

Erika Oliveira de Almeida

*Prótese protocolo com barra pré-fabricada.
Comportamento ósseo variando o tipo de
osso e a configuração horizontal do arco
mandibular no MEF-3D*



ARAÇATUBA- SP
2008

Erika Oliveira de Almeida

*Prótese protocolo com barra pré-fabricada.
Comportamento ósseo variando o tipo de
osso e a configuração horizontal do arco
mandibular no MEF-3D*

*Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia do Câmpus de Araçatuba – Unesp,
para a obtenção do Grau de “Mestre em
Odontologia” – Área de Concentração em Prótese
Dentária.*

Orientador: Prof. Ass. Dr. Eduardo Passos Rocha

ARAÇATUBA - SP
2008

Catálogo-na-Publicação

Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

A447i

Almeida, Erika Oliveira de
Prótese protocolo com barra pré-fabricada. Comportamento ósseo variando o tipo de osso e a configuração horizontal do arco mandibular no MEF-3D / Erika Oliveira de Almeida. - Araçatuba: [s.n.], 2008

116f. : il. ; tab.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia, Araçatuba, 2008
Orientador: Prof. Dr. Eduardo Passos Rocha

1. Análise de elemento finito 2. Biomecânica
3. Osso e ossos 4. Osseointegração.

Black D32
CDD 617.69

Dados Curriculares

Erika Oliveira de Almeida

Nascimento: 22.02.1981 - RECIFE /PE

Filiação: Rômulo José Leitão de Almeida

Edirce de Oliveira Batista

1999-2003: Curso de Graduação em Odontologia

Faculdade de Odontologia de Caruaru – SCES

2003- 2004: Curso de Aperfeiçoamento em Prótese Dental

Associação Brasileira de Especialistas e Pós-graduandos da Odontologia
– ABEPO

2004 – 2005: Especialização em Prótese Dentária

Associação Brasileira de Odontologia de Pernambuco – ABO /PE

2007: Curso de Atualização em Prótese Sobre Implante

Centro de Odontologia Estética/ Sindicato dos Odontologistas da Região
de São José do Rio Preto - SP

2006 – 2008: Mestrado em Odontologia, área de Prótese Dentária

Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP

Dedicatória

Aos meus pais, Rômulo e Edirce:

Paiinho,

Obrigada por ter lutado a vida inteira para me oferecer a melhor das heranças, o conhecimento e a oportunidade de estudar.

Agradeço muito pela confiança e pelo carinho incondicional.

Exemplo de pai, trabalho, honestidade e perseverança!

Mãinha,

Obrigada por estar presente em todos os momentos da minha vida, sempre torcendo e me incentivando a ser uma pessoa cada vez melhor.

Agradeço pelos conselhos diários, pela atenção e pelo carinho fundamentais para a obtenção dos meus objetivos.

Desculpe se estive ausente por este período e se, às vezes, não consegui retribuir todo o amor que sinto por você.

Agradeço a Deus por ter uma pessoa tão especial em miha vida!

Ao meu irmão: Eric

Nininho,

Valeu pela força em momentos difíceis, pelos ensinamentos em informática e por estar sempre presente nos momentos em que estive ausente em nossa linda família.

DEDICO A VOCÊS TODAS AS MINHAS CONQUISTAS!

AMO MUITO VOCÊS!

Agradecimentos Especiais

A Deus:

Companheiro fiel e inseparável.

Obrigada pela oportunidade de viver.

Obrigada por me mostrar os melhores caminhos.

Obrigada por colocar em meu caminho pessoas maravilhosas.

Agradeço eternamente pela oportunidade de aprender todos os dias.

Aos meus familiares, nas pessoas das minhas avós Nahilde

Almeida e Francisca Oliveira:

Muito obrigado pelas constantes palavras de incentivo, pela confiança e pelo apoio.

Vocês contribuíram e estiveram sempre presentes na minha formação.

Ao meu orientador, Prof. Eduardo Passos Rocha:

Pelo exemplo de profissional dedicado, exigente e muito competente.

Obrigada por me ajudar a fazer valer a pena todo o meu esforço de estar aqui com a finalidade de aprender ao máximo e ainda crescer como pessoa, aumentando minha capacidade de enxergar o mundo. O senhor conseguiu superar as minhas expectativas com o que eu sonhava encontrar em uma pós-graduação.

Obrigada pela oportunidade e credibilidade!

Ao meu namorado, Amílcar Chagas Freitas Júnior:

Meu amor, obrigada pelo nosso convívio diário, por compartilhar momentos difíceis e maravilhosos ao meu lado, pelo incentivo e carinho.

Agradeço a Deus pelo presente de ter te encontrado neste momento em minha vida, pois você me completa e me faz muito feliz.

Pelas afinidades e objetivos em comum, pelo carinho, respeito, cumplicidade e pelo amor verdadeiro que sentimos um pelo outro, tenho certeza que teremos um futuro brilhante para compartilharmos juntos.

*Não sei ... se a vida é curta ou longa demais para nós,
Mas sei que nada do que vivemos tem sentido,
se não tocarmos o coração das pessoas
Cora Coralina*

Agradecimientos

A minha sincera gratidão...

À Faculdade de Odontologia de Araçatuba – Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” na pessoa do seu Diretor Prof. Dr. **Pedro Felício Estrada Bernabé** pela oportunidade da realização deste curso de pós-graduação.

Ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, na pessoa de seu Coordenador Prof. Dr. **Idelmo Rangel Garcia Júnior**, pela valiosa contribuição em minha formação.

À Neodent Implantes Osseointegrados, na pessoa da **Dra. Ivete Sartori**, pelos implantes e componentes protéticos cedidos para a realização desta pesquisa e pela atenção com que sempre nos recebeu.

Aos Professores do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, pelos essenciais ensinamentos durante o curso e agradável convivência. Que Deus os abençoe!

Ao Prof. Eduardo Piza Pellizzer, pelo que pude aprender com o senhor. Obrigada por ter me recebido nesta Instituição.

Ao prof. Wirley Gonçalves Assunção, pelo apoio com palavras sábias e construtivas em muitos momentos. Obrigada pelos ensinamentos clínicos, essenciais para complementar a minha formação. Admiro-o pela forma humana e sensata de conduzir a nossa profissão e me espelho no seu dinamismo e na sua liderança como professor.

Ao Prof. Wilson Roberto Poi, pelo incentivo à arte de ensinar. Obrigada pela gentileza e acessibilidade com que sempre me recebeu.

A Faculdade de Odontologia de Caruaru, na pessoa do Prof. **Petrônio Martelli** pela excelente formação durante meu curso de graduação; e à Profa. **Anamaria Leite**, pelo constante incentivo em busca do saber.

*Às professoras da Associação Brasileira de Odontologia de Pernambuco: **Cátia Fonseca Guerra, Sandra Moraes e Niara Branco**, pelos seus ensinamentos e pelo incentivo durante minha especialização. Em especial, à profa. **Adriana da Fonte Porto Carreiro**, por sua amizade sincera e por acreditar no meu potencial para seguir a pós-graduação, me apoiando mesmo à distância.*

*Aos meus tios, em especial **José Rosalvo Almeida**, ao qual me espelho por sua conduta firme e disciplinada.*

*E aos meus padrinhos **Ramilson e Ana Almeida**, por serem muito prestativos e atenciosos, proporcionando-me suporte familiar neste Estado.*

*Ao meu querido tio e amigo **Rui Gomes** (in memoriam), pelo carinho incondicional. Guardarei eternamente o seu sorriso e seu positivismo como forma de conduzir a minha vida. *Alô Brasil!**

*Aos amigos **Paulo e Luciana Ciarlini**, que me receberam com muito carinho em Araçatuba e me proporcionaram momentos familiares e agradáveis. *Muito Obrigada!**

*À minha amiga **Lithiene***, por todos os momentos compartilhados. Desejo que nossa amizade perdure, pois temos realmente afinidades e ainda iremos aprender muito uma com a outra.

*Às amigas **Jéssica e Thalita***, atuais companheiras de apartamento e grandes amigas. Vocês foram muito importantes nesta etapa final do meu curso. Obrigada pela oportunidade de conviver com pessoas tão especiais. Estarei esperando vocês na minha região em breve!

Às minhas amigas de infância em Recife, consideradas como “**Amigas Felizes**”: Lígia, Maria Eduarda, Maria Parmera, Silvia, Rafaela, Marília, Juana, Roberta, Rebecca, Letícia, Clara, Patrícia, e Mariana. Meus sinceros agradecimentos pela eterna amizade e pela torcida com que estiveram durante este período. Muito obrigada pela nossa união e experiências compartilhadas à distância!

*À grande amiga **Débora*** e sua família: **Tia Josélia, Isabel, Luiza e Carlos Eduardo**, pelo suporte clínico enquanto estive ausente da nossa cidade e pela verdadeira amizade em todos os momentos desde a Faculdade.

*Em especial às amigas **Érica Tôrres e Carol***, que estiveram nesta mesma época fazendo a pós-graduação em outras cidades de São Paulo e puderam compartilhar minhas vitórias e dificuldades sempre ao meu lado.

Aos meus colegas de Pós-graduação **Abrahão, Anna Kelly, Bianca, Carlinhos, Daniella, Eloá, Érica, Erivan, Fellippo, Juliana Delben, Lívia, Lucas, Manoel, Renato, Rodolfo, Rodolpho, Rosse Mary e Thiago** por tudo o que pude aprender com vocês e pelas alegrias e desafios compartilhados. Em especial ao meu super amigo **Valentim**, pela amizade verdadeira e sincera. Pelo carinho nos momentos difíceis. Desejo a vocês muito sucesso profissional e realizações pessoais!

Aos colegas e professores do Departamento de Cirurgia e Traumatologia Bucal-Maxilo-Facial desta Faculdade, em especial ao **Prof. Osvaldo Magro Filho**, agradeço pelos momentos de descontração que tive junto com a “família da cirurgia”. E à secretária **Cleide Lemes** pela disponibilidade em ajudar, pela atenção e amizade, importantes para que eu sempre me sentisse muito bem neste Departamento.

Aos funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese desta Faculdade: **Ana Lúcia, Maria Lúcia, Jander, Ana Marcelina, Zé, Eduardinho e Carlão**. Pelo dia-a-dia compartilhados e pela atenção em todos os momentos.

Aos funcionários da Seção de Pós-Graduação desta Faculdade: **Marina, Valéria e Diogo**. Pela eficiência e bom-humor diários. Meus sinceros sentimentos de gratidão!

Aos funcionários da Biblioteca de Odontologia desta Faculdade, pelas constantes orientações e dedicação aos seus serviços.

Epígrafe

Ser Professor (a)

*É buscar dentro de cada um de nós
forças para prosseguir, mesmo com toda pressão,
toda tensão, toda falta de tempo...
Ser professor (a) é se alimentar do conhecimento
e fazer de si mesmo (a) janela aberta para o outro.
Ser professor (a) é formar gerações, propiciar o
questionamento e abrir as portas do saber.
Ser professor (a) é lutar pela transformação...
É formar e transformar,
através das letras, das artes, dos números...
Ser professor (a) é conhecer os limites do outro.
E, ainda assim, acreditar que ele seja capaz...
Ser professor (a) é também reconhecer que
todos os dias são feitos para aprender...
Sempre um pouco mais... Ser professor (a)
É saber que o sonho é possível... É sonhar com a sociedade melhor...
Onde todos possam ter acesso ao saber...
Ser professor (a) é também reconhecer que somos,
acima de tudo, seres humanos, e que temos licença para rir, chorar, esbravejar.
Porque assim também ajudamos a pensar e construir o mundo.*

Almeida, EO. **Prótese protocolo com barra pré-fabricada. Comportamento ósseo variando o tipo de osso e a configuração horizontal do arco mandibular no MEF-3D** [dissertação]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista; 2008.

Resumo Geral

A barra pré-fabricada é uma opção de tratamento vantajosa por minimizar o tempo de confecção da prótese implantossuportada do tipo protocolo de carga imediata com níveis de adaptação e passividade previsíveis. No entanto, para a sua aplicação, o arco do paciente deve adaptar-se anatomicamente ao formato da barra pré-fabricada, e a qualidade óssea deve ser compatível com a indicação da carga imediata. Além disso, a literatura não apresenta dados numéricos sobre a influência de diferentes formatos horizontais do arco mandibular na distribuição das tensões no osso, assim como não é homogênea a definição do critério de análise a ser utilizado quando materiais frágeis, como o osso, são estudados utilizando o método dos elementos finitos. Devido a isso, foi realizada uma revisão da literatura com o objetivo de relacionar as propriedades dos materiais estudados com o critério de análise adotado. Para isto, foram levantados 2061 artigos através do indexador Medline database, durante os anos de 2004 a 2008. Observou-se que tanto o critério das tensões de von Mises como a máxima tensão principal foram utilizados para o estudo dos materiais considerados frágeis ou não. Para o estudo da influência de diferentes formatos horizontais do arco mandibular e diferentes tipos de osso na distribuição das tensões no osso cortical e medular na simulação de uma prótese fixa implantossuportada do tipo protocolo mandibular confeccionada através do sistema pré-fabricado Neopronto (Neodent, Implante Osseointegrável), quatro modelos (M) representativos de um arco

mandibular totalmente edentado e restaurados com o sistema pré-fabricado Neopronto (Neodent, Implant Osseointegrável), sobre quatro implantes interforaminais, foram confeccionados no programa SolidWorks 2007 variando o tipo de osso (I ao IV) (M.I - M.II - M.III - M.IV), considerando-se a dimensão horizontal como de tamanho regular. A variação da dimensão horizontal (11% maior ou menor) gerou os modelos grande (Mg) e pequeno (Mp). Os modelos de tamanho regular (M.I - M.II - M.III - M.IV) foram duplicados para avaliar a influência da presença ou ausência das roscas dos implantes na distribuição interna das tensões no osso. Os nós da base foram fixados nos três eixos cartesianos, e dois carregamentos (C) foram adotados: C1 – na região anterior da barra, entre os implantes mais anteriores; e C2 – na região posterior unilateral esquerda da barra. A análise numérica foi realizada usando o Ansys Workbench 10.0. A máxima tensão principal (σ_{\max}) foi obtida para o osso cortical e medular. Observou-se que não apenas o critério da máxima tensão principal foi utilizado para o estudo de estruturas como o osso, e que as diferentes dimensões (pequeno e grande) do arco mandibular geraram variações nos valores de σ_{\max} mais evidentes na região posterior da mandíbula, principalmente para o implante mais posterior e relacionado ao lado do carregamento. Comparando os tipos de osso, o tipo IV apresentou pior prognóstico. Para um mesmo formato de arco mandibular, as alterações nos valores de tensão foram mais evidentes no osso cortical. A presença da rosca no implante aumentou a tensão observada na interface osso-implante em comparação com o implante liso. Concluiu-se que a literatura não é homogênea quanto ao critério de análise adotado. A alteração da configuração mandibular altera a distribuição das tensões, embora dados mais evidentes possam ser obtidos com carregamento oblíquo.

Palavras-chave: Análise de elemento finito, Biomecânica, Osso e ossos, osseointegração.

Almeida, EO. P **Protocol prosthesis with prefabricated bar. Bone behavior varying the bone type and the horizontal configuration of mandibular arch using FEA-3D** [Dissertation]. Araçatuba: Sao Paulo State University; 2008.

General Abstract

Prefabricated bar is a profitable treatment option for minimizing the preparation time of fixed protocol-type prosthesis in immediate load with adaptation levels and predictable passivity. Nevertheless, in order to be applied, the patient's arch must be anatomically adapted to the format of the prefabricated bar, and bone quality must be compatible to immediate load indication. However, literature does not show any numerical data about the influence of different horizontal formats of the mandibular arch on bone stress distribution, as well as it is not homogeneous which analysis criterion is to be used when friable materials, such as the bone, are studied by making use of the finite element method. Due to this, a literature review was elaborated with the purpose to relate the materials' properties through the adopted analysis criterion. Therefore, 2061 articles were raised through the Medline Database Indexer from 2004 to 2008. It was noticed that not only Von Mises's equivalent stress criterion but also maximum principal stress were used for the study of materials considered as friable or not. For the study of the influence of different horizontal formats of mandibular archs and different types of bone in stress distribution on the cortical and medular bone in simulating a fixed implant-supported protocol-type mandibular prosthesis prepared through the Neopronto prefabricated system (Neodent, Osseointegratable Implant), four representative models (M) of a totally edentulate mandibular arch restored by the Neopronto prefabricated

system (Neodent, Osseointegratable Implant) over four interforaminal implants were prepared through the SolidWorks 2007 program with a bone range (I to IV) (M.I - M.II - M.III - M.IV), considering the horizontal dimension as of regular size. The variation of the horizontal dimension (11% higher or lower) generated big (Mg) and small (Mp) models. The regular size models, M.I, M.II, M.III and M.IV were doubled in order to evaluate the influence of the presence or absence of implant threads on inner stress distribution in the bone. The base knots were fixed on the three Cartesian axes, and two loadings (C) were adopted: C1 - in the anterior region of the bar, between the most anterior implants, and C2 - in the left posterior unilateral region of the bar. The numerical analysis was carried out by making use of Ansys Workbench 10.0. The maximum principal stress (σ_{\max}) was obtained for the cortical and medular bone. The Maximum Principal Stress criterion is not the only one used for the study of structures such as the bone, and that the variation of the horizontal dimension of the mandibular arch provided higher values of cortical bone stress, mainly around the distal implants. Comparing the bone type, the type IV presented less satisfied results. For the same arch configuration, the alterations in the stress values were more evident at the cortical bone. The presence of threads in the implants increased the stress at the bone-implant interface. In conclusion, there is no homogeneous citation of which stress criterion should be used for friable and brittle materials and the mandibular arch configuration have influence on the stress distribution in protocol-type prosthesis, although more solid results should be gotten from oblique loading.

