JOSÉ AUGUSTO CONDE NETO

**Estudo sobre o comportamento biomecânico de implantes curtos com
variação da espessura da cortical óssea por meio do
método dos elementos finitos**

São Paulo

2012

JOSÉ AUGUSTO CONDE NETO

**Estudo sobre o comportamento biomecânico de implantes curtos com
variação da espessura da cortical óssea por meio do
método dos elementos finitos**

Versão Corrigida

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o título de Mestre, pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas.

Área de Concentração: Prótese Dentária

Orientador: Prof. Dr. Matsuyoshi Mori

São Paulo

2012

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catálogo-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Conde Neto, José Augusto.

Estudo sobre o comportamento biomecânico de implantes curtos com variação da espessura da cortical óssea por meio do método dos elementos finitos / José Augusto Conde Neto : orientador Matsuyoshi Mori. -- São Paulo, 2012.

95 p. : fig., graf. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) -- Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas. Área de concentração: Prótese Dentária. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão original.

1. Implantes dentários. 2. Mandíbula. 3. Osso e ossos. 4. Pré-Molar I. Mori, Matsuyoshi. II. Título.

Conde Neto JA. Estudo sobre o comportamento biomecânico de implantes curtos com variação da espessura cortical óssea por meio do método dos elementos finitos. Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências Odontológicas.

Aprovado em: / /2012

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

A meus pais JOSÉ AUGUSTO E SYLVIA, por tudo.

Às minhas irmãs CLÁUDIA E SILVIA HELENA, mesmo longe,
sempre presentes.

A LARISSA, pelo apoio e carinho.

Ao Prof. Dr. MATSUYOSHI MORI, pela orientação, amizade, construção de conhecimento e determinação incansável.

Ao Prof. Dr. JOSÉ ANTONIO LUPI DA VEIGA, pela amizade, incentivo e grande colaboração neste estudo.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. PEDRO ANTONIO SANTORO SALOMÃO, pela amizade desde a infância e colaboração neste trabalho

Ao engenheiro da empresa ESI-group, ARTHUR DE ARANHA CAMANHO, também amigo de infância, agradeço a grande cooperação na elaboração deste estudo.

À cirurgiã dentista. PATRÍCIA ASANUMA HIRAYAMA, pela amizade e apoio sempre presentes.

Ao Prof.Dr. WASHINGTON STEAGALL, pelo auxílio na elaboração e interpretação dos gráficos deste estudo.

Aos amigos e funcionários do Departamento de Prótese da FOUSP, pelo companheirismo e amizade.

Ao Sr. PEDRO NORITOMI do CENTRO DE TECNOLOGIA DA INFORMAÇÃO RENATO ARCHER (CTI – CAMPINAS –SP), pela orientação e cooperação neste estudo.

Ao funcionários da empresa ESI-Group pela colaboração neste trabalho.

Aos funcionários da biblioteca da FOUSP, pelo apoio e suporte para a elaboração deste trabalho.

" Todo nosso conhecimento tem seu princípio nos sentidos"

Leonardo da Vinci

RESUMO

Conde Neto JA. Estudo sobre o comportamento biomecânico de implantes curtos com variação da espessura da cortical óssea por meio do método dos elementos finitos [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2012. Versão corrigida.

Este estudo teve como objetivo analisar e comparar o comportamento biomecânico de um implante de comprimento curto com um implante de comprimento padrão, no que diz respeito às tensões ósseas ao redor do implante. Foi considerado como variável o aumento da espessura óssea cortical, em dois tipos: fino e espesso. Os modelos de elementos finitos em três dimensões (3D) foram criados a partir de uma secção de mandíbula de 20 mm, referente ao segundo pré-molar, com um implante endósseo único inserido dentro do osso esponjoso com cortical fina de 0,5 mm e cortical espessa de 2,0 mm. Uma carga oclusal vertical de 100 N e uma carga oblíqua de 40 N foram aplicadas. Os ossos cortical e esponjoso foram considerados isotrópicos e linearmente elásticos e o critério de avaliação foi o de tensões de von Mises. O implante curto utilizado foi de 4,1 mm de diâmetro por 6,0 mm de comprimento, e o implante padrão de 4,1 mm de diâmetro por 10,0 mm de comprimento (ambos da marca Straumann®). A prótese sobre o implante foi composta por um pilar sólido de 5,5 mm de altura e por uma coroa de segundo pré-molar. Conforme as simulações pelo MEF, pôde-se concluir que: 1) O aumento da espessura óssea favoreceu uma melhor distribuição das tensões, registrando valores mais baixos na região cervical cortical. 2) O modelo de implante curto na situação de cortical espessa apresentou melhores resultados biomecânicos comparado com o modelo de implante padrão na situação de cortical fina.

Palavras-chave: Implante dentário. Mandíbula. Osso e ossos. Dente pré-molar. Simulação por computador. Titânio.

ABSTRACT

Conde Neto JA. Biomechanical behavior of short implants varying thickness of cortical bone by finite element method [dissertation]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2012. Versão corrigida.

The aim of this monograph was to analyze and compare the biomechanical behavior of a short length implant against a standard length implant, regarding stress distribution on the bone around the implant. Bone cortical thickness of the ridge was considered as thin and thick. The 3D finite element models were created of a 20-mm second premolar section of the mandible with a single endosseous implant embedded in cancellous bone with thin cortical of 0.5 mm and with thick cortical of 2.0 mm. A vertical occlusal load of 100 N and an oblique load of 40 N were applied. The cortical and cancellous bone were considered to be isotropic and linearly elastic. Von Mises stress criterion was used for analysis. The short implant used was of 4.1 mm of diameter and 6 mm in length, and the standard implant was of 4.1 mm of diameter and 10 mm in length (both Straumann ®). The prosthesis on the implant consisted of a solid abutment of 5.5 mm in height and a crown of second premolar. Conclusions: 1) Increasing bone thickness favored a better stress distribution, showing lower values in the cervical cortical bone. 2) Short implants with thin cortical situations showed better biomechanical results compared to standard implants with thick cortical situations.

Keywords: Endosseous Dental Implant. Finite Element Analysis. Short Implant. Mandible. Crestal Bone. Bone Thickness.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 2.1 - Esquema da deformação óssea causada por forças musculares	21
Figura 2.2 - Esquema conceitual de esforços	22
Figura 2.3 - Ilustração gráfica de Tensão x Deformação	23
Figura 2.4 - Classificação do padrão de reabsorção do processo alveolar mandibular	36
Figura 2.5 - Descrição anatômica da mandíbula	38
Figura 2.6 - Mandíbula real dissecada, com trabeculado ósseo medular detalhado	38
Figura 2.7 - Esquema de mecanismo biológico de adaptação óssea biomecânica.....	39
Figura 2.8 - a) Osteócitos isolados em cultura b) Osteócitos envolvidos pela matriz mineral óssea com imagem de microscópio eletrônico	42
Figura 4.1 - Implantes da marca Straumann com 10,0 mm e 6,0 mm de comprimento, respectivamente	44
Figura 4.2 - Implante padrão de 10,0 mm de comprimento e pilar com altura de 5,5 mm.	45
Figura 4.3 - Implante curto de 6,0 mm com pilar de 5,5 mm	46
Figura 4.4 - Conjunto referente à coroa do segundo pré-molar inferior e implante padrão de 10,0 mm	46
Figura 4.5 - Conjunto referente à coroa do segundo pré-molar inferior e implante curto de 6,0 mm	47
Figura 4.6 - Modelo virtual de mandíbula utilizado para obtenção do seguimento correspondente aos premolares (fornecido pelo CTI – Campinas - SP)	48
Figura 4.7 - Desenho esquemático do implante inserido em segmento ósseo de mandíbula referente à região de segundo pré-molar	48
Figura 4.8 - Criação do modelo virtual de mandíbula com o posicionamento do implante.....	49
Figura 4.9 - Inserção dos implantes em bloco virtual de espessura cortical fina de 0,5 mm e espessura cortical grossa de 2,0 mm	50
Figura 4.10 - Aplicação da carga axial dividida em 3 pontos oclusais.....	51

Figura 4.11 - Ponto de aplicação da carga oblíqua à 45 graus na vertente externa da cúspide de suporte	52
Figura 4.12 - Divisão das áreas a serem estudadas e suas descrições. Região A) situada na Cortical óssea cervical. Região B) porção média do implante. Região C) apical do implante. V= superfície vestibular. L= superfície lingual	54
Figura 5.1 - Corte frontal do modelo padrão com cortical fina e carga vertical.....	56
Figura 5.2 - Vista oclusal da região A do modelo padrão com cortical fina e carga vertical.....	56
Figura 5.3 - Corte frontal do modelo curto com cortical fina e carga vertical	57
Figura 5.4 - Vista oclusal da região A do modelo curto cortical fina e carga vertical	57
Figura 5.5 - Corte frontal do modelo padrão com cortical fina e carga oblíqua	59
Figura 5.6 - Vista oclusal da modelo padrão com cortical fina e carga oblíqua.....	59
Figura 5.7 - Corte frontal do modelo curto com cortical fina e carga oblíqua	60
Figura 5.8 - Vista oclusal da região A do modelo curto com cortical fina e carga oblíqua	60
Figura 5.9 - Corte frontal do modelo padrão com cortical espessa e carga vertical	62
Figura 5.10 - Vista oclusal da região A do modelo padrão com cortical espessa e carga vertical.....	62
Figura 5.11 - Corte frontal do modelo curto com cortical espessa e carga vertical ...	63
Figura 5.12 - Vista oclusal da região A do modelo curto com cortical espessa e carga vertical.....	63
Figura 5.13 - Corte frontal do modelo padrão com cortical espessa e carga oblíqua	65
Figura 5.14 - Vista oclusal da região A do modelo padrão com cortical espessa e carga oblíqua	65
Figura 5.15 - Corte frontal do modelo curto com cortical espessa e carga oblíqua	
Figura 5.16 - Vista oclusal da região A do modelo curto com cortical espessa e carga oblíqua	66
Gráfico 5.1 - Deformação com os valores de porcentagem para todas as variáveis	67
Figura 5.17 - Corte frontal do modelo curto com cortical fina e carga vertical.....	68

Figura 5.18 - Vista oclusal da região A do modelo curto com cortical fina e carga vertical.....	68
Figura 5.19 - Corte frontal do modelo curto com cortical espessa e carga vertical ...	69
Figura 5.20 - Vista oclusal da modelo curto com cortical espessa e carga vertical ...	69
Figura 5.21 - Corte frontal do modelo curto com cortical fina e carga oblíqua	71
Figura 5.22 - Vista oclusal da região A do modelo curto com cortical fina e carga oblíqua	71
Figura 5.23 - Corte frontal do modelo curto com cortical espessa e carga oblíqua ...	72
Figura 5.24 - Vista oclusal da região A do modelo curto com cortical espessa e carga oblíqua	72
Figura 5.25 - Corte frontal do modelo padrão com cortical fina e carga vertical	74
Figura 5.26 - Vista oclusal da região A do modelo padrão com cortical fina e carga vertical.....	74
Figura 5.27 - Corte frontal do modelo curto com cortical espessa e carga axial	75
Figura 5.28 - Vista oclusal da região A do modelo curto com cortical espessa e carga vertical.....	75
Figura 5.29 - Corte frontal do modelo padrão com cortical fina e carga oblíqua	77
Figura 5.30 - Vista oclusal da região A do modelo padrão com cortical fina e carga oblíqua	77
Figura 5.31 - Corte frontal do modelo curto com cortical espessa e carga oblíqua ...	78
Figura 5.32- Vista oclusal da região A do modelo curto com cortical espessa e carga oblíqua	78

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

GPa	Gigapascal
MEF	Método dos elementos finitos
MPa	Megapascal
μE	Microdeformações
mm	Milímetro
μm	Micrômetro
N	Newton

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	17
2 REVISÃO DA LITERATURA	18
2.1 Estudos Clínicos.....	18
2.2 Carga mecânica	20
2.2.1 Conceitos de carga e tensão mecânica.....	20
2.2.2 Conceito de esforços	22
2.2.3 Conceitos de elasticidade e deformação plástica	23
2.3 Método dos Elementos Finitos (MEF)	24
2.3.1 O modelo matemático.....	24
2.3.2 Utilização, importância e limitação do método.....	25
2.3.3 Estudos Científicos.....	26
2.4 Biomecânica.....	35
2.4.1 Anatomia.....	35
2.4.2 Comportamento biomecânico	39
2.5 Mecanotransdução	41
3 PROPOSIÇÃO	43
4 MATERIAL E MÉTODOS	44
4.1 Seleção do Implante.....	44
4.2 Modelamento do Implante em CAD Tridimensional	45
4.3 Modelamento do Pilar e da Coroa Dental.....	45
4.4 Desenho Técnico da Mandíbula.....	47
4.5 Inserção do Implante na Mandíbula	49
4.6 Simulação e Análise pelo Método dos Elementos Finitos	50
4.7 Condições Mecânicas Aplicadas à Simulação	52
4.7.1 Osso cortical.....	53
4.7.2 Osso Medular.....	53
4.7.3 Implante, pilar e coroa	53
4.7.4 Simplificações do modelo (MEF)	53
4.8 Seleção das Regiões nos Modelos para Coleta dos Resultados	54
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO	55

5.1 Simulações das distribuições das tensões dos implantes padrão e curto com cortical fina e carga vertical	56
5.2 Simulações das distribuições das tensões dos implantes padrão e curto com cortical fina e carga oblíqua.....	59
5.3 Simulações das distribuições das tensões dos implantes padrão e curto com cortical espessa e carga vertical	62
5.4 Simulações das distribuições das tensões dos implantes padrão e curto com cortical espessa e carga oblíqua	65
5.5 Simulações das distribuições das tensões dos implantes curtos com cortical fina e cortical espessa e carga vertical	68
5.6 Simulações das distribuições das tensões dos implantes curtos com cortical fina e cortical espessa e carga oblíqua	71
5.7 Simulações das distribuições das tensões do implante padrão com cortical fina e implante curto com cortical espessa e carga vertical	74
5.8 Simulações das distribuições das tensões do implante padrão com cortical fina e implante curto com cortical espessa e carga oblíqua	77
6 CONCLUSÕES	80
REFERÊNCIAS	81
ANEXO A	90

1 INTRODUÇÃO

Os implantes osteointegrados mesmo consolidados como instrumento da terapia reabilitadora ainda apresentam alguns desafios técnicos em sua evolução e aprimoramento. Embora suas altas taxas de sucesso clínico confirmem sua aplicabilidade (Adell et al., 1981), permanece ainda, um questionamento sobre o real comportamento físico das cargas oclusais e suas interações com o osso que suporta o implante.

