliados aos seis e doze meses. Dois implantes distais inclinados foram perdidos nos primeiros seis meses de controle (taxa de sucesso de 98,4%); outro implante distal foi perdido aos nove meses (taxa de sucesso de 99,2% de 6 a 12 meses), sendo que dois desses pacientes tinham bruxismo. O índice médio de sucesso de todos os implantes (retos e inclinados) foi de 97,6% e a média de perda óssea dos implantes foi de 0,9 mm após um ano. Cinco implantes tiveram perda óssea maior de 3 mm na porção distal da plataforma. A inclinação dos implantes permitiu melhor distribuição ântero-posterior e instalação em osso denso.

Daas et al. (2007)³³, em uma análise linear de elementos finitos, avaliou o comportamento de diferentes mecanismos de retenção de overdentures suportadas por dois implantes em mandíbula. 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)³⁴ avaliaram, 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 implantossuportada em mandíbula. Os resultados sugerem que, quando utilizados como implante distal de uma reabilitação total, os 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 et al. (2008)³⁵ simularam, através de uma análise de elementos finitos, a aplicação de carga sobre três pontos de um *cantilever* em uma prótese inferior total fixa implantossuportada (tipo Protocolo Brånemark) suportada por cinco implantes, distanciando-se 10 mm, 15 mm e 20 mm do implante mais posterior. 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%. Os autores colocam que esses achados corroboram com outros estudos, mostrando a importância da extensão do *cantilever* nas tensões geradas em uma prótese.

Geremia et al. (2009)⁴ avaliaram a magnitude e a distribuição de forças axiais e momentos fletores em pilares *standard* em função da extensão do *cantilever* e da inclinação dos implantes distais. Dois modelos mestres, com 5 implantes cada um (hexágono externo, 3i), foram confeccionados sendo um com todos os implantes retos e paralelos entre si e o outro com os dois implantes posteriores inclinados em 27 graus para distal. Dez barras metálicas em prata paládio (n=10) foram realizadas para simularem a infraestrutura de uma prótese fixa implantossuportada, cinco sobre cada um dos dois modelos (n=5). Três extensômetros foram colados em cada um dos pilares - standard de 7 mm - para medir sua deformação quando uma carga de 50 N foi aplicada no *cantilever* a 10, 15 e 20 mm do implante posterior. Os valores de micro deformação foram convertidos em forças axiais (N) e momento fletor (Ncm), e analisados por ANOVA e teste de Tukey ($\alpha = 5\%$). Os resultados mostraram que entre as distâncias de 10 e 20 mm houve um aumento de aproximadamente 50% na força axial e de 70% do momento fletor sagital. No pilar adjacente à carga, a força axial no modelo com implantes inclinados foi 70% menor que no modelo com implantes retos, e os momentos fletores não variaram. Os autores concluíram que a inclinação dos implantes distais não promove nenhum efeito deletério sobre os pilares nos modelos testados e também pode reduzir o

efeito do *cantilever* na magnitude da força.

Begg et al. (2009)³⁶ fizeram um estudo do sistema *All-on-Four* para mandíbula, através da metodologia de fotoelasticidade. Quatro disposições de implantes para a realização de uma prótese total fixa implantossuportada foram feitas sobre quatro modelos de resina acrílica simulando uma mandíbula. Na primeira, os quatro implantes foram colocados paralelos entre si, perpendiculares à base do modelo. Nos modelos 2, 3 e 4, os dois implantes posteriores foram inclinados para a distal com angulações de 15, 30 e 45 graus, respectivamente, com sua plataforma distanciada 20 mm da plataforma do implante adjacente. O primeiro modelo recebeu quatro pilares standard retos de 4 mm 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 nos implantes mesiais, receberam pilares angulados de 30 graus nos implantes distais. Todos os modelos receberam estruturas metálicas aparafusadas, sobre as quais as forças de 5 kg (49,05 N), 10 kg (98,06 N) e 15 kg (147,09 N) 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)³⁷ também utilizou uma análise de elementos finitos linear para avaliar o efeito da inclinação de implantes e do tamanho do *cantilever* protético. Para isso, foi montado um modelo de uma hemi-mandíbula, e sobre essa foram simuladas três situações de próteses fixas totais implantossuportadas. Na primeira e na segunda, foram utilizados quatro implantes, com os implantes distais inclinados em 30 graus, suportando um *cantilever* de 5 mm e 15 mm de comprimento, respectivamente. A terceira simulação corresponde à 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 100 N foi aplicada na porção distal do *cantilever* protético. O modelo com quatro implantes e *cantilever* de 15 mm 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 5 mm 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 5 mm e o modelo de cinco implantes retos com *cantilever* de 15 mm, 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 15 mm apresentou magnitudes e concentração de carga maiores e mais desfavoráveis quando comparado aos outros dois modelos.

Gallucci et al. (2009)³⁸, 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. A sobrevivência foi definida pelo fato dos implantes e próteses 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 6 mm a 21 mm, com uma média de 15,6 mm. 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)³⁹ montaram modelos, simulando próteses totais fixas implantossuportadas, 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*. 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 cantilver 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 à 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 testados em titânio apresentaram momentos fletores significativamente menores em relação aos demais revestimentos. Segundo os autores, devido à rigidez do material houve uma melhor dissipação das tensões. Assim, concluíram que a colocação de um implante 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)³ avaliaram o momento fletor, bem como forças de tensão e compressão em próteses totais fixas implantossuportadas (tipo Protocolo Brånemark) suportadas por três, quatro ou cinco implantes. Dez estruturas metálicas de prata-paládio foram testadas sobre dois modelos mestre: o primeiro com cinco implantes paralelos entre si e perpendiculares à 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) foram instalados pilares tipo *standard* (retos), com 7 mm de altura. Três extensômetros foram colados em cada pilar. Em diferentes momentos, as próteses foram parafusadas aos modelos sobre três, quatro ou cinco implantes. Com uma aplicação de carga estática de 50 N na região de *cantilever* (15 mm 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 esse foi maior nos 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 foi significativamente menor se comparada com a utilização de três implantes, 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 et al. (2010)⁴⁰ simularam em outro trabalho de elementos finitos as tensões geradas sobre os implantes e a estrutura metálica de uma prótese total implantossuportada retida por cinco implantes. As simulações foram realizadas aplicando-se uma carga de 100 N e variando algumas características: densidade do osso medular, extensão do *cantilever* (10 mm, 15 mm ou 20 mm), altura dos pilares protéticos (3 mm, 5,5 mm ou 7 mm), comprimento dos implantes (10mm, 13 mm ou 15 mm) 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)⁴¹ avaliaram a influência do desenho de diferentes implantes em uma situação de colocação imediata de implante dentário pós-extração, na região anterior de maxila. 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 0,5 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 afeta 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.

Fazi et al. (2011)⁵ avaliaram, através de uma análise de elementos finitos, a repercussão das tensões geradas durante a utilização de próteses totais fixas inferiores implantossuportadas. 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 de 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 *cantilevers* de 20 mm de comprimento. Uma força de 200 N 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)⁴² testaram a influência da utilização de implantes distais inclinados em próteses totais fixas, implantossuportadas por quatro implantes. 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 17 mm,

enquanto o modelo com implantes inclinados resultou em um *cantilever* de 10,5 mm. 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 300 N incidiu sobre a região de primeiro molar, no *cantilever*, dividida em 3 vetores de 100 N aplicados em uma área de 4 mm; a segunda aplicação de carga foi realizada com uma força de 178 N na região anterior (linha média), dividida em dois vetores de 89 N. 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 do 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)⁴³, em um experimento laboratorial, estudaram a distribuição de tensões nos implantes distais de próteses totais inferiores fixas implantossuportadas. Dois modelos de mandíbula foram gerados em resina para avaliação de tensões através da metodologia de fotoelasticidade. O primeiro recebeu quatro implantes paralelos entre si, para confecção de uma prótese total fixa implantossuportada, com os implantes distais distantes 5 mm 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 dessa inclinação. Próteses totais fixas em resina acrílica foram confeccionadas 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 que, apesar das limitações do

estudo, a inclinação dos implantes distais reduziram as forças máximas de tensão na crista distal do implante distal em relação ao implantes axiais, devido a diminuição do *cantilever* resultante deste posicionamento.

Tian et al. (2012)⁴⁴, 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. 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 100 N 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 clinicamente não responsáveis por perdas ósseas na região.

Peñarrocha Diago et al. (2013)⁴⁵ avaliaram a utilização de implantes inclinados e região posterior de mandíbulas com severa perda óssea. Os implantes avaliados nesse estudo de corte 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.

3 PROPOSIÇÃO

Este estudo teve por objetivo avaliar a distribuição e a magnitude das tensões em osso periimplantar cortical, parafuso do pilar protético e parafuso protético - através de análise de elementos finitos não linear - quando da aplicação de carga estática axial de 100 N no *cantilever* de próteses totais fixas implantossuportadas em função da inclinação e do número de implantes.

4 METODOLOGIA

A metodologia deste trabalho foi desenvolvida em equipe, dentro da linha de pesquisa de biomecânica de reabilitações protéticas com implantes dentais, sendo que os mesmos procedimentos laboratoriais e de modelagem foram também utilizados no trabalho da tese de doutorado de Leonardo Hoffmann de Barcellos, com o título “Influência de pilares angulados e ponto de aplicação de carga em próteses tipo Protocolo Brånemark: análise de elemento finito não linear com modelo tridimensional”. O projeto desta tese foi protocolado sob o número 0031/12 e aprovado pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS, em 31 de Outubro de 2012 (em Anexo).

4.1 OBTENÇÃO DO MODELO FÍSICO

Foi utilizado um modelo computacional tridimensional de mandíbula confeccionado por *Broilo (2008)⁴⁶* e *Sartori (2008)⁴⁷*. 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 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 (Figura 1).

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).

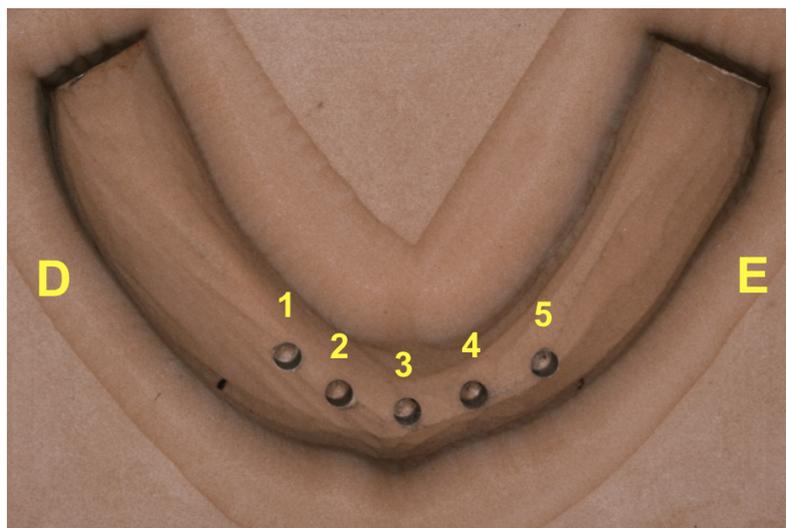


Figura 1. Numeração das Perfurações

Deste modo, respeitando a curvatura da mandíbula, os cinco implantes ficaram equidistantes entre si (Figura 2). 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 das perfurações, cinco implantes de hexágono externo e plataforma regular de 3,75 mm x 11,5 mm (OSS 311, Biomet 3i – Flórida, EUA) foram inseridos manualmente até atingirem suas posições de assentamento final.

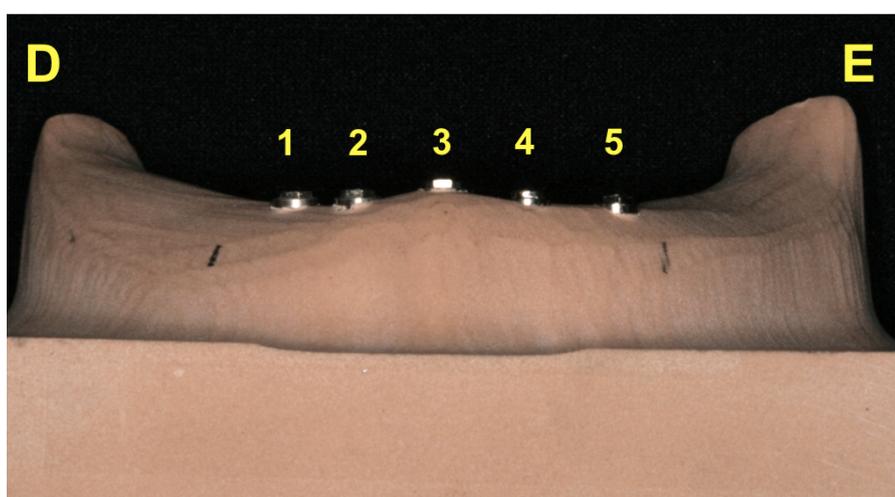


Figura 2. O Implante posterior direito, mais próximo à região da aplicação de carga testada, foi nominado de "1".