Key-words: Finite element analysis, Biomechanics, Bone and bones, Osseointegration.

Lista de Figuras

CAPÍTULO 2	Prótese protocolo com barra pré-fabricada no MEF-3D: comportamento ósseo variando o tipo de osso e a configuração horizontal do arco mandibular.....	53
Figura 1	Configuração do arco mandibular no plano horizontal. Mp - arco mandibular com DIF pequena; M - arco mandibular com DIF regular e Mp – arco mandibular com DIF grande.....	59
Figura 2	Componentes do sistema Neopronto: A e B - barra pré-fabricada vista superior e inferior, respectivamente; C - implante Titamax GT Cortical; D - implante Titamax GT Medular; E e F - cilindro de cimentação e parafuso; G - parafuso de fixação da barra.....	60
Figura 3	A e B – Vistas inferior e frontal dos implantes conectados à barra pré-fabricada, respectivamente; B,1-4: Identificação dos implantes; C - Modelo finalizado; D – Representam carregamentos C1 e C2.....	61
Figura 4	Malha de elementos finitos dos modelos pequeno (M.p), regular (M) e grande (M.g).....	62
Figura 5	Condições de contorno	65

Lista de Tabelas

CAPÍTULO 2	Prótese protocolo com barra pré-fabricada no MEF-3D: comportamento ósseo variando o tipo de osso e a configuração horizontal do arco mandibular.....	53
Tabela 1	Características dos tipos de osso (Baseado em Sevimay et al., 2005).....	58
Tabela 2	Número de nós e elementos dos modelos	63
Tabela 3	Propriedades mecânicas dos materiais.....	64

Lista de Gráficos

CAPÍTULO 2	Prótese protocolo com barra pré-fabricada no MEF-3D: comportamento ósseo variando o tipo de osso e a configuração horizontal do arco mandibular.....	53
Gráfico 1	Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso cortical no M.Ip, M.I e M.Ig após C1.....	66
Gráfico 2	Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso cortical no M.Ip, M.I e M.Ig após C2.....	67
Gráfico 3	Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso cortical no M.IIp, M.II e M.IIg após C1.....	68
Gráfico 4	Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso cortical no M.IIp, M.II e M.IIg após C2.....	68
Gráfico 5	Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso cortical no M.IIIp, M.III e M.IIIg após C1.....	69
Gráfico 6	Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso cortical no M.IIIp, M.III e M.IIIg após C2.....	69
Gráfico 7	Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso cortical no M.IVp, M.IV e M.IVg após C1.	70
Gráfico 8	Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso cortical no M.IVp, M.IV e M.IVg após C2.	70
Gráfico 9	Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso cortical no modelos M.I-IVp após C1.	71
Gráfico 10	Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso cortical no modelos M.I-IVp após C2.	71
Gráfico 11	Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso cortical no modelos M.I-IV após C1.	72
Gráfico 12	Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso cortical no modelos M.I-IV após C2.	72
Gráfico 13	Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso cortical no modelos M.I-IVg após C1.	73
Gráfico 14	Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso cortical no modelos M.I-IVg após C2.	73
Gráfico 15	Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso cortical no modelos M.I-IVR após C1.	74
Gráfico 16	Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso cortical no modelos M.I-IVR após C2.....	75

Lista de Abreviaturas

MEF (FEA)	= Método dos Elementos Finitos (<i>Finite element analysis</i>)
MEF-3D	= Método dos Elementos Finitos Tridimensional
MEF-2D	= Método dos Elementos Finitos Bidimensional
σ_{\max}	= Máxima tensão principal (<i>Maximum principal stress</i>)
mm	= milímetro
I	= Osso tipo I (<i>Bone type I</i>)
II	= Osso tipo II (<i>Bone type II</i>)
III	= Osso tipo III (<i>Bone type III</i>)
IV	= Osso tipo IV (<i>Bone type IV</i>)
MPa	= Mega Pascal
GPa	= Giga Pascal
DIF	= Distância inter-foraminal (<i>Interforaminal distance</i>)
M.p	= Modelo com configuração do arco mandibular pequena
M	= Modelo com configuração do arco mandibular regular
M.g	= Modelo com configuração do arco mandibular grande
M.R	= M com roscas nos implantes
C1	= Carregamento Anterior (<i>Anterior loading</i>)
C2	= Carregamento Posterior (<i>Posterior loading</i>)

Sumário

1 Introdução Geral.....	27
2 Capítulo 1 - Critérios de análise em estudos com elementos finitos.	
Revisão da literatura.....	31
2.1 Resumo	32
2.2 Abstract	33
2.3 Introdução	34
2.4 Proposição	36
2.5 Revisão da Literatura	37
2.6 Conclusão	44
2.7 Referências.....	45
3 Capítulo 2 - Prótese protocolo com barra pré-fabricada no MEF-3D: comportamento ósseo variando o tipo de osso e a configuração horizontal do arco mandibular.....	53
3.1 Resumo.....	54
3.2 Abstract.....	55
3.3 Introdução.....	56
3.4 Material e método.....	58
3.5 Resultados.....	66
3.6 Discussão.....	76
3.7 Conclusão.....	80
3.8 Referências.....	81
Anexos.....	82

1 Introdução Geral

A determinação da qualidade óssea é um fator significativo para a seleção do implante, estabilidade primária, e determinação do momento do carregamento, principalmente em pacientes totalmente desdentados (Sevimay et al., 2005).

A prótese de carga imediata sobre implante apresenta sucesso comprovado por estudos clínicos longitudinais (Hatano et al., 2003; Jaffin, Kumar e Berman, 2004; Castellon et al., 2004; Engquist et al., 2005; Ercoli et al., 2006). Mesmo assim, várias técnicas continuam surgindo de forma a aprimorar este tratamento. A barra pré-fabricada é uma opção que facilita a instalação da prótese fixa implanto-suportada com maior rapidez, garantindo maior passividade ao conjunto prótese-implante, com maior previsibilidade de sucesso para a osseointegração (Herman et al., 2007). No entanto, para a sua indicação, o arco do paciente deve adaptar-se anatomicamente ao formato da barra pré-fabricada, limitando o tratamento a depender do formato horizontal do arco mandibular.

Outro fator que influencia no sucesso do tratamento é a qualidade óssea. A qualidade de um osso refere-se às propriedades mecânicas, arquitetura, grau de mineralização da matriz óssea, estrutura química dos cristais do osso mineral e, ainda, propriedades mecânicas da remodelação óssea (Shapurian et al., 2006). Lekholm e Zarb, em 1985, classificaram o tipo de osso em I, II, III e IV e esta classificação tem sido extensamente utilizada pelos clínicos na avaliação óssea para colocação dos implantes nos pacientes.

De acordo com esta classificação, o osso tipo I é composto de osso compacto homogêneo. O osso tipo II possui uma camada espessa de osso compacto

circundando um núcleo de osso trabecular denso. O osso tipo III possui uma camada delgada (1mm) de osso cortical circundando o osso trabecular denso com resistência favorável. E o osso tipo IV possui uma camada delgada (1mm) de osso cortical circundando um núcleo de osso trabecular com baixa densidade (Sevimay et al., 2005; Misch, 2006). Dentre os quatro tipos de osso, há uma grande variação de resistência biomecânica, ou seja, capacidade de suportar cargas fisiológicas (Tada et al., 2003), e de acordo com Jaffin e Berman (1991), o osso tipo IV relaciona-se com as maiores taxas de falhas.

Vários autores avaliaram a influência da qualidade óssea em relação aos implantes osseointegrados envolvendo próteses unitárias (Jaffin e Berman, 1991; Holmes e Loftus, 1997; Ichikawa et al., 1997; Tada et al., 2003; Sevimay et al., 2005), porém, nenhum deles relacionou a tensão óssea que a prótese fixa implanto-suportada do tipo protocolo proporciona sobre diferentes tipos de osso.

Para a avaliação da tensão óssea nestas situações, o método dos elementos finitos é válido (Yokoyama et al., 2005). Entretanto, é necessário que o critério de análise adotado seja escolhido segundo as características dos materiais em estudo. No entanto, a literatura não é homogênea quanto à seleção do critério de análise segundo a característica do material, uma vez que o critério das tensões equivalentes de von Mises, por exemplo, tem sido utilizado para analisar o comportamento de estruturas buco-dentais, notadamente não-dúcteis.

Em vista do exposto, os objetivos do presente estudo foram realizar uma revisão da literatura dos artigos dos últimos 5 anos para verificar a relação entre as propriedades dos materiais estudados e o critério de análise utilizado para a interpretação dos resultados; e avaliar a influência da configuração horizontal do arco mandibular (pequeno, regular e grande) e da qualidade óssea (tipo I ao IV) na

distribuição interna das tensões quando da utilização da barra pré-fabricada em próteses fixas implanto-suportada do tipo protocolo.

Capítulo 1:

Critérios de análise em estudos com elementos finitos. Revisão da literatura.

(Periódico: *International Journal for Computational Methods in Engineering*

Science and Mechanics, Anexo B)

1.1 RESUMO

O objetivo deste trabalho foi realizar uma revisão da literatura dos artigos mais recentes que utilizaram o MEF, a fim de relacionar as propriedades dos materiais com o critério de análise adotado e o prognóstico de falha. Foi utilizado o indexador Medline database, de 2004 a 2008, com o termo “*finite element analysis*”. Foram encontrados 2061 artigos e selecionados 87 de acordo com o objetivo deste estudo. Os artigos pesquisados não demonstraram uma relação direta entre o critério de análise e o material adotado. A tensão de von Mises e a máxima tensão principal foram os critérios mais utilizados. Embora fundamentos mecânicos sejam estabelecidos a respeito dos critérios mais indicados para avaliação do comportamento ósseo, a literatura não é homogênea.

Palavras-chave: Análise de elemento finito, Biomecânica, Avaliação dos resultados, Propriedades de superfície, Análise de falha de equipamento.

1.2 ABSTRACT

The aim of this paper was to carry out a literature review of the latest articles that made use of MEF, in order to relate the materials' properties to the adopted analysis criterion and failure prognosis. Medline Database Indexer was used in the period from 2004 to 2008, with the term "*finite element analysis*", 2061 articles found and 87 selected based on the aim of the study. It is possible to notice at the selected articles that there is no direct relation between the analysis criterion and the material used in the study. The maximum principal stress and the von Mises Stress were the more common criterion. Although the mechanical fundamentals have been established as regards the most indicated criteria for bone behavior assessment, literature is unconcluded.

Key-words: Finite element analysis, Biomechanics, Outcome assessment, Surface properties, Equipment failure analysis.

1.3 INTRODUÇÃO

O método dos elementos finitos (MEF) é uma análise que consiste na discretização de um meio contínuo em pequenos elementos, mantendo as mesmas propriedades do meio original. É utilizado para solução de problemas físicos de modelos com geometrias complexas, proporcionando condições reais de tensão e deformação do modelo quando submetido a um carregamento (Power et al., 2002; Ross, 2005; Marinescu, Daegling e Rapoff, 2005; Cirovis et al., 2006; Hinterhofer et al, 2006; Spruijt et al., 2006).

O primeiro passo para a utilização deste método é determinar as dimensões do modelo por meio de técnicas e equipamentos como digitalização manual, utilização de tomografias computadorizadas e scanners a laser. (Richmond et al., 2005). O objetivo é criar um modelo que possua características e propriedades semelhantes à realidade. Estas devem ser incorporadas ao programa de elementos finitos a fim de traduzirem como o material responde quando submetido a um carregamento e até mesmo qual a maior tensão suportada pelo material.

Após a determinação das condições de contorno e carregamento, o modelo é resolvido por meio de cálculos matemáticos resultando em tensão e deformação das estruturas em finitos nós que representam uma estrutura. Para a interpretação destes resultados são utilizados diversos critérios de análise.

Estes critérios são responsáveis pela interpretação dos resultados de acordo com o material em questão. A tensão equivalente de von Mises é um critério bastante utilizado para a avaliação de materiais dúcteis e a tensão máxima principal para materiais frágeis. No entanto, são necessárias mais informações para auxiliar na seleção do melhor critério de acordo com o material em questão, uma vez que apenas os fundamentos mecânicos estão estabelecidos a cerca deste assunto.

Como não existe na literatura uma padronização para que indique o melhor critério de análise para cada situação estudada, torna-se necessário pesquisar a relação entre o critério de análise adotado e os materiais utilizados nos estudos com elementos finitos, a fim de verificar se a previsibilidade de falha é estabelecida, bem como a confiabilidade dos resultados obtidos.

1.4 PROPOSIÇÃO

O objetivo do presente estudo foi realizar uma revisão da literatura a partir dos artigos completos mais recentes (2004 a 2008) que utilizaram o método dos elementos finitos 2D e 3D, a fim de relacionar o tipo de material, o tipo de critério utilizado e a previsibilidade de falha estrutural.

1.5 REVISÃO DA LITERATURA

A presente revisão da literatura foi realizada utilizando o indexador Medline database, no período de 2004 a 2008, utilizando o termo “*finite element analysis*”.

Foram encontrados 2061 resumos de diversas áreas, sendo que inicialmente nenhum critério de exclusão foi realizado. Após a leitura do título e do resumo dos mesmos, 87 artigos completos foram selecionados, já que esses apresentavam uma maior correlação com o objetivo do presente trabalho.

Os artigos foram escritos por autores de diversas áreas, com prevalência às áreas de medicina (34 artigos), engenharia (28), odontologia (14), informática (2), nutrição (2), geologia (2), veterinária (1), física (1), matemática (1), química (1) e zoologia (1).

Softwares de Elementos Finitos

O programa de elementos finitos (software) é responsável pela geração da malha de elementos finitos e obtenção dos resultados por meio de mapas. Dentre os softwares possíveis de serem utilizados, destacam-se o ANSYS (Swanson Analysis Systems, Houston, Pa) (Chang, Shin e Baek, 2004; Hunter, Titze e Alipour, 2004; Sigal et al., 2004; Jamal et al., 2005; Preuschft e Witzel, 2005; Sigal, Flanagan e Eithier, 2005; Kim et al., 2005; Cirovic et al., 2006; Kimura et al., 2006; Li-li et al., 2006; Ona e Wakabayashi, 2006; Zhang et al., 2006; Dai et al., 2007; Lapathi et al. 2007; Cahng et al., 2008; Lim et al., 2008; Yong-Wei et al., 2008), o ABAQUS (Pawtucket, RI, USA) (Roarty e Grosland, 2004; Anderson et al., 2004; Durr et al., 2004; Stewart et al., 2004; Anderson et al., 2005; Kumar e Balakrishan, 2005; Silva, Brodt e Hucker, 2005; Anderson et al., 2006; Kroeker et al., 2006; Schachar e Abolmaali, 2006; Tang et al., 2006; Anderson et al., 2007; Belaidi e Pierscionek, 2007; Yang et al., 2007; Li et al.,

2008; Ma, Lin e Lin, 2008), o COSMOS (Structural Research & Analysis Corp., Los Angeles, CA, USA) (Rayfield, 2004; Zhiyong et al., 2004; Cattaneo et al., 2005; Rayfield, 2005; Thomason et al, 2005; Ichim, Swain e Kieser, 2006) e o MSC PATRAN (Santa Ana, CA) (Roarty e Grosland, 2004; Anderson et al., 2005; Kranenbarg et al., 2005; Marinescu, Daegling e Rapoff, 2005; Kellemeyn et al., 2006).

Pôde-se constatar que os autores europeus utilizaram mais os softwares ABAQUS (Anderson et al., 2004; Durr et al., 2004; Belaidi e Pierscionek, 2007), ANSYS (Cirovic et al., 2006; Preuschft e Witzel, 2006; Lapathi et al., 2007) e COSMOS (Rayfield, 2004; Cattaneo et al., 2005; Rayfield, 2005). Os autores americanos utilizaram mais os softwares ABAQUS (Roarty e Grosland, 2004; Stewart et al., 2004; Anderson et al., 2005; Silva, Brodt e Hucker, 2005; Kellemeyn et al., 2006; Kroecker et al., 2006; Schachar e Abolmaali, 2006; Anderson et al., 2006; Tang et al., 2006; Anderson et al., 2007) e ANSYS (Sigal et al., 2004; Hunter, Titze e Alipour, 2004; Xie et al., 2004; Sigal, Flanagan e Eithier, 2005; Jamal et al., 2005; Zhang et al., 2006; Dai et al., 2007). Entretanto, os asiáticos utilizaram mais o ANSYS (Chang, Shin e Baek, 2004; Jamal et al., 2004; Ona e Wakabayashi, 2006; Li-li et al., 2006; Kimura et al., 2006; Cahng et al., 2008; Lim et al., 2008; Yong-Wei et al., 2008). Observou-se que o ANSYS foi o software mais utilizado entre os autores, embora a literatura não especifique o motivo.