A utilização de implantes mais curtos possibilita a terapia principalmente em áreas de severa atrofia alveolar ou próximo a estruturas vitais, como seios maxilares e canal mandibular. Esta redução no comprimento do implante, de acordo com a disponibilidade de volume ósseo, evita a necessidade de técnicas cirúrgicas complexas com alto índice de morbidade, como enxertos e lateralização de nervo alveolar inferior.

Os implantes de menor comprimento, nos últimos anos experimentaram uma melhora nas taxas de sucesso devido à texturização de sua superfície, o que aumenta a área de contato com o osso (Misch, 2006).

Como o ambiente de deformação ao redor de um implante endósseo é complexo, isto é, sujeito às variáveis de densidade, volume e formato ósseo, a utilização de simulações computadorizadas permite analisar diferentes cenários de forma rápida e eficaz, ao contrário de estudos em laboratório.

O objetivo deste estudo foi, por meio de um modelo matemático de simulação pelo método dos elementos finitos (MEF) tridimensionais, analisar o comportamento da distribuição das cargas oclusais verticais e oblíquas sobre o osso mandibular em implantes de comprimento curto de 6,0 mm e compará-los com implantes de comprimento padrão de 10,0 mm. Para tanto, serão simuladas duas situações clínicas onde a variação da espessura da cortical óssea do rebordo alveolar será considerada fina de 0,5 mm e espessa de 2,0 mm.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Para melhor entendimento do embasamento teórico-científico, dividiu-se a revisão da literatura conforme os assuntos relacionados: estudos clínicos, carga mecânica, método dos elementos finitos, biomecânica e mecanotransdução.

2.1 Estudos Clínicos

Os estudos clínicos recentes revelam que a taxa de sucesso de implantes curtos é similar à de implantes longos.

A seguir será descrita uma análise de estudos clínicos, de revisão de literatura e em animais sobre as taxas de sucesso de implantes curtos:

- Buser et al. (1998) reportaram que o uso de implantes curtos traria vantagens significativas em combinação com implantes longos. O objetivo seria o de evitar procedimentos cirúrgicos prévios, tais como levantamento de seio maxilar nas regiões posteriores de maxila.

- Deporter et al. (2001), em seu estudo clínico utilizando implantes (Endopore) de 7,0 mm ou 9,0 mm, obtiveram uma taxa de sucesso de 100%;

- Bernard et al. (2003) realizaram um estudo em animais comparando a ancoragem de implantes lisos de 10,0 e 7,0 mm de comprimento(Branemark) a implantes de superfície tratada de 10,0 e 6,0 mm (ITI) e observaram que os implantes com microtextura apresentaram valores de contra-torque de remoção significativamente superiores aos implantes lisos.

- Griffin e Cheung (2004) utilizando implantes com superfície de hidroxiapatita de 8,0 mm obtiveram 100 % de sucesso, em seu estudo clínico retrospectivo;

- Gentile et al. (2005), em seu estudo clínico coorte retrospectivo com implantes (Bicon) de 5,7 mm, obtiveram uma taxa de sucesso de 92,20%;

- Goené et al. (2005) utilizando implantes (Osseotite®) de 7,0 e 8,5 mm obtiveram 95,80% de sucesso, em seu estudo multicêntrico retrospectivo;

- Misch (2005), em sua revisão de literatura revelou que implantes menores do que 10 mm apresentavam, contrariamente, taxas mais altas de falha do que implantes mais longos;

- Tawil et al. (2006) preconizaram o uso de implantes curtos menores do que 10 mm, mesmo utilizando implantes lisos (Branemark System);
- Arlin (2006) em seu estudo clínico usando implantes de 6,0 mm e 8,0 mm (Straumann®), obtiveram uma taxa de sucesso de 94,30% e 99,30%, respectivamente;
- Das Neves et al. (2006) em sua análise de estudos longitudinais constatou que em um total de 16.344 implantes, obteve-se uma taxa de sucesso de 90,30% para implantes de 7,0 mm;
- Romeo et al. (2006), em seu estudo longitudinal cumulativo de 14 anos, compararam implantes padrão de 10,0 mm e curto de 8,0 mm, verificando taxas de sucesso de 97,10% e 97,70%, respectivamente;
- Maló et al. (2007) utilizando implantes de 7,0 mm e 8,5 mm obtiveram taxa de sucesso de 96,20% e 97,10%, tanto em maxila como em mandíbula;
- Renouard e Nisand (2006) em sua revisão de literatura reportaram piores taxas de sucesso para implantes curtos e lisos, mas similares aos implantes convencionais quando foram usados protocolos cirúrgicos e tratamentos de superfície;
- Misch et al. (2006) em seu estudo com implantes de 7,0 mm ou 9,0 mm obtiveram taxa de sucesso de 98,90% em regiões posteriores de maxila e mandíbula, recomendando cuidados com a oclusão, contenção e seleção do implante;
- Morand e Irinakis (2007), em sua revisão de literatura confirmaram o utilização de implantes curtos para regiões posteriores de maxila, mas enfatizaram que deve haver um cuidado na seleção do caso e seus riscos;
- Degidi et al. (2007) em seu estudo de carga imediata com implante menor ou igual a 10 mm obtiveram 97,70 % de sucesso;
- Anitua et al. (2008) utilizando implantes de 7,0 mm a 8,5 mm obtiveram 99,20 % de sucesso, em estudo coorte retrospectivo;
- Fugazzotto et al. (2008), em sua análise clínica retrospectiva com 2.073 implantes curtos, variando entre 6,0 e 9,0 mm, obtiveram uma taxa de sucesso de 98,10% a 99,70 %;
- Renouard e Rangert (2008) alegaram que o uso de protocolos cirúrgicos e implantes com morfologia apropriada permitiu obter as mesmas taxas de sucesso implantes de comprimento padrão, com aproximadamente 98,00 % a 98,50 %;

- Grant et al. (2009) em seu estudo com implantes de 8,0 mm em mandíbula obtiveram uma taxa de sucesso de 99,00 %, com 2 anos de acompanhamento;
- Corrente et al. (2009), em um período de 36 meses, obtiveram 97,92 % de sucesso com implantes variando de 5,0 e 7,0 mm de comprimento;

A maior parte dos estudos advoga que as taxas de sucesso dos implantes rosqueáveis de hexágono externo e de comprimento curto aumentaram consideravelmente com a utilização de superfícies de microtextura, se comparados com implantes usinados e lisos. Este posicionamento contradiz estudos antigos (Jemt, 1991; Moy; Bain, 1992) que demonstravam que as taxas de sucesso de um implante seriam proporcionais ao seu comprimento.

Segundo Misch (2006), a texturização da superfície do implante com coberturas de spray de plasma pode aumentar até 600% a mais de área de superfície. Entretanto, um total de no máximo 30% dessa área é realmente exposta ao osso para carga compressiva ou de tensão.

2.2 Carga Mecânica

Para um melhor entendimento do comportamento mecânico das cargas sobre os implantes, serão abordados alguns conceitos que fundamentarão a discussão deste estudo.

2.2.1 Conceitos de carga e tensão mecânica

A força mastigatória é exercida pelos músculos, onde a elevação da mandíbula e seus movimentos laterais exercem uma carga mecânica sobre os dentes, que é transmitida para o osso. Neste, a carga transforma-se em tensão mecânica de acordo com a área de osso sujeita ao carregamento. Desta forma, pode-se definir que:

$$\text{Tensão} = \text{força} / \text{área} \text{ (Chen; Han, 2007; Tensão mecânica, 2012)}$$

Assim, a tensão mecânica é o valor da distribuição de forças por unidade de área em torno de um ponto material dentro de um corpo ou meio contínuo. Sua unidade de medida pode ser expressa em Pascal ou MegaPascal:

$$\text{Pa} = \text{N/m}^2 \quad \text{e} \quad \text{MPa} = 10^6 \text{Pa} = \text{N/mm}^2$$

A tensão mecânica resulta em uma distorção ou deformação do osso, onde há um deslocamento de suas partículas. Isto é definido como uma mudança relativa no comprimento ou extensão do osso, podendo tanto distendê-lo quanto encurtá-lo, tal mudança é frequentemente expressa em microdeformações (Figura 2.1). Assim, temos que, 0,1% de deformação de óssea corresponde a 1000 microdeformações (unidade que posteriormente será utilizada para definir os limites de remodelação óssea segundo a teoria mecanostática de Frost (1994)).

Figura 2.1 – Esquema da deformação óssea causada por forças musculares

2.2.2 Conceito de esforços

As forças externas que atuam em um corpo encontram uma resistência por parte do seu material de composição. Esta resistência, que é igual e oposta às forças externas, pode ser definida como forças internas resistentes (Figura 2.2).

O conceito de esforço diz respeito à propriedade que permite que um corpo resista a mudanças em sua forma primitiva, gerando uma força interna que resiste e contrabalança a ação da força externa (Merriman, 1964).

Figura 2.2 –Esquema conceitual de esforços

Desta relação entre forças externas e internas originam-se os diferentes tipos de esforços:

- esforço de tração – é aquele gerado quando as forças aplicadas em um corpo tende a alongá-lo, no mesmo sentido das forças de tração;
- esforço de compressão – gerado quando as forças aplicadas sobre o corpo têm o sentido de encurtá-lo;
- esforço de cisalhamento – o corpo tem a tendência de resistir a duas forças próximas e paralelas, mas em sentidos contrários;
- esforço máximo – também chamado de resistência limite ou carga de ruptura, ocorre quando as forças que agem sobre o corpo causam fenda ou ruptura.

2.2.3 Conceitos de elasticidade e deformação plástica

Uma carga quando aplicada sobre um corpo provoca uma certa deformação. A propriedade do material de retornar à sua forma primitiva, quando removida a carga, é definida como Elasticidade.

Deste modo, quando o esforço gerado sobre um objeto, atinge uma máxima deformação temporária, sem no entanto deformá-lo plasticamente, temos a definição de módulo de elasticidade (E), isto é, o corpo resiste dentro da área elástica retornando ao seu estado primário (Figura 2.3).

Figura 2.3 – Ilustração gráfica de Tensão x Deformação (Callister; Rethwisch, 2010)

O módulo de Elasticidade (E), ou módulo de Young, pode ser definido como a tensão elástica que se relaciona linearmente com a deformação elástica. Quando o E for alto, para uma força aplicada, a deformação do material será pequena.

Os materiais apresentam ainda algumas propriedades, como:

- resistência que é a capacidade de um corpo de resistir a forças;
- rigidez - capacidade de um corpo de resistir à deformação.

A tensão de von Mises avalia a distorção do material antes de alcançar o ponto de deformação permanente. Ela pode ser definida como a máxima energia de distorção, isto é, quando um corpo é submetido a uma força, sofrendo uma deformação, corresponderia ao ponto máximo e anterior a partir do qual este material começaria a escoar, entrando na fase de deformação permanente. Geralmente este critério é usado para materiais dúcteis como metais (von Mises, 1913; von Mises Yield Criterion, 2012).