Sobre os implantes, foram instalados, manualmente, cinco pilares tipo *Multi-Unit*, com cintas de 3 mm de altura (*BRUA43, Biomet 3i, Brasil*) – Figura 3.

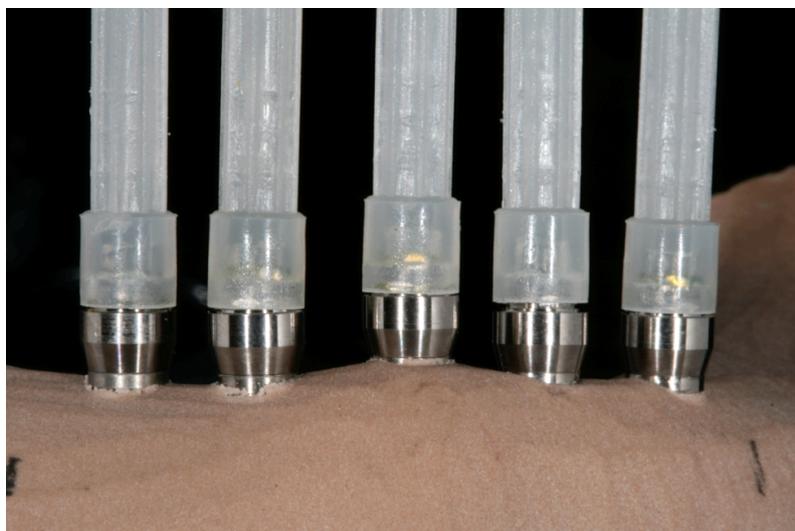


Figura 3. Instalação dos Pilares Protéticos.

4.2 CONFEÇÃO 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 de uma prótese total fixa implantossuportada até o primeiro molar, bilateral (simulando uma prótese do tipo Protocolo Brånemark) de forma que as saídas dos parafusos posteriores ficassem localizadas na região dos primeiros pré-molares (Figura 4).

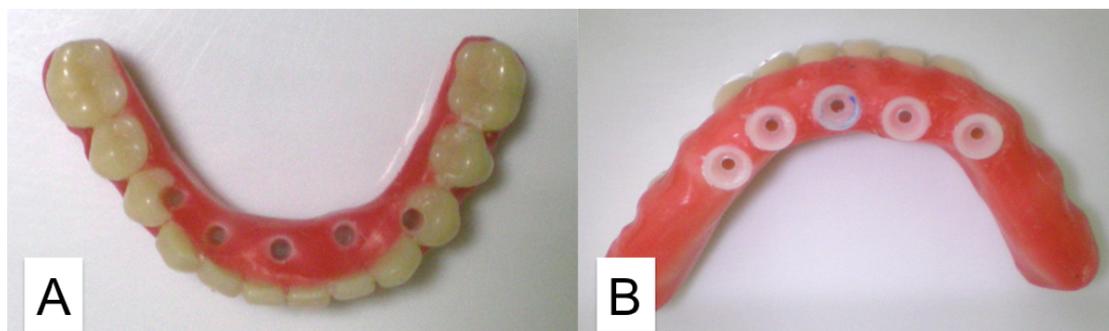


Figura 4 (A e B). Enceramento da supraestrutura.

Após a confecção da supraestrutura, foi confeccionada uma muralha em silicona (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 fluída de baixa contração (Pattern Resin, GC America Inc., USA), dentro do negativo, e com cinco novos cilindros calcináveis posicionados sobre os pilares. Dessa maneira, foi obtida uma duplicação do enceramento previamente realizado em resina acrílica.

Manualmente - com o auxílio de uma fresa de tungstênio, paquímetro digital e microscópio - essa duplicação em resina foi desgastada de modo a ter suas dimensões reduzidas em aproximadamente 2 mm em todos os sentidos, com exceção à adaptação dos cilindros sobre os pilares (infraestrutura) – Figura 5.

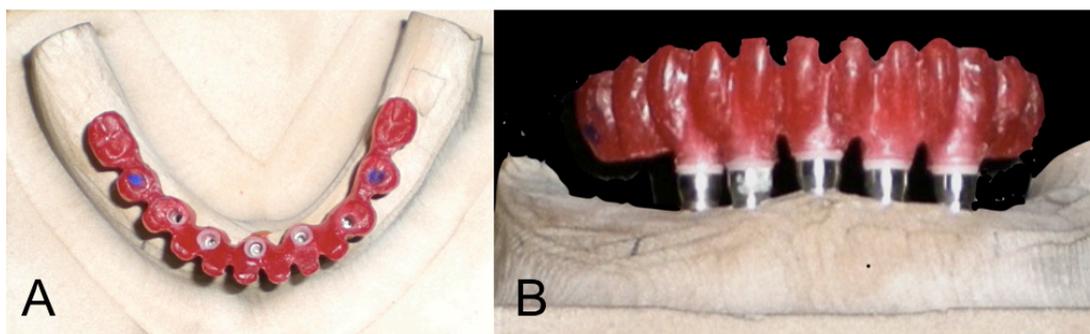


Figura 5 (A e B). Infraestrutura em resina acrílica.

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) – Figura 7. 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

0,01 mm entre cada ponto aplicado do laser, gerando uma nuvem de pontos com 0,01 mm entre cada ponto. Quatro esferas metálicas foram coladas à supraestrutura, de modo a servirem como pontos de referência durante a aquisição das imagens (Figura 6A). Previamente a digitalização foi aplicada à 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 o reflexo do laser (Figura 6B).



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



Figura 7. Digitalização a laser da supraestrutura e infraestrutura.

As imagens referentes às nuvens de pontos obtidas foram exportadas para o *software* Geomagic Studio 7® v.7.0 (Raindrop, Research Triangle Park, Carolina do Norte, Estados Unidos) – Figura 8. 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 9).

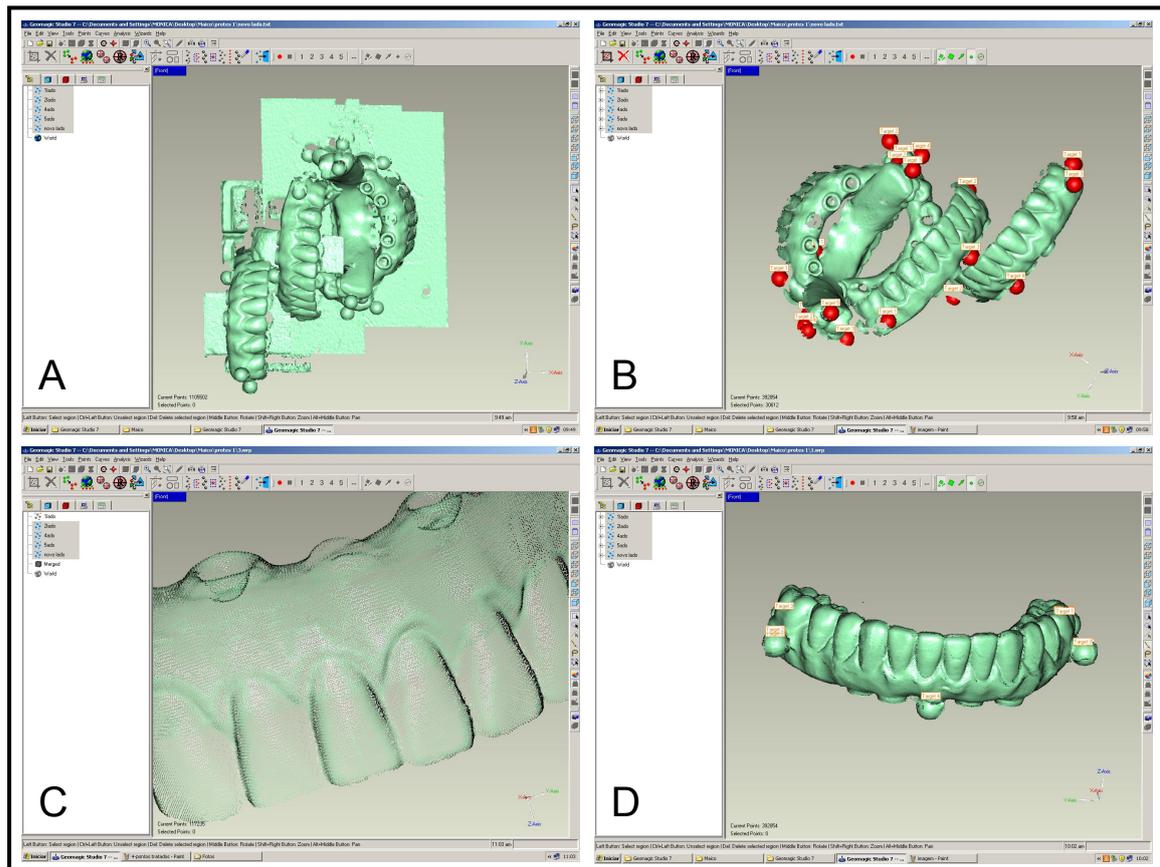


Figura 8. A e B – Digitalização tridimensional da supraestrutura (com esferas de referência); C – Nuvem de pontos obtidas na digitalização; D – primeira montagem do modelo tridimensional.

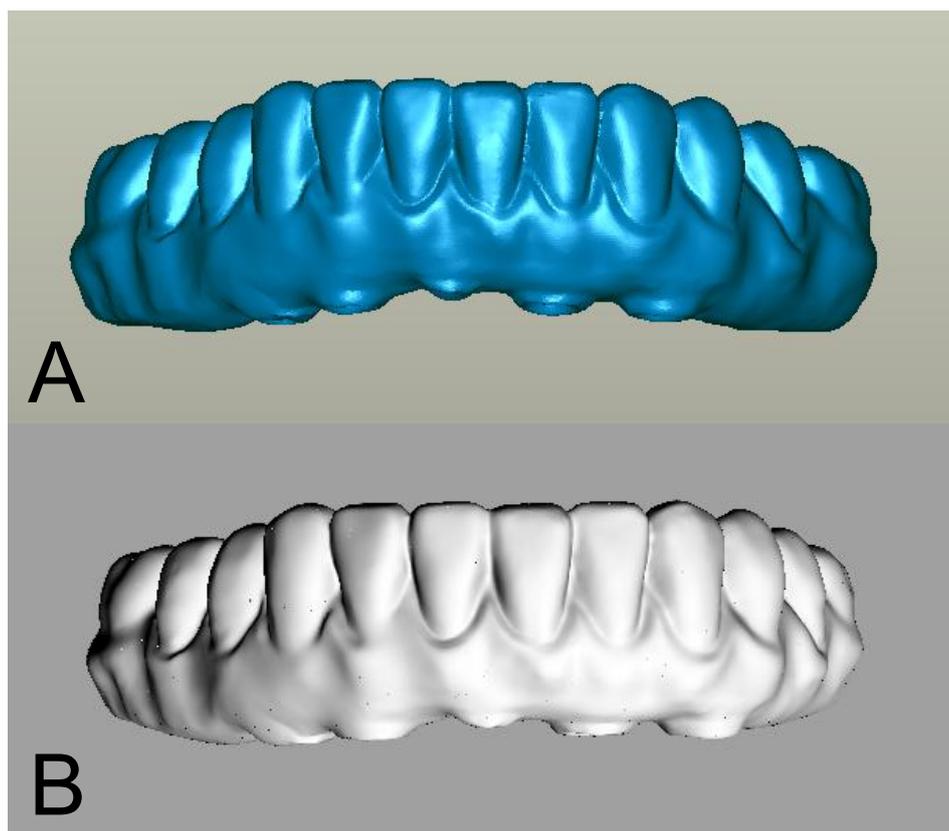


Figura 9. A – Imagem da supraestrutura obtida a partir da segunda “limpeza”, arquivos com extensão “.stl”; B – Modelo sólido tridimensional finalizado.

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 2 mm 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 o auxílio de um projetor de perfil. Essas dimensões foram inseridas no programa Rhinoceros 3D®

versão 3.0 (McNeel & Associates, Seattle, EUA) gerando superfícies que foram exportadas para o programa SolidWorks® 2006 (SolidWorks Corporation, Concord, Massachusetts, EUA) – Figura 10.