Propriedades dos Materiais

Independente dos softwares utilizados, os estudos desenvolvidos levaram em consideração as propriedades dos materiais, como, por exemplo, a análise estrutural que considera a ductilidade dos materiais como fator influente para selecionar o critério de análise. Esta propriedade depende da plasticidade e da resistência à tração e

representa uma medida do grau de deformação plástica que um material suportou quando de sua fratura, ou seja, corresponde à elongação total do material devido à deformação plástica.

Dentre os materiais e as estruturas utilizadas nos estudos selecionados, os mais prevalentes foram o osso (Stewart et al., 2004; Roarty e Grosland, 2004; Rayfield, 2004; Ohmine et al., 2004; Medeiros et al., 2004; Durr et al., 2004; Chang, Shin e Baek, 2004; Silva, Brodt e Hucker, 2005; Rayfield, 2005; Preuschft e Witzel, 2005; Metzger, Daniel e Ross, 2005; Marinescu, Daegling e Rapoff, 2005; Kranenbarg et al., 2005; Kanick et al., 2005; Kuroda e Akimoto, 2005; Dumont, Piccirillo e Grosse, 2005; Cattaneo et al., 2005; Wexler, Segal e Kimbell, 2005; Anderson et al., 2005; Richmond et al., 2005; Zwei-Chienget al., 2006; Zwei-Chienget al., 2006; Zhang et al., 2006; Van Eijden et al., 2006; Tanck et al., 2006; Spruijt et al., 2006; Parelman et al., 2006; Ona e Wakabayashi, 2006; Nomoto et al., 2006; Mchenry et al., 2006; Kimura et al., 2006; Ichim, Swain e Kieser, 2006; Hernandez, Gupta e Keaveny, 2006; Anderson et al., 2006; Al-Skhun, Lindqvist e Kontio, 2006; Rong-xin et al., 2007; Eswaran et al., 2007; Dai et al., 2007; Anderson et al., 2007; Akimoto et al., 2007; Bonivtch, Bonewald e Nicolella, 2007; Yang et al., 2007; He et al., 2008; Li et al., 2008; Noakes et al., 2008; Yong-Wei et al., 2008), o músculo (Ohmine et al., 2004; Hunter, Titze e Alipour, 2004; Ross et al., 2005; Richmond et al., 2005; Kuroda e Akimoto, 2005; Huang, Malhotra e White, 2005; Wall et al., 2006; Costandi et al., 2006; Yao e Gu, 2007; Yang et al., 2007; Akimoto et al., 2007; Noakes et al., 2008; Timm, Elayaperumal e Hegrenes, 2008), a cartilagem (Hunter, Titze e Alipour, 2004; Ghadiali, Banks e Smarts, 2004; Wexler, Segal e Kimbell, 2004; Anderson et al., 2005; Kellemeyn et al., 2006; Anderson et al., 2007; Cahng et al., 2008), o dente (Zhiyong et al., 2004; Chang, Shin e Baek, 2004; Macho et al., 2005; Ona e Wakabayashi, 2006; Li-li et al., 2006; Coelho et al., 2008), os

metais, como bracket ortodôntico, implantes, attachments e eletrodos (El Zohairy et al., 2004; Zhiyong et al., 2004; Chang, Shin e Baek, 2004; Gallas et al., 2005; Lapathi et al., 2007; Behrend, Ahuja e Weiland, 2008); e o globo ocular (Cirovic et al., 2006; Belaidi e Pierscionek, 2007; Al-Skhun, Lindqvist e Kontio, 2007).

Outros autores realizaram ainda a análise de elementos finitos do fígado humano (Baurauskas et al., 2007; Baurauskas, Gulbinas e Barauskas, 2007), da superfície do ácido nucléico (Bishop, Blair e Chagovitz, 2006), da válvula aórtica (Ranga et al., 2006), da proteína (Tang et al., 2006; Song et al., 2004), da artéria coronária (Kumar e Balakrishan, 2005), do ventrículo cardíaco (Nicherson, Smith e Hunter, 2005), do pericárdio (Kroeker et al., 2006), do nervo óptico (Sigal, Flanagan e Eithier, 2005), da cápsula e estroma (Schachar e Abolmaali, 2006), da mucosa pulmonar (Kanick et al., 2005), da trombose venosa (Xie et al., 2005), da esclera, lâmina crivosa e pia mater (Sigal et al., 2004), do DNA (White e Bauer, 2004), da unha de bovinos (Hinterhofer et al., 2006) e do melão (Jamal et al., 2005).

Em relação às propriedades destes materiais, a maioria dos autores considerou os materiais como linearmente elásticos, isotrópicos e homogêneos com a finalidade de simplificar o estudo com elementos finitos. Alguns autores acrescentaram ainda a característica pressão-independente (Tang et al., 2006) e tempo-independente (Akimoto et al., 2007; Kuroda e Akimoto, 2005). Estes estudos objetivaram realizar análise de tensão, pressão, temperatura, deslocamento, mensuração de firmeza e difusão, sendo a análise de tensão a mais utilizada.

Entretanto, outros autores consideraram o material como fluido (Baurauskas et al., 2007; Baurauskas, Gulbinas e Barauskas, 2007). Estes estudos objetivaram apenas realizar análises de pressão e temperatura.

O material mais utilizado nos artigos foi o osso e esta é uma estrutura difícil de ser modelada, pois suas propriedades mecânicas podem variar de acordo com o tipo de osso utilizado e com a região. Por exemplo, as propriedades do osso cortical podem variar no cadáver seco, na mandíbula e até em algumas regiões de crânio (Peterson e Dechow, 2003).

Além disso, assim como outras estruturas biológicas, o tecido ósseo é anisotrópico, ou seja, sua propriedade elástica varia de acordo com a orientação das células e fibras (Currey, 2002). Neste aspecto, pode-se considerar que na direção axial, o módulo de elasticidade do osso cortical é maior que na direção perpendicular ou paralela à carga aplicada (Reilly e Burstein, 1975).

Análise dos resultados

A validação dos resultados é o último passo para a análise de EF e é a fase mais importante, sendo dependente do grau em que cada material reflete a sua realidade biológica (Richmond et al., 2005). Nesse sentido, os critérios de análise mais utilizados foram: tensão equivalente de von Mises (Durr et al., 2004; Medeiros et al., 2004; Sigal et al., 2004; Zhiyong et al., 2004; Cattaneo et al., 2005; Dumont, Piccirillo e Grosse, 2005; Ross et al., 2005; Rayfield, 2005; Sigal, Flanagan e Eithier, 2005; Thomason et al., 2005; Cirovic et al., 2006; Hinterhofer et al., 2006; Ichim, Swain e Kieser, 2006; Kimura et al., 2006; Kroeker et al., 2006; Mchenry et al., 2006, Nomoto et al., 2006; Parelman et al., 2006; Ranga et al., 2006; Akimoto et al., 2007; Belaidi e Pierscionek, 2007; Bonivtch et al., 2007; Yao e Gu, 2007; Noakes et al., 2008; Timm, Elayaperumal e Hegrenes, 2008), a máxima e mínima tensões principais (Anderson et al., 2004; El Zohairy et al., 2004; Rayfield, 2004; Sigal et al., 2004; Cattaneo et al., 2005; Huang, Malhotra e White, 2005; Kumar e Balakrishan, 2005; Macho et al., 2005;

Marinescu, Daegling e Rapoff, 2005; Metzger, Daniel e Ross, 2005; Richmond et al., 2005; Ross et al., 2005; Rayfield, 2005; Sigal, Flanagan e Eithier, 2005; Thomason et al., 2005; Al-Skhun, Lindqvist e Kontio, 2006; Cirovic et al., 2006; Kellemeyn et al., 2006; Kroeker et al., 2006; Kroeker et al., 2006; Ona e Wakabayashi, 2006; Zwei-Chienget al., 2006; Cahng et al., 2008; Coelho et al., 2008; Timm, Elayaperumal e Hegrenes, 2008; Yong-Wei et al. , 2008), densidade de energia de distorção (Spruijt et al., 2006; Tanck et al., 2006; Kranenbarg et al., 2005; Ross et al., 2005), tensão de compressão (Kellemeyn et al., 2006; Ona e Wakabayashi, 2006; Parelman et al., 2006; Ranga et al., 2006) e pressão (Yang et al., 2007; Bonivtch, Bonewald e Nicoletta, 2007; Costandi et al., 2006).

Os autores utilizaram diferentes critérios de análise para o osso, porém os critérios mais utilizados foram a tensão de von Mises, presente em 15 artigos; a tensão máxima principal, utilizada em 12 artigos; a densidade de energia de distorção, presente em 4 trabalhos; e a tensão de compressão, em 2 artigos. Dentre estes autores, 4 avaliaram seus resultados utilizando os critérios de análise tensão de von Mises e a máxima tensão principal no mesmo artigo.

Alguns estudos recentes associaram o risco de fratura do material (El Zohairy et al., 2004; Durr et al., 2004; Anderson et al., 2005; Kumar e Balakrishan, 2005; Kuroda e Akimoto, 2005; Gallas et al., 2005; Macho et al., 2005; Anderson et al., 2006; Hernandez, Gupta e Keaveny, 2006; Kimura et al, 2006; Li-li et al., 2006; Schachar e Abolmaali, 2006; Spruijt et al., 2006; Andreson et al., 2005; Kumar e Balakrishan, 2005; Kuroda e Akimoto, 2006; Behrend, Ahuja e Weiland, 2008; Cahng et al., 2008; Coelho et al., 2008; Li et al., 2008; Yong-Wei et al., 2008) ou aumento de reabsorções ósseas (Ona e Wakabayashi, 2006; Hernandez, Gupta e Keaveny, 2006) aos altos valores de carregamento e acentuados níveis de tensão no osso. Esta análise de falha pode estar

associada ao material utilizado, entretanto a literatura não é uniforme em relação a esta observação.

Em relação ao tecido ósseo, a possibilidade de fratura foi considerada em algumas situações, variando o critério de análise. Quando Durr et al. (2004) e Kimura et al. (2006) utilizaram o critério de tensão de von Mises; Rayfield (2005) e Hernandez, Gupta e Keaveny (2006) utilizaram o critério de von Mises juntamente com o critério da tensão máxima principal; Kuroda e Akimoto (2005) e Yong-Wei et al. (2008) utilizaram a tensão efetiva máxima; Anderson et al. (2004), Anderson et al., (2006), Li et al. (2008) utilizaram a tensão de contato e Spruijt et al. (2006) utilizaram a densidade de energia de distorção. Este fato demonstra que não existe na literatura uma padronização de informações sobre o risco de fratura do osso quando submetido aos altos valores de força.

Observações biomecânicas do processo de remodelação óssea podem prever que o risco de fraturas é independente da densidade do osso mineral. A quantidade de transtornos ósseos influencia a performance mecânica do osso e pode regular o volume ósseo e o grau de mineralização (Boivin et al., 2000; Hernandez et al., 2001). Alguns autores acreditam que as cavidades de reabsorção formadas durante o processo de remodelação óssea podem influenciar a micro-arquitetura óssea pela perfuração e desconexão das trabéculas individuais (Garnero et al., 1996; Garnero, 2000) modificando a resposta dos tecidos frente a uma tensão aumentada.

1.6 CONCLUSÃO

Com base na revisão da literatura, pode-se concluir:

- Não existe uma relação direta entre o critério de análise utilizado e o material estudado segundo as características do material em estudos na área da saúde.

- Os critérios de análise adotados para a avaliação do comportamento ósseo não são homogêneos na literatura, muito embora fundamentos mecânicos sejam estabelecidos a respeito do tema e das propriedades específicas da estrutura óssea.

- Poucos trabalhos relacionaram o risco de falha do material com a força aplicada, principalmente na área da saúde.

1.7 REFERÊNCIAS

1. M. Akimoto, T. Oka and K. Oki, H. Hyakusoko, Finite element analysis of effect softness of cushion pads on stress concentration due to an oblique load on pressure sores. *J. Nippon Med. Sch.*, vol. 74, pp. 230-233, 2007.
2. J. Al-Sukhum, C. Lindqvist and R. Kontio, Modelling of orbital deformation using finite-element analysis. *J. R. Soc. Interface*, vol. 3, pp. 255-262, 2006.
3. D.A. Anderson, B.R. Deshpande, T.E. Daniel and M.E. Baratz, A three-dimensional finite element model of the radiocarpal joint: distal radius fracture step-off and stress transfer. *Iowa Orthop. J.*, vol. 38, pp. 108-117, 2005.
4. D.D. Anderson, J.K. Goldsworthy, W. Li, M. J. Rudert, Y. Tochigi and T.D. Brown, Physical validation of a patient-specific contact finite element model of the ankle. *J. Biomech.*, vol. 40, pp. 1662-1669, 2007.
5. K. Anderson, A. El-Sheikh and T. Newson, Application of structural analysis to the mechanical behavior of the cornea. *J. R. Soc. Interface*, vol. 22, pp. 3-15, 2004.
6. D.D. Anderson, J.K. Goldsworthy, K. Shivanna, N.M. Grosland, D.R. Pedersen, T.P. Thomas, Y. Tochigi, J.L. Marsh and T.D. Brown. Intra-articular contact stress distributions at the ankle throughout stance phase – patient-specific finite element analysis as a metric of degeneration propensity. *Biomech. Model. Mechanobiol.*, vol. 5, pp. 82-89, 2006.
7. R. Barauskas, A. Gulbinas and G. Barauskas, Investigation of radiofrequency ablation process in liver tissue by finite element modeling and experiment. *Medicina*, vol. 43, pp. 310-325, 2007.
8. R. Barauskas, A. Gulbinas and G. Barauskas, Finite element modeling and experimental investigation of infiltration of sodium chloride solution into nonviable liver tissue. *Medicina*, vol. 43, pp. 399-411, 2007.
9. M.R. Behrend, A.K. Ahuja and J.D. Weiland. Dynamic current density of the disk electrode double-layer. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 55, pp. 1056-1062, 2008.
10. A. Belaidi and B.K. Pierscionek. Modeling internal stress distributions in the human lens: can opponent theories coexist? *J. Vis.*, vol. 7, pp. 1-12, 2007.
11. J. Bishop, S. Blair and A.M. Chagovetz, A competitive kinetic model of nucleic acid surface hybridization in the presence of point mutants. *Biophys. J.*, vol. 90, pp. 831-840, 2006.
12. G.Y. Boivin, P.M. Chavassieux, A.C. Santora, J. Yates and P.J. Meunier. Alendronate increases bone strength by increasing the mean degree of mineralization of bone tissue in osteoporotic women. *Bone*, vol. 27, pp. 687-694, 2000.

13. A.R. Bonivitch, L.F. Bonewald and D.P. Nicoletta, Tissue strain amplification at the osteocyte lacuna: a microstructural finite element analysis. *J. Biomech.* vol. 40, pp. 2199-2206, 2007.
14. P.M. Cattaneo, M. Dalstra and B. Melsen. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. *J. Dent. Res.*, vol. 84, pp. 428-433, 2005.
15. J.Z.C. Chang, Y.J. Chen, F.H.F. Chan, J.C.C. Yao, P.H. Liu, C.H. Chang and W.H. Lan, Morphometric analysis of mandibular growth in skeletal class III malocclusion. *J. Formos. Med. Assoc.*, vol. 105, pp. 318-328, 2006.
16. Chang, P.-Y. et al., Preliminary analysis of the forces on the thoracic cage of patients with pectus excavatum after the Nuss procedure., *Clin. Biomech.* , vol. 23, pp. 881-885, 2008.
17. Y. Chang, S.J. Shin and S.H. Baek. Three-dimensional finite element analysis in distal en masse movement of the maxillary dentition with the multiloop edgewise archwire. *Eur. J. Orthod.*, vol. 26, pp. 339-345, 2004.
18. S. Cirovic, R.M. Bhola, D.R. Hose, I.C. Howard, P.V. Lawford, J.E. Marr and M.A. Parsons. Computer modeling study of the mechanism of optic nerve injury in blunt trauma. *Br. J. Ophthalmol.*, vol. 90, pp. 778-783, 2006.
19. P.G. Coelho, et al., Laboratory and FEA evaluation of dentin-to-composite bonding as a function adhesive layer thickness, *Dent Mater.*, vol. 27, pp. [Epub ahead of print], 2008.
20. P.M. Costandi, L.R. Frank, A.D. McCulloch and J.H. Omens. Role of diastolic properties in the transition to failure in a mouse model of the cardiac dilatation. *Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol.*, vol. 291, pp. 2971-2979, 2006.
21. J.D. Currey. *Bones: structures and mechanics*. Princeton, NJ: Princeton University Press. 2002.
22. C. Dai, T. Cheng, M.W. Wood and R.Z. Gan. Fixation and detachment of superior and anterior malleolar ligaments in human middle ear: experiment and modeling. *Hear. Res.*, vol. 230, pp. 24-33, 2007.
23. E.R. Dumont, J. Piccirillo and I.R. Grosse, Finite-element analysis of biting behavior and bone stress in the facial skeletons of bats. *Anat. Rec.* vol. 283, pp. 319-330, 2005.
24. H.R. Durr, H. Martin, C. Pellengahr, M. Schlemmer, M. Maier and V. Jansson, The cause of subchondral bone cysts in osteoarthritis. A finite element analysis. *Acta. Orthop. Scan.* vol. 75, pp. 554-558, 2004.
25. A.A. El Zohairy, A.J. Gee, N. Jager, L.J. van Ruijven, A.J. Feilzer. The influence of specimen attachment and dimension on microtensile strength. *J. Dent. Res.*, vol. 83, pp. 420-424, 2004.