Coeficiente de Poisson – quando uma força aplicada na direção x, produz uma deformação em outras direções y e z. (Callister; Rethwish, 2010)

O conceito de “strain ” está relacionado ao deslocamento relativo das partículas dentro de um corpo e refere-se à deformação. A unidade “microstrains” correspondente a microdeformações.

2.3 Método dos Elementos Finitos (MEF)

2.3.1 O modelo matemático

O Método dos elementos finitos (MEF) é um método numérico para se obter soluções aproximadas de equações diferenciais que modelam, por exemplo, fenômenos físicos. Com o advento e desenvolvimento tecnológico dos computadores nos últimos 50 anos, o método passou a ser amplamente utilizado para simulações em Engenharia, Medicina e diversas outras áreas. Será apresentado um exemplo simples da utilização do MEF no anexo A.

2.3.2 Utilização, importância e limitação do método

Corrêa e Matson (1977) ao compararem o método da fotoelasticidade com o do MEF, observaram que a fotoelasticidade forneceu apenas uma avaliação qualitativa dos estresses internos do modelo estudado. Já o MEF, teria a vantagem de produzir uma análise não apenas qualitativa, mas também quantitativa. Mori et al. (1997) utilizaram o MEF bidimensional no estudo de dentes endodonticamente tratados com materiais de diferentes densidades e apresentaram resultados tanto qualitativos quanto quantitativos.

Zienkiewicz (1989) concluiu que a análise de tensões pelo MEF tridimensional oferece várias vantagens sobre outros métodos, se forem consideradas as complexidades que caracterizam as situações clínicas atuais.

De acordo com Bathe (1996), o uso do MEF é um dos mais frequentes métodos para análise de tensões tanto na indústria quanto na ciência. Na área da Saúde é utilizado para a análise de articulações de quadril, próteses de joelho e implantes dentais (Meijer et al., 1992; Lai et al., 1998; Holmes; Loftus, 1997).

Os autores Akpinar et al. (1996) e Holmgren et al. (1998) consideraram que a simulação tridimensional de um modelo pelo MEF é apenas uma aproximação da situação clínica, sendo, contudo, mais satisfatório do ponto de vista de realidade clínica do que modelos bidimensionais.

Akça e Iplikcioglu (2002) afirmaram que os valores de estresse gerados pela análise de elementos finitos não são necessariamente idênticos aos reais, ressaltando que as limitações inerentes ao MEF devem sempre ser lembradas.

Baiamonte et al. (1996) demonstraram que há uma precisão satisfatória nas análises realizadas pelo MEF ao reproduzir experimentos *in vitro*, podendo ser valorizado como tecnologia pré-clínica.

Atualmente, as comissões de bioética estão cada vez mais rigorosas em relação à pesquisa tanto em humanos como em animais. Há, portanto, uma necessidade do desenvolvimento de métodos de simulação matemática.

2.3.3 Estudos Científicos

O achado comum nas análises pelo MEF de estudos iniciais demonstra que as forças oclusais são transmitidas primariamente para as áreas de crista óssea do sítio receptor do implante.

Nos primeiros estudos de MEF bidimensionais realizados por Suetsugu et al. (1979) e Borchers e Reichart (1983), observou-se que as forças oclusais estavam primariamente distribuídas no osso da crista alveolar. Tal fato evidencia que o uso de implantes mais longos na procura por áreas de superfícies maiores, pode não necessariamente ser apropriado ou vantajoso. Esta colocação também foi sugerida pelo estudo de Atmaram e Mohammed (1979).

Kitoh et al. (1988) realizaram o primeiro estudo de elementos finitos levando-se em conta o osso medular no modelo de simulação. O implante foi posicionado em uma câmara de osso cortical preenchida com osso medular e foi analisada a distribuição de tensões ao redor do implante sobre uma carga somente axial. Os resultados deste estudo mostraram que a maioria das tensões foram distribuídas na crista óssea cortical. Os tipos de tensões variaram. Nos níveis superficiais, a tensão foi de compressão, nos níveis mais profundos do osso cortical de tração, mantendo-se assim através do osso medular, e tornando-se novamente de compressão na região apical. As tensões foram preponderantemente distribuídas para o osso cortical e em relação ao ápice numa proporção de 29 para 1.

Hoshaw et al. (1994), Holmgren et al. (1998), Van Oosterwyck et al. (1998) e O'Mahony et al. (2001) em seus estudos de MEF demonstraram que o pico de tensão/esforços ocorreu no ponto mais oclusal da crista no osso cortical ao redor dos implantes endósseos.

Rieger et al. (1989) e Rieger (1990) concluíram em seus estudos iniciais com MEF, que se o implante é totalmente envolvido por osso cortical, as cargas axiais sobre o implante de titânio são transferidas mais para a região apical do que para a crista óssea. O osso adjacente à porção média do implante pode experimentar uma tensão hipofisiológica. Entretanto, na situação clínica real, os implantes geralmente, não são inseridos totalmente em osso cortical, e as cargas oclusais são normalmente direcionadas para fora da axialidade.

Matsushita et al. (1990), estudaram, pelo MEF bidimensional, os efeitos da carga lateral e a variação do diâmetro dos implantes. Os resultados do estudo

revelaram que as tensões ficaram concentradas principalmente no osso cortical em ambas cargas vertical e horizontal, e que a magnitude das tensões foi maior com o carregamento horizontal. As tensões no osso medular foram baixas em ambos os modos de carga vertical e horizontal. A proporção da concentração de tensões em osso cortical para osso medular foi de 30 para 1 sobre carga vertical e de 60 para 1 sobre carga horizontal. Também mostrou que uma força de 100 N aplicada horizontalmente resultou em duas vezes mais tensão sobre a crista óssea comparado com uma direção de força vertical. O estudo também mostrou que, sob a mesma carga constante, o aumento do diâmetro do implante provocou uma diminuição da tensão no osso.

Lum (1991) defendeu a ideia de que as evidências parecem compelir suficiente respaldo para o uso de implantes curtos. Sugeriu ainda que tais implantes, podem ser eficazes, pois as forças oclusais são transferidas primariamente para o osso da crista, geralmente dentro dos limites fisiológicos teóricos. Entretanto, orienta os clínicos para que estejam atentos ao fato de que as magnitudes de forças potenciais oclusais podem ser transmitidas por um determinado desenho de prótese. Conclui que, um suporte adequado é melhor provido pela utilização de implantes mais largos e em maior número.

Meijer et al. (1992) observaram que o comprimento do implante tem pouca influência sobre os níveis de estresse. Realizaram um estudo de MEF bidimensional em um segmento frontal mandibular para avaliar a distribuição de tensões sob a influência de três fatores: a presença de barra entre os implantes, o comprimento dos implantes e a altura da mandíbula visando a quantidade de osso ao redor dos implantes. Aplicou somente componente de carga vertical. A tensão mais negativa, correspondente ao estresse de compressão, das sete condições de carregamento para as duas alturas de mandíbula (15,0 e 7,0 mm) ficaram sempre localizadas no pescoço do implante na camada cortical superior. Não foi encontrada tensão de tração em qualquer das situações analisadas ou não foi significativa. Como principal conclusão afirmaram que o comprimento do implante tem pequena influência na quantidade de tensão no carregamento vertical.

Holmes e Loftus (1997), trabalhando em modelos matemáticos tridimensionais de implantes dentais sobre cargas não-axiosimétricas, observaram que o máximo de estresse ocorre ao redor do pescoço do implante. Esta constatação também foi observada pelos autor Lai et al. (1998).

Sendik (1998) analisou pelo MEF bidimensional a distribuição de tensões nos implantes osteointegrados e tecido ósseo circundante, variando o diâmetro do implante e o material da coroa protética. Observou que, com relação à distribuição das tensões na estrutura do tecido ósseo, ao aumentar o diâmetro do implante, menores eram as tensões geradas no osso cortical. Em todas as situações, a região próxima ao pescoço dos implantes foi a que desenvolveu maiores esforços, diminuindo em magnitude em direção apical.

Pierrisnard et al. (2000) utilizando o MEF, mostraram que um aumento no comprimento não afetou positivamente a forma como o estresse foi transferido para o implante. Entretanto, eles também observaram que um aumento no diâmetro do implante reduziu a intensidade de tensões ao longo do comprimento do mesmo. Assim, sugeriram que, para aumentar a capacidade de suportar cargas de próteses sobre implantes, dever-se-ia fazer uso de implantes mais largos ao invés de mais compridos. Em 2003, tais autores realizaram um estudo pelo MEF de um modelo tridimensional, avaliando a influência do comprimento e bicorticalização do implante na distribuição de cargas e tensões sobre o osso circundante, componentes da prótese e do próprio implante. Todos os implantes tinham o mesmo diâmetro de 3,75 mm e variaram em comprimento - 6, 7, 8, 9, 10, 11 e 12 mm (Sistema Branemark, Nobel Biocare). Os implantes foram posicionados em uma estrutura de suporte óssea composta de osso cortical e medular. Uma força oclusal de 100 N foi aplicada em um ângulo de 30 graus ao plano vestibulo/lingual. Como resultado verificou-se que as forças de tensão concentraram-se na região óssea cortical cervical do implante e que os valores de tensão máxima óssea foram virtualmente constantes, independentemente do comprimento do implante e da ancoragem bicortical. Entretanto, os valores de tensão máxima no implante aumentaram sobremaneira com o aumento do comprimento e da bicorticalização. O estresse sobre o implante se concentrou na região cervical tanto no implante de 6,0 mm como no de 12,0 mm de comprimento. Verificou-se que o estresse interno do implante aumentou 29 % quando a condição de bicorticalização esteve presente.

Himmlova et al. (2004) realizaram um estudo de elementos finitos analisando a influência do comprimento e do diâmetro do implante na distribuição das cargas mastigatórias para o osso. Neste trabalho, uma simulação matemática de distribuição de tensões ao redor do implante foi usada para determinar qual comprimento e diâmetro seriam adequados para uma dissipação ótima de forças no osso. Foram usados modelos tridimensionais computadorizados, simulando-se

implantes na posição vertical na região de molar na mandíbula. Um modelo simulando um implante com diâmetro de 3,6 mm e comprimentos de 8, 10, 12, 14, 16, 17, 18 mm foi desenvolvido para investigar a influência do fator comprimento, sendo simulada uma força mastigatória oblíqua ao plano oclusal. Valores de von Mises equivalentes à tensão na interface osso/implante foram computados. O implante de 12,0 mm e diâmetro de 3,6 mm foi utilizado como referência, correspondendo a 100 % de tensão. Como resultado, foi observado que as áreas de maior estresse estavam localizadas ao redor do pescoço do implante. O maior decréscimo da tensão (31,5 %) foi para implantes cujos diâmetros avançaram de 3,6 mm para 4,2 mm. Além disso, a redução das tensões para os implantes de diâmetro de 5,0 mm foi só de 16,40 %. Um aumento no comprimento do implante também conduziu a um decréscimo nos valores máximos de tensão de Von Mises. A influência do comprimento do implante, entretanto, não foi tão pronunciada como o diâmetro. Implantes de diâmetro de 4,2 mm demonstraram vantagem comparados com implantes de 3,6 mm de diâmetro, no que diz respeito à distribuição das tensões. No que se refere aos modelos com variações do comprimento do implante entre 8,0 e 17,0 mm, verificou-se uma pequena diferença na área afetada pelo estresse máximo, e os valores caíram dentro de uma faixa de tensão similar. O implante com comprimento de 17,0 mm teve uma diminuição de 22,9 % de estresse em relação ao implante de 12,0 mm. Já na comparação do implante de 8,0 mm com relação ao implante de referência de 12,0 mm, a diminuição do estresse foi de apenas 7,3 %. Concluíram, deste modo, que o aumento no diâmetro do implante diminuiu o equivalente máximo de tensões de von Mises no osso, mais do que o aumento do comprimento, resultando em uma melhor distribuição das cargas mastigatórias.

Mellal et al., em 2004, realizaram um estudo pelo MEF comparando as tensões submetidas nas interfaces osso/implante antes e depois da osteointegração. Foram criados três modelos numéricos que seriam posteriormente validados com dados *in vivo*. Inicialmente, foi construído uma malha de elementos finitos de um implante cilíndrico inserido em osso esponjoso rodeado por uma cortical e foram determinadas as forças e tensões desenvolvidas na interface. Foram aplicadas sobre o implante cargas verticais de 100 N e laterais de 30 N. Usando-se esta estrutura, foram determinados os picos de tensão compressivos e de tração. Foram também registradas as predições do remodelado ósseo usando três modelos diferentes: tensão de Von Mises, densidade da energia de forças e esforço efetivo.