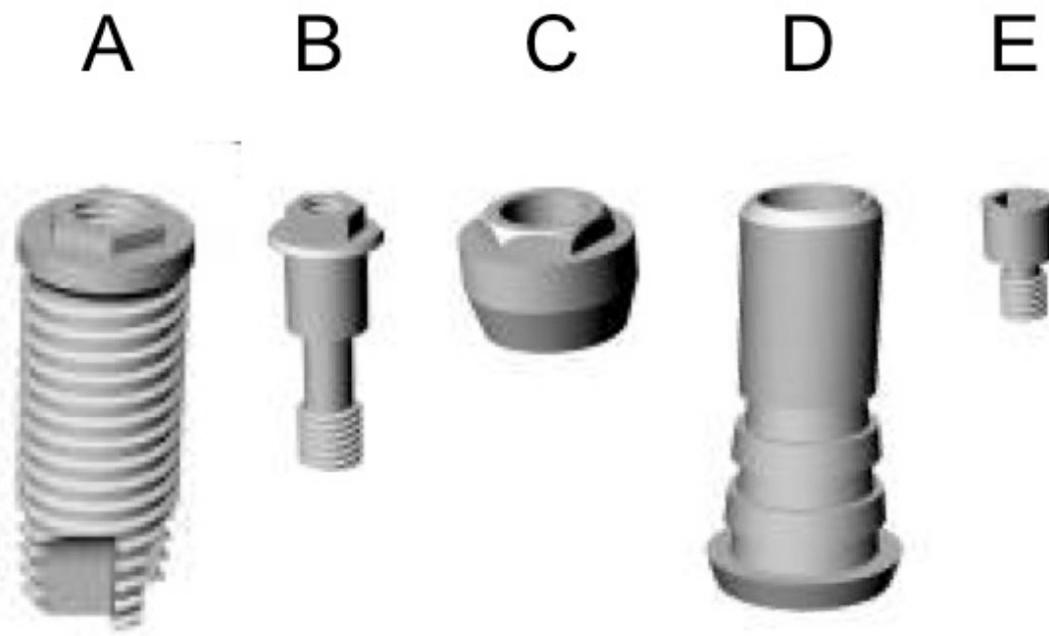


Figura 10 (Sólidos). A – Implante; B – Parafuso do Pilar Protético; C – Base do pilar protético; D – Cilindro de enceramento; E – Parafuso Protético.

4.3.3 Modelos sólidos dos sistemas

Com todos os sólidos obtidos, foi realizada a montagem dos sistemas mandíbula/implantes/pilares/prótese (Figura 11). 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. Desse modo, a prótese apresentou, na simulação, uma estrutura metálica revestida por uma camada de 2 mm, aproximadamente, de material de revestimento.

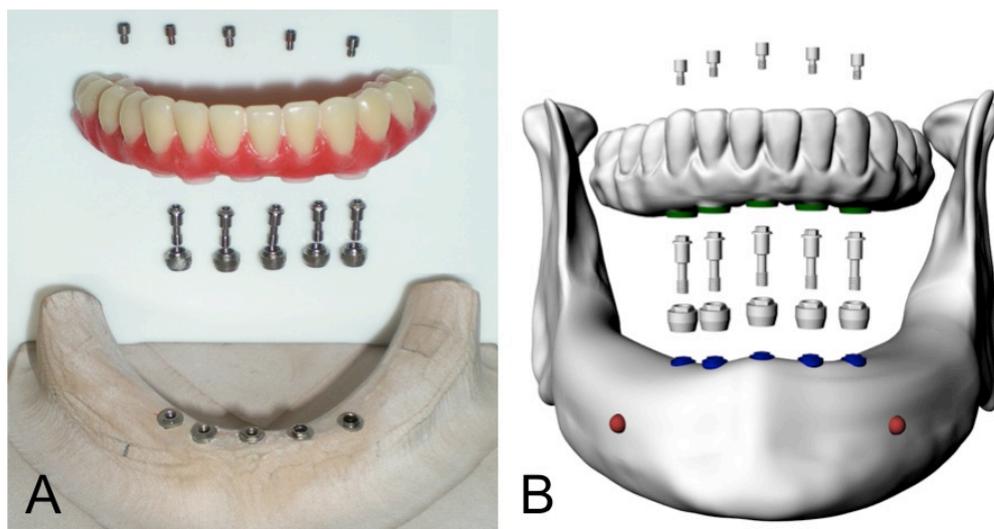


Figura 11. A – Modelo físico; B – Modelo Virtual

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 à análise em um único conjunto. A partir desses 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 Inclinação dos Implantes Posteriores (Variável Independente 1)

Dois modelos virtuais completos para simulação foram confeccionados. O primeiro (denominado “R”) simulou a utilização de implantes instalados paralelamente entre si, conforme o modelo físico inicial. Pequenas correções de posicionamento dos implantes foram compensadas virtualmente. O segundo (denominado “I”) simulou a utilização de implantes posteriores inclinados em 27 graus (em relação aos implantes anteriores), tendo como fulcro de rotação para a inclinação a plataforma dos mesmos (Figura 12). Tal inclinação segue a metodologia de outros trabalhos da mesma linha de pesquisa.^{3,4} Dessa forma, a disposição geométrica dos implantes (Polígono de Roy)⁴⁸, em ambos os modelos virtuais, foi a mesma. Tal inclinação foi realizada dentro do software *Rhynoceros 3D®* versão 3.0 (McNell & Associates Inc., Seattle, EUA). Nos dois modelos foram utilizados pilares retos de 3 mm de altura. No modelo de implantes inclinados, foram realizadas pequenas compensações virtuais na parte referente à prótese, devido à emergência mais distal dos parafusos protéticos.

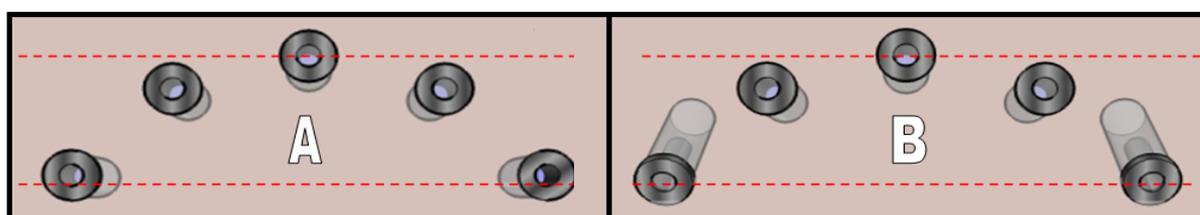


Figura 12. A e B - Mesmo os implantes posteriores sendo inclinados em “B”, a distribuição antero-posterior foi a mesma, em ambos os modelos virtuais.

4.3.3.2 Número de Implantes (Variável Independente 2)

Mantendo o desenho da prótese, nos dois modelos acima (“R” e “I”) foram testadas situações variando a ancoragem desta:

- Prótese suportada por 5 implantes (Implantes 1, 2, 3, 4, 5)
- Prótese suportada por 4 implantes (Implantes 1, 2, 4, 5)
- Prótese suportada por 3 implantes (Implantes 1, 3, 5)

Assim, 6 grupos foram testados, resumidos no quadro abaixo (Quadro 1).

Quadro 1- Resumo com nomenclatura, número de nós e de elementos dos modelos testados

Modelo Testado	Número de Implantes	Inclinação dos Implantes Distais	Número de Nós	Número de Elementos
5R	5	Retos	721.781	415.879
5I	5	Inclinados	809.333	467.997
4R	4	Retos	687.417	369.724
4I	4	Inclinados	639.964	368.191
3R	3	Retos	568.325	328.368
3I	3	Inclinados	503.639	282.537

4.4 ELEMENTO FINITO

Para todos os modelos, as simulações de carregamento foram

realizadas com uma técnica não-linear de elementos finitos. Foram utilizados os módulos de elasticidade e *Coefficiente de Poisson* correspondentes aos materiais e tecidos envolvidos (Quadro 2). As propriedades mecânicas foram obtidas na literatura. Para finalidades de simplificação os materiais foram considerados homogêneos, isotrópicos e não lineares. Os implantes dentários foram considerados engastados (“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 literatura⁴¹.

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

Estrutura	Módulo de Elasticidade (MPa)	Coefficiente de Poisson
Tec. Ósseo Cortical ³³	13.700	0.35
Tec. Ósseo Medular ³³	1.370	0.3
Nervo Alveolar Inferior ³³	0.1	0.3
Implante Cilíndrico (Titânio Grau 4) ³³	110.000	0.3
Componentes Protéticos (Ti6Al4V) ³³	135.000	0.33
Resina Acrílica ³³	4.500	0.35
Liga CoCr ⁴⁰	218.000	0.33

Os modelos de método de elemento finito (MEF) foram obtidos importando os modelos contínuos para o programa ANSYS versão 11.0

(Ansys Inc., Houston, USA) utilizando a extensão “.iges”.

Previamente à aplicação da carga, foram definidas, como pontos fixos do sistema, as regiões de inserção do músculo masséter e articulação têmporo mandibular, bilateral (Figura 13).

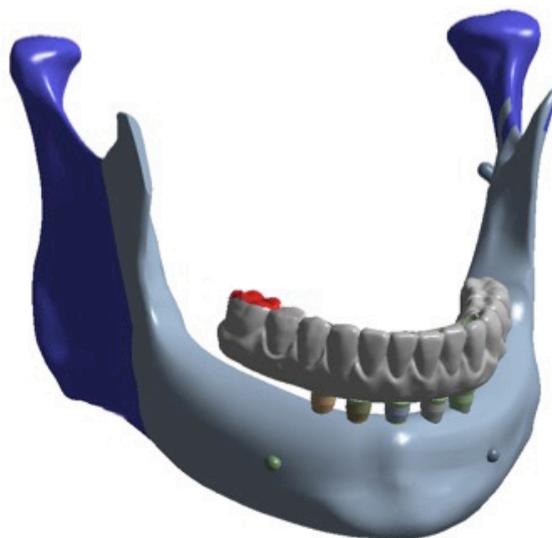


Figura 13. Pontos de ancoragem dos modelos (em azul escuro).

Foi simulada uma aplicação de carga estática de 100 N axialmente na região de primeiro molar inferior direito (Figura 14). As simulações virtuais de aplicação de carga 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 Mises* (EQV-MPa).

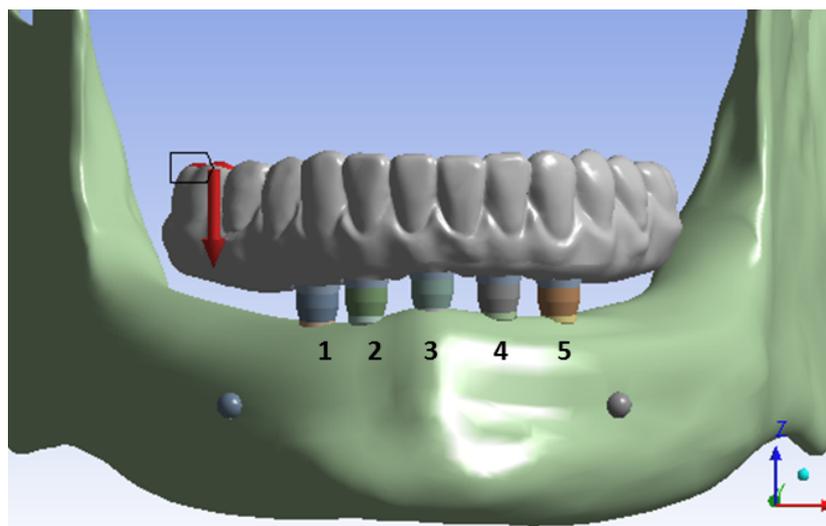


Figura 14. Aplicação de carga estática axial na região de molar lado direito. O mesmo procedimento foi repetido em todos os modelos testados.

4.5 ANÁLISE DOS DADOS

Os dados coletados da simulação nos modelos foram analisados de forma descritiva, qualitativa e quantitativa, nas seguintes regiões de interesse: interface osso/implante, pilar protético, parafuso protético.

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

- PPP: Parafuso do Pilar Protético
- PP: Parafuso Protético

5 RESULTADOS

5.1 GRÁFICOS DAS TENSÕES MÁXIMAS EM CADA MODELO

Para uma análise inicial dos resultados foram gerados gráficos, com todas unidades e escalas padronizados em Megapascal (MPa), considerando-se apenas os valores de “picos” máximos de tensão - em cada um dos implantes de cada modelo - nas regiões de interesse (osso periimplantar, parafuso do pilar protético PPP e parafuso protético PP) - Figuras 15 a 20.