26. S.K. Eswaran, M.R. Allen, D.B. Burr and T.M. Keaveny. A computational assessment of the independent contribution of changes in canine trabecular bone volume fraction and microarchitecture to increased bone strength with suppression of bone turnover. *J. Biomech.* vol. 40, pp. 424-431, 2007.
27. M.M. Gallas, M.T. Abeleira, J.R. Fernández and M. Burguera. Three-dimensional numerical simulation of dental implants as orthodontic anchorage. *Eur. J. Orthod.*, vol. 27, pp. 12-16, 2005.
28. P. Garnero, E. Hausherr, M.C. Chapuy, C. Marcelli, H. Grandjean, C. Muller, C. Cormier, G. Breart, P.J. Meunier and D.P.D. elmas. Makers of bone resorption predict hip fracture in elderly women: the EPIDOS prospective study. *J. Bone Miner. Res.*, vol. 11, pp. 1531-1538, 1996.
29. P. Garnero. Makers of bone turnover for the prediction of fracture risk. *Osteoporos. Int.*, vol.11, pp.55-65, 2000
30. S.N. Ghadiali, J. Banks and D. Swarts. Finite element analysis of active Eustachian tube function. *J. Appl. Physiol.* vol. 97, pp. 648-54, 2004.
31. C.J. Hernandez, G.S. Beaupré, R. Marcus and D.R. Carter. A theoretical analysis of the contributions of remodeling space, mineralization and bone balance to changes in bone mineral density during alendronate treatment. *Bone*, vol. 29, pp. 511-516, 2001.
32. Hernandez CJ, Gupta A and Keaveny TM. A biomechanical analysis of the effects of resorption cavities on cancellous bone strength. *J Bone Miner Res* 2006; 21:1248-55.
33. R.X. He, S.-G. Yan, L.-D. Wu, X.-H. Wang and X.-S. Dai. Position of the prosthesis and the incidence of dislocation following total hip replacement. *Chin. Med. J.* vol. 120, pp. 1140-1144, 2007.
34. C. Hinterhofer, J.C. Ferguson, C. Apprich, H. Haider and C. Stanek. Slatted floors and solid floors: stress and strain on the bovine hoof capsule analyzed in finite element analysis. *J. Dairy Sci.*, vol. 89, pp. 155-162, 2006.
35. Y. Huang, A. Malhotra and D.P. White, Computational simulation of human upper airway collapse using a pressure-/state-dependent model of genioglossal muscle contraction under laminar flow conditions. *J. Appl. Physiol.*, vol. 99, pp. 1138-1148, 2005.
36. I. Ichim, M. Swain and J.A. Kieser, Mandibular biomechanics and development of the human chin. *J. Dent. Res.*, vol 85, pp. 638-642, 2006.
37. Y.W. Jia, L.M. Chen, G.R. Yu, C.F. Du, Z.Y. Yang, Y. Yu and Z.Q. Ding, A finite element analysis of the pelvic reconstruction using fibular transplantation fixed with four different rod-screw systems after type I resection. *Chin. Med. J.*, vol. 121, pp. 321-6, 2008.

38. N.A. Kallemeyn, N.M. Grosland, D.R. Pedersen, J.A. Martin and T.D. Brown. Loading and boundary condition influences in a poroelastic finite element model of cartilage stresses in a triaxial compression bioreactor. *Iowa Orthop. J.*, vol. 26, p. 5-16, 2006.
39. S.C. Kanick, W.J. Doyle, S.N. Ghadiali and W.J. Federspiel. On morphometric measurement of oxygen diffusing capacity in middle ear gas exchange. *J. Appl. Physio*, vol. 98, pp. 114-149, 2005.
40. A. Kimura, T. Nagasao, T. Kaneko, J. Miyamoto and T. Nakajima. A comparative study of most suitable miniplate fixation for mandibular symphysis fracture using a finite element model. *Keio J. Med.*, vol. 55, pp. 1-8, 2006.
41. S. Kranenbarg, T. van Cleynenbreugel, H. Schipper and L.J. van, Adaptive bone formation in acellular vertebrae of sea bass (*Dicentrarchus labrax* L.). *J. Exp. Biol.*, vol. 208, pp. 3493-34502, 2005.
42. C.A.G. Kroeker, S. Adeeb, N.G. Shrive and J.V. Tyberg, Compression induced by RV pressure overload decreases regional coronary blood flow in anesthetized dogs. *Am. J. Physiol. Heart. Circ. Physiol*, vol. 2900, pp. 2432-2438, 2006.
43. R.K. Kumar and K.R. Balakrishnan, Influence of lumen shape and vessel geometry on plaque stresses: possible role in the increased vulnerability of a remodelled vessel and the "shoulder" of a plaque. *Heart*. vol. 91, pp. 459-465, 2005.
44. S. Kuroda and M. Akimoto, Finite-element analysis of undermining of pressure ulcer with a simple cylinder model. *J. Nippon. Me. Sch.* vol. 72, pp. 174-178, 2005.
45. B.G. Lapatki, J. Bartholomeyczik, P. Ruther, I.E. Jonas and O. Paul, Smart bracket for multi-dimensional force and moment measurement. *J. Dent. Res.* vol. 86, pp. 73-78, 2007.
46. L.L Li, Z.-Y. Wang, Z-C Bai, Y Mao, B Gao, H-T Xin, B Zhou and Y Zhang, B Liu, Three-dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium alloy posts. *Chin. Med. J.*, vol. 119, p. 305-311, 2006.
47. K.H. Lim, C.M. Chew, P.C. Chen, S. Jevapalina, H.N. Ho, J.K. Rappel and B.H. Lim, New extensometer to measure in vivo uniaxial mechanical properties of human skin. *J. Biomech.* vol. 41, 931-936, 2008.
48. W. Li, D.D. Anderson, J.K. Goldsworthy, J.L. Marsh and T.D. Brown. Patient-specific finite element analysis of chronic contact stress exposure after intraarticular fracture of the tibial plafond. *J. Orthop.* Vol. 10 [Epub ahead of print], 2008
49. C.C. Ma, Y.C. Lin and H.Y. Lin. Dynamic in-plane resonant characteristics of

- piezoceramic and piezolaminated composite plates. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control.* vol. 55, pp. 526-537, 2008.
50. G.A. Macho, D. Shimizu, Y. Jiang and I.R. Spears. *Australopithecus anamensis: a finite-element approach to studying the functional adaptations of extinct hominins.* *Anat. Rec.* vol. 283, pp. 310-308, 2005.
51. R. Marinescu, D.J. Daegling and A.J. Rapoff. *Finite-element modeling of the anthropoid mandible: the effects of altered boundary conditions.* *Anat. Rec.* vol. 283, pp. 300-309, 2005.
52. C.R. McHenry, P.D. Clausen, W.J.T. Daniel, M.B. Meers and A. Pendharkar. *Biomechanics of the Rostrum in Crocodylians: a comparative analysis using finite-element modeling.* *Anat. Rec.*, vol. 288, pp. 827-849, 2006.
53. D.M. Medeiros, B. Stoecker, A. Plattner and D. Jennings. *Iron deficiency negatively affects vertebrae and femurs of rats independently of energy intake and body weight.* *J. Nutr.*, vol. 134, pp. 3061-3067, 2004.
54. K.A. Metzger, W.J.T. Daniel and C.F. Ross. *Comparison of beam theory and finite-element analysis with in vivo bone strain data from the alligator cranium.* *Anat. Rec.*, vol. 283, pp. 331-348, 2005.
55. D. Nickerson, N. Smith and P. Hunter. *New developments in a strongly coupled cardiac electromechanical model.* *Europace.*, vol. 7, pp. 119-127, 2005.
56. K.F. Noakes, I.P. Bissett, A.J. Pullan and L.K. Cheng. *Anatomically Realistic Three-Dimensional Meshes of the Pelvic Floor & Anal Canal for Finite Element Analysis.* *Ann Biomed. Eng.*, vol. 4, [Epub ahead of print], 2008.
57. S. Nomoto, S. Matsunaga, Y. Id, S. Abe, T. Takahashi, F. Saito, T. Sato. *Stress distribution in maxillary alveolar ridge according to finite element analysis using micro-CT.* *Bull. Tokyo. Dent. Coll.* vol. 47, pp. 149-156, 2006.
58. J. Nourain, Y.-B. Ying, J.-P. Wang, X.-Q. Rao and C.-G. Yu. *Firmness evaluation of melon using its vibration characteristic and finite element analysis.* *J. Zhejiang Univ. Sci.* vol. 6, pp. 483-490, 2005.
59. Y. Ohmine, T. Morimoto, Y. Kinouchi, T. Iritani, M. Takeuchi and M. Haku, H. Nishitani. *Basic study of new diagnostic modality according to non-invasive measurement of the electrical conductivity of tissues.* *J. Med. Invest.* vol. 51, 218-225, 2004.
60. M. Ona and N. Wakabayashi. *Influence of alveolar support on stress in periodontal structures.* *J Dent Res* 2006; 85:1087-91.
61. Parelman M, Stoecker B, Baker A, Medeiros D. *Iron restriction negatively affects bone in female rats and mineralization of hFOB osteoblast cells.* *Exp. Biol. Med.*, vol. 231, p. 378-386, 2006.

62. J. Peterson and P.C. Dechow. Material properties of the human cranial vault and zygoma. *Anat. Rec.* vol. 274, pp. 785-797, 2003.
63. E.D. Power, S.M. Duma, J. Stitzel, I.P. Herring, R.L. West, C.R. Bass, J.S. Crowley and F.T. Brozoski. Computer modeling of airbag-induced ocular injuries in pilots wearing night vision goggles. *Aviat. Space Environ. Med.*, vol. 73, pp. 1000-1006, 2002.
64. H. Preuschoft and U. Witzel. Functional shape of the skull in vertebrates: which forces determine skull morphology in lower primates and ancestral synapsids? *Anat. Rec.* vol. 283, pp. 402-413, 2005.
65. A. Ranga, O. Bouchot, R. Mongrain, P. Ugolini and R. Cartier. Computational simulations of the aortic valve validated by imaging data: evaluation of valve-sparing techniques. *Interact. Cardiovasc. Thorac. Surg.*, vol. 5, pp. 373-378, 2006.
66. E.J. Rayfield. Cranial mechanics and feeding in tyrannosaurus rex. *Proc. Biol. Sci.* vol. 271, pp. 1451-1459, 2004.
67. E.J. Rayfield. Using finite-element analysis to investigate suture morphology: a case study using large carnivorous dinosaurs. *Anat. Rec.*, vol. 283, pp. 349-365, 2005.
68. D.T. Reilly and A.H. Burstein, The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J. Biomech.*, vol. 8, pp. 393-405, 1975.
69. Roarty CM and Grosland NM, Adaptive meshing technique applied to an orthopaedic finite element contact problem. *Iowa Orthop J* 2004; 24:21-9.
70. C.F. Ross, B.A. Patel, D.E. Slice, D.S. Strait, P.D. Dechow, Richmond B.G. and M.A. Spencer, Modeling masticatory muscle force in finite element analysis. *Anat. Rec.*, vol. 283, p. 288-299, 2005.
71. C.F. Ross, Finite element analysis in vertebrate biomechanics. *Anat. Rec.*, vol. 283, pp. 253-258, 2005.
72. B.G. Richmond, B.W. Wright, I. Grosse, P.C. Dechow, C.F. Ross, M.A. Spencer and D.S. Strait. Finite element analysis in functional morphology. *Anat. Rec.*; vol. 283, pp. 259-274, 2005.
73. R.A. Schachar, A. Abolmaali, T. Le. Insights into the age-related decline in the amplitude of accommodation of the human lens using a non-linear finite-element model. *Br. J. Ophthalmol.*, vol. 90, pp. 1304-1309, 2006.
74. I.A. Sigal, J.G. Flanagan and C.R. Ethier, Factors influencing optic nerve head biomechanics. *Invest. Ophthalmol, Vis, Sci*, vol. 46, pp. 4189-4199, 2005.
75. I.A. Sigal, J.G. Flanagan, I. Tertinegg and R. Ethier. Finite element modeling of

- optic nerve head biomechanics. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, vol. 45, pp. 4378-87, 2004.
76. M.J. Silva, M.D. Brot and W.J. Hucker. Finite element analysis of the mouse tibia: estimating endocortical strain during three-point bending in SAMP6 osteoporotic mice. *Anat. Rec.*, vol. 283, pp. 380-390, 2005.
77. Y.H. Sniekers and C.C. van Donkelaar. Determining diffusion coefficients in inhomogeneous tissues using fluorescence recovery after photobleaching. *Biophys. J.*, vol. 89, pp. 1302-1307, 2005.
78. Y. Song, Y. Zhang, C.L. Bajaj and NA Baker. Continuum diffusion reaction rate calculations of wild-type and mutant mouse acetylcholinesterase: Adaptive finite element analysis. *Biophys. J.*, vol. 87, pp. 1558-1566, 2004.
79. S. Spruijt, J.C. van der Linden, P.D.S. Dijkstra, T. Wiggers, M. Oudkerk, C.J. Snijders, F. van Keulen, J.A.N., Verhaar, H. Weinans and B.A. Swierstra. Prediction of torsional failure in 22 cadaver femora with and without subtrochanteric metastatic defects. A scan-based finite element analysis. *Acta Orthop.*, vol. 77, pp. 474-4781, 2006.
80. E. Tanck, G. Hannink, R. Ruimerman, P. Buma, E.H. Burger and R. Huiskes. Cortical bone development under the growth plate is regulated by mechanical load transfer. *J. Anat.*, vol. 208, pp. 73-79, 2006.
81. Y. Tang, G. Cao, X. Chen, J. Yoo, A. Yethiraj and Q. Cui. A finite element framework studying the mechanical response of macromolecules: application to the gating of the mechanosensitive channel MscL. *Biophys. J.*, vol. 91, pp. 1248-1263, 2006.
82. JJ Thomason, HL McClinchey, B Faramarzi, JC Jofriet. Mechanical behavior and quantitative morphology of the equine lamellar junction. *Anat. Rec.*, vol. 283, pp. 366-379, 2005.
83. G.W. Timm, S. Elayaperumal and J. Hegrenes. Biomechanical analysis of penile erections: penile buckling behaviour under axial loading and radial compression. *BJU Int.*, vol. 11, [Epub ahead of print], 2008.
84. T.M.G.J. Van Eijden, P.N. van der Helm, L.J. van Ruijven and L. Mulder. Structural and mechanical properties of mandibular condylar bone. *J. Dent. Res.*; vol. 85, pp. 33-37, 2006.
85. H. Xie, K. Kim, S.R. Aglyamov, S.Y. Emelianov, M. O'Donnell, W.F. Weitzel, S.K. Wroblewski, D.D. Myers, T.W. Wakefield and J.M. Rubin. Correspondence of ultrasound elasticity imaging to direct mechanical measurement in aging DVT in rats. *Ultrasound. in Med & Biol.* vol. 31, pp. 1351-1359, 2005.
86. S.T. Wall, J.C. Walker, K.E. Healy, M.B. Ratcliffe and J.M. Guccione. Theoretical impact of the injection of the material into the myocardium. A finite element model simulation. *Circulation.* vol. 114, pp. 2627-2635, 2006.

87. D. Wexler, R. Segal and J. Kimbell, Aerodynamic effects of inferior turbinate reduction. Computational fluid dynamics simulation. Arch Otolaryngol Head Neck Surg., vol. 131, pp. 1102-1107, 2005.
88. W. Wu, et al., Topology optimization of a novel stent platform with drug reservoirs, Med. Eng. Phys., vol. 11, [Epub ahead of print], 2008.
89. W. Yang, T.C. Fung, K.S. Chian and C.K. Chong, Finite element simulation of food transport through the esophageal body. World J. Gastroenterol., vol. 13, pp. 1352-1359, 2007.
90. H. Yao and W.Y. Gu. Three-dimensional inhomogeneous triphasic finite element analysis of physical signals and solute transport in human intervertebral disc under axial compression. J. Biomech. vol. 40, pp. 2071-2077, 2007.
91. Y. He, et al., Finite element analysis of blood flow and heat transfer in an image-based human finger, Comp. Biol. Med. vol. 38, pp.555-562, 2008.
92. Y. Zhang, L. Ding, W. van Drongelen, K. Hecox, D.M. Frim and B. He, A cortical potential imaging study from simultaneous extra- and intracranial electrical recordings by means of the finite element method. Neuroimage vol. 31, pp. 1513-1524, 2006.
93. L. Zhiyong, T. Araki, I. Shimamura, M. Kishi. The influence of prosthesis designs and loading conditions on the stress distribution of tooth-implant supported prosthesis. Bull. Tokyo dent. coll., vol. 45, pp. 213-221, 2004.
94. O.C. Zienkiewicz, R. Taylor: In the finite element method, McGraw-Hill, London. 1989.