Posteriormente, foi realizada uma análise sistemática da literatura para relacionar os dados registrados com dados *in vivo* existentes. As simulações pelo método dos elementos finitos levaram às seguintes conclusões: 1) os esforços compressivos calculados foram menores que a máxima tensão máxima compressiva do osso cortical e esponjoso; 2) os esforços de tração calculados foram geralmente superiores aos dados experimentais das forças de tração da interface osso-implante; 3) com uma exceção, as previsões de todos os modelos se agruparam homogeneamente nas escalas de estímulo; 4) as previsões dos modelos com relação ao ganho ou perda óssea não foram consistentes e em certos momentos contraditórias (surgiu a hipótese de que este efeito está relacionado a uma zona obscura que é demasiada pequena). Com respeito à aplicação de modelos numéricos a dados *in vivo*, os picos de tensão e as densidades de energia de tensão foram consistentes com os respectivos dados *in vivo*.

Petrie e Williams (2005) realizaram um estudo (MEF) da análise comparativa de desenhos e formas de implantes, analisando a influência do diâmetro, do comprimento e da conicidade sobre os esforços de cisalhamento desenvolvidos na crista óssea alveolar. Foram criados três modelos virtuais de uma secção de pré-molar de mandíbula de 20 mm com um implante ósseo unitário inserido em um osso medular de alta ou baixa densidade. Uma carga oclusal oblíqua (100 N vertical e 40 N horizontal) foi aplicada. O diâmetro do implante variou de 3,5 a 6,0 mm, comprimento total de 5,75 a 23,5 mm, e conicidade de 0 a 14 graus, resultando em 16 desenhos de implante. Como resultados, observou-se que: o aumento do comprimento do implante causou uma redução de 1,65 vezes sobre os esforços na crista; o aumento do diâmetro do implante provocou uma redução de 3,5 vezes no esforço sobre a crista óssea; a conicidade aumentou os esforços na crista, especialmente em implantes estreitos e curtos, onde o aumento foi de 1,65 vezes.

Petrie e Williams, em 2007, realizaram um estudo para examinar a influência da variabilidade das propriedades do osso, da carga na crista óssea peri-implantar e dos esforços no osso medular usando uma abordagem probabilística, em combinação com análise de elementos finitos. Uma carga oclusal oblíqua foi aplicada sobre um implante unitário inserido em um modelo bidimensional de uma secção de pré-molar inferior. Uma adesão perfeita foi assumida em todas as interfaces. Cinco parâmetros independentes foram considerados: espessura da cortical óssea; módulo de Young cortical e medular; e forças oclusais, vertical e horizontal. Foram acessadas as distribuições estatísticas baseadas em dados da

literatura. Dois modelos de distribuição de osso medular foram examinados, um com uma média mais baixa e outro com uma média mais alta de módulo de Young para osso medular. Escalas de valores foram escolhidas randomicamente para os cinco parâmetros e a análise pelo MEF foi realizada. Como resultados, foram observados que, no modelo de baixo módulo de elasticidade, 50 % dos casos experimentaram um esforço hiper-fisiológico peri-implantar na crista na região comumente reportada como saucerização, comparado com 25 % dos casos no modelo de alto módulo de elasticidade. Como conclusão, o estudo mostra que a análise probabilística do MEF sugere que em mais de duas vezes, pode haver o risco de saucerização no modelo de baixo módulo de elasticidade, comparado com o modelo de alto módulo.

Baggi et al. (2008) estudaram a influência do diâmetro e do comprimento na distribuição das tensões e fizeram uma análise do risco de sobrecarga de perda óssea evidenciada clinicamente no pescoço do implante nas regiões de molar em maxila e mandíbula. Foram analisadas simulações de MEF de esforços em cinco implantes comerciais (2 implantes ITI, 2 implantes Nobel Biocare, e 1 implante Ankylos), diâmetros de 3,3 a 4,5 mm, comprimento de 7,5 mm a 12,0 mm. Foi submetida uma força estática com componente lateral de 100 N, e componente vertical intrusivo de 250 N. Modelos numéricos de segmentos ósseos de molar de mandíbula e maxila foram gerados a partir de imagens computadorizadas de tomografia, e as medições do esforço local foram introduzidas para permitir uma análise do risco de sobrecarga óssea. Diferentes geometrias da crista óssea também foram modeladas. A qualidade do osso foi aproximada para tipo II e foi assumida a completa osseointegração. Como resultados, as áreas máximas de tensões foram numericamente localizadas na região do pescoço do implante e uma possível sobrecarga poderia ocorrer por compressão no osso compacto, devido aos componentes laterais da carga oclusal e em tração na interface entre osso cortical e trabecular, devido ao fator de carga vertical intrusiva. Os valores de tensão nas áreas de concentração diminuíram no osso, quando o diâmetro do implante foi aumentado, enquanto que uma maior distribuição efetiva de esforço para o osso medular foi verificada com o aumento do comprimento do implante. Para implantes com diâmetro e comprimento comparáveis, os valores das tensões compressivas no osso cortical foram menores quando houve uma diminuição da perda da crista óssea por reabsorção. Finalmente, diferentes performances de esforços foram exibidos para inserções em mandíbula e maxila, resultando em maiores tensões compressivas na maxila. Como conclusões, este trabalho propôs que o desenho do

implante, a geometria da crista óssea e o local da colocação do implante afetam os mecanismos de transmissão de cargas. Devido à baixa reabsorção óssea da crista, documentada por evidências clínicas, os implantes Ankylos, baseados no conceito de plataforma switch e posicionamento subcrestal, demonstraram um melhor desempenho de esforços e menor risco de sobrecarga do que os outros sistemas de implante avaliados.

Chou et al. (2010) estudaram como a profundidade de inserção do implante em relação ao nível ósseo e o diâmetro poderiam afetar a resposta biomecânica do osso. Para tanto realizaram um estudo de elementos finitos tridimensional comparando um implante curto e largo (6,0 mm de comprimento por 5,0 mm de diâmetro) com um implante estreito e longo (10,7 mm de comprimento por 3,5 mm de diâmetro). O implante foi inserido em bloco ósseo virtual de mandíbula referente à região de pré-molar. Uma força oblíqua de 100 N foi aplicada sobre o pilar. Os implantes foram inseridos em cinco diferentes profundidades ósseas variando em 2 mm e 1mm supracrestal, ao nível da crista e 1 e 2 mm subcrestal. Foram também avaliadas duas condições de qualidade óssea: alta qualidade de osso alveolar (módulo de elasticidade = 13 GPa) e baixa (2 GPa). Como conclusões observaram que: a) níveis de deformações relativamente altos são desenvolvidos ao redor dos plateaus dos implantes; b) uma melhor distribuição de deformação no osso peri-implantar foi gerada para implantes curtos e largos quando comparados com implantes estreitos e longos; c) o desenvolvimento de deformação relativamente alta na crista alveolar foi inevitável, sem levar em conta as dimensões do implante e os cenários de simulação clínica; d) diferentes profundidades de inserção de implante podem causar variações nos níveis de deformação peri-implantar, e níveis favoráveis de deformação ao redor do implante podem ser induzidos pelo ajuste da profundidade de inserção para qualidade óssea alveolar comprometida.

Limbert et al. (2010), utilizaram uma nova tecnologia para a realização de um estudo de MEF tridimensional. Com a ajuda de um microtomógrafo na construção do modelo virtual, avaliaram a magnitude e a distribuição da deformação de um implante carregado axialmente. Avaliaram, também, os micromovimentos entre o implante e o osso circundante. Foi realizada uma série de microtomografias de uma secção óssea de mandíbula de porco (Berkshire) com implante já inserido (Astra Tech). Um total de 276 cortes tomográficos foram realizados com espessura de 37 μm . O implante na microtomografia apresentou uma imagem imprecisa pela presença do metal. Para superar esta limitação, este implante foi substituído pelo

desenho técnico (CAD em arquivo STEP) de um implante com a malha já discretizada. Foram considerados três modelos com módulo de Young do osso trabecular de 5, 10 e 15 GPa. O implante foi considerado como um material rígido e o seu comportamento real intrínseco de deformação poderia provavelmente afetar os resultados da análise do MEF para certas condições de carga, tais como deflexão. Aplicou-se somente uma carga axial de 100 N. Foi trabalhada a hipótese de que as medições virtuais seriam um indicador útil da adaptação óssea em relação à formação e reabsorção óssea. Os resultados das máximas microdeformações foram 3000, 2100 e 1400. Estes resultados indicam que, para as 3 situações consideradas, a magnitude máxima de deformação situa-se dentro do intervalo homeostático conhecido por manter a forma do osso. Os micromovimentos do implante com respeito à microestrutura mostraram ser suficientemente baixos para impedir a formação de tecido fibroso, favorável à osteointegração ao longo prazo.

Hasan et al. (2011) em seu estudo, analisaram implantes curtos e finos comparando-os com implantes padrão. A análise levou em conta a quantidade de deslocamento dos implantes, a tensão máxima óssea e o número de microdeformações do osso. Os implantes foram divididos em dois grupos: Grupo 1 - um implante curto com diâmetro de 5,5 mm e comprimento de 5,0 mm e outro implante curto com 5,5 mm de diâmetro e 7,0 mm de comprimento. Estes foram comparados com três implantes de tamanho padrão: 5,5 X 9 mm, 5,5 X 11 mm e 5,5 X 13 mm, para o diâmetro e o comprimento, respectivamente. No grupo 2 foram estudados dois mini-implantes com diâmetro de 2,5 mm X 15,0 mm e 2,5 mm por 17,0 mm, respectivamente. Seis implantes, de tamanho padrão, comercialmente disponíveis foram usados para comparação: 3,3 X 15,0 mm; 3,7 X 15,0 mm; 4,2 X 15,0 mm; 3,3 X 17,0 mm; 3,7 X 17,0 mm; e 4,2 X 17,0 mm. A magnitude da força aplicada foi de 300 N para o grupo comparativo 1 e de 150 N para o grupo 2. Foi observada maior tensão em implantes curtos quando comparados com os implantes padrão. A tensão foi melhor distribuída e cobriu uma maior área do osso cortical no implante padrão. Conclui-se que: os implantes curtos e os mini-implantes têm uma vantagem clínica significativa, entretanto, do ponto de vista biomecânico, observou-se que o carregamento do osso ao redor de implantes curtos e mini-implantes é aumentado quando comparado aos implantes padrão. Adicionalmente, os resultados mostraram que há um risco aumentado de sobrecarga e fratura para mini-implantes, quando o titânio de grau 4 é utilizado.

Vasco et al. (2011) em seu estudo de elementos finitos compararam a técnica de lateralização de nervo alveolar inferior com a inserção de implantes de comprimento padrão com a instalação de implantes curtos. Concluíram que os implantes osteointegrados posicionados pela técnica de lateralização de nervo alveolar inferior têm um menor risco de perda óssea do que os implantes curtos posicionados sobre circunstâncias similares.

Chang et al. (2012), em seu estudo, construíram um modelo virtual, extraído de tomografia computadorizada, avaliando o comportamento de implantes curtos de 6mm de comprimento por 6, 7 e 8 mm de diâmetro. O modelo visou a região posterior de maxila com altura óssea de 6,0 mm limitada pelo seio maxilar. Os resultados simulados indicaram que as cargas laterais induziram deformações ósseas mais altas e maiores tensões no implante do que cargas verticais. As deformações no osso aumentaram por volta de 58 % em osso de menor densidade submetido à força lateral. As deformações ósseas dos implantes curtos de 7,0 e 8,0 mm de diâmetro não mostraram alteração significativa entre si, porém, ambas foram por volta de 52 % e 66 % maiores, quando comparadas com o implante de 6,0 mm de diâmetro submetido a cargas laterais. De acordo com a finalidade do estudo, a utilização de implantes curtos de grande diâmetro de 7,0 mm ou mais pode ter uma melhor transmissão mecânica para um mesmo comprimento e sobre condições executáveis.

2.4 Biomecânica

2.4.1 Anatomia

O tecido ósseo é o responsável pelo suporte dos tecidos musculares e demais tecidos do corpo.

O osso possui a característica de ser um material anisotrópico, isto é, apresenta diferentes resistências de acordo com a direção de aplicação de força.

Na mandíbula, é composto em sua porção mais externa por osso cortical ou compacto, sendo um osso bastante denso. Seus valores de resistência antes do ponto de fratura são: para estresse máximo de compressão igual a 173 MPa e para estresse máximo de tração equivalente a 100 MPa (Reilly; Burstein, 1975). Para Frost (1994), o valor ligeiramente inferior ao ponto de fratura óssea corresponde a 130 MPa ou o equivalente a 25.000 microdeformações.

Internamente o osso pode ser denominado de trabecular, medular ou esponjoso, sendo este o mais poroso em sua composição (Figuras 2.5 e 2.6).