Os dados nos gráficos estão simplificados - e devem ser cuidadosamente interpretados em cada um dos modelos - pois não estão especificados o perímetro de cada tensão. A análise dos dados pelo método de elementos finitos (MEF) consiste na descrição do tamanho do perímetro das áreas de tensão em função dos valores absolutos das mesmas, em unidade Pascal (Pa).

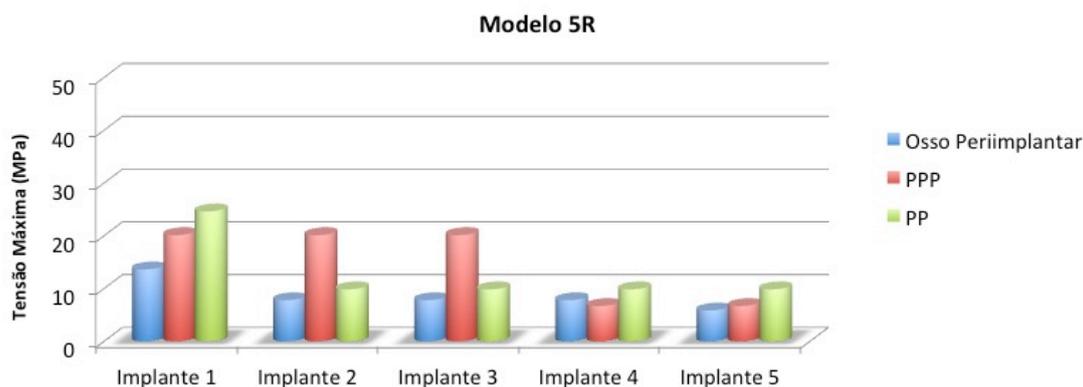


Figura 15. Incidência de tensões máximas no modelo com 5 implantes paralelos entre si (5R)

O gráfico do modelo 5R (Figura 15) evidencia uma maior concentração de picos de tensões incidentes em osso periimplantar e parafuso protético (PP) no implante 01, quando comparado aos demais, que não apresentaram grandes variações entre si. Em relação aos parafusos dos pilares protéticos (PPP's), os implantes 01, 02 e 03 não apresentaram variações entre si nos valores máximos de tensão, sendo mais elevados que os implantes 04 e 05 (lado de balanceio).

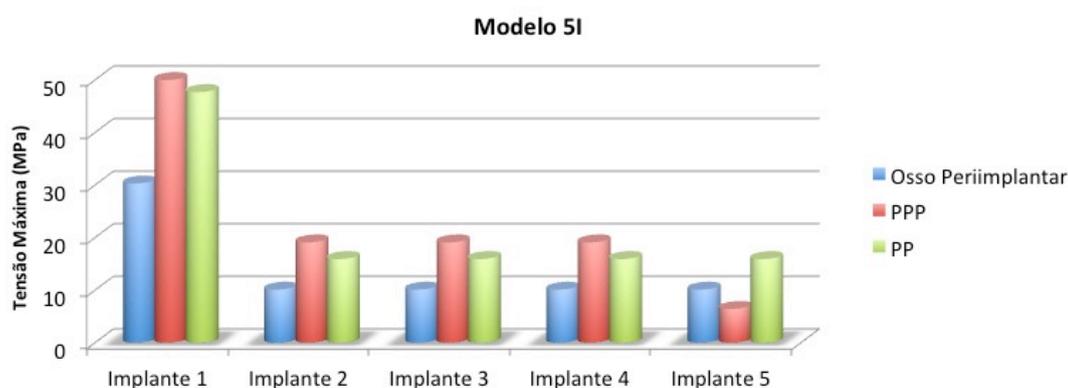


Figura 16. Incidência de tensões máximas no modelo com 5 implantes, sendo os 2 posteriores inclinados (5I)

O gráfico do modelo 5i (Figura 16) mostra uma maior concentração de picos de tensões, incidentes nas três regiões avaliadas, ao redor do implante 01. Em relação a osso periimplantar e PP's, os implantes 02, 03, 04 e 05 são simétricos entre si. Já os PPP's apresentam simetria entre os implantes 02, 03 e 04, com picos de tensão sendo reduzido no implante 05.

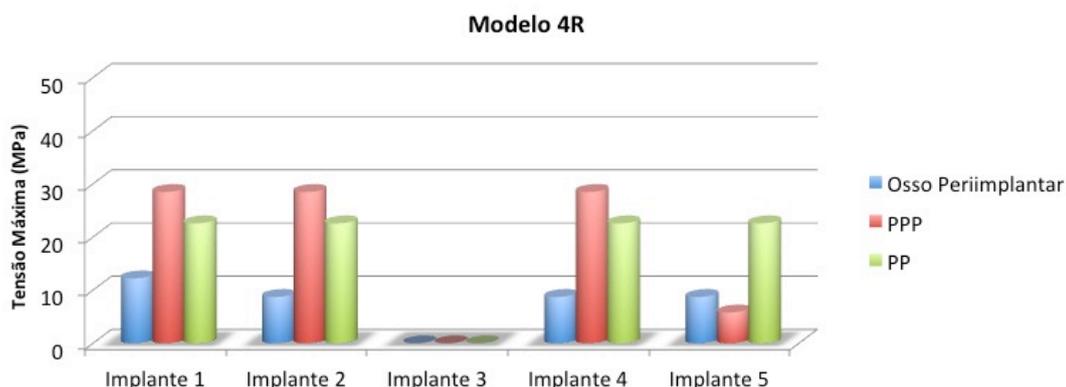


Figura 17. Incidência de tensões máximas no modelo com 4 implantes paralelos entre si (4R)

O gráfico do modelo 4R (Figura 17) mostra uma simetria de tensões máximas nos PP's. Os PPP's são simétricos nos implantes 01, 02 e 04 e esses apresentam valores maiores que no implante 05 (lado de balanceio). Em relação ao osso periimplantar, o implante 01 (lado da carga) apresenta um pico de tensão maior que nos implantes 02, 04 e 05 - que são simétricos entre si. O implante 03 não foi utilizado neste modelo.

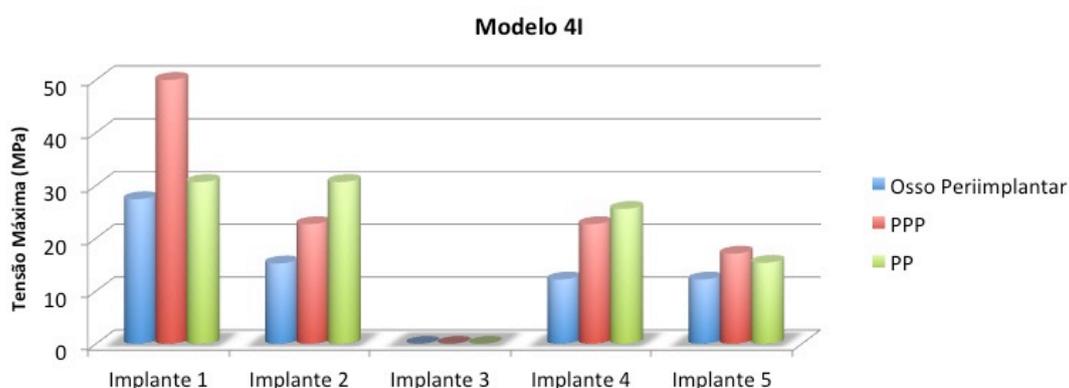


Figura 18. Incidência de tensões máximas no modelo com 4 implantes, sendo os 2 posteriores inclinados (4I)

O modelo 4I (Figura 18) apresentou um pico de tensão bastante elevado no PPP do implante 01 em relação aos demais. Os valores de PP's foram simétricos em relação aos implantes 01 e 02 e decresceram para os implantes 04 e 05. Quanto ao osso periimplantar, o maior pico de tensão foi encontrado no implante 01. O implante 03 também não foi utilizado neste modelo.

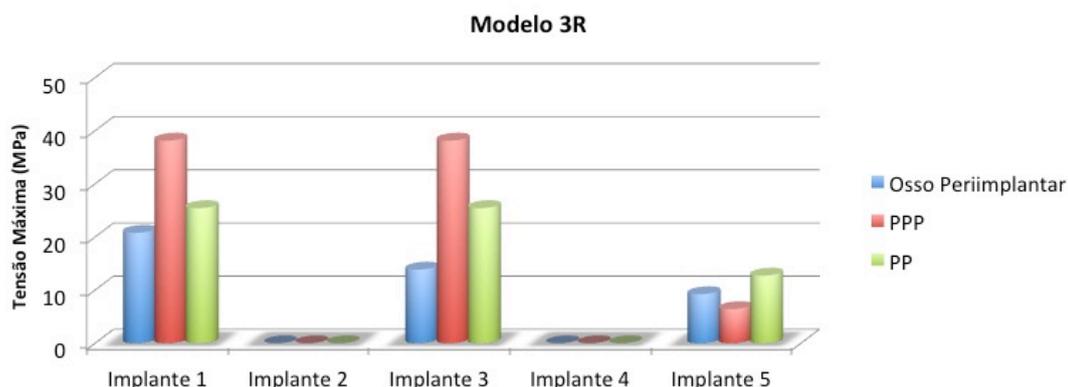


Figura 19. Incidência de tensões máximas no modelo com 3 implantes paralelos entre si (3R)

No modelo 3R não foram utilizados os implantes 02 e 04 (Figura 19). O osso periimplantar apresentou uma decrescente em relação aos valores máximos de tensão, do lado de carga em relação ao lado de balanceio. Os valores nos PPP's e PP's foram simétricos nos implantes 01 e 03 e menores no implante 05.

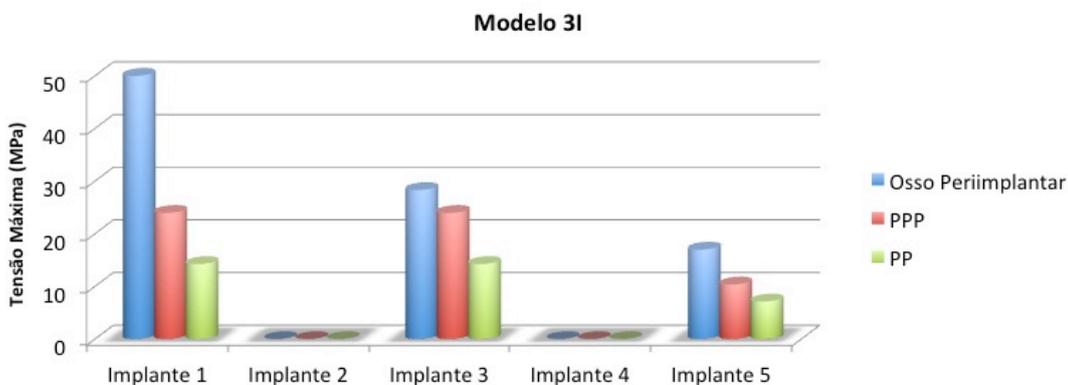


Figura 20. Incidência de tensões máximas no modelo com 3 implantes, sendo os 2 posteriores inclinados (3i)

No gráfico modelo 3i (Figura 20), o osso periimplantar apresentou um grande pico de tensão máxima ao redor do implante 01, com uma decrescente em relação aos implantes 03 e 05 - do lado de carga em relação ao lado de balanceio. Os valores nos PPP's e PP's foram simétricos nos implantes 01 e 03 e menores no implante 05. Nesse modelo não foram utilizados os implantes 02 e 04.

5.2 ANÁLISE DESCRITIVA DAS REGIÕES DE INTERESSE

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 descritiva dos resultados do presente estudo, procurou-se evitar tais picos.