Capítulo 2:

Prótese protocolo com barra pré-fabricada. Comportamento ósseo variando o tipo de osso e a configuração horizontal do arco mandibular no MEF-3D.

(Periódico: Clinical Oral Implant Research, Anexo C)

2.1 RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar pelo método dos elementos finitos tridimensional (MEF-3D) a influência de diferentes formatos de arcos mandibulares e dos diferentes tipos de osso na distribuição das tensões no osso suportante de uma prótese do tipo protocolo. Quatro modelos (M) representativos de um arco mandibular totalmente edentado e restaurados com o sistema de barras pré-fabricadas Neopronto (Neodent) sobre 4 implantes interforaminais foram confeccionados no programa SolidWorks 2007 variando o tipo de osso (I ao IV) (M.I - M.II - M.III - M.IV), considerando-se a dimensão horizontal como de tamanho regular. A variação da dimensão horizontal do osso em 11% gerou os modelos grande (Mg) e pequeno (Mp). Os modelos de tamanho regular (M.I, M.II, M.III e M.IV) foram duplicados para avaliar a influência da presença ou ausência das rosca dos implantes na distribuição interna das tensões no osso. Os nós da base foram fixados nos três eixos cartesianos, e dois carregamentos (C) foram adotados: C1 – na região anterior da barra, entre os implantes mais anteriores; e C2 – na região posterior unilateral esquerda da barra. A análise numérica foi realizada no programa Ansys Workbench 10.0, obtendo-se a máxima tensão principal (σ_{max}) para o osso cortical e medular. Os resultados demonstraram que embora o carregamento vertical não tenha refletido nítidas alterações de tensões com a variação da configuração do arco, os maiores valores de σ_{max} foram observados em mais situações nos modelos com arco grande (osso cortical do M.Ig em C2 (12,3MPa); osso cortical e medular do M.IIg em C2 (-7,08MPa)). Comparando os tipos de osso, o tipo IV apresentou maiores valores de tensão no osso cortical na maioria das situações: M.IVp (7,74MPa) em C1; M.IVp (13,7MPa) em C2; M.IV (3,41MPa) em C1; M.IV (-10,5MPa) em C2; M.IVg (4,95MPa) em C1. Conclui-se que as diferentes dimensões (pequeno e grande) do arco mandibular geraram variações nos valores de σ_{max} mais evidentes na região posterior da mandíbula no lado do carregamento. A presença da rosca no implante aumentou a tensão observada na interface osso-implante em comparação com o implante liso.

Palavras-chave: Análise de elemento finito, Biomecânica, Implante dentário endoósseo, Osso e ossos, Mandíbula, Osseointegração.

2.2 ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the influence of different formats of mandibular archs and different types of bone on stress distribution in the bone supporting of a protocol-type prosthesis through the three-dimensional finite element analysis (FEA-3D). Four models (M) of a complete edentulous mandibular arch restored by Neopronto prefabricated bar system (Neodent) over 4 interforaminal implants were built in SolidWorks 2007, varying the bone type (I to IV): (M.I - M.II - M.III - M.IV). The variation of the bone's horizontal dimension at 11% brought forth the large (Mg) and small (Mp) models. The regular size models (M) were doubled in order to evaluate the influence of the presence or absence of implant threads on inner stress distribution of the bone. The nodes at the base of the models and at the posterior surface were fixed on the three Cartesian axes. Two loadings (L) were adopted: L1 - in the anterior region of the bar, between the most anterior implants, and L2 - in the left posterior unilateral region of the bar. The numerical analysis was performed through Ansys Workbench 10.0 program, and the maximum principal stress (σ_{max}) for the cortical and medular bone was obtained. The results showed that the large model had the highest stress in more situations (cortical bone M.Ig L2 (12,3MPa); cortical and medular bone M.IIg (-7,08MPa) L2. Although the vertical load didn't reflect evidents variations with the mandibular arch configuratins. Comparing the bone type, the type IV showed the highest stress in more situations: M.IVp (7,74MPa), L1; M.IVp (13,7MPa), L2; M.IV (3,41MPa), L1; M.IV (-10,5MPa), L2 and M.IVg (4,95MPa) L1. It was concluded that the variation of the horizontal dimension of the mandibular arch provided higher values of cortical bone stress around the distal implants. Comparing the bone type, the type IV presented less satisfied results. For the same arch configuration, the alterations in the stress values were more evident at the cortical bone. The presence of threads in the implants increased the stress at the bone-implant interface.

Key-words: Finite element analysis, Biomechanics, Dental Implantation Endosseous, Bone and bones, Osseointegration.

2.3 INTRODUÇÃO

A prótese implantossuportada de carga imediata apresenta sucesso comprovado por estudos clínicos longitudinais (Jaffin, Kumar e Berman, 2004; Castellon et al., 2004; Engquist et al., 2005; Ercoli et al., 2006) fundamentados na presença de adequada quantidade e qualidade óssea para a osseointegração dos implantes (Misch, 1990), no planejamento protético-cirúrgico que favoreça a distribuição de tensões ao osso (Geng et al., 2004), bem como na higiene correta do paciente (Kozlovsky et al., 2007).

A estabilidade primária dos implantes é outro fator importante para o sucesso da osseointegração, e fundamenta a aplicação das barras pré-fabricadas em mandíbulas edêntulas quando do uso de carga imediata (Simamoto et al., 2006). Este sistema permite eliminar a fase de fundição da barra protética, minimizando o tempo entre a inserção do implante e a instalação da prótese e apresenta níveis de adaptação e passividade mais previsíveis, por ser cimentada sobre os cilindros.

O fator mais importante para o conceito da técnica cirúrgica da barra pré-fabricada é a seleção do arco mandibular. A mandíbula deve ter qualidade óssea e volume suficientes para o posicionamento dos implantes (Parei et al., 2002) e a configuração anatômica deve ser compatível com o formato da barra.

A literatura relata a distribuição de tensão em prótese sobre implante avaliando essencialmente o “design” do implante (Huang et al., 2008; Kitamura et al., 2003; Geng et al., 2004;), sem evidenciar se a condição anatômica do paciente é compatível com o planejamento proposto. Nesse sentido, ainda não existem estudos sobre a influência do formato do arco mandibular na utilização da barra pré-fabricada. Uma configuração estreita ou mais larga do arco mandibular em relação ao formato da barra

pré-fabricada pode resultar em implantes posicionados em áreas pobremente recobertas por osso cortical, comprometendo os índices de sucesso do tratamento.

Além do formato mandibular, o tipo de osso também exerce influência no prognóstico do tratamento. Dentre os quatro tipos de osso (I, II, III e IV) (Lekholm e Zarb, 1985) há uma grande variação da resistência biomecânica, ou seja, da capacidade de suportar cargas consideradas fisiológicas. Assim, a máxima tensão no osso cortical ao redor de implantes ocorre na área de contato com o implante, e quando a máxima tensão ocorre no osso medular, sua localização é no ápice do implante (O'Brein, 1997; Sevimay et al., 2005). Além disso, um osso com qualidade óssea pobre conduz a baixas taxas de sucesso devido à reduzida quantidade de osso cortical e mínima força adesiva necessária à união da interface osso-implante (Shapurian et al, 2006; Drage et al., 2007). Por este motivo, o osso tipo IV tem sido relacionado com as maiores taxas de falhas (Jaffin e Berman, 1991).

Embora alguns autores tenham avaliado a influência da qualidade óssea em relação aos implantes osseointegrados envolvendo próteses unitárias (Jaffin e Berman, 1991; Holmes e Loftus, 1997; Ichikawa et al., 1997; Tada et al., 2003; Sevimay et al., 2005), nenhum deles relacionou a qualidade óssea à prótese do tipo protocolo.

Diante do exposto, o objetivo deste estudo foi avaliar a influência de diferentes formatos horizontais de arcos mandibulares (pequeno, médio e grande) e diferentes tipos de osso (osso I ao IV) na distribuição das tensões no osso suportante de uma prótese do tipo protocolo, confeccionada através do sistema de barras pré-fabricadas Neopronto (Neodent, Implante Osseointegráveis), usando o método dos elementos finitos tridimensional (MEF-3D). Adicionalmente, avaliou-se a influência do uso de implantes lisos em estudo desta natureza.

2.4 MATERIAL E MÉTODO

Confecção dos Modelos

Foram confeccionados no programa SolidWorks (SolidWorks Corp., Concord, MA, USA) 4 modelos (M) representativos de um arco mandibular totalmente edentado e restaurados com o sistema de barras pré-fabricadas Neopronto (Neodent, Implante Osseointegrável) sobre 4 implantes interforaminais, variando o tipo de osso (M.I ao M.IV) (Tabela 1).

A dimensão horizontal da mandíbula variou em 11% para mais ou para menos, estabelecendo os modelos de dimensão horizontal grande (Mg) e pequena (Mp) (Figura 1). Este percentual foi estabelecido baseado no limite máximo de modificação do formato da mandíbula, a fim de evitar a exposição das roscas do implante na face vestibular para o Mp, ou lingual para o Mg.

Os modelos M.I ao M.IV de tamanho regular foram duplicados, gerando os modelos M.IR, M.IIR, M.IIIR e M.IVR para avaliar a influência da ausência e da presença das roscas dos implantes nos resultados do estudo, uma vez que os modelos M, Mg e Mp foram gerados com o uso de implantes sem rosca.

Tabela 1: Características dos tipos de osso utilizados no estudo (Baseado em Sevimay et al., 2005).

TIPO DE OSSO	CARACTERÍSTICAS
Tipo I	Osso compacto homogêneo em todo o arco mandibular
Tipo II	Osso cortical (2mm) + osso medular denso
Tipo III	Osso cortical (1mm) + osso medular com resistência favorável
Tipo IV	Osso cortical (1mm) + osso medular com baixa densidade

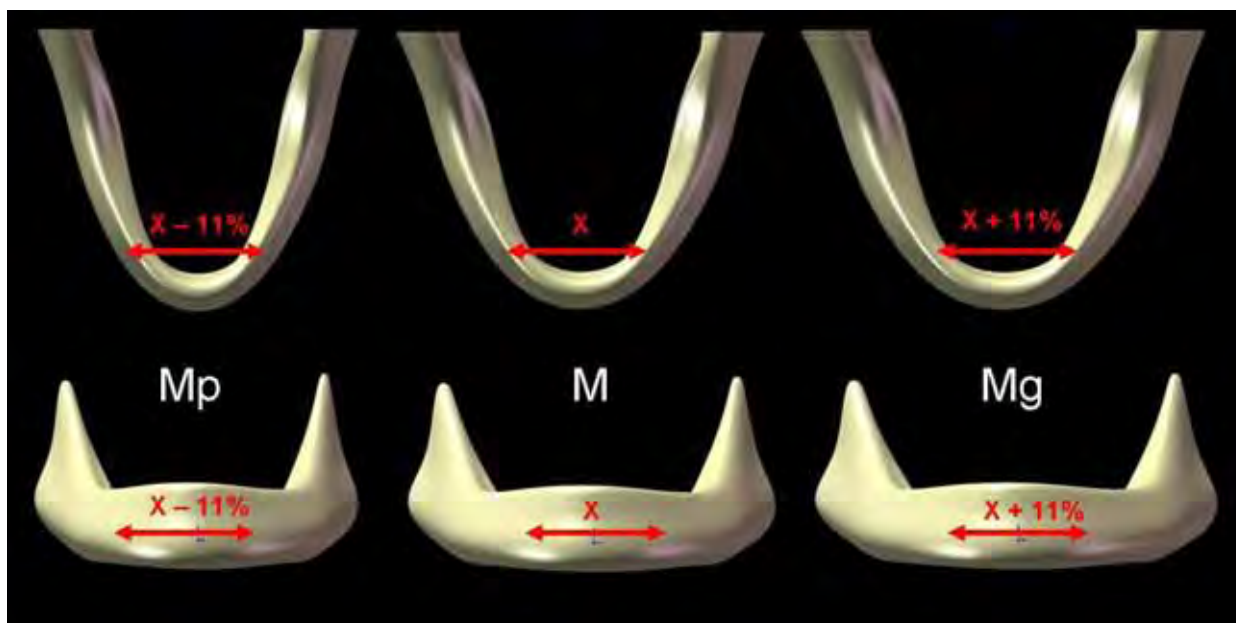


Figura 1: Configuração do arco mandibular no plano horizontal. **Mp** - arco mandibular com DIF pequena; **M** - arco mandibular com DIF regular e **Mg** – arco mandibular com DIF grande.

Os implantes (4,00 X 13,00mm; Neodent Implante osseointegrável, Curitiba, Brasil) apresentaram forma cilíndrica, corpo único e foram posicionados de forma paralela conforme orientação da barra pré-fabricada. Em função da variação das dimensões, os 2 implantes mais posteriores foram posicionados próximos à tábua óssea vestibular nos modelos com DIF pequena (M.Ip, M.IIp, M.IIIp e M.IVp) e lingual nos modelos com DIF grande (M.Ig, M.IIlg, M.IIIg e M.IVg).

Para a geração dos modelos geométricos, inicialmente foram realizadas fotografias com o auxílio de estativa para determinar as medidas dos componentes do sistema Neopronto, incluindo a barra pré-fabricada, o implante Titamax GT cortical (indicado para o osso tipo I e II), o implante Titamax GT Medular (indicado para o osso tipo III e IV), o parafuso de fixação da barra, o cilindro de cimentação e o parafuso do cilindro (Figura 2). As figuras foram importadas no programa SolidWorks (SolidWorks Corp., Concord, MA, USA) no formato .tif para a cotagem.

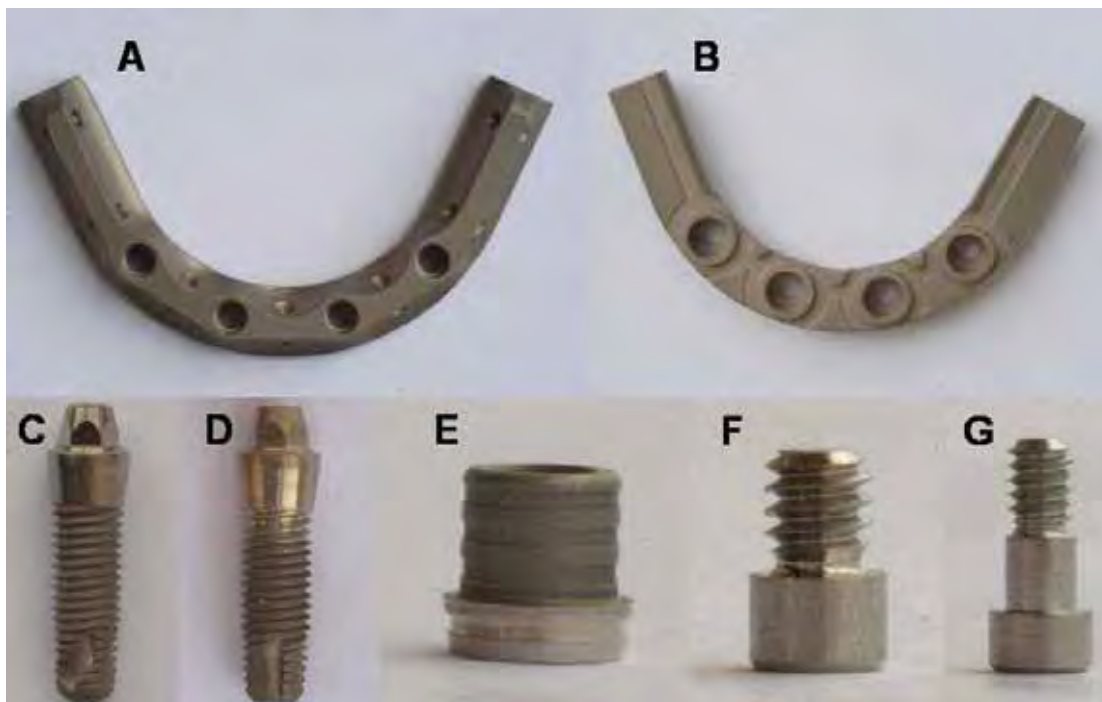


Figura 2: Componentes do sistema Neopronto: **A e B** - barra pré-fabricada, vista superior e inferior, respectivamente; **C** - implante Titamax GT Cortical; **D** - implante Titamax GT Medular; **E e F** - cilindro de cimentação e parafuso, respectivamente; **G** - parafuso de fixação da barra.

A barra pré-fabricada foi conectada aos implantes juntamente com os componentes protéticos (Fig. 3 A e B). A simulação da cimentação da barra pré-fabricada sobre os cilindros foi feita com uma camada de 0,05mm de cimento adesivo Panavia F (Kuraray Co, LTD., Japão) (Li-li et al., 2006). Para facilitar a análise de resultados, os implantes foram numerados da direita para a esquerda de 1 a 4, respectivamente (Figura 3B). Posteriormente, este conjunto foi inserido no arco mandibular (Fig. 3C) onde foram definidas as regiões de carregamento (Fig. 3D). Os modelos geométricos foram exportados para o programa ANSYS Workbench 10.0 (Swanson Analysis Inc., Huston, PA, USA) para o reconhecimento das regiões, determinação das propriedades mecânicas e geração da malha de elementos finitos (Figura 4).