O tecido ósseo apresenta grande variabilidade entre indivíduos, podendo variar também dentro de um mesmo indivíduo, conforme as diferentes regiões onde é encontrado. Como há grande variabilidade, algumas classificações foram propostas para definir técnicas e procedimentos de acordo com o tipo de osso (Spiekermann, 2000).

A Classificação de Lekholm e Zarb (Lekholm et al.,1985) define que o osso pode ser:

- tipo 1 Predominantemente osso compacto;
- tipo 2 Osso compacto espesso envolvendo núcleo densamente trabeculado;
- tipo 3 Cortical óssea fina envolvendo um núcleo densamente trabeculado;
- tipo 4 Cortical óssea fina envolvendo um núcleo trabeculado menos denso.

Os ossos podem também ser classificados de acordo com o padrão de reabsorção, estudado por Atwood (1963,1971) em mandíbulas. A classificação foi baseada na análise de alterações pós-extração de mandíbulas de adultos por meio de radiografias, o que permitiu avaliar a perda óssea de cristas alveolares edêntulas (Figura 2.4).

Figura 2.4 Classificação do padrão de reabsorção do processo alveolar mandibular (Atwood -1963, 1971): 1) alvéolo dentado; 2) alvéolo vazio, logo após a perda de dente; 3) reabsorção da parte externa do osso alveolar, com perda de altura e arredondamento do mesmo; 4) pequena crista em forma de lâmina de faca; 5) processo alveolar baixo, bem arredondado ou mesmo plano; 6) a superfície do corpo da mandíbula apresenta depressão e toda parte alveolar foi reabsorvida

Com relação à espessura da cortical óssea, foram considerados alguns estudos anatômicos que serviram como base de referência. No estudo de Miyamoto et al. (2005), em 50 pacientes de ambos os sexos, com idades variando de 24 a 76 anos, foi observado, através de exame tomográfico, que a espessura média da cortical mandibular foi de 2,22 mm (+- 0,47), com espessura mínima de 0,79 mm e máxima de 3,21 mm.

De acordo com o estudo de Schwartz-Dabney e Dechow (2002), a espessura óssea na região de segundo pré-molar da mandíbula edentada varia entre 2,1 a 2,7 mm, tanto na tábua vestibular, quanto na lingual. Já na mandíbula dentada, a espessura óssea varia entre - 0,6 mm e - 0,3 mm em relação à mandíbula edentada na região vestibular e de 0 mm na região lingual.

No estudo de Ono et al. (2008), a espessura óssea cortical média referente a distal de segundo pré-molar de mandíbula foi de 1,59 mm +- 0,58 mm.

Os ossos cortical e trabecular do corpo humano são modificados constantemente por modelamento e remodelamento. O modelamento possui áreas independentes de formação e reabsorção óssea e resulta na mudança da forma e tamanho do osso. Já o remodelamento é o processo de reposição ou renovação do osso pré-existente. Esses fenômenos adaptativos têm sido associados à alterações de estresse mecânico e do ambiente de deformação dentro do osso hospedeiro.

Figura 2.5 - Descrição anatômica da mandíbula (Dalla Rosa; Toldt, 1903)

Figura 2.6 – Mandíbula real dissecada, com trabeculado ósseo medular detalhado

Fonte: internet: www.visualsunlimited.com

2.4.2 Comportamento biomecânico

Desde 1892, já se tem o conhecimento sobre a relação das forças aplicadas sobre o tecido ósseo e suas consequentes adaptações. Esta observação foi inicialmente expressa pela lei de Wolff:

“Cada mudança na forma e função do osso ou de suas funções somente, é seguida por certas mudanças definidas na sua arquitetura interna, e igualmente por alterações na sua conformação externa, de acordo com as leis matemáticas” (Wolff¹, 1892 apud Frost, 2004, p.175).

Assim, o carregamento mecânico provoca alterações na formação interna e externa dos ossos. Uma carga (força) sobre um osso o deforma. Há um estiramento das ligações intermoleculares do osso que resiste com uma força elástica chamada tensão. Esta tensão mecânica resulta em uma deformação. A deformação é definida como a mudança do comprimento do osso dividida pelo seu comprimento original.

D'Arcy (1942) e Frost (1994), sugeriram que o osso vivo pode depender mais da deformação, ou seja de seu alongamento ou encurtamento, do que da tensão para gerar os sinais que controlam suas reações biológicas a cargas mecânicas. Em sua teoria mecanostática, considera-se que a massa óssea se ajusta ao típico uso mecânico de esqueletos saudáveis. Os mecanismos de monitoramento do uso mecânico do osso faz com que os mecanismos biológicos (modelamento e remodelamento) ajustem a relação entre a massa e o seu uso mecânico. Este mecanismo se comportaria semelhantemente a um termostato, assim, em certo sentido, a massa poderia ser super-adequada, mas nunca inadequada.

Esquemáticamente, esta adaptação pode ser representada pela figura 2.7:

Figura 2.7 – Esquema de mecanismo biológico de adaptação óssea biomecânica

¹ Wolff J: Das Gesetz der Transformation der Knochen. A Hirschwald, Berlin (Springer-Verlag published an excellent English translation of this monograph in 1986), 1892.

A seta indica a retroalimentação entre os mecanismos de aposição e reabsorção da arquitetura óssea. Cada adaptação óssea, causada por uma força, aumenta a resistência da estrutura óssea e reduz os seus picos de deformação submetidos às mesmas cargas.

Frost (2004) propôs que abaixo de 50 μE (janela de desuso) e acima de 4000 μE , ocorreria reabsorção óssea e estabeleceu os seguintes valores:

- 1000 microdeformações = 0,1% de alongamento ou encurtamento ou 20 MPa ou 2 kg/mm²
- 25.000 microdeformações = 2,5 % de alongamento ou encurtamento (deformação de fratura óssea) ou 120 MPa ou 12 kg/mm²

O estresse é determinado pela magnitude da força dividida pela área funcional onde ela é aplicada. E a deformação é definida como a mudança do comprimento de um material dividida pelo seu comprimento original. Quanto maior a magnitude das forças aplicadas no osso, maior a deformação observada. O modelamento e remodelamento ósseo são controlados primeiramente, em parte ou no todo, pelo ambiente mecânico de deformação. Em geral, a densidade do osso alveolar é fruto da deformação mecânica gerada pela microdeformação.

Caroena et al. (2010) utilizaram técnica de interferometria holográfica fotorefrativa de dupla exposição, no estudo de concentração e dissipação de cargas em crânio humano seco, como técnica complementar ao do MEF, fotoelasticidade e outras técnicas de análise. Os autores demonstraram a ocorrência da dissipação das cargas mastigatórias através dos pilares ósseos de força.

Em 1997, Isidor realizou um estudo em macacos utilizando próteses com contatos oclusais excessivos, e relacionou a sobrecarga oclusal com a perda de implantes. Em 2006, este autor realizou um estudo de revisão de literatura sobre a influência das forças sobre o osso peri-implantar. De acordo com as teorias da fisiologia óssea, o tecido ósseo que suporta cargas mecânicas adapta estes esforços, produzindo modelação e remodelação. Isto também se aplica aos implantes ósseos, a resposta a um aumento dos esforços mecânicos, abaixo de certo limiar, trará um reforço ósseo, aumentando sua densidade ou havendo aposição óssea. Por outro lado, micro-danos de fadiga resultam em reabsorção óssea, o que pode ser o resultado do esforço mecânico além desse limite. Embora os resultados sejam conflitantes, estudos experimentais em animais mostraram que

forças oclusais podem resultar em perda óssea marginal em volta dos implantes e até mesmo completa perda da osseointegração. Os estudos clínicos realizados afirmaram haver uma associação entre condições de carga e perda óssea marginal em volta de implantes, ou completa perda de osseointegração, mas uma relação causal não foi apresentada.

2.5 Mecanotransdução

No princípio todas as células eucarióticas, ou seja, aquelas com núcleo definido por uma membrana, com várias organelas e complexos organizados em sua estrutura intracelular, provavelmente foram mecanosensitivas. Esta propriedade permitiu que os tecidos vivos, em nível celular, modulassem o seu crescimento e remodelamento quando sujeitos a forças de tensão, compressão, cisalhamento e ação da gravidade.

Adaptação mecânica é um processo celular e modulado por um sistema mecâno-sensível. A informação mecânica deve ser comunicada para células efetoras que podem apor novo tecido ósseo ou reabsorver osso antigo. Desta forma, mecanotransdução é o processo pelo qual a energia mecânica é convertida em sinais biomecânicos e/ou elétricos (Burger e Klein-Nulend; 1999).

O mecanismo pelo qual o osso se adapta, biologicamente em sua estrutura de acordo com a carga mecânica exercida sobre ele, não é ainda conhecido e se mostra complexo. Alguns estudos consideram a hipótese de que a carga mecânica sobre o osso, provoca uma movimentação dos fluidos internos das lacunas onde estão inseridos os osteócitos. Esta teoria propõe que, melhor do que a deformação óssea resultante do carregamento, a movimentação dos fluidos intersticiais provocaria estresse de cisalhamento na membrana dos osteócitos que seriam traduzidos por estes com a consequente liberação de mediadores químicos. As células mostraram-se sensíveis à mudança de fluxo dos fluidos e liberaram substâncias mediadoras que regulam processos de reabsorção e aposição óssea, dentre os mediadores destacam-se as prostaglandinas e o óxido nítrico. Estas substâncias agem como moduladores celulares, e em especial o óxido nítrico funciona como um inibidor local do ataque osteoclástico (Klein-Nulend et al., 1995; Klein-Nulend et al., 1997; Klein-Nulend et al., 2005).

Diferentemente das células musculares que podem ser alongadas fisiologicamente em mais de 50 %, as células ósseas não experimentam mais do que 0,2 a 0,4 % de deformação unidirecional como resultado de cargas fisiológicas (Rubin; Lanyon, 1982).

Em 2012, Kulkarni et al. realizou um estudo com osteócitos demonstrando que um estímulo mecânico na forma de fluxo fluido pulsátil altera a expressão de uma metaloproteinase ancorada na membrana celular do osteócito, denominada MT1-MMP. Esta molécula medeia a proteólise pericelular de uma grande gama de proteínas da matriz extracelular, incluindo o colágeno tipo-I. Deste modo, este estudo indicou que a carga mecânica pode afetar o remodelamento da matriz pericelular do osteócito.

Assim, de acordo com a teoria da Mecanotransdução, considera-se que os osteócitos são os sensores de tensão do osso (Figura 2.8).

Figura 2.8 – a) Osteócitos isolados em cultura b) Osteócitos envolvidos pela matriz mineral óssea com imagem de microscópio eletrônico (Klein-Nulend et al., 2005)

3 PROPOSIÇÃO

Os objetivos do presente estudo constituem-se:

- avaliar a influência da variação da espessura da cortical óssea na distribuição das tensões do implante sobre o osso.
- avaliar a influência da variação do comprimento do implante na distribuição de suas tensões sobre o osso.

4 MATERIAL E MÉTODOS

O desenvolvimento da parte experimental seguiu as seguintes etapas:

4.1 Seleção do Implante

Foram escolhidos um implante curto do sistema Straumann®, de comprimento de 6,0 mm e diâmetro de 4,1 mm, e um implante de comprimento padrão do mesmo sistema Straumann®, apresentando o comprimento de 10,0 mm e diâmetro de 4,1 mm (Figura 4.1).

Figura 4.1 - Implantes da marca Straumann com 10,0 mm e 6,0 mm de comprimento, respectivamente

4.2 Modelamento do Implante em CAD Tridimensional

Os implantes selecionados tiveram suas dimensões e desenhos geométricos aferidos com o auxílio de paquímetro (Mitutoyo-Brasil) na criação do modelo tridimensional, onde foi utilizado o software AutoCAD.

4.3 Modelamento do Pilar e da Coroa Dental

Foi realizado o modelamento em CAD (3D) de um pilar sólido de comprimento 5,5 mm (Straumann®), compondo o conjunto pilar-implante, conforme as figuras 4.2 e 4.3. Posteriormente, foi modelada uma coroa dental referente ao segundo pré-molar inferior (Figuras 4.4 e 4.5). O conjunto que compõe a prótese sobre implante foi utilizado tanto para o implante curto quanto para o implante padrão.

Figura 4.2 – Implante padrão de 10 mm de comprimento e pilar com altura de 5,5 mm

Figura 4.3 – Implante curto de 6 mm com pilar de 5.5 mm

Figura 4.4 – Conjunto referente à coroa do segundo pré-molar inferior e implante padrão de 10 mm

Figura 4.5 – Conjunto referente à coroa do segundo pré-molar inferior e implante curto de 6 mm

4.4 Desenho Técnico da Mandíbula

O modelo virtual da mandíbula em CAD tridimensional que serviu como base para o experimento foi fornecido pelo Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI - Campinas-SP), e foi obtido pela composição de uma média de tamanhos de mandíbula de 15 indivíduos de ambos os sexos com idade variando entre 20 e 35 anos (Figura 4.6).