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

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

5.2.1 Modelo com 5 implantes paralelos entre si (5R)

5.2.1.1 Análise da Incidência de Tensões no Tecido Ósseo Cortical do Modelo 5R

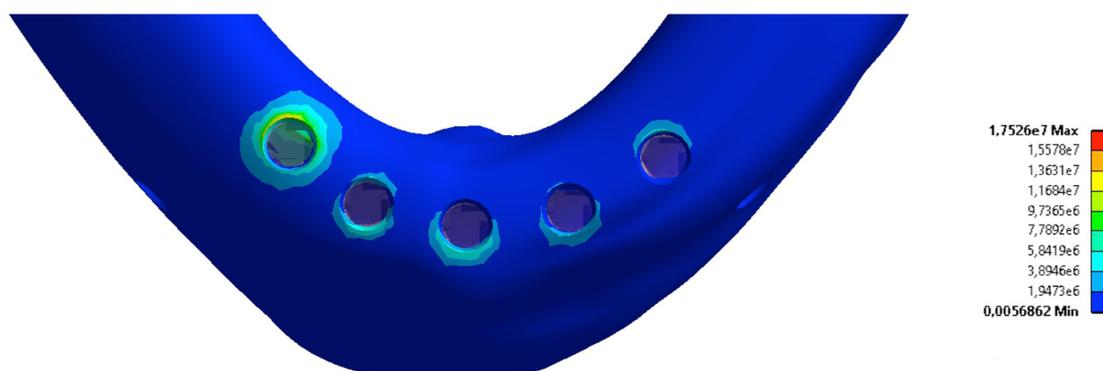


Figura 21. Incidência de tensões nas regiões periimplantares cortical do modelo 5R

Houve uma distribuição relativamente homogênea de tensão ao redor de todo implante 01 (mais adjacente à carga aplicada), embora a maior magnitude localizar-se na região posterior desse mesmo implante. O valor máximo de tensão encontrado nessa região variou de 11,68 MPa a 13,63 MPa. Nos implantes 02, 03, 04, os valores mais elevados de tensão variaram

de 5,84 MPa a 7,79 MPa, localizados na região mais anterior dos mesmos, sendo a maior área de tensão localizada no implante 03. Entretanto, no implante 05 houve uma maior concentração de tensão abrangendo a porção posterior do mesmo, com valores variando de 3,89 MPa a 5,84 MPa – Figura 21.

5.2.1.2 Análise da Incidência de Tensões nos Parafusos dos Pilares Protéticos (PPP) do Modelo 5R

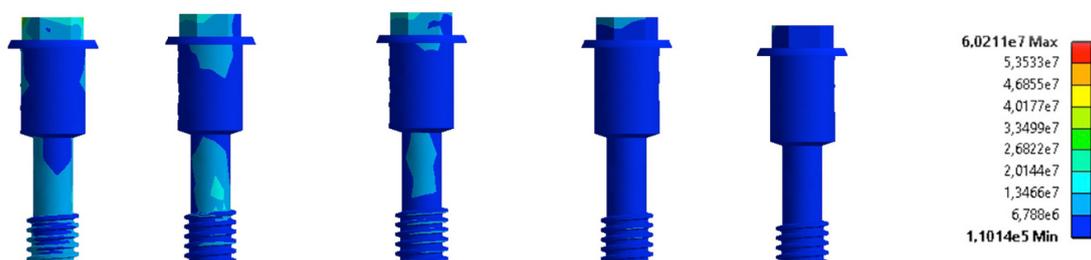


Figura 22. Incidência de tensões nos parafusos dos pilares protéticos do modelo 5R.

Os valores máximos de tensões encontrados nos PPP's localizaram-se nas regiões de fêmeas de roscas dos parafusos protéticos (PP's) - região mais "superior" dos PPP's - dos implantes 01, 02 e 03. A variação nestas regiões foi de 13,47 MPa a 20,14 MPa. No PPP 01, houve uma maior dissipação de tensão nas regiões intermediária e de macho de rosca, variando de 6,80 MPa a 13,47 MPa. Nos PPP's 02 e 03, observou-se uma maior concentração de tensões apenas nas regiões intermediárias dos mesmos (entretanto o PPP 02 apresentou um perímetro maior). Os PPP's 04 e 05 apresentaram variações de magnitudes de tensões de pequenos valores – Figura 22.

5.2.1.3 Análise da Incidência de Tensões nos Parafusos Protéticos (PP) do Modelo 5R



Figura 23. Incidência de tensões nos parafusos protéticos do modelo 5R.

A análise do PP 01, o mais próximo da região de carga, mostra que a maior magnitude de tensão ocorreu na região de primeira rosca (variação de 19,70 MPa a 24,63 MPa). Também nas demais roscas e “pescoço” do PP 01 houve uma variação de tensão de 9,86 MPa a 19,70 MPa. Nos demais parafusos, tensões entre 4,94 MPa a 9,86 MPa foram encontradas nas regiões de rosca, com perímetro decrescendo do PP 02 ao PP 05 – Figura 23.

5.2.2 Modelo com 5 implantes, sendo os 2 posteriores inclinados (5I)

5.2.2.1 Análise da Incidência de Tensões no Tecido Ósseo Cortical do Modelo 5I

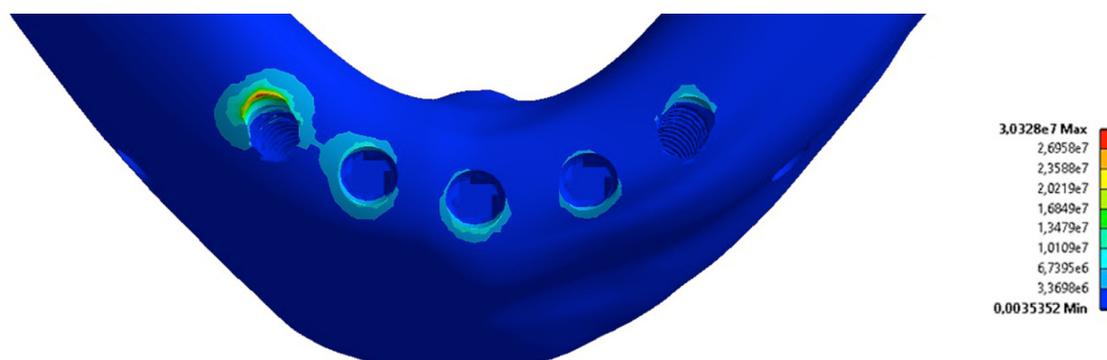


Figura 24. Incidência de tensões nas regiões periimplantares cortical do modelo 5I.

A maior magnitude de tensões foi encontrada na região posterior do implante 01 (mais adjacente à carga aplicada). O valor máximo de tensão encontrado nessa 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 abrangeu 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 – Figura 24.

5.2.2.2 Análise da Incidência de Tensões nos Parafusos dos Pilares Protéticos (PPP) do Modelo 5I

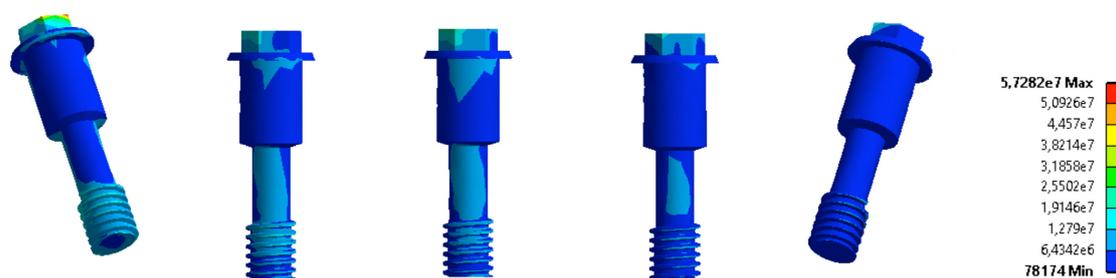


Figura 25. Incidência de tensões nos parafusos dos pilares protéticos do modelo 5I.

O valor máximo de tensão encontrado nos PPP's localizou-se na região de fêmea de rosca do parafuso protético (PP) (região mais “superior” do PPP) do implante 01. A variação nessa região foi de 44,6 MPa a 50,9 MPa. Ainda nesse 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 PPP's 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 PPP's 02 e 03. O PPP 05 (lado de balanceio) apresentou variações de magnitudes de pequenos valores – Figura 25.

5.2.2.3 Análise da Incidência de Tensões nos Parafusos Protéticos (PP) do Modelo 5I



Figura 26. Incidência de tensões nos parafusos protéticos do modelo 5I.

As tensões resultantes nos parafusos protéticos (PP) 02, 03, 04 e 05, foram de pequeno perímetro, variando de 7,99 Mpa a 15,93 MPa. A análise qualitativa do PP 01, o mais próximo da região de carga, mostra que 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 – Figura 26.

5.2.3 Modelo com 4 implantes paralelos entre si (4R)

5.2.3.1 Análise da Incidência de Tensões no Tecido Ósseo Cortical do Modelo 4R.

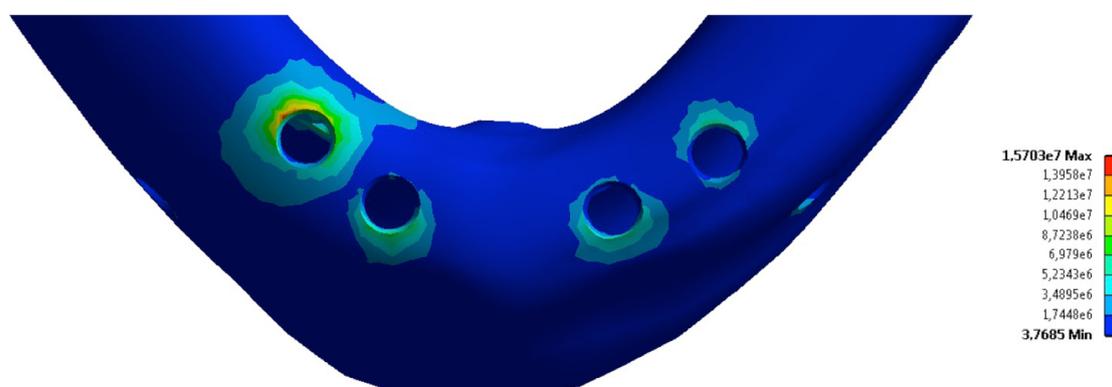


Figura 27. Incidência de tensões nas regiões periimplantares cortical do modelo 4R

Nas simulações com quatro implantes, o implante 03 (implante intermediário) foi excluído. Assim, apenas os implantes 01, 02, 04 e 05 foram utilizados e descritos – Figura 27.

Houve uma distribuição relativamente homogênea de tensão ao redor de todo implante 01 (mais adjacente à carga aplicada), embora a maior magnitude localizar-se na região posterior desse mesmo implante. O valor máximo de tensão encontrado nesta região variou de 10,47 MPa a 12,21 MPa. Nos implantes 02 e 04, os valores mais elevados de tensão variaram de 6,98 MPa a 8,72 MPa, localizados na região mais anterior dos mesmos, sendo a maior área de tensão localizada no implante 02. No entanto, no implante 05 houve uma maior concentração de tensão, abrangendo a porção posterior do mesmo com valores variando de 5,23 MPa a 8,72 MPa – Figura 27.

5.2.3.2 Análise da Incidência de Tensões nos Parafusos dos Pilares Protéticos (PPP) do Modelo 4R

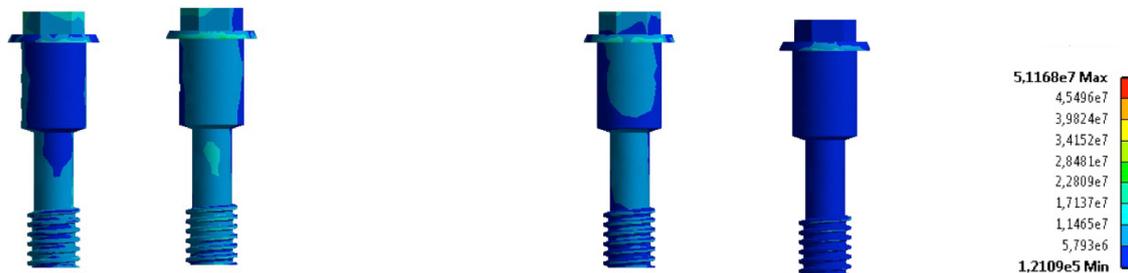


Figura 28. Incidência de tensões nos parafusos dos pilares protéticos do modelo 4R

As maiores tensões encontrados nos PPP's localizaram-se nas regiões de fêmeas de roscas dos parafusos protéticos (PP's) e nas regiões de assentamento ao corpo dos pilares 01, 02 e 04. Nessa última, houve um maior perímetro de tensão no PPP 02. A variação nestas regiões foi de 22,81 MPa a 28,48 MPa. Em relação ao corpo dos parafusos, os PPP's 02 e 04 apresentaram uma distribuição uniforme de tensões em suas regiões anteriores, variando de 5,79 MPa a 11,46 MPa. O PP 01 apresentou essa mesma uniformidade, porém em sua face posterior. O PPP 05 apresentou variações de magnitudes pequenas – Figura 28.

5.2.3.3 Análise da Incidência de Tensões nos Parafusos Protéticos (PP) do Modelo 4R



Figura 29. Incidência de tensões nos parafusos protéticos do modelo 4R

As maiores tensões foram encontradas nas roscas de todos os quatro parafusos protéticos (PP's), com valores máximos que variaram de 18,06 MPa a 22,57 MPa. Entretanto o perímetro encontrado com esta magnitude nos PP 04 e PP 05 foi bastante pequeno. Em relação a região do pescoço, os PP 01 e PP 04 tiveram os maiores valores, variando respectivamente, 18,06 MPa a 22,57 MPa e 13,55 MPa a 18,06 MPa – Figura 29.