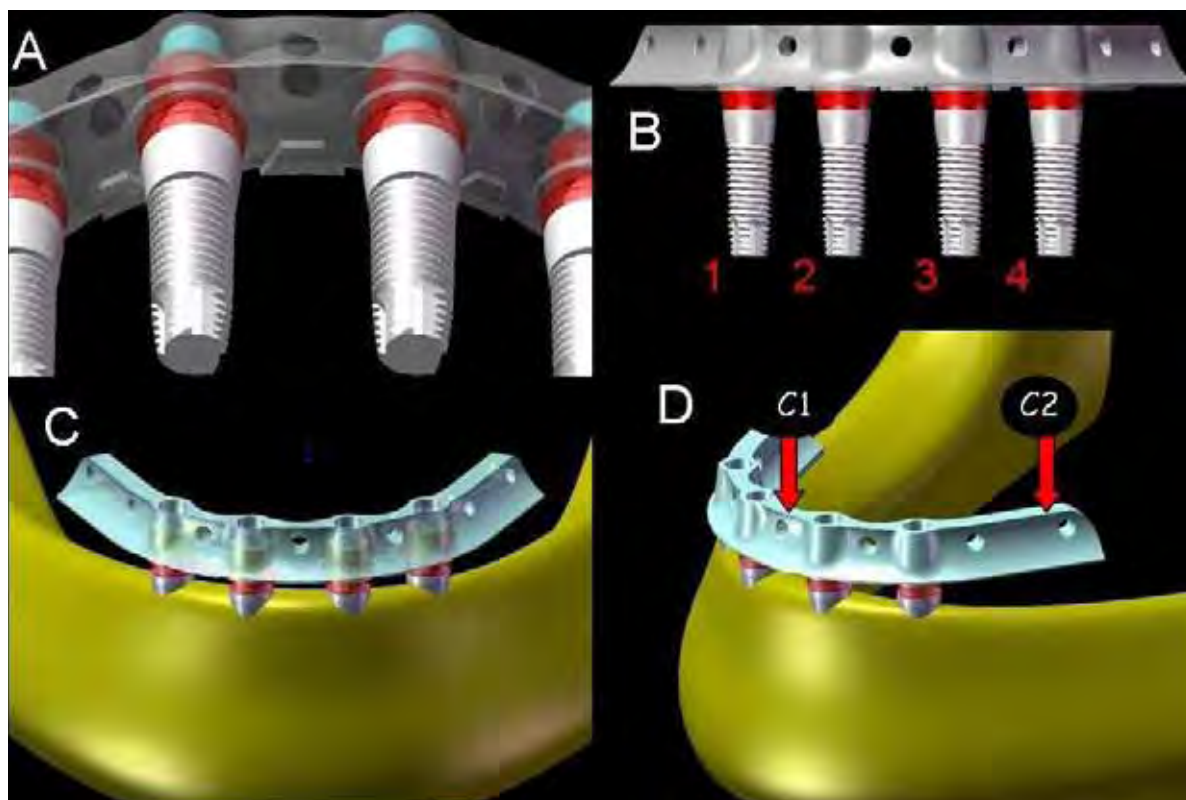


Figura 3: A e B – Vistas inferior e frontal dos implantes conectados à barra pré-fabricada, respectivamente; B,1-4: Identificação dos implantes; C - Modelo finalizado; D – Regiões dos carregamentos C1 e C2.

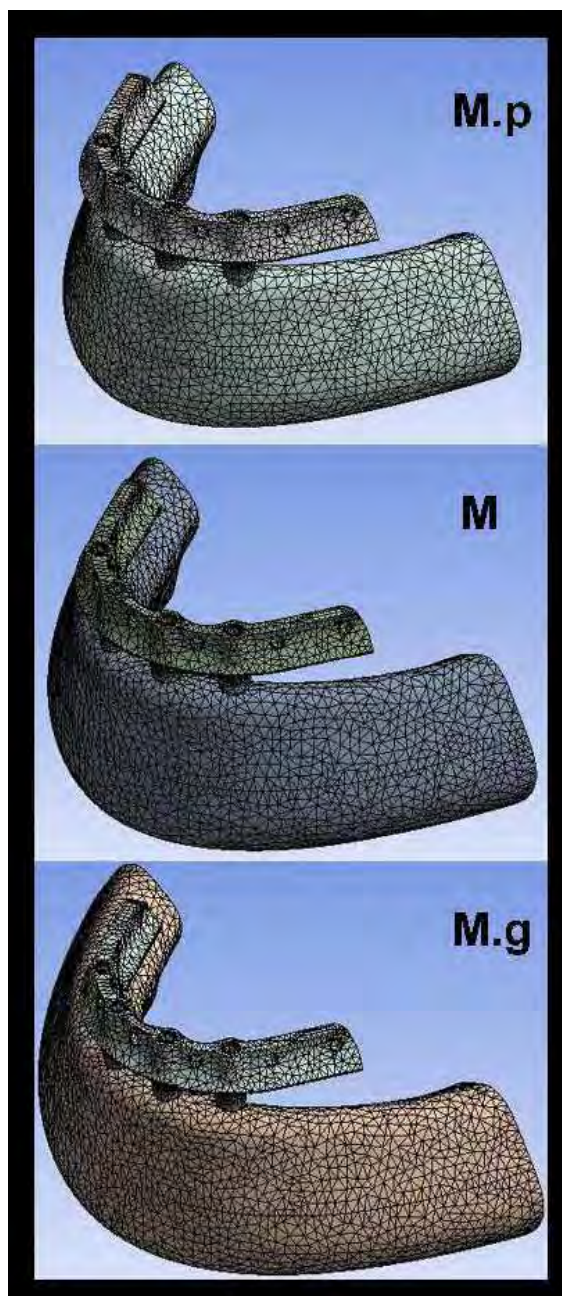


Figura 4: Malha de elementos finitos dos modelos pequeno (M.p), regular (M) e grande (M.g).

Para a convergência da análise (Cook, Malkus e Plesha, 2001), foi utilizado um elemento sólido de interpolação tetraédrico parabólico e uma malha composta por elementos com 0,1mm de dimensão. Os modelos apresentaram número de nós variando entre 302.412 e 427.666, e número de elementos entre 178.525 e 259.834 (Tabela 2).

Tabela 2: Número de nós e elementos dos modelos.

MODELO	Nº DE NÓS	Nº DE ELEMENTOS
M.Ip	302.412	182.032
M.I	312.002	188.115
M.Ig	321.794	195.846
M.IIp	316.229	183.814
M.II	315.646	183.342
M.IIg	316.201	183.792
M.IIIP	307.371	178.525
M.III	314.267	183.161
M.IIIg	320.455	187.192
M.IVp	307.371	178.525
M.IV	314.267	183.161
M.IVg	320.455	187.192
M.IR	420.590	259.834
M.IIR	418.335	247.956
M.IIIR	427666	252.347
M.IVR	427666	252.347

As propriedades mecânicas: módulo de Elasticidade (E) e o coeficiente de Poisson (ν) de cada estrutura foram utilizadas para considerar o estudo homogêneo, isotrópico e linearmente elástico (Tabela 3).

As propriedades mecânicas do osso cortical dependem de vários fatores como porosidade, nível de mineralização, densidade, organização das fibras colágenas, e velocidade de deformação. Além disso, o osso cortical é tipicamente anisotrópico, ou seja, suas propriedades elásticas variam de acordo com a orientação das células e fibras. No material ortotrópico, ocorre um comportamento simétrico em relação aos planos perpendiculares aos eixos de ortotropia. As propriedades mecânicas do osso medular dependem da porosidade, da anisotropia, da arquitetura do trabecular e das propriedades do tecido individual

trabecular (Bozkaya et al., 2004). Muito embora o osso tenha sido considerado isotrópico no presente estudo, variou-se o módulo de elasticidade do osso cortical e medular para melhor representar os tipos de osso utilizados no presente estudo (Tabela 2).

Tabela 3: Propriedades mecânicas dos materiais

MATERIAIS	MÓDULO DE ELASTICIDADE (GPa)	COEFICIENTE DE POISSON	REFERÊNCIAS
Osso Tipo I	9,5	0,3	Tada et al. (2003)
Osso Tipo II	5,5	0,3	Tada et al. (2003)
Osso Tipo III	1,6	0,3	Tada et al. (2003)
Osso Tipo IV	0,69	0,3	Tada et al. (2003)
Osso cortical	13,70	0,3	Sevimay et al. (2005)
Titânio	110	0,35	Huang et al. (2008)
Linha de cimentação	0,0075	0,25	Wang e Lang (2008)

Condições de contorno e carregamento

Como condição de contorno, houve a fixação de todos os nós da base do modelo e da superfície posterior (Figura 4).

Foram adotados 02 carregamentos (C) axiais: C1 - entre os implantes mais anteriores; C2 – região posterior unilateral esquerda (Fig. 3D). Ambos os carregamentos representaram forças de 150N.

Os mapas de tensão com a máxima tensão principal (σ_{\max}), em MPa, foram obtidos para o osso cortical e medular. Este critério de análise foi selecionado pelo fato do osso ser um material frágil e apresentar valores de tensão em tração divergentes dos valores de tensão em compressão. Para direcionar a análise dos resultados, a influência do C1 foi avaliada no osso em torno dos implantes 2 e 3, e a influência do C2 foi avaliada no osso em torno do implante 4.

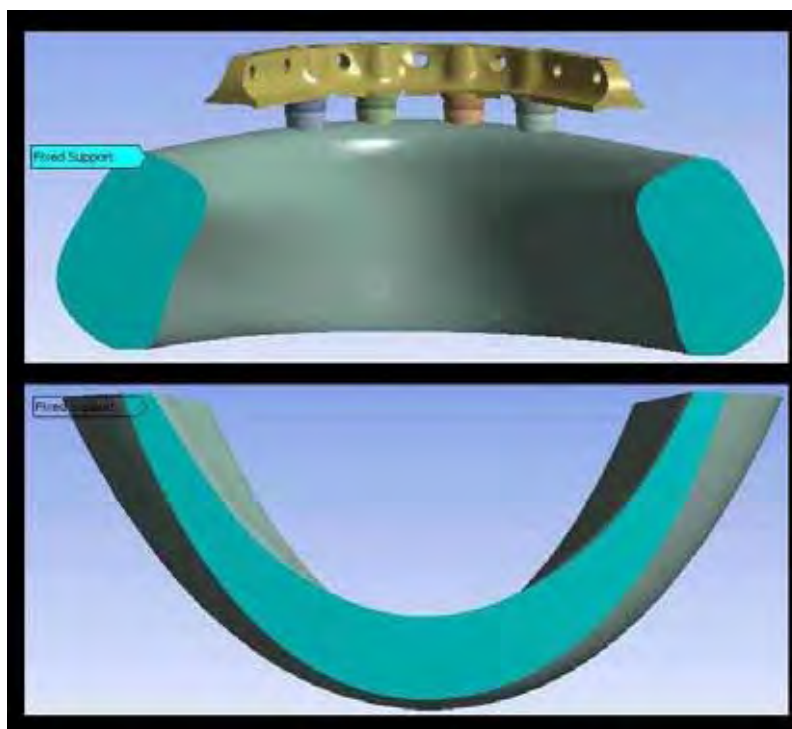


Figura 5: Condições de contorno.

2.5 RESULTADOS

Configuração horizontal do arco mandibular

Sob um aspecto geral, a análise dos resultados evidenciou que a influência na alteração da dimensão mandibular foi mais evidente em C2, para o osso ao redor do implante 4. A alteração da dimensão mandibular exerceu pouca influência na alteração das tensões nos implantes intermediários (2 e 3) em C1.

De forma específica, os modelos com osso tipo I apresentaram maiores valores de σ_{\max} no M.lg (-0,86 MPa para C1; 12,3 MPa para C2), seguido do M.I (-0,85MPa para C1; 6,98MPa para C2) e do M.lp (-0,64MPa para C1; 3,93MPa para C2) (Gráficos 1 e 2; Figura 1, Anexo A). A alteração da configuração do arco mandibular em C1 exerceu pouca influência nos resultados para o osso cortical. Em C2, a alteração na forma do arco exerceu maior influência nos resultados.

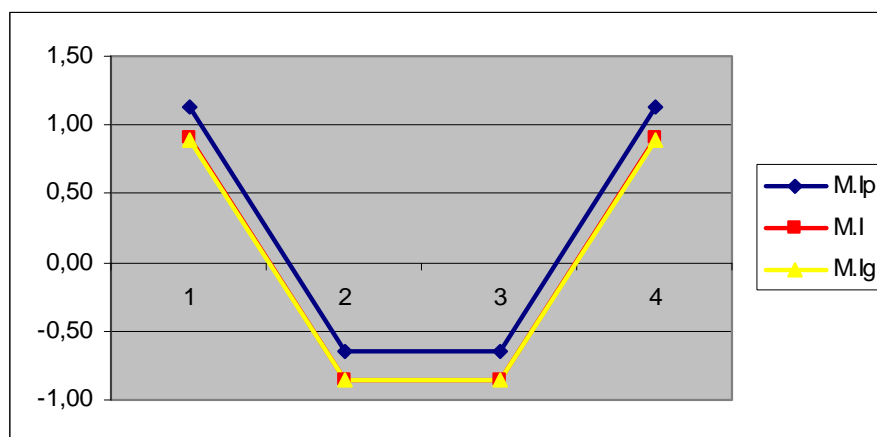


Gráfico 1: Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso cortical no M.lp, M.I e M.lg após C1.

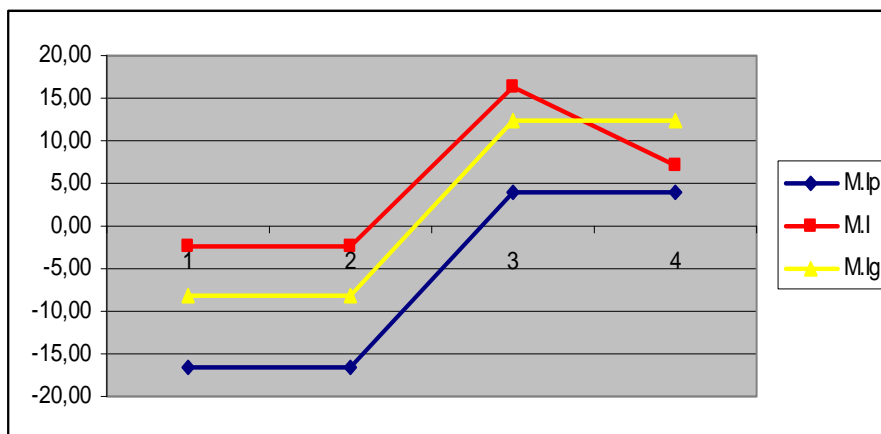


Gráfico 2: Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso cortical no M.Ip, M.I e M.Ig após C2.

Os modelos com o osso tipo II apresentaram nos implantes 2 e 3 após C1 os seguintes valores de σ_{\max} no osso cortical: M.II (-0,71MPa), seguido de M.IIp (-0,59MPa) e do M.IIg (-0,47MPa) (Gráfico 3; Figura 2, Anexo A). No osso medular, em C1, os valores foram semelhantes (Gráfico 1, Anexo A). Estes dados evidenciam a pouca influência do formato do arco na alteração das tensões na região anterior. No osso cortical e medular, em C2, os valores de σ_{\max} no osso ao redor do implante 4 foram: M.IIg (-7,08MPa), M.IIp (-7,03MPa) e M.II (-3,6MPa) (Gráfico 4 e Figura 2, Anexo A; Gráfico 2, Anexo A). Destaca-se a influência da alteração da dimensão do arco mandibular sob C2.

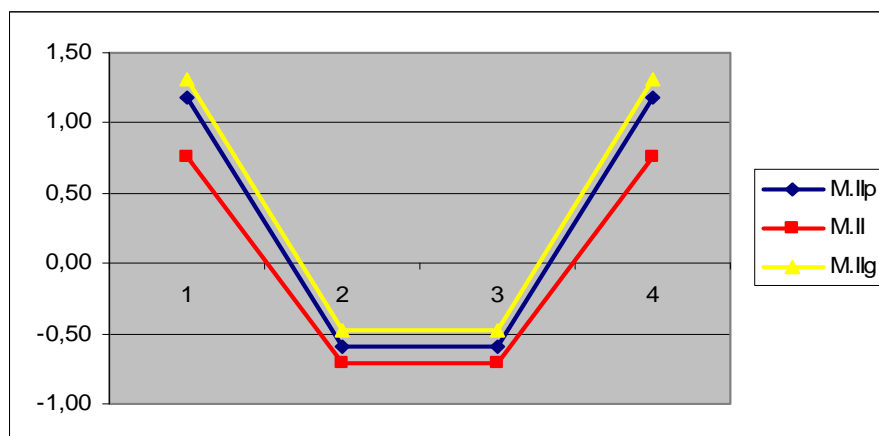


Gráfico 3: Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso cortical no M.IIp, M.II e M.IIg após C1.