Figura 4.6 – Modelo virtual de mandíbula utilizado para obtenção do segmento correspondente aos premolares (fornecido pelo CTI – Campinas - SP)

Figura 4.7 – Desenho esquemático do implante inserido em segmento ósseo de mandíbula referente à região de segundo pré-molar

4.5 Inserção do Implante na Mandíbula

O desenho (CAD) do implante foi inserido no bloco virtual da mandíbula em uma região correspondente ao segundo pré-molar inferior (Figura 4.8). Em seguida, foram realizadas as alterações de espessura de cortical óssea e dimensão da secção da mandíbula de 20 mm, seguindo as orientações do desenho esquemático (Figura 4.7).

Figura 4.8 - Criação do modelo virtual de mandíbula com o posicionamento do implante

Foram criados dois modelos virtuais com 0,5 mm e 2,0 mm de espessura cortical óssea que foram utilizados para os implantes padrão e curto (Figura 4.9).

Figura 4.9 – Inserção dos implantes em bloco virtual de espessura cortical fina de 0.5 mm e espessura cortical grossa de 2.0 mm

4.6 Simulação e Análise pelo Método dos Elementos Finitos

Nesta fase utilizou-se um *software* de simulação numérica pelo MEF (Pam-Stamp, da ESI Group).

O modelamento CAD 3D das duas configurações de blocos ósseos (cortical fina e grossa) foram inseridos no *software*, juntamente com os dois tipos de implantes (curto e padrão), resultando em 4 configurações geométricas diferentes. Uma simulação foi realizada para o implante curto (6 mm) variando-se as espessuras da cortical óssea em 0,5 mm e 2,0 mm. Outra simulação foi realizada para o implante padrão (10 mm) também variando-se a espessura cortical em 0,5 mm e 2,0 mm. Para cada combinação foram aplicadas forças virtuais verticais de 100 N, dividida em três pontos oclusais (Figura 4.10), e oblíquas de 45 graus de 40 N para simulação de cargas mastigatórias oclusais (Figura 4.11).

O critério de avaliação utilizado foi o de tensões de von Mises, onde o experimento ficou limitado à zona elástica de deformação óssea tanto para o osso cortical quanto para o medular.

Figura 4.10 – Aplicação da carga axial dividida em 3 pontos oclusais

Figura 4.11 - Ponto de aplicação de carga oblíqua à 45° na vertente externa da cúspide de suporte

4.7 Condições Mecânicas Aplicadas à Simulação

As seguintes propriedades mecânicas definiram o comportamento do osso na simulação numérica segundo Misch et al. (1999), Schwartz-Dabney e Dechow (2002) e van Eijden (2000).

4.7.1 Osso cortical

Densidade óssea = $2 \cdot 10^{-6} \text{ kg/mm}^3$

Módulo de elasticidade (E) = 13 GPa

Coefficiente de Poisson = 0,3

4.7.2 Osso Medular

Densidade óssea = $1,23 \cdot 10^{-6} \text{ kg/mm}^3$

Módulo de elasticidade (E) = 1,3 GPa

Coefficiente de Poisson = 0,4

4.7.3 Implante, pilar e coroa

O conjunto implante, pilar e coroa foi considerado com a característica de um material rígido, já que a rigidez deste conjunto é muito superior à rigidez da estrutura óssea.

4.7.4 Simplificações do modelo (MEF)

Para a descrição do comportamento do osso cortical e medular foi utilizado um modelo numérico de material isotrópico, isto é, foi assumido que as propriedades mecânicas seriam as mesmas em todas as direções de aplicação da força.

Foi considerado um contato coincidente entre o conjunto implante, pilar e coroa, ou seja, não foi simulado um eventual deslocamento relativo entre eles durante a aplicação da força.

O contato entre implante e osso também foi considerado coincidente, e deste modo, todo esforço transmitido para a coroa foi transferido para o osso. Segundo os engenheiros da ESI-Group, responsáveis pelas simulações do MEF, o resultado

desta simplificação pôde conduzir a um valor de tensão ligeiramente superestimado na interface implante/osso.

4.8 Seleção das Regiões nos Modelos para Coleta dos Resultados

Para uma melhor apresentação dos resultados, e também para facilitar a discussão, foram selecionadas três regiões de interesse nos modelos estudados (Figura 4.12).

Figura 4.12 – Divisão das áreas a serem estudadas e suas descrições. Região A) situada na Cortical óssea cervical. Região B) porção média do implante. Região C) apical do implante. V= superfície vestibular. L= superfície lingual

Para auxiliar o entendimento, as simulações em que os implantes curto ou padrão estiveram presentes, foram designadas: modelo curto ou modelo padrão.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Após a realização das análises matemáticas dos modelos padrão e curto, com variáveis de espessura de cortical e direção da carga, os resultados foram descritos a partir da comparação das regiões A, B e C, definidas no final do capítulo anterior.

Cada teste matemático possui uma escala de cores que varia entre cores azuis escuras, associadas a valores praticamente nulos de tensão, até cores avermelhadas que representam valores máximos de tensão.

A escala de tensões de von Mises, normalmente é calibrada com unidades em GPa, e para possibilitar a comparação com outras publicações, fez-se a sua conversão para MPa.

Para melhor compreensão do estudo, este capítulo foi dividido em três comparações: 1) entre o implante padrão e curto em todas as oito simulações; 2) entre implantes curtos em quatro simulações; e 3) entre implante padrão com cortical fina e implante curto com cortical espessa em quatro simulações.

5.1 Simulações das distribuições das tensões dos implantes padrão e curto com cortical fina e carga vertical

Figura 5.1 – Corte frontal do modelo padrão com cortical fina e carga vertical

Figura 5.2- Vista oclusal da região A do modelo padrão com cortical fina e carga vertical

Figura 5.3- Corte frontal do modelo curto com cortical fina e carga vertical

Figura 5.4 – Vista oclusal da região A do modelo curto cortical fina e carga vertical

Na análise desta primeira comparação, foram observados na região A (cortical) da figura 5.1 do modelo padrão, valores de tensão de von Mises da ordem de 12,50 MPa, numa pequena porção desta região na vestibular, foram encontrados valores de 17,86 MPa, detalhe este que pode ser observado na figura 5.2.

Na figura 5.3, do modelo curto, na região A, foram encontrados valores de 25,00 MPa, distribuídos numa área maior também na vestibular, como mostra a vista oclusal da figura 5.4.

Pela análise destes dados foi constatado que os maiores valores foram encontrados na cortical de ambos os modelos. Isto sugeriu que o comprimento do implante poderia não ser o fator decisivo na melhora da osteointegração e sua manutenção, uma vez que os maiores valores de tensões localizaram-se na região cortical e não medular, de acordo com os estudos de MEF (Lum, 1991; Pierrisnard et al., 2000; Pierrisnard et al., 2003; Himmlova et al., 2004; Petrie; Williams, 2005; Chou et al., 2010; Chang et al., 2012). Os maiores valores encontrados na cortical são altamente semelhantes aos encontrados por Mellal et al. (2004) que encontraram valores entre 8,17 MPa e 11,14 MPa após a osteointegração.

Na região B (média) do modelo padrão, foram encontrados valores de carga nulo (zero) e no modelo curto valores de 1,79 MPa na vestibular. Estes valores encontraram respaldo nos trabalhos de Rieger et al. (1989), e Rieger et al. (1990) em MEF onde o implante era inteiramente envolvido por osso cortical e sob carga axial. Afirmaram tais autores que o osso adjacente à porção média do implante pode experimentar uma tensão hipofisiológica, entretanto, na situação clínica real, os implantes geralmente, não são inseridos totalmente em osso cortical e as cargas oclusais normalmente estão direcionadas fora da axialidade.

Na região C (apical) do modelo padrão, foram encontrados valores de 1,0 MPa e no modelo curto 1,79 MPa. Estes resultados sugerem que o maior comprimento do implante influenciou no aumento da superfície de contato e favoreceu a dissipação de tensões, resultando em menor acúmulo das mesmas na região apical.

5.2 Simulações das distribuições das tensões dos implantes padrão e curto com cortical fina e carga oblíqua

Figura 5.5 – Corte frontal do modelo padrão com cortical fina e carga oblíqua

Figura 5.6 – Vista oclusal da modelo padrão com cortical fina e carga oblíqua

Figura.5.7- Corte frontal do modelo curto com cortical fina e carga oblíqua

Figura 5.8 – Vista oclusal da região A do modelo curto com cortical fina e carga oblíqua

No carregamento oblíquo de 40 N, foram observados na região A valores de 16,07 MPa para o modelo padrão e 19,64 MPa para o modelo curto, ambos na região lingual. Nas vistas oclusais (Figuras 5.6 e 5.8) houve maiores valores de tensões dispersos por uma maior área (cores amarelas e alaranjadas) no modelo curto por lingual e mais puntual na mesma face no modelo padrão, sugerindo que o modelo curto apresenta maior potencial de perda óssea se excedidos os limites fisiológicos. A conduta clínica recomendada nestas condições seria a contenção, redução da mesa oclusal e ajuste oclusal periódico.

Na região B do modelo padrão foram encontrados valores nulos (zero), enquanto que no modelo curto observou-se o valor de 1,79 MPa por lingual.

Na região C, foi observado o mesmo valor de 1,79 MPa para ambos os modelos por lingual. Os valores destas regiões apresentaram-se semelhantes aos do carregamento vertical, sugerindo a importância da presença da cortical da crista óssea no sucesso do tratamento com implante.

As cargas oblíquas (40 N) favoreceram o acúmulo de tensões na cortical da região A na superfície lingual, semelhantemente aos resultados apresentados por Matsushita et al. (1990). Tais autores afirmaram que o carregamento horizontal produziu duas vezes mais tensões na cortical da crista do que o carregamento vertical, ambos com valores de 100 N. Chang et al. (2012), embora trabalhando em maxila com implantes curtos e de diâmetro diferentes, recomendaram reduzir as forças laterais oclusais sobre os implantes curtos para uma deformação óssea mais favorável e menor tensão sobre o implante.

5.3 Simulações das distribuições das tensões do implantes padrão e curto com cortical espessa e carga vertical

Figura 5.9 - Corte frontal do modelo padrão com cortical espessa e carga vertical

Figura 5.10 – Vista oclusal da região A do modelo padrão com cortical espessa e carga vertical

Figura 5.11- Corte frontal do modelo curto com cortical espessa e carga vertical

Figura 5.12- Vista oclusal da região A do modelo curto com cortical espessa e carga vertical

Ao observar as regiões A dos modelos padrão e curto, notou-se que o modo de distribuição das tensões apresentou-se semelhante, porém, com valores de pico de 8,57 Mpa para o modelo padrão e de 10,71 MPa para o modelo curto, sugerindo que o implante curto sobrecarrega esta região em aproximadamente 20% a mais. Em ambos modelos foi observada uma área homogênea de valor 7,50 Mpa por distal, vestibular e mesial (cor verde), conforme figuras 5.10 e 5.12 (vista oclusal). Na região disto-lingual este halo apresenta-se interrompido devido ao carregamento vertical ocorrer em contatos oclusais deslocados mais para mesial e vestibular, procurando simular uma oclusão mais próxima da situação real.

Apesar de os valores serem parecidos, foi observada, no modelo curto uma maior área de distribuição das tensões.

Na região B foram encontrados valores de 1,00 MPa por vestibular no modelo padrão e 7,50 MPa no modelo curto, sugerindo que o implante curto acumula 7,5 vezes mais tensões do que o implante padrão nesta região. No modelo padrão a região B mostrou uma área de hipotensão, uma vez que a carga se dissipa através de uma área de extensão maior do implante (comprimento). A diferença de tensões embora grande pode estar dentro do limite metabólico de fisiologia da formação óssea. De acordo com a teoria da mecanotransdução o tecido ósseo ao receber o estímulo mecânico, transforma-o em estímulo biomecânico e/ou elétrico, na aposição ou reabsorção óssea (Klein-Nulend et al., 1995).

Já na região C encontraram-se valores iguais para ambos modelos de 4,29 Mpa por lingual. Porém, o implante curto concentra estas tensões no limite entre as regiões B e C, ao passo que no implante padrão as tensões concentram-se na região B, logo acima da região C. As regiões A e C do modelo curto concentraram o maior acúmulo de tensões que, inicialmente poderiam conduzir a uma idéia de um efeito danoso, porém, não necessariamente seriam nocivas se estivessem dentro do limite fisiológico, o que favoreceria a osteointegração. Hasan et al. (2011) demonstraram que a tensão foi maior com implantes curtos se comparados aos implantes padrão e sugeriram maior número de implantes e mais estudos sobre o assunto.