5.2.4 Modelo com 4 implantes, sendo os 2 posteriores inclinados (4I)

5.2.4.1 Análise da Incidência de Tensões no Tecido Ósseo Cortical do Modelo 4I

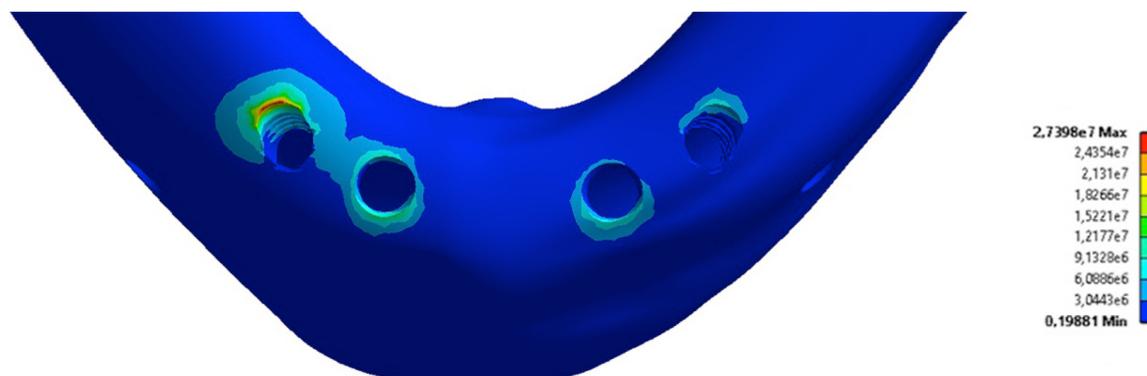


Figura 30. Incidência de tensões nas regiões periimplantares cortical do modelo 4I

A maior magnitude de tensões foi encontrada na região posterior do implante 01 (mais adjacente à carga aplicada). O valor máximo de tensão encontrado nessa região foi de 27,40 MPa. No implante 02, houve uma distribuição relativamente homogênea de tensão, abrangendo praticamente toda a circunferência do implante (com maior pico na porção anterior), variando de 12,18 MPa a 15,22 MPa. No implante 04, houve uma maior concentração na região anterior do mesmo, com valores mais elevados de tensão entre 6,09 Mpa a 12,18 MPa. No implante 05, os valores mais elevados foram encontrados na porção mais posterior (6,09 Mpa a 12,18 MPa), com um perímetro relativamente menor que o implante 04 – Figura 30.

5.2.4.2 Análise da Incidência de Tensões nos Parafusos dos Pilares Protéticos (PPP) do Modelo 4I

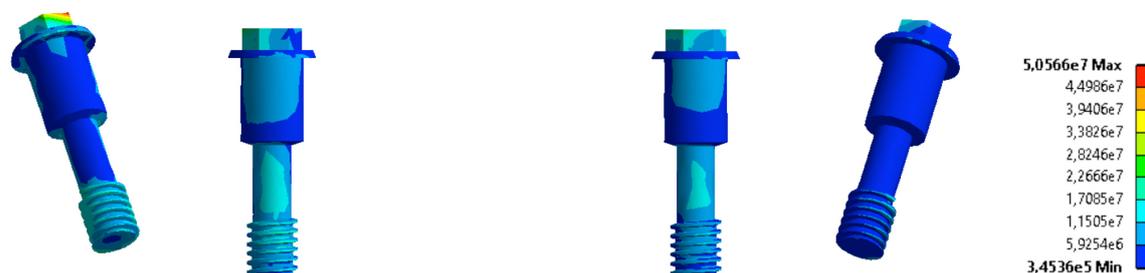


Figura 31. Incidência de tensões nos parafusos dos pilares protéticos do modelo 4I

O valor máximo de tensão encontrado nos PPP's localizou-se na região de fêmea de rosca do parafuso protético (PP) do PPP 01. A variação nesta região foi de 44,98 MPa a 50,57 MPa. Ainda neste mesmo PPP, houve uma dissipação de tensão nas regiões intermediária (porção posterior) e de macho de rosca (toda circunferência), variando de 11,50 MPa a 17,08 MPa. Nos PPP's 02 e 04, observou-se uma concentração nas regiões intermediária e de macho de rosca similares - com variação de 11,50 MPa a 17,08 MPa. No entanto, as tensões máximas nesses parafusos ocorreram na região da fêmea do PP, com valores entre 17,08 MPa a 22,67 MPa. O PPP 05 apresentou pequeno perímetro de pico na região de fêmea de PP (na porção mesial, não anterior) com variação de 11,50 MPa a 17,08 MPa. No corpo desse PPP, as tensões encontradas foram de pequeno valor – Figura 31.

5.2.4.3 Análise da Incidência de Tensões nos Parafusos Protéticos (PP) do Modelo 4I



Figura 32. Incidência de tensões nos parafusos protéticos do modelo 4I

As maiores tensões foram encontradas nas roscas de todos os quatro parafusos protéticos (PP's). No PP 01, houve um grande perímetro de tensão em relação aos demais, com valores máximos que variaram de 25,55 MPa a

30,65 MPa. No PP 02, os picos variaram de 25,55 MPa a 30,65 MPa, com um perímetro mais reduzido se comparado ao PP 01. No PP 04, os picos variaram de 20,45 MPa a 25,55 MPa, com um perímetro ainda menor que o PP 02. O PP 05 apresentou variações máximas entre 10,25 MPa a 15,35 MPa. Em relação a região de pescoço, apenas o PP 01 apresentou tensões significativas (entre 15,35 MPa a 20,45 MPa) – Figura 32.

5.2.5 Modelo com 3 implantes paralelos entre si (3R)

5.2.5.1 Análise da Incidência de Tensões no Tecido Ósseo Cortical do Modelo 3R

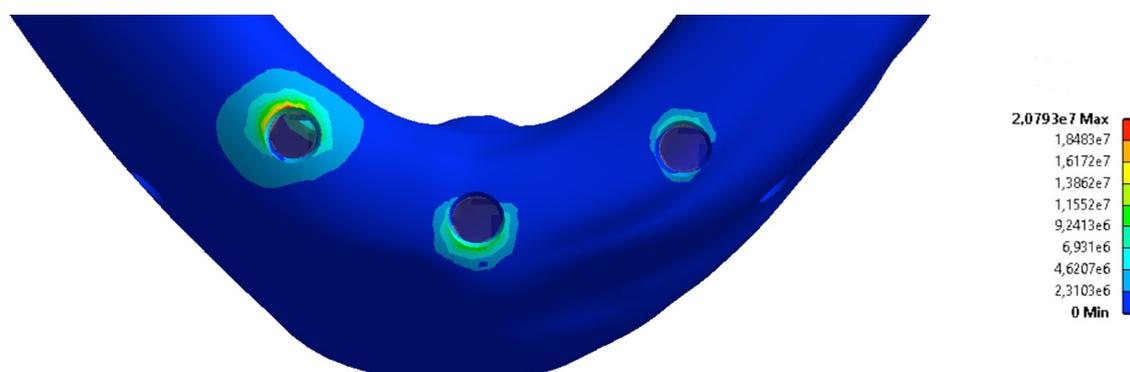


Figura 33. Incidência de tensões nas regiões periimplantares cortical do modelo 3R

Nas simulações com 03 implantes, apenas os implantes 01 (posterior direito, lado da carga), 03 (central) e 05 (posterior esquerdo) foram utilizados e descritos – Figura 33.

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 20,79 MPa. Maiores áreas/perímetros com menor tensão também foram encontradas ao redor desses implantes – sempre na região posterior do mesmo. No implante 03, houve uma distribuição de tensão abrangendo praticamente toda a metade anterior do mesmo (com picos de 11,55 MPa a 13,86 MPa) e na porção posterior as tensões incidentes foram desprezíveis. No implante 05, os valores mais elevados foram encontrados na porção mais posterior (6,93 MPa a 9,24 MPa)

– Figura 33.

5.2.5.2 Análise da Incidência de Tensões nos Parafusos dos Pilares Protéticos (PPP) do Modelo 3R

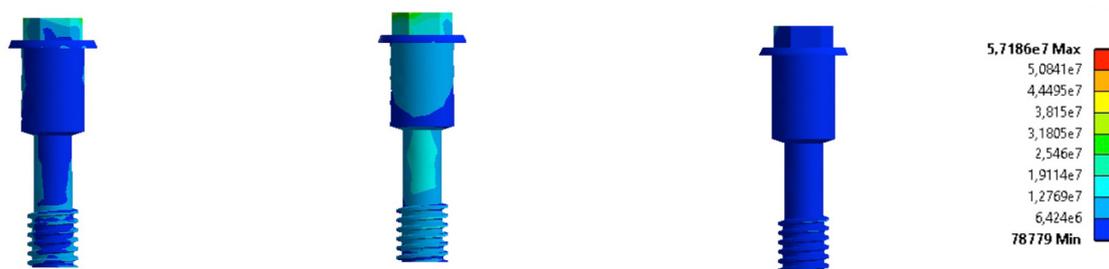


Figura 34. Incidência de Tensões nos parafusos dos pilares protéticos do modelo 3R

As maiores tensões encontradas localizaram-se nas regiões de fêmeas de roscas dos parafusos protéticos (PP's) dos PPP's 01 e 03, com variação de 31,80 MPa a 38,15 MPa. O PPP 01 apresentou uma maior concentração de tensões na região posterior do corpo do pilar, assim como a face anterior do PPP 03 (12,77 MPa a 19,11 MPa). O PPP 05 apresentou variações de magnitudes de tensões mínimas – Figura 34.

5.2.5.3 Análise da Incidência de Tensões nos Parafusos Protéticos (PP) do Modelo 3R



Figura 35. Incidência de Tensões nos parafusos protéticos do modelo 3R

As maiores tensões foram encontradas nas roscas dos PP's 01 e 03 (21,20 MPa a 25,44 MPa), entretanto no PP 01 houve um maior perímetro de tensão em relação ao PP 03. Na região de pescoço, o PP 01 apresentou maior pico em relação ao PP 03 (16,96 MPa a 21,20 MPa e 12,73 MPa a 16,96, respectivamente). O PP 05 apresentou pequeno perímetro de dissipação de tensões na região de rosca (8,49 MPa a 12,73 MPa) – Figura 35.

5.2.6 Modelo com 3 implantes, sendo os 2 posteriores inclinados (3I)

5.2.6.1 Análise da Incidência de Tensões no Tecido Ósseo Cortical do Modelo 3I

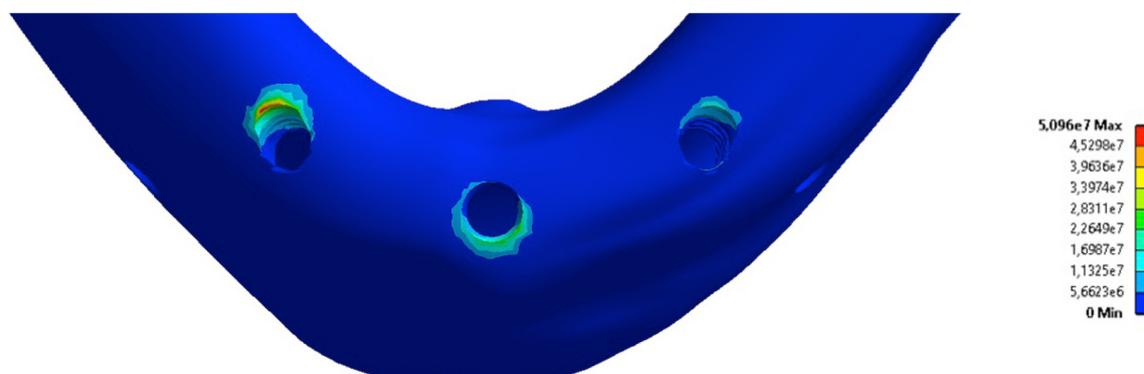


Figura 36. Incidência de tensões nas regiões periimplantares cortical do modelo 3I

A maior magnitude de tensões foi encontrada na região posterior do implante 01 (lado da carga). O valor máximo de tensão encontrado nessa região foi de 50,96 MPa. No implante 03, houve uma distribuição de tensão abrangendo praticamente toda a circunferência do mesmo, com picos de 22,65 MPa a 28,31 MPa concentrados na região anterior. No implante 05, os valores mais elevados foram encontrados na porção mais posterior (11,32 Mpa a 16,99 MPa) – Figura 36.