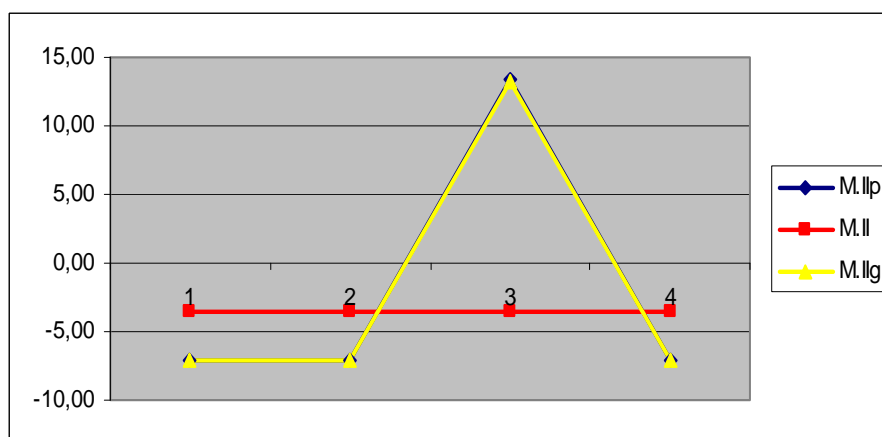


Gráfico 4: Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso cortical no M.IIp, M.II e M.IIg após C2.

Os modelos com osso tipo III apresentaram no osso cortical ao redor dos implantes 2 e 3, em C1, os seguintes valores de σ_{\max} : M.IIIp (2,93MPa), M.III (2,74MPa) e M.IIIg (1,56MPa) (Gráfico 5; Figura 3, Anexo A). No osso medular, em C1, evidenciou-se a pouca influência dos formatos dos arcos nas tensões na região do implante 2 e 3: M.III (-0,24MPa), M.IIIg (0,15MPa) e M.IIIp (0,11MPa) (Gráfico 3, Anexo A). A maior influência da alteração da configuração do arco para o osso tipo III foi observada na região do implante 4, em C2 (osso cortical e osso medular): M.III (-10,3MPa e -0,24MPa), M.IIIg (-8,2MPa e 0,15MPa) e o M.IIIp (-7,54MPa e 0,11MPa) (Gráfico 6 e Figura 3, Anexo A; Gráfico 4, Anexo A).

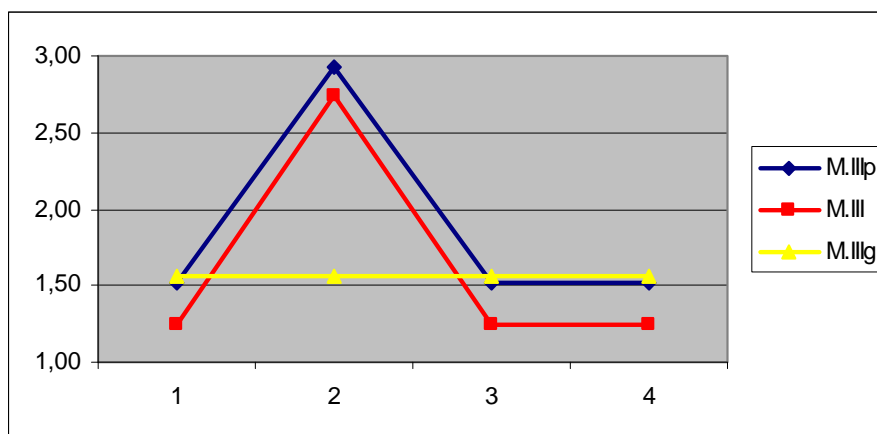


Gráfico 5: Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso cortical no M.IIIP, M.III e M.IIIg após C1.

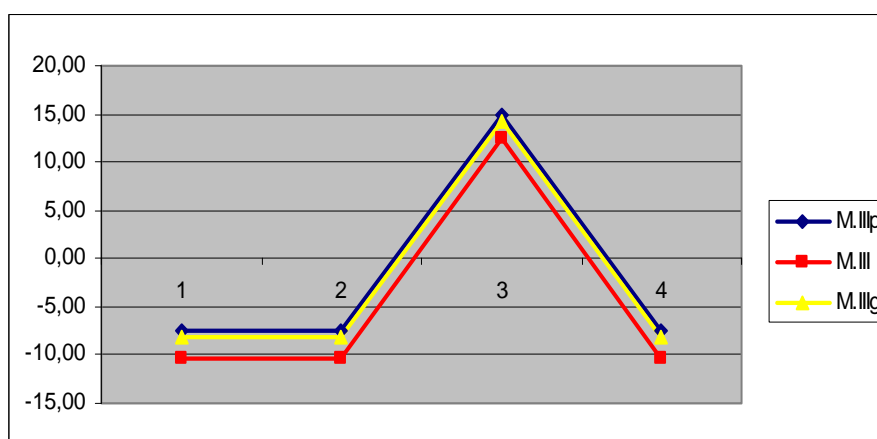


Gráfico 6: Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso cortical no M.IIIP, M.III e M.IIIg após C2.

Os modelos com osso tipo IV apresentaram nos implantes intermediários em C1 os seguintes valores de σ_{\max} no osso cortical: M.IVp (7,74MPa), M.IVg (4,95MPa) e M.IV (3,41MPa) (Gráfico 7; Figura 4, Anexo A). O mesmo aconteceu para o osso medular, em C1, porém com menores valores de σ_{\max} : M.IVp (-0,87MPa), M.IVg (-0,81MPa) e M.IV (0,33MPa) (Gráfico 5, Anexo A). Na região do osso cortical do implante 4, após C2, observaram-se os seguintes valores σ_{\max} : M.IVp (13,7MPa), M.IV (-10,5MPa) e M.IVg (-7,32MPa) (Gráfico 8; Figura 4, Anexo A). E para a mesma região,

no osso medular: M.IV (-10,5MPa), M.IVp (-8,71MPa) e M.IVg (-7,32MPa) (Gráfico 6, Anexo A). Novamente, evidenciou-se maior influência da modificação do arco na região posterior.

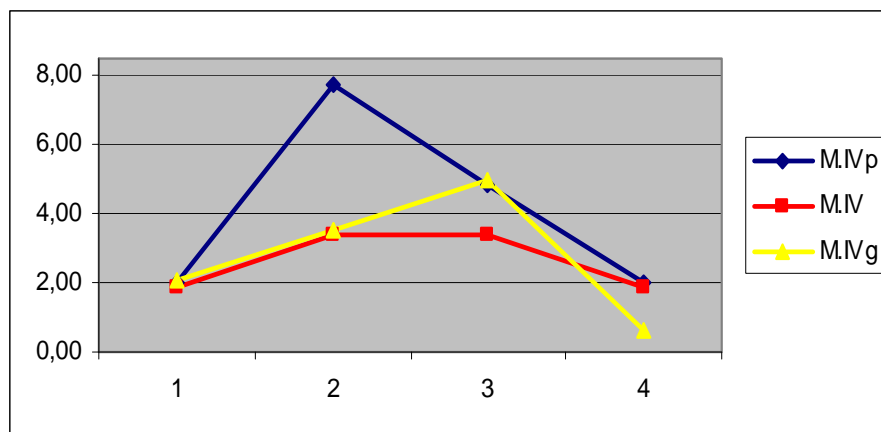


Gráfico 7: Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso cortical no M.IVp, M.IV e M.IVg após C1.

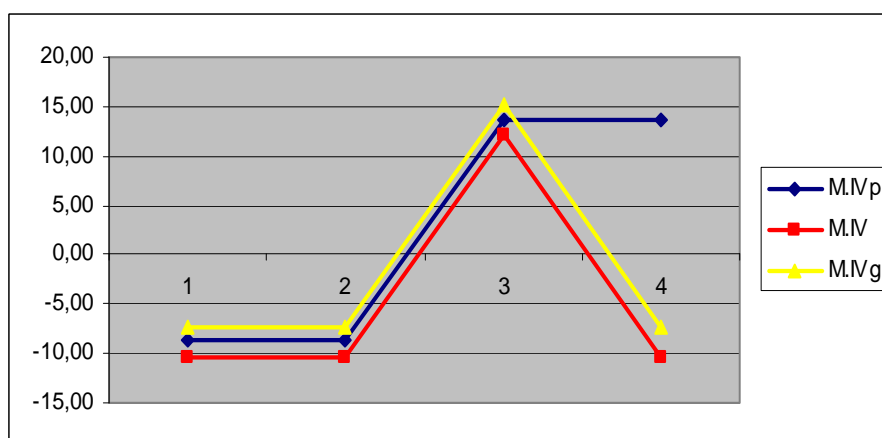


Gráfico 8: Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso cortical no M.IVp, M.IV e M.IVg após C2.

Tipo de Osso

Para um mesmo formato de arco mandibular, as alterações nos valores de tensão foram mais evidentes no osso cortical.

Comparando os modelos com arcos mandibulares pequenos, verificou-se que o M.IVp apresentou o maior valor de σ_{\max} em todas as situações, principalmente para o

osso cortical. Em C1, a σ_{\max} foi: M.IVp (7,74MPa), M.IIIp (2,93MPa), M.Ip (-0,64MPa) e M.IIp (-0,59) (Gráfico 9). No osso medular, em C1: M.IVp (0,87MPa), M.IIp (-0,59MPa) e M.IIIp (-,11MPa) (Gráfico 7, Anexo A). No osso cortical, em C2: M.IVp (13,7), M.IIIp (-7,54MPa), M.IIp (-7,03MPa) e M.Ip (3,93) (Gráfico 10). E no osso medular em C2: M.IVp (-8,71MPa), M.IIIp (-7,54MPa) e M.IIp (-7,03MPa) (Gráfico 8, Anexo A).

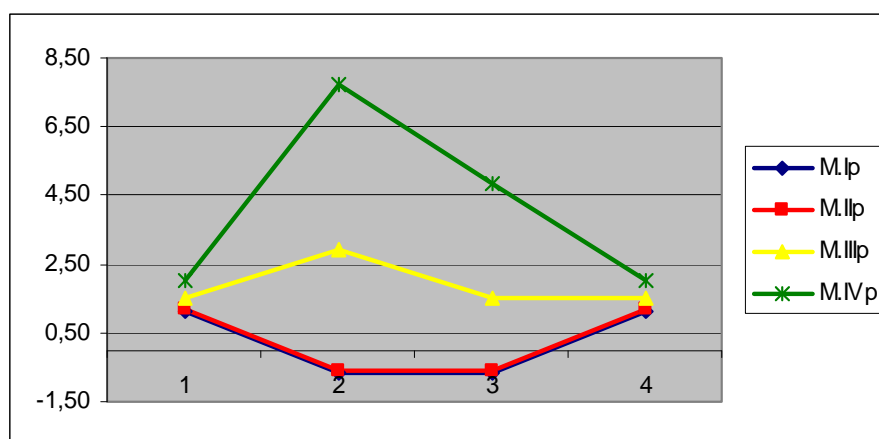


Gráfico 9: Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso cortical no modelos M.I-IVp após C1.

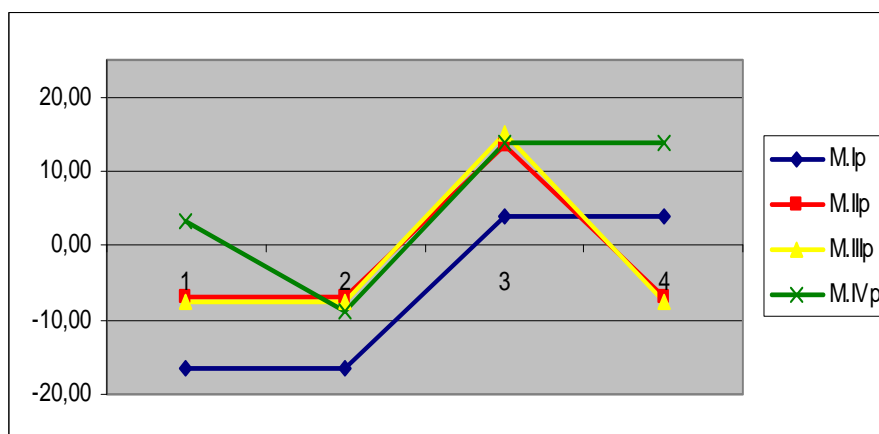


Gráfico 10: Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso cortical no modelos M.I-IVp após C2.

Comparando os modelos com arcos mandibulares regulares, os valores de σ_{\max} nos implantes intermediários do osso cortical, sob C1, foram: M.IV (3,41MPa), M.III

(2,74MPa), M.I (-0,85MPa) e M.II (-0,71MPa) (Gráfico 11; Figura 5, Anexo A). Na mesma região do osso medular os valores de σ_{\max} foram: M.II (-0,71MPa), M.IV (0,33MPa) e M.III (-0,24MPa), (Gráfico 9, Anexo A), evidenciando a maior influência no osso cortical. Em C2, na região do implante 4, os valores de σ_{\max} foram: M.IV (-10,5MPa), M.III (-10,3MPa), M.I (6,98MPa) e M.II (-3,6MPa) (Gráfico 12). Para o osso medular: M.IV (-10,5MPa), M.III (-10,5MPa) e M.II (-3,6MPa) (Gráfico 10, Anexo A).

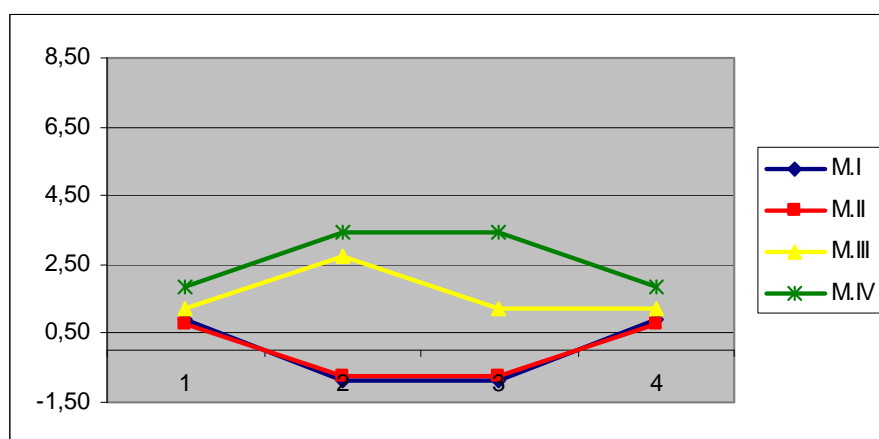


Gráfico 11: Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso cortical no modelos M.I-IV após C1.

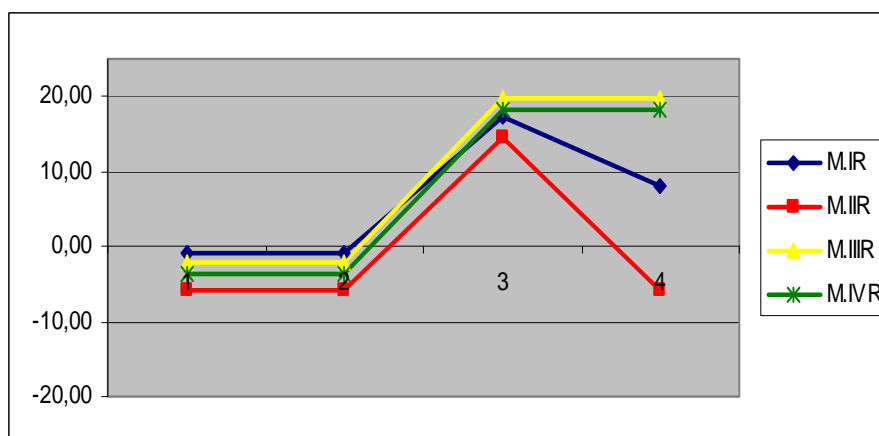


Gráfico 12: Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso cortical no modelos M.I-IV após C2.

Os modelos com configuração do arco mandibular grande apresentaram os seguintes valores de σ_{\max} nos implantes intermediários para o osso cortical em C1:

M.IVg (4,95MPa), M.IIIg (1,56MPa), M.Ig (-0,86MPa) e M.IIg (-0,47MPa), evidenciando diferentes valores entre os tipos de osso (Gráfico 13). Para o osso medular, em C1, os valores de σ_{\max} foram: M.IVg (-0,81MPa), M.IIg (-0,47MPa) e M.IIIg (0,15MPa) (Gráfico 11, Anexo A). Para o osso cortical, em C2: M.Ig (12,3MPa), M.IIIg (-8,2MPa), M.IVg (-7,32MPa) e M.IIg (-7,03) (Gráfico 14; Figura 6, Anexo A). Para o osso medular em C2: M.IIIg (-8,2MPa), M.IVg (-7,32MPa) e M.IIg (-7,03MPa) (Gráfico 12, Anexo A).