5.4 Simulações das distribuições das tensões dos implantes padrão e curto com cortical espessa e carga oblíqua

Figura 5.13- Corte frontal do modelo padrão com cortical espessa e carga oblíqua

Figura 5.14 - Vista oclusal da região A do modelo padrão com cortical espessa e carga oblíqua

Figura 5.15- Corte frontal do modelo curto com cortical espessa e carga oblíqua

Figura 5.16 - Vista oclusal da região A do modelo curto com cortical espessa e carga oblíqua

Ao comparar os dois modelos no corte frontal observou-se que as tensões no modelo padrão concentraram-se nas regiões A e B e no modelo curto nas regiões A, B e C.

Na região A foram encontrados, para o modelo padrão, valores de 5,36 MPa por distal, vestibular e mesial, numa área bem estreita e com 1,07 MPa na região lingual (Figura 5.14). Para o modelo curto, valores de 7,50 MPa, numa área mais larga por distal e mesial, conforme a figura 5.16.

Em relação à região B, encontraram-se valores de 2,14 MPa numa pequena área por lingual no modelo padrão e valores de 3,21 MPa no modelo curto, distribuídos por uma maior área de extensão na lingual, até atingir a área A.

Na região C observou-se o valor de 5,36 MPa por lingual para ambos os modelos, porém, com maior área de tensões para o modelo curto, indicando que este acúmulo de tensões pode ser favorável.

O modelo curto, nestas condições, apresentou valores de 0,12 % de deformação (Gráfico 5.1), valor este abaixo do limite fisiológico de 0,4% (4000 μ E), acima do qual ocorreria a reabsorção óssea, de acordo com Frost (1994). Limbert et al. (2010) encontraram resultados para as máximas microdeformações com valores de 1400 μ E a 3000 μ E, intervalo homeostático conhecido por ser suficiente por manter a forma do osso. Pierrisnard et al. em 2003. constataram que em algumas situações, a baixa rigidez de ancoragem dos implantes curtos pode reduzir as tensões mecânicas sobre o implante devido à flexibilidade do osso.

Gráfico 5.1 - Deformação com os valores de porcentagem para todas as variáveis

5.5 Simulações das distribuições das tensões dos implantes curtos com cortical fina e cortical espessa e carga vertical

Figura 5.17 – Corte frontal do modelo curto com cortical fina e carga vertical

Figura 5.18 - Vista oclusal da região A do modelo curto com cortical fina e carga vertical

Figura 5.19 - Corte frontal do modelo curto com cortical espessa e carga vertical

Figura 5.20 – Vista oclusal da modelo curto com cortical espessa e carga vertical

Ao observar as figuras dos modelos curtos com diferentes espessuras de cortical para uma mesma carga axial, nota-se que o padrão de distribuição de tensões mostrou-se diverso quando comparados (Figuras 5.17 e 5.19). Apesar de os dois modelos apresentarem escalas de valores diferentes, a análise matemática evidenciou esta mudança no comportamento pela magnitude de valores nas áreas .

A região A para o modelo curto com cortical fina mostrou valores de 25,0 MPa por vestibular, enquanto que o modelo curto com cortical espessa apresentou valores de 10,71 MPa por vestibular e mesial, conforme a figura 5.20.

A região B para o modelo com cortical fina apresentou valores de 1,79 MPa por vestibular enquanto que o modelo com cortical espessa mostrou valores de 7,50 MPa, também por vestibular.

Na região C foram observados para o modelo de cortical fina valores de 1,79 MPa por vestibular, e para o modelo de cortical espessa valores de 4,29 MPa , por lingual.

Pode-se notar que a concentração das tensões no modelo com cortical fina ficou localizada na região A, isto é, na área cortical, apresentando valores baixos para as regiões B e C. Já no modelo com cortical espessa observou-se que as tensões mostraram-se mais dispersas por toda a extensão ou comprimento do implante nas áreas A, B e C. A cortical espessa apresenta uma maior área. Como tensão é definida por força dividida por área funcional, tem-se que:

$$\text{Tensão} = \text{força} / \text{área}$$

Assim, o aumento da área funcional de osso, reduz ou diminui o estresse. Isso explica a redução dos valores das tensões na região A (cortical) em modelos de cortical espessa (mais de 50% de redução).

5.6 Simulações das distribuições das tensões dos implantes curtos com cortical fina e cortical espessa e carga oblíqua

Figura 5.21- Corte frontal do modelo curto com cortical fina e carga oblíqua

Figura 5.22 - Vista oclusal da região A do modelo curto com cortical fina e carga oblíqua

Figura 5.23 – Corte frontal do modelo curto com cortical espessa e carga oblíqua

Figura 5.24 – Vista oclusal da região A do modelo curto com cortical espessa e carga oblíqua

Ao analisar os modelos curtos com diferentes espessuras corticais para a carga oblíqua, foi observado que o modelo com cortical fina possuía na região A valores de 19,64 MPa, como pico de tensão por lingual (Figura 5.21). Também foi constatado que este modelo apesar do ponto máximo, apresentou uma área de tensão por toda a volta do implante com valores de 12,50 Mpa (Figura 5.22).

No modelo com cortical espessa, o pico de tensão desenvolveu valores de 7,50 Mpa por distal e mesial do implante, conforme a figura 5.24 .

As regiões B e C, para o modelo de cortical fina, apresentaram valores iguais de 1,79 MPa por lingual. Já o modelo de cortical espessa mostrou, para a região B, valores de 3,21 MPa e na região C, valores de 5,36 MPa, ambos por lingual(Figura 5.23).

Do mesmo modo que ocorreu com os modelos curtos com carga oblíqua, pôde-se observar uma maior concentração de tensões na região A do modelo de cortical fina quando comparado com o modelo de cortical espessa, em que as tensões mostraram-se mais dispersas pelas regiões A,B e C.

5.7 Simulações das distribuições das tensões do implante padrão com cortical fina e implante curto com cortical espessa e carga vertical

Figura 5.25 – Corte frontal do modelo padrão com cortical fina e carga vertical

Figura 5.26 – Vista oclusal da região A do modelo padrão com cortical fina e carga vertical

Figura 5.27- Corte frontal do modelo curto com cortical espessa e carga vertical

Figura 5.28 – Vista oclusal da região A do modelo curto com cortical espessa e carga vertical

Comparando as simulações, foram observados no modelo padrão com cortical fina na região A, valores de tensão da ordem de 12,50 MPa, conforme a figura 5.25. Em um pequeno ponto desta região na vestibular, detalhe este que pode ser observado na figura 5.26, valores de 17,86 MPa foram encontrados .

No modelo curto, com cortical espessa, observa-se na região A valores de pico de 10,71 MPa e uma área homogênea de valor 7,50 Mpa por distal, vestibular e mesial, de coloração verde, conforme mostrado na figura 5.28 (vista oclusal).

A comparação dos dois modelos, em relação aos valores de tensão observados, mostrou que o modelo curto com cortical espessa apresenta na região A (cortical) valores menores do que o modelo padrão com cortical fina.

A região A, de acordo com a grande maioria dos estudos revisados na literatura, é a mais crítica.

Ao interpretar a distribuição e a magnitude dos valores de tensão, pode-se observar que, apesar de valores diferentes, os resultados apresentaram uma baixa discrepância em suas ordens de grandeza, com valores confrontados de picos de tensão de 17,86 MPa para o modelo padrão e 10,71 MPa para o modelo curto. A mesma comparação para a distribuição de tensões foi observada nas áreas homogêneas do implante padrão de 12,50 MPa e do implante curto de 7,50 MPa.

Ao analisar a região B do modelo padrão, foram encontrados valores de carga nulo (zero) e para a região C valores de 1,0 MPa por vestibular.

Para a região B do modelo curto, foram obtidos valores de 7,50 MPa por vestibular e na região C valores de 4,29 MPa por lingual.

Em relação à interpretação dos valores das regiões B e C, observa-se que o modelo padrão apresenta pouca ou quase nenhuma tensão. O maior estresse ficou concentrado na região A.

Já no modelo curto, as tensões mostraram-se distribuídas ao longo de todo o implante nas regiões A, B e C, mesmo apresentando valores mais altos nas regiões B e C, quando comparadas com o modelo padrão. Isto resulta numa melhor distribuição de tensões e pode justificar os casos de sucesso clínico com implantes curtos, apresentados por vários autores: Deporter et al. (2001), Griffin e Cheung (2004), Gentile et al. (2005), Goené et al. (2005), Tawil et al. (2006), Arlin (2006), Das Neves et al. (2006), Renouard e Nisand (2006), Romeo et al. (2006), Misch et al. (2006), Maló et al. (2007), Degidi et al. (2007), Anitua et al. (2008), Fugazzotto (2008), Grant et al. (2009) e Corrente et al. (2009).

5.8 Simulações das distribuições das tensões do implante padrão com cortical fina e implante curto com cortical espessa e carga oblíqua

Figura 5.29 – Corte frontal do modelo padrão com cortical fina e carga oblíqua

Figura 5.30 – Vista oclusal da região A do modelo padrão com cortical fina e carga oblíqua

Figura 5.31 – Corte frontal do modelo curto com cortical espessa e carga oblíqua

Figura 5.32 – Vista oclusal da região A do modelo curto com cortical espessa e carga oblíqua

No modelo padrão com cortical fina e carregamento oblíquo foram observados, na região A, valores de 16,07 MPa por lingual, mostrando uma distribuição uniforme da carga com valores de 12,50 MPa (cor verde) ao redor do implante.

Com relação ao modelo curto com cortical espessa, encontraram-se na região A, valores de 7,50 Mpa por distal e mesial.

A comparação destes dois modelos demonstra que as tensões na região A mostraram-se menores para o implante curto, quando comparado com o implante padrão.

No modelo padrão na região B, foram encontrados valores nulos (zero), e na região C, foram observados valores de 1,79 MPa por lingual.

Em relação ao modelo curto, na região B, foram obtidos valores de 3,21 MPa, distribuídos por uma maior área de extensão na lingual, e na região C, foram encontrados valores de 5,36 MPa por lingual.

O comportamento biomecânico em relação ao estresse com carga oblíqua apresentou-se semelhante ao verificado no carregamento com carga axial, em que o modelo padrão concentrou tensões na região A e o modelo curto distribuiu as tensões pelas regiões A, B e C.

A comparação entre as simulações que utilizaram o implante padrão com cortical fina e o implante curto com cortical espessa, sob carga oblíqua, evidenciou que o implante curto apresentou um resultado biomecânico superior, com boa distribuição de tensões e valores mais baixos na região cervical. Isto sinaliza a utilização de implantes curtos, nestas condições, coincidindo com as afirmações de Lum (1991).

7 CONCLUSÕES

De acordo com as simulações realizadas utilizando o MEF, conclui-se:

- Os maiores valores de tensão localizaram-se na região cortical cervical ao redor do pescoço do implante em todos os modelos estudados, com maiores valores de tensão no modelo de cortical fina.
- Os valores mais altos de tensão foram registrados no modelo de implante curto e cortical fina, na região cervical.
- O aumento da espessura da cortical diminuiu os valores de tensão na região cervical sob aplicação de carga vertical e oblíqua.
- O modelo de implante curto na situação de cortical espessa, apresentou resultados biomecânicos com melhor distribuição de tensões, em relação ao modelo de implante padrão na situação de cortical fina.

REFERÊNCIAS¹

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

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

Akpınar I, Demirel F, Parnas L, Sahin S. A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal-extension fixed prostheses. *Quintessence Int*. 1996 Jan;27(1):11-7.

Anitua E, Orive G, Aguirre J, Andía I. Five-year clinical evaluation of short dental implants placed in posterior areas: a retrospective study. *J Periodontol*. 2008 Jan;79(1):42-8.

Arlin ML. Short dental implants as a treatment option: results from an observational study in a single private practice. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006 Sep-Oct;21(5):769-76.

Atmaram GH, Mohammed H. Stress analysis of single tooth implant II, effects of implant root-length variation and pseudo-periodontal ligament incorporation. *Biomater Med Dev Artif Org*. 1979;7(1):105-19.

Atwood DA. Postextraction changes in the adult mandible as illustrated by microradiographs of midsagittal sections and serial cephalometric roentgenograms. *J Prosthet Dent*. 1963;13:810-24.

Atwood DA. Reduction of residual ridges: a major oral disease entity. *J Prosthet Dent*. 1971 Sep;26(3):266-79.

¹De acordo com Estilo Vancouver.

Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A three-dimensional finite element analysis. *J Prost Dent*. 2008;100:422-31.

Baiamonte T, Abbate MF, Pizzarello F, Lozada J, James R. The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *J Oral Implantology*. 1996;22:104–10.

Bathe KJ. Finite element procedures. Upper Saddle River (NJ): Prentice- Hall; 1996. p. 148-377.