5.2.6.2 Análise da Incidência de Tensões nos Parafusos dos Pilares Protéticos (PPP) do Modelo 3I

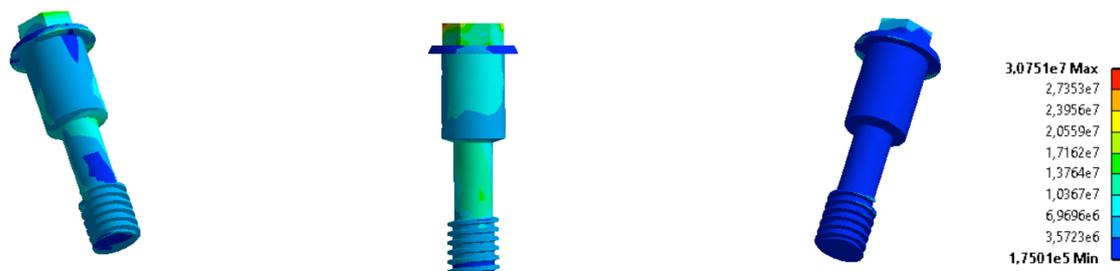


Figura 37. Incidência de tensões nos parafusos dos pilares protéticos do modelo 3I

As maiores tensões, com pequeno perímetro, foram encontradas nas fêmeas de roscas dos PPP's 01 e 03 (20,56 MPa a 23,96 MPa) – porção posterior do PPP 01 e anterior do PPP 03, respectivamente. As regiões de corpo seguiram o mesmo padrão, com áreas maiores de tensão, variando de 17,16 MPa a 20,56 MPa. O PPP 05 teve um pequeno perímetro de dissipação de tensão na região de fêmea de PP, variando de 6,97 MPa a 10,37 MPa – Figura 37.

5.2.6.3 Análise da Incidência de Tensões nos Parafusos Protéticos (PP) do Modelo 3I



Figura 38. Incidência de tensões nos parafusos protéticos do modelo 3I

As maiores tensões, foram encontradas nas de roscas dos PP's 01 e 03 (11,88 MPa a 14,25 MPa). Nas regiões de pescoço, foram observadas tensões semelhantes entre PP 01 e PP 03 (2,38 MPa a 4,75 MPa). Entretanto, no PP 03 houve um pequeno perímetro com tensões mais elevadas na região anterior (7,13 MPa a 9,50 MPa). O PP 05 apresentou, na região de rosca, valores entre 4,75 MPa a 7,13 MPa – Figura 38.

6 DISCUSSÃO

Este é o primeiro estudo que utiliza a metodologia de elementos finitos não linear para desdentados totais, considerando a literatura pesquisada. Neste trabalho, a magnitude das forças de tensão foi afetada - na simulação de próteses totais fixas implantossuportadas (tipo protocolo Brånemark) - tanto pelo número de implantes utilizados quanto pela inclinação dos implantes distais, embora este último fator tenha sido mais relevante, corroborando os resultados encontrados na literatura.^{3,4,9,24}

Em relação à região periimplantar, o implante 01 não apresentou alterações consideráveis nos picos máximos dos modelos com cinco e quatro implantes, tanto no modelo com implantes retos (5R: 13,63 MPa; 4R: 12,21 MPa) quanto nos modelos com os implantes posteriores inclinados (5I: 30,30 MPa; 4I: 27,40 MPa). Entretanto, para o modelo de três implantes, os valores máximos foram numericamente maiores (3R: 20,79 MPa; 3I: 50,96 MPa), resultando em um aumento de aproximadamente 70%, tanto em relação aos modelos com implantes retos quanto inclinados. Em todas as situações testadas, a utilização de implantes inclinados resultou em um aumento das tensões máximas, no implante adjacente a carga, superior a 100% (mais que o dobro do que os picos encontrados nos modelos com todos os implantes paralelos entre si). Estes achados vão contra os resultados encontrados por outros autores em estudos laboratoriais.^{34,42,43} Entretanto, nesses trabalhos, a inclinação dos implantes posteriores gerou uma decorrente redução do cantilever protético, responsável pela incidência de menores tensões no osso periimplantar nessas situações. Outro aspecto a se ressaltar, não considerado no presente estudo, é o fato de a reabsorção óssea periimplantar (próxima a plataforma dos implantes) também ocorrer em função de fatores biológicos - na interface implante/pilar (*gap*) - como o acúmulo de bactérias nesse local.^{2,20}

Skalak (1983) sugere que a utilização de uma mesma carga - em implantes retos e inclinados - resulta em uma maior tensão no osso ao redor destes últimos.⁹ Entretanto, deve-se ressaltar que esses autores realizaram a colagem de extensômetros nos pilares - próximos à conexão com os implantes - para tal dedução. Clinicamente, a inclinação dos implantes posteriores é realizada simultaneamente à distalização da emergência da plataforma dos mesmos, tanto em maxilla quanto em mandíbula.^{3,4,7,23,26,28,29,31,32,36,42,43} A obtenção de um apoio mais distal - e a consequente diminuição da extensão *cantilever* - parece ser relevante para uma melhor distribuição da carga mastigatória. Em próteses totais fixas implantossuportadas mandibulares (tipo Protocolo Brånemark), o ponto de fulcro para a rotação do implante varia em função da posição anatômica dos forames mentoais, bilateral. Quanto mais para “apical” estiverem os forames em relação à crista alveolar, mais “apical” também poderá ser o ponto de fulcro de rotação desses implantes. Assim, maior poderá ser o deslocamento para posterior da plataforma dos implantes e a consequente diminuição do *cantilever* em relação à emergência no tecido ósseo.^{3,4,28} No presente estudo, os implantes posteriores foram inclinados em 27 graus para a distal, tendo a plataforma dos implantes como ponto de fulcro para rotação, o que não resultou em um deslocamento do corpo dos implantes para posterior (e consequentemente nem da emergência da plataforma no tecido ósseo). A distalização dos mesmos acrescentaria uma nova variável ao trabalho e poderia tornar a interpretação dos dados ainda mais complexa. O fato de não haver distalização da plataforma dos implantes - pela inclinação dos mesmos - nesse estudo, pode justificar as maiores tensões encontradas nos implantes inclinados em relação aos implantes posicionados de maneira axial. Fazi et al (2011) encontraram resultados, através de MEF, que mostram que a região periimplantar (e estrutura protética) apresentam menores tensões quando os implantes posteriores são inclinados em 34 graus (*All On Four*).⁵ Entretanto, tal inclinação resultou em uma diminuição do *cantilever* protético devido à distalização da plataforma (redução de 6,4 mm).

Em relação aos modelos com três implantes, a utilização de implantes posteriores inclinados gerou um aumento considerável na tensão máxima do

implante 03 (3R: 13,86 MPa; 3I: 28,31 MPa). Esta tensão na região anterior, de acordo com outros trabalhos da literatura, refere-se a forças de tração resultantes de um movimento de alavanca gerado pela aplicação de carga no extremo livre, tendo os implantes posteriores como fulcro de rotação (forças compressivas).^{3,24} Duyck et al. (2000) observaram comportamento biomecânico similar e denominaram este fenômeno de “efeito dobradiça”.²⁴

Os resultados encontrados nos parafusos dos pilares protéticos (PPP's) - sobre os modelos com implantes retos - mostram um aumento relativamente “simétrico” nas tensões em todos os PPPs, à medida que o número de implantes suporte foi sendo reduzido (5R, 4R, 3R). Para os modelos com cinco e quatro implantes, a inclinação dos implantes posteriores resultou em um aumento nas tensões máximas sobre o PPP 01: 5R (20,14 MPa) e 5I (50,90 MPa) - aproximadamente 150% - e 4R (28,48 MPa) e 4I (50,57 MPa) – aproximadamente 100%. Ainda no PPP 01, o modelo com três implantes, sendo dois distais inclinados - 3I - apresentou valores de tensões máximas menores (23,96 MPa) em relação ao modelo com quatro implantes, também com os dois distais inclinados - 4I (50,57 MPa). Uma possível explicação para essa diferença pode ser a maior distância entre os implantes anteriores (4I) e a melhor distribuição antero-posterior do modelo com três implantes (3I), resultando em um maior braço de resistência. No presente trabalho, não foi realizada uma aproximação dos implantes anteriores para uma melhor possibilidade de comparação entre as posições dos implantes no arco, entre os modelos testados. Fazi et al. (2011) simularam situações realizando a redistribuição dos implantes anteriores, e analisaram as repercussões em osso cortical e medular. Entretanto, nas duas situações (com e sem a aproximação dos implantes anteriores), esses modelos apresentavam os quatro implantes paralelos entre si, somente. O arranjo com os implantes equidistantes entre si apresentou magnitudes de tensão levemente inferiores.⁵

Os pilares protéticos (*abutments*) do tipo *Multi-Unit* são, geralmente, compostos por duas partes: o parafuso do pilar - propriamente dito - e o corpo (base, anel ou cinta), referente à espessura do tecido mucoso. Apesar de fazerem parte de um mesmo componente protético, a dissipação de

tensão nas duas estruturas (parafuso e cinta) é completamente distinta. Neste trabalho foi simulada a utilização de um pilar com 3 mm de altura de cinta e a análise foi feita na região do parafuso. Naconecy et al (2010) avaliaram a distribuição de tensões em pilares do tipo *standard*, com a colagem de extensômetros nas cintas dos mesmos, com 7 mm de altura. Os autores encontraram não haver resultados estatisticamente significantes quando da utilização de quatro ou cinco implantes - entretanto, os achados mostram haver diferença quando da utilização de três.³ Também foram encontrados achados favoráveis para a utilização de implantes inclinados, referente à distribuição de forças nas cintas dos pilares. A utilização de pilares com 7 mm de comprimento nesta situação distalizou o apoio da prótese, diminuindo a extensão cantilever de 15 mm para 12,16 mm. No presente estudo, os resultados mostram um aumento gradativo nas tensões em função da diminuição do número de implantes suporte, também numa proporção inversa, mas nas regiões de parafuso dos pilares. A diminuição de cinco para quatro implantes resultou em um aumento de aproximadamente 40% nas tensões do parafuso do pilar 01 (5R, 20,14 MPa e 4R, 28,48 MPa) e quando o número de implantes suporte diminuiu de cinco para três o aumento foi de praticamente 100% (5R, 20,14 MPa e 3R, 38,15 MPa).

A magnitude de tensões incidentes nos parafusos protéticos adjacentes à carga (PP 01) não foram influenciadas em função do número de implantes, quando os mesmos foram instalados de forma paralela entre si (5R: 24,63 MPa; 4R: 22,57 MPa; 3R: 25,44 MPa). Entretanto, a inclinação dos implantes posteriores gerou alterações aparentemente significativas (5I: 47,7 MPa; 4I: 30,65 MPa; 3I: 14,25 MPa). Nesses últimos, as tensões possivelmente tenham sido dissipadas para outras estruturas aqui não analisadas (revestimento da prótese, infra-estrutura protética, cinta dos pilares protéticos).

Em relação aos modelos com quatro e três implantes - tanto retos como inclinados (4R, 3R, 4I, 3I) - é difícil realizarmos uma tentativa de análise comparativa entre as regiões periimplantares dos implantes anteriores, bem como seus componentes protéticos (PPP e PP), pois os mesmos estão posicionados em diferentes pontos sobre a mandíbula. A região 03 fica

“suprimida” no modelo com quatro implantes, assim como as regiões 02 e 04 não pertencem ao modelo com três implantes. Quanto as regiões dos implantes posteriores (01 e 05), os mesmos pontos são idênticos em todos os modelos testados, quanto a disposição dos mesmos no arco. A presença do implante central (03) confere aos modelos com três implantes (3R e 3I) um comprimento de braço de resistência maior do que no modelo com quatro implantes (4R e 4I), o qual não tem este pilar central (03). Considerando os resultados desse estudo - para a região periimplantar - a formação de um polígono quadrangular, conferiu melhor distribuição de tensões aos implantes posteriores, mesmo com um comprimento do braço de resistência menor, ântero-posterior (Modelo 4R, Implante 01, 12,21 MPa e Modelo 3R, Implante 01, 20,79 MPa; Modelo 4I, Implante 01, 27,40 MPa e Modelo 3I, Implante 01, 50,96 MPa).