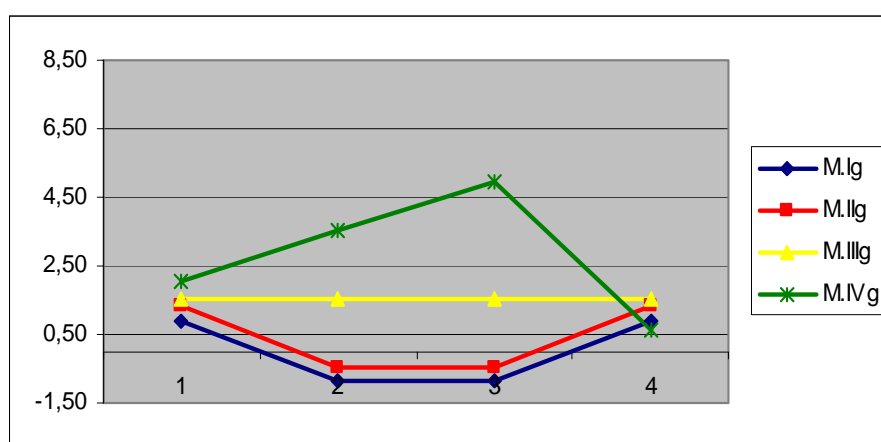


Gráfico 13: Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso cortical no modelos M.I-IVg após C1.

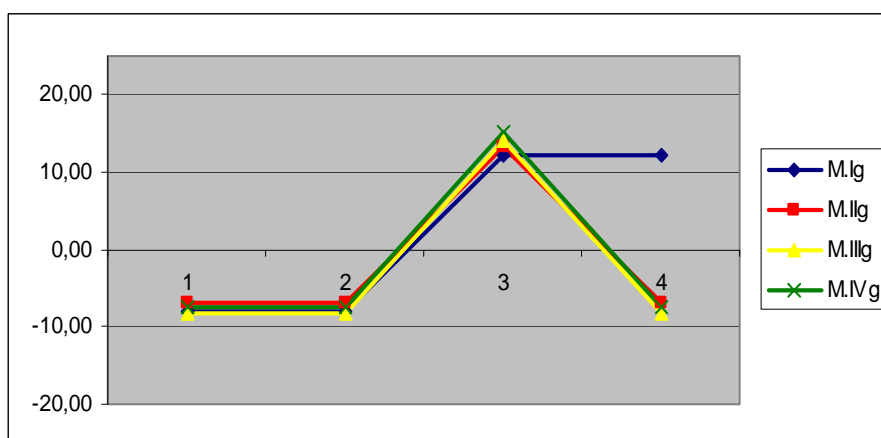


Gráfico 14: Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso cortical no modelos M.I-IVg após C2.

Influência da presença das roscas no corpo do implante

Os modelos com formato regular com rosca mostraram valores de tensão maiores que os equivalentes sem rosca para a região dos implantes 2 e 3 no osso cortical em C1: M.IVR (5,47MPa; 60,4% maior que o MIV), M.IIIR (2,67MPa; 2,5% menor que o M.III), M.IR (-1,19MPa; 28,5% maior que o MI) e M.IIR (0,88MPa; 19,3% maior que o M.II) (Gráfico 15; Figura 5, Anexo A). Para o osso medular em C1: M.IIR (0,88MPa; 23,9% maior que o MII), M.IVR (0,73MPa; 121% maior que o M.IV); M.IIIR (0,47MPa; 95,8% maior que o M.III) (Gráfico 13, Anexo A).

O osso cortical, em C2, apresentou valores de σ_{\max} próximos aos respectivos modelos sem rosca no M.IIIR (19,9MPa) e M.IVR (18,2MPa). O M.IR (8,2MPa) e o M.IIR (-5,77MPa) apresentaram valores próximos ao M.I (em 11,7%) e ao M.II (em 60%) (Gráfico 16; Figura 6, Anexo A). O osso medular em C2 apresentou valores de σ_{\max} diferentes do modelo equivalente sem rosca: M.IIR (-5,77MPa), M.IVR (-3,66MPa) e M.IIIR (-2,07MPa) (Gráfico 14, Anexo A).

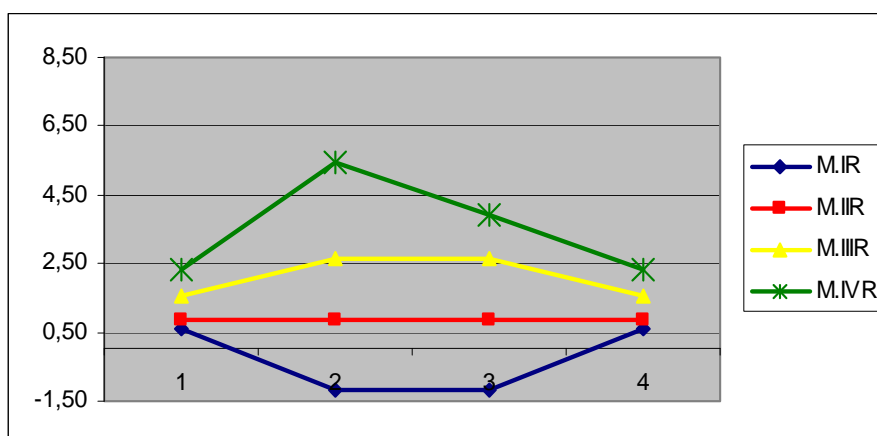


Gráfico 15: Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso cortical no modelos M.I-IVR após C1.

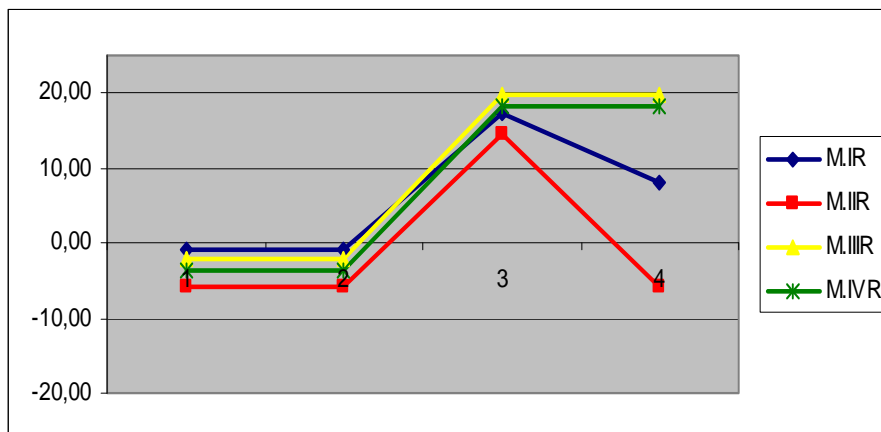


Gráfico 16: Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso cortical no modelos M.I-IVR após C2.

2.6 DISCUSSÃO

Mesmo não existindo estudos que avaliem diferentes tamanhos de arco mandibular em pacientes desdentados submetidos ao tratamento com implantes osseointegrados, clinicamente há a preocupação no uso de barras pré-fabricadas em condições adequadas de volume e formato ósseo (Klee de Vasconcellos et al., 2006).

Nesta pesquisa, os resultados evidenciaram a influência da alteração da dimensão mandibular (pequena, regular e grande) na alteração das tensões, principalmente na região posterior (implante 4), área que sofreu a maior influência dimensional pela mudança do tamanho do arco mandibular. A alteração dimensional gerou pouca modificação no perfil mandibular na região anterior.

O fenômeno da remodelação óssea é responsável por registrar a carga interna recebida e a atividade das células de crescimento e reabsorção óssea. Este fenômeno pode estar associado principalmente com a densidade interna e/ou mudanças geométricas externas no osso (Li et al., 2007). Existem evidências que mostram que a formação de micro-fraturas após fadiga pode ser o estímulo para a remodelação óssea, a qual se inicia com a reabsorção seguida da formação óssea (Burr, 1985). Falhas acentuadas são prevenidas por um eficiente processo de reparo. Entretanto, a literatura ainda não possui pesquisas científicas que comprovem exatamente como as cargas mecânicas são transmitidas aos osteoblastos e osteoclastos para que possa ocorrer o processo de remodelação óssea (Huiskes et al., 1987; Beaupre et al., 1990; Li et al., 2007).

Há autores que explicam o processo da reabsorção óssea por meio de duas hipóteses. A primeira por uma reação biológica de desgaste das partículas que pode induzir às reações inflamatórias nos tecidos ao redor dos implantes. A segunda baseia-se nas considerações biomecânicas que afetam o osso pelo novo padrão de tensões

em torno do implante (Stadelmann, Terrier e Pioletti, 2008). No entanto, outros acreditam que o processo de perda óssea ao redor dos implantes pode estar associado, na maioria das vezes, ao implante (formato, comprimento, diâmetro, material, características de superfície) e aos pacientes (qualidade óssea, forças oclusais e condições de saúde geral) (Tada et al., 2003).

Nesse sentido, uma mandíbula que apresenta implantes próximos à tabua óssea vestibular ou lingual, poderá sofrer maior tensão na região e, a longo prazo, induzir perda óssea, levando ao insucesso da reabilitação

Comparando os tipos de osso com o mesmo formato do arco, os resultados demonstraram que os valores da tensão no osso cortical apresentaram resultados maiores no osso tipo IV, evidenciando os resultados mais desfavoráveis. Vários autores acreditam que as chances de falhas do implante para o osso tipo IV são maiores devido à necessidade de maior rigidez na conexão osso-implante, comum em regiões com maior qualidade e quantidade óssea (Lekholm e Zarb, 1985; Hatano et al., 2003; Drage et al., 2006).

Os resultados deste estudo demonstraram que os valores de σ_{\max} do osso cortical foram superiores aos valores de σ_{\max} do osso medular, a semelhança de outras pesquisas que utilizam o MEF-3D (Tada et al., 2003; Sevimey et al., 2005). Estes achados podem ser justificados em função da densidade óssea que influencia a quantidade de osso em contato com a superfície do implante. O osso cortical apresenta um módulo de elasticidade maior que o osso medular. Além disso, é mais resistente à deformação e apresenta maior habilidade em transferir tensão (Misch, 1990; Yokoyama et al., 2005). Por essa razão, o osso cortical consegue suportar maior quantidade de cargas que o osso medular em situações clínicas (Cochran, 2000).

Existe uma controvérsia entre os autores a respeito do módulo de elasticidade do osso medular. Os valores variam de 0,3 a 9,5 GPa (Yokoyama et al., 2005; Seevimay et al., 2005; Eskitacioglu et al., 2004; Zarone et al., 2003). No entanto, Tada et al. (2003) identificaram os módulos de elasticidade de acordo com o tipo de osso: osso tipo I (9,5GPa); osso tipo II (5,5GPa); tipo III (1,6GPa) e osso tipo IV (0,69GPa) justificando o uso destes valores no presente estudo. Neste sentido, o M.IV, que apresentou os resultados mais desfavoráveis, apresentou 3,41MPa de tensão no osso cortical (C1), sugerindo uma maior sollicitação do osso cortical ao redor dos implante 2 e 3, uma vez que o M.I apresentou 0,91MPa, o M.II, 0,76MPa; e o M.III, 2,74MPa.

A presença da rosca nos implantes modificou os resultados apenas no osso medular em C2, em relação aos modelos regulares sem rosca. No osso cortical, os tipos de osso III e IV foram os mais sollicitados tanto para os modelos com rosca quanto para os modelos sem rosca. Estes achados são corroborados por Geng et al., (2004) que compararam diferentes formatos de rosca de implante e encontraram que em relação ao osso cortical, os valores de tensão de von Mises não demonstraram diferenças entre elas. Entretanto, outros autores acreditam que clinicamente a presença da rosca ajuda a balancear a distribuição de forças ao redor do tecido ósseo (Albrektsson, 1983, Skalak, 1983). Huang et al., em 2008, recomendaram a utilização da rosca do implante na análise de elementos finitos para alcançar uma distribuição de tensão mais favorável, principalmente em casos de carga imediata. Estes autores consideraram que a presença da rosca do implante aumentou a área de superfície do implante com o osso, sendo vantajoso por diminuir o “pico” de tensão na osseointegração e também na carga imediata.

A análise computacional apresenta vantagens em relação a outros métodos por caracterizar situações clínicas complexas com grande sensibilidade em relação aos

parâmetros como carregamento, condições de contorno e propriedades dos materiais (Holmes e Loftus, 1997; Sevimay et al., 2005). Entretanto, as estruturas dos modelos matemáticos são assumidas como homogêneas, isotrópicas e linearmente elásticas. E, algumas vezes, as propriedades dos materiais são diferentes, como por exemplo, o osso cortical, que é transversalmente isotópico e não-homogêneo (Cochran, 2000). Outra limitação do presente estudo é a interpretação adotada para a interface osso-implante, assumida como totalmente osseointegrada, uma situação sem referencial clínico, uma vez que a osseointegração não é representada por superfícies com 100% de contato.

Além disso, como apenas o carregamento vertical foi considerado, a influência na alteração dimensional do arco mandibular poderá ser melhor evidenciada com o uso do carregamento oblíquo, uma vez que a concentração de tensão no osso ao redor do implante 4, por exemplo, localizou-se na face distal do implante, área relacionada com o perfil distal da barra e na mesma direção do carregamento. Adicionalmente, avaliações são necessárias para investigar a homogeneidade nos valores de tensões observados no osso medular.

2.7 CONCLUSÃO

Segundo a metodologia empregada, conclui-se que:

1. As diferentes dimensões (pequeno e grande) do arco mandibular gerou variações nos valores de σ_{\max} mais evidentes na região posterior da mandíbula, principalmente para o implante mais posterior e relacionado ao lado do carregamento.
2. Carregamentos estritamente verticais não refletem as prováveis alterações de tensão no osso com a variação da configuração horizontal do arco.
3. Comparando os tipos de osso, o osso tipo IV apresentou o pior prognóstico na maioria das situações estudadas.
4. A presença da rosca no implante aumentou a tensão observada na interface osso-implante em comparação com o implante liso em todas as situações.

2.8 - REFERÊNCIAS

1. Albrektsson, T. (1983) Direct bone anchorage of dental implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 50: 255-261.
2. Barbier, L., Vander Sloten, J., Krzesinski, G., Schepers, E., Van der Perre, G. (1998) Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *Journal of oral rehabilitation* 25: 847-858.
3. Beaupre, G. S., Orr, T. E., Carter, D. R. (1990) An approach for time-dependent bone modeling and remodeling - theoretical development. *Journal of orthopaedic research* 8: 651-661.
4. Bozkaya, D., Muftu, S., Muftu, A. (2004) Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different levels by finite elements analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 92: 523-530.
5. Bronner, F., Farach-Carson, M., Mikos, A. G. (2007) *Engineering of Functional Skeletal Tissues*. 129-138. London: Springer.
6. Burr, D. B., Martin, R. B., Schaffler, M. B., Radin, E. L. (1985) Bone remodeling in response to in vivo fatigue macrodamage. *Journal of biomechanics* 18: 180-200.
7. Castellon, P., Block, M.S., Smith, M.B., Finger, I.M. (2004) Immediating loading of the edentulous mandible: delivery of the final restoration or a provisional restoration – With method to use? *Journal Oral Maxillofacial Surgery* 62: 30-40.
8. Choi, A.H., Ben-Nissan, B., Conway, R.C. (2005) Three dimensional modelling and finite element analysis of the human mandible during clenching. *Australian Dental Journal* 50: 42-48.
9. Cochran, D. L. (2000) The scientific basis for and clinical experiences with

- Straumann implants including the ITI dental implants system: a consensus report. *Clinical Oral Implants Research* 11: 33-58.
10. Cook, R.D., Malkus, D.S., Plesha, M.E. (2001) Concepts and applications of finite element analysis. 542-573. New York: John Wiley e Sons.
 11. Drage, N.A., Palmer, R.M., Blake, G., Wilson, R., Crane, F., Fofelman, I. (2007) A comparison of bone mineral density in the spine, hip and jaws of edentulous subjects. *Clinical Oral Implants Research* 18: 496-500.
 12. Engquist, B. et al. (2005) Simplified methods of implant treatment in the edentulous lower jaw: a 3- year follow-up report of a controlled prospective study of one stage versus two stage surgery and early loading. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 7: 95-104.
 13. Ercoli, C., Romano, P.R., Mardini, M.A., Cordaro, L. (2006) Restoration of immediately placed implants in 3 appointments: from surgical placement to definitive prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 96: 212-218.
 14. Eskitacioglu, G., Usumez, A., Sevimey, M., Soykan, E., Unsal, E. (2004) The influence of occlusal loading location on stress transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 91: 144-150.
 15. Fugazzotto, P.A., Gulbransen, H.J., Wheeler, S.L., Lindsay, J.A. (1993) The use os IMZ osseointegrated implants in partially and completely edentulous patient: Success and failure rates of 2,023 implants cylinders up to 60 months in function. *The International Journal of Oral Maxillofacial Implants* 8:617-621.
 16. Geng, J.P., Ma, Q.S., Xu, W., Tan, K.B.C., Liu, G.R. (2004) Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. *Journal of Oral Rehabilitation* 31: 233-239.

17. Holmes, D.C., Loftus, J.T. (1997) Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *Journal Oral Implantology* 23: 104-111.
18. Huang, H.L., Hsu, J.T., Fuh, L.J., Tu, M.G., Ko, C.C., Shen, Y.W. (2008) Bone stress and interfacial sliding analysis of implant design on an immediately loaded maxillary implant: A non-linear finite element study. *Journal of Dentistry* 36: 409-417.
19. Huiskes, R., Weinans, H., Grootendoer, H. J., Dalstra, M., Fudala, B., Slooff, T. J. (1987) Adaptive bone-remodeling theory applied to prosthetic-design analysis. *