Bernard JP, Szmukler-Monder S, Pessotto S, Vasquez L, Belser UC. The anchorage of Brånemark and ITI implants of different lengths. I. An experimental study in the canine mandible. *Clin Oral Implants Res*. 2003 Oct;14(5):593-600.

Borchers L, Reichart P. Three-dimesional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res*.1983;62:155-9.

Burger EH, Klein-Nulend J. Mechanotransduction in bone--role of the lacuno-canalicular network. *FASEB J*. 1999;13 Suppl:S101-12. Review.

Buser D, Belser UC, Lang N. The original one-stage dental implant system and its clinical application. *Periodontol* 2000. 1998 Jun;17:106-18. Review.

Callister W Jr, Rethwisch DG. Materials Science and Engineering: A Introduction. 8th ed. Hoboken, NY: Wiley; 2010.

Caroena G, Mori M, Gesualdi MR, Liberti EA, Ferrara E, Muramatsu M. Mastication effort study using photorefractive holographic interferometry technique. *J Biomech*. 2010 Mar 3;43(4):680-6.

Chang SH, Lin CL, Hsue SS, Lin YS, Huang SR. Biomechanical analysis of the effects of implant diameter and bone quality in short implants placed in the atrophic posterior maxilla. *Med Eng Phys*. 2012 Mar;34(2):153-60.

Chen WF, Han DJ. Plasticity for structural engineers. New York:J.Ross; 2007. p.46-54.

Chou HY, Müftü S, Bozkaya D. Combined effects of implant insertion depth and alveolar bone quality on periimplant bone strain induced by a wide-diameter, short implant and a narrow-diameter, long implant. *J Prosthet Dent*. 2010 Nov;104(5):293-300.

Corrêa AA, Matson E. Avaliação quantitativa e qualitativa dos esforços que ocorrem numa restauração com amálgama de prata pelo método dos elementos finitos. *Rev Fac Odontol São Paulo*. 1977;15(1):19-26.

Corrente G, Abundo R, des Ambrois AB, Savio L, Perelli M. Short porous implants in the posterior maxilla: a 3-year report of prospective study. *Int J Period Restor Dent*. 2009 Feb;29(1):23-9.

Dalla Rosa A, Toldt C. *Anatomischer atlas für Studierende und Ärzte*. Berlin: Wien; 1903. p. 86.

D'Arcy WT. *On Growth and form*. Cambridge: Univ Cambridge Press; 1942.

Das Neves FD, Fones D, Bernardes SR, do Prado CJ, Neto AJ. Short implants-an analysis of longitudinal studies. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006 Jan-Feb;21(1):86-93.

Degidi M, Piattelli A, Iezzi G, Carinci F. Immediately loaded short implants: analysis of a case series of 133 implants. *Quintessence Int*. 2007 Mar;38(3):193-201.

Deporter D, Piliar RM, Todescan R, Watson P, Pharoah M. Managing the posterior mandible of partially edentulous patients with short, porous-surfaced dental implants: early data from a clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001 Sep-Oct;16(5):653-8

Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthod*. 2004 Feb;74(1):3-15. Review.

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

Fugazzotto P. Shorter implants in clinical practice: rationale and treatment results. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008 May-Jun;23(3):487-96.

Gentile MA, Chuang SK, Dodson TB. Survival estimates and risk factors for failure with 6 x 5.7-mm implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005 Nov-Dec;20(6):930-7.

Goené R, Bianchesi C, Hüerzeler M, Del Lupo R, Testori T, Davarpanah M, Jalbout Z. Performance of short implants in partial restorations: 3-year follow-up of Osseotite implants. *Implant Dent*. 2005 Sep;14(3):274-80.

Grant B, Pancko F, Kraut R. Outcomes of placing short dental implants in the posterior mandible: a retrospective study of 124 cases. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009 Apr;67(4):713-7.

Griffin TJ, Cheung WS. The use of short, wide implants in posterior areas with reduced bone height: a retrospective investigation. *J Prosthet Dent*. 2004 Aug;92(2):139-44.

Hasan I, Heinemann F, Aitlahrach M, Bourauel C. Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implant. *Implants*. 2011;1(12):6-13.

Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A, Kovickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2004;91:20-5.

Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol*. 1997;23:104-11.

Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis—a two dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol*. 1998;24:80-8.

Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *Int J of Oral Maxillofacial Implants*. 1994;9:345–60.

Isidor F. Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. *Clin Oral Imp Res*. 1997;8:1-9.

Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clin Oral Impl Res*. 2006;17(2):8-18.

Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prostheses placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991;6:270.

Kitoh M, Matsushita Y, Yamaue S, Ikeda H, Suetsugu T. The stress distribution of the hydroxyapatite implant under the vertical load by the two-dimensional finite element method. *J Prosthet Dent*. 1988;14(1):68-71.

Klein-Nulend J, Burger EH, Semeins CM, Raisz LG, Pilbeam CC. Pulsating fluid flow stimulates prostaglandin release and inducible prostaglandin G/H synthase mRNA expression in primary mouse bone cells. *J Bone Miner Res*. 1997 Jan;12(1):45-51.

Klein-Nulend J, van der Plas A, Semeins CM, Ajubi NE, Frangos JA, Nijweide PJ, Burger EH. Sensitivity of osteocytes to biomechanical stress in vitro. *FASEB J*. 1995 Mar;9(5):441-5.

Klein-Nulend J, Vatsa A, Bacabac RG, Tan SD, Smit TH. The role of osteocytes in bone mechanotransduction. *Curr Opin Orthop*. 2005;16:316-24.

Kulkarni RN, Bakker AD, Gruber EV, Chae TD, Veldkamp JB, Klein-Nulend J, Everts V. MT1-MMP modulates the mechanosensitivity of osteocytes. *Biochem Biophys Res Commun*. 2012 Jan 13;417(2):824-9.

Lai H, Zhang F, Zhang B, Yang C, Xue M. Influence of percentage of osseointegration on stress distribution around dental implants. *Chin J Dent Res*. 1998;1:7-11.

Lekholm U, Zarb GA, Albrektsson T. Patient selection and preparation. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-integrated Prostheses, Osseointegration in Clinical Dentistry*. Berlin: Quintessenz; 1985.

Limbert G, van Lierde C, Muraru OL, Walboomers XF, Frank M, Hansson S, Middleton J, Jacques S. Trabecular bone strains around a dental implant and associated micromotions--a micro-CT-based three-dimensional finite element study. *J Biomech*. 2010 May 7;43(7):1251-61.

Lum LB. A biomechanical rationale for the use of short implants. *J Oral Implantol*. 1991;17(2):126-31.

Maló P, de Araújo Nobre M, Rangert B. Short implants placed one-stage in maxillae and mandibles: a retrospective clinical study with 1 to 9 years of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2007 Mar;9(1):15-21.

Matsushita Y, Kitoh M, Mizuta K, Ikeda H, Suetsugu T. Two-dimensional FEM analysis of hydroxyapatite implants: diameter effects on stress distribution. *J Oral Implantol*. 1990;16:6–11.

Meijer HJA, Kuiper JH, Starmans FJM, Bosman F. Stress distribution around dental implants: Influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent*. 1992;68:96-102.

Mellal A, Wiskott HWA, Botsis J, Scherrer SS, Belser UC. Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical models and validation by *in vivo* data. *Clin Oral Impl Res*. 2004;15:239-48.

Merriman E. Resistência dos materiais. 2a ed. São Paulo: Brasiliense; 1979. p. 190.

Misch CE. Prótese Sobre Implantes. 1a ed. São Paulo: Editora Livraria Santos Editora; 2006.

Misch CE. Short dental implants: a literature review and rationale for use. *Dent Today*. 2005 Aug;24(8):64-6, 68. Review.

Misch CE, Qu Z, Bidez MW. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *J Oral Maxillofac Surg*. 1999 Jun;57(6):700-6.

Misch CE, Steingra J, Barboza E, Misch-Dietsh F, Cianciola LJ, Kazor C. Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study. *J Periodontol*. 2006 Aug;77(8):1340-7.

Miyamoto I, Tsuboi Y, Wada E, Suwa H, Iizuka T. Influence of cortical bone thickness and implant length on implant stability at the time of surgery--clinical, prospective, biomechanical, and imaging study. *Bone*. 2005 Dec;37(6):776-80.

Morand M, Irinakis T. The challenge of implant therapy in the posterior maxilla: providing a rationale for the use of short implant. *J Oral Implantol*. 2007;33(5):257-66. Review.

Mori M, Ueti M, Matson E, Saito T. Estudo da distribuição das tensões internas, sob carga axial, em dente hígido e em dente restaurado com coroa metalocerâmica e retentor intraradicular fundido – método do elemento finito. RPG. Rev Pós-Graduação (USP). São Paulo.1997;11(2):99-107.

Moy PK, Bain CA. Relation between the fixture length and implant failure. J Dent Res. 1992;72:637.

O'Mahony AM, Williams JL, Spencer P. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases periimplant stress and strain under oblique loading. Clin Oral Implants Res. 2001;12:648–57.

Ono A, Motoyoshi M, Shimizu N. Cortical bone thickness in the buccal posterior region for orthodontic mini-implants. Int J Oral Maxillofac Surg. 2008 Apr;37(4):334-40.

Petrie C, Williams J. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. Clin Oral Impl Res. 2005;16:486-94.

Petrie C, Williams J. Probabilistic analysis of peri-implant strain predictions as influenced by uncertainties in bone properties and occlusal forces. Clin Oral Impl Res. 2007;18:611-9.

Pierrisnard L, Augereau D, Barquins M. Analyse comparative par la method des elements finis des contraintes osseuses induites par des implants de géométrie variée. 2ème partie: influence relative de la longueur et de l'orientation des implants. Implants. 2000;6:93-105.

Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, Barquins M. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. Clin Imp Dent. 2003;5(4):254-62.

Reilly DT, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. J Biomechanics. 1975;8:393.

Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. Clin Oral Implants Res. 2006 Oct;17 Suppl 2:35-51.

Renouard F, Rangert B. Risk Factors in Implant Dentistry; Simplified Clinical Analysis for Predictable Treatment. 2nd ed. Paris: Quintessence books; 2008.

Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL, Brose MO. Finite element analysis of bone-adapted and bone-bonded endosseous implants. J Prosthet Dent. 1989; 62:436-40.

Rieger MR, Fareed K, Adams WK, Tanquist RA. Bone Stress distribution for three endosseous implants. J Prosthet Dent. 1989;61:223-38.

Rieger MR, Mayberry MS, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. J Prosthet Dent. 1990; 63:671-6.

Romeo E, Ghisolfi M, Rozza R, Chiapasco M, Lops D. Short (8-mm) dental implants in the rehabilitation of partial and complete edentulism: a 3- to 14-year longitudinal study. Int J Prosthodont. 2006 Nov Dec;19(6):586-92.

Rubin CT, Lanyon LE. Limb mechanics as a function of speed and gait: a study of functional strains in the radius and tibia of horse and dog. J Exp Biol. 1982 Dec;101:187-211.

Schwartz-Dabney CL, Dechow PC. Edentulation alters material properties of cortical bone in the human mandible. J Dent Res. 2002 Sep;81(9):613-7.

Sendyk CL. Distribuição de tensões nos implantes osseointegrados – análise não linear em função do diâmetro do implante e do material da coroa protética [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 1998.

Spiekermann H. Implantologia. Porto Alegre: Artmed; 2000.

Suetsugu T, Kitoh M, Murakami Y. Stress analysis of blade implants – Mechanical properties of implant material and stress distribution. J Oral Implantol. 1979;8:380-92.

Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 2006 Mar-Apr;21(2):275-82.

Tensão mecânica [citado 12 jul. 2012]. Disponível em: [http://pt.wikipedia.org/wiki/Tensão_\(mecânica\)](http://pt.wikipedia.org/wiki/Tensão_(mecânica)).

van Eijden TM. Biomechanics of the mandible. Crit Rev Oral Biol Med. 2000;11(1):123-36. Review.

Van Oosterwyck H, Duyck J, Vander Sloten J, Van der Perre G, De Cooman M, Lievens S. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. Clin Oral Implants Res. 1998;9:407–18.

Vasco MA, Hecke MB, Bezzon OL. Analysis of short implants and lateralization of the inferior alveolar nerve with 2-stage dental implants by finite element method. J Craniofac Surg. 2011 Nov;22(6):2064-71.

von Mises R. Mechanik der festen Körper im plastisch deformablen Zustand. Göttin Nachr Math Phys. 1913;1:582-92.

von Mises Yield Criterion [citado 12 jul. 2012]. Disponível em: http://en.wikipedia.org/wiki/Von_Mises_yield_criterion.

Watzek G. Endosseous Implants: Scientific and clinical aspects. 1st ed. Portland: Quintessence books; 1996. p.53-5.

Zienkiewicz OC. The finite element method in engineering science. New York: McGraw-Hill; 1989.