A análise isolada do implante 01 é também importante porque é a região adjacente à aplicação da carga - é a que recebe os maiores valores de tensão. A partir desses resultados, podemos supor que a variável “número” de implantes também tenha um papel de suma importância clínica ao prognóstico dos tratamentos, assim como a variável “distribuição” dos mesmos no arco.^{3,5} Brånemark et al. (1999) relataram altos índices de sucesso com próteses totais fixas implantossuportadas por três implantes paralelos entre si, para desdentados mandibulares (*Brånemark Novum®*). Entretanto, neste estudo clínico, foram usados implantes de largo diâmetro (5 mm) - onde implante e pilar também formavam um “único componente” - eliminando um parafuso do sistema implante/pilar/prótese.²²

Em relação às tensões recebidas à cada uma das partes de todo o sistema (osso perimplantar, implantes, componentes protéticos e prótese), alguns aspectos continuam sem uma resposta objetiva, ou consensual, dentro da literatura no que se refere aos limites toleráveis que cada parte pode “suportar” sem que haja qualquer repercussão clínica aos tratamentos reabilitadores sobre implantes. Jemt et al. (1996) realizaram um estudo clínico/radiográfico em que os autores sugerem que o osso marginal periimplantar (cortical) tenha uma determinada tolerância biológica (não sofrendo reabsorção) frente às forças geradas pelas desadaptações.²⁰ O

ideal, ou o que se busca clinicamente, é uma distribuição homogênea das tensões (forças) a cada uma das partes do sistema, seja pela boa adaptação das peças, por uma divisão favorável das cargas mastigatórias ou um adequado desenho da prótese. Nesse sentido, os resultados encontrados no presente estudo devem ser devidamente avaliados nesse aspecto, pois ainda não sabemos objetivamente qual o grau de tensão que pode ser prejudicial a cada uma das partes do sistema, e assim, ocasionar algum tipo de falha mecânica (afrouxamento ou fratura de componentes protéticos, prótese ou dos implantes) ou biológica (reabsorção óssea periimplantar ou falha total da osseointegração).

O presente trabalho baseou-se na utilização de uma mandíbula humana^{46,47} - com suas peculiaridades - e da instalação idealizada dos implantes, com uma emergência favorável na prótese. Conforme Duyck et al. (2000), a transferência de carga dos implantes para o osso depende do tipo de carregamento, da interface osso-implante, do comprimento e diâmetro do implante, da forma e superfície do implante, da infra-estrutura, e da quantidade e qualidade do osso circundante.²⁴ 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 final 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 e situações idealizadas, apresentando variações em suas montagens, visando à maior proximidade com a realidade clínica. Ainda, simplificações realizadas para efeitos de cálculo representam limitações à metodologia.^{5,40,41,42}

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 totais fixas implantossuportadas. 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 0,5.⁴¹ Na interface osso/implante, embora a literatura mostre não haver total contato entre osso e implante⁶ foi considerada osseointegração de 100% para termos de simplificação e análise, pelo fato da região anterior de mandíbula apresentar uma zona de alta densidade óssea.^{5,33,41}

Este trabalho limitou-se à simulação de utilização de uma prótese metalo-plástica, com infraestrutura em liga de cobalto-cromo, revestimento em acrílico e parafusos protéticos em titânio. Atualmente, no Brasil, essa é a opção comumente utilizada pelos profissionais, representando a alternativa preconizada por Brånemark em seu protocolo original.¹ Também é válido ressaltar a grande variabilidade no desenho das infraestruturas nesses tipos de reabilitações (metalo-plásticas para reabilitações totais fixas implantossuportadas) realizadas pelos laboratórios de prótese e/ou solicitadas pelos clínicos, sem um consenso científico. Em outros estudos, os resultados podem apresentar variações devido à opção pela aplicação de diferentes materiais, tanto para infraestrutura quanto para o revestimento e parafusos de fixação.⁴⁰ A magnitude das tensões sobre o conjunto osso/implantes/componentes/prótese está diretamente relacionada com a deformabilidade de todo o sistema, o que pode ocorrer pela deformação elástica da infraestrutura protética e/ou pela micro movimentação entre os componentes. Patterson et al. (1995) realizaram um afrouxamento nos parafusos protéticos em uma volta e verificaram haver como consequência um aumento nas forças compressivas nos pilares adjacentes à aplicação da carga.¹⁴

A distribuição e a magnitude das tensões são o resultado de uma série complexa de fatores mecânicos e biológicos que interagem simultaneamente. Apesar de suas limitações, os estudos *in vitro* possibilitam um melhor controle das variáveis (para que se possa isolar um determinado efeito) na tentativa de explicar ocorrências empíricas para se justificar a aplicação clínica de novos protocolos de tratamento com implantes.

O método de elementos finitos constitui uma ferramenta que possibilita

a análise de tensões resultantes da simulação de forças aplicadas sobre determinadas estruturas, respeitando as propriedades de cada material.^{5,33,34,35,37,40,41,42,43} Todavia, simplificações, tanto na geometria dos sólidos quanto no comportamento mecânicos das diferentes estruturas, são necessários para fins de simplificação de cálculos durante a simulação dos testes. No presente estudo, foi simulada uma prótese total fixa implantossuportada instalada sobre cinco implantes, posicionados de uma maneira ideal, equidistantes entre si. Alterações no posicionamento e no distanciamento entre os implantes podem resultar em alterações nas magnitudes e nos padrões de dissipação de tensões aqui encontrados.

Futuros trabalhos nesta linha de pesquisa devem acrescentar outras variáveis relacionadas ao complexo sistema prótese/pilar/implante/osso (principalmente a distalização das plataformas dos implantes, diferentes inclinações dos mesmos e comprimentos de extensão *cantilever*) aumentando a previsibilidade de sucesso e sobrevida nos tratamentos reabilitadores. Diferentes distribuições e inclinações dos implantes, bem como um desenho adequado da prótese, poderão melhorar a relação custo-benefício e assim otimizar os tratamentos propostos.

7 CONCLUSÕES

Dentro dos objetivos propostos, da metodologia empregada e dos resultados obtidos, pode-se sugerir que:

- A inclinação de implantes posteriores, em próteses totais fixas implantossuportadas sem a distalização das plataformas dos mesmos, mostra-se desfavorável no que diz respeito à incidência de tensões no osso periimplantar cortical;
- As simulações com três implantes, em osso perimplantar cortical, apresentaram magnitudes de tensões maiores quando comparados aos modelos com quatro e cinco implantes, tanto com implantes distais paralelos quanto inclinados em vinte e sete graus;
- O osso periimplantar cortical, parafuso do pilar protético (PPP) e o parafuso protético (PP) adjacentes à região ao *cantilever* sob carga, recebem os maiores picos e distribuição de tensões, independente do número de implantes e da inclinação;

8 REFERÊNCIAS

1. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, 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. Dinato JC. Análise da adaptação de prótese sobre implantes através do MEV em três momentos após confecção individual dos retentores pelo sistema procera, soldados a laser e com a cerâmica aplicada (estudo in vitro) [tese]. Florianópolis (SC): Universidade Federal de Santa Catarina; 2002.
3. Naconecy MM, Geremia T, Cervieri A, Teixeira ER, Shinkai RS. Effect of the number of abutments on biomechanics of Brånemark prosthesis with straight and tilted distal implants. *J Appl Oral Sci.* 2010;18:178-85.
4. Geremia T, Naconecy MM, Mezzomo LA, Cervieri A, Shinkai RSA. Effect of cantilever length and inclined implants on axial force and bending moment in implant-supported fixed prostheses. *Rev Odonto Ciên.* 2009;24:145-50.
5. 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;26:752-9.
6. 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;26:640-3.
7. Krekmanov L, Khan M, Rangert B, Lindstrom H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15:405-14.
8. Bidez MW, Misch CE. Clinical biomechanics. In: Misch CE. *Contemporary implant dentistry.* 2nd.ed. St. Louis: Mosby, 1999. p.279-307.
9. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983;49:843-8.

10. Davis DM, Zarb GA, Chao YL. Studies on frameworks for osseointegrated prostheses: Part 1. The effect of varying the number of supporting abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1988;3:197-201.
11. Bahat O. Osseointegrated implants in the maxillary tuberosity: report on 45 consecutive patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7:459-67.
12. Glantz PO, Rangert B, Svensson A, et al. On clinical loading of osseointegrated implants: a methodological and clinical study. *Clin Oral Implants Res*. 1993;4:99-105.
13. Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995;10:188-98.
14. Patterson EA, Burquete RL, Thoi MH, Johns RB. Distribution of load an in oral prosthesis system: an *in vitro* study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995;10:552-60.
15. Brånemark PI, Svensson B, Van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res*. 1995;6:227-31.
16. Balshi TJ, Lee HY, Hernandez RE. The use of pterygomaxillary implants in the partially edentulous patient: a preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995;10:89-98.
17. Mailath-Pokorny G, Solar P. Biomechanics of endosseous implants. In: Watzek G, editor. *Endosseous implants: scientific and clinical aspects*. Chicago: Quintessence; 1996. p. 291-318.
18. Assif D, Marshak B, Horowitz A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent*. 1996;75:285-91.
19. Venturelli A. A modified surgical protocol for placing implants in the maxillary tuberosity: clinical results at 36 months after loading with fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11:743-9.
20. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11:620-5.
21. Fernández Valerón J, Fernández Velázquez J. Placement of screw-type implants in the pterygomaxillary-pyramidal region: surgical procedure and preliminary results. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997;12:814-9.

22. Brånemark PI, Egstrand P, Ohnell LO, et al. Brånemark Novum: a new treatment concept for rehabilitation of the edentulous mandible. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 1999; 1:2-16.
23. Krekmanov L. Placement of posterior mandibular and maxillary implants in patients with severe bone deficiency: a clinical report of procedure. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15:722-30.
24. Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11:465-75.
25. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001;85:585-98.
26. Aparicio C, Perales P, Rangert B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2001;3:39-49.
27. Bezerra FJB, Vasconcelos LW, Azoubel E. Técnica de implantes inclinados para tratamento da maxila edêntula. *Innov J.* 2001;6:31-5.
28. De Leo C, Geremia T, Lacroix C, Lacroix F. Carga imediata em implantes osseointegrados inclinados: aumentando a superfície de ancoragem – relato de dois casos. *Rev Odonto Ciênc.* 2002;17:231-8.
29. Maló P, Rangert B, Nobre M. "All-on-Four" immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5 (suppl 1):2-9.
30. Vasconcelos LW, Petrilli G, Paleckis LP, Ueno RMT. Implantes inclinados no sentido pósterio-anterior da maxila: apresentação de caso clínico. *Rev Assoc Paul Cir Dent.* 2003;57:434-8.
31. Ferreira AR, Bezerra FJB, Souza SWS. O uso de implantes inclinados com carga imediata funcional na reabilitação da maxila completamente edêntula. *Innov J.* 2005;9:33-8.
32. Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Impl Dent Rel Res.* 2005;7(suppl 1):s88-94.
33. 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;30:218-25.

34. Bevilacqua M, Tealdo T, Pera F, et al. Three-dimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and cantilever lengths. *Int J Prosthodont*. 2008;21:539-42.
35. Rubo JH, Souza EAC. Finite element analysis of stress in bone adjacent to dental implants. *J Oral Implantol*. 2008;34:248-55.
36. Begg T, Geerts GA, Gryzagoridis J. Stress patterns around distal angled implants in the all-on-four concept configuration. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24:663-71.
37. Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, 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;24:511-7.
38. 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;20:601-7.
39. Ogawa T, Dhaliwal S, Naert I, 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;23:566-73.
40. Rubo JH, Capello Souza EA. Finite-element analysis of stress on dental implant prosthesis. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010;12:105-13.
41. 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;26:1279-87.
42. 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;26:776-81.
43. Kim KS, Kim YL, Bae JM, Cho HM. Biomechanical comparison of axial and tilted implants for mandibular full-arch fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26:976-84.
44. 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: 1526-31.

45. 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;71:856-64.
46. 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.
47. 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.
48. Roy M. Pyorrhea alveolaris: Its nature, pathogeny and treatment. *Dental Cosmos.* 1930;4:390-9.

ANEXO – CARTA DE APROVAÇÃO*Comissão Científica e de Ética
Faculdade da Odontologia da PUCRS*

Porto Alegre 31 de outubro de 2012

O Projeto de: Tese

Protocolado sob nº: 0031/12

Intitulado: Efeito da inclinação e do número de implantes em próteses tipo protocolo Branemark: análise de elemento finito com modelo tridimensional

Pesquisador Responsável: Profa. Dra. Rosemary Sadami Arai Shinkai

Pesquisadores Associados: Tomás Geremia; Leonardo Hoffmann de Barcellos

Nível: Tese / Doutorado

Foi **aprovado** pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS em 31 de outubro de 2012.

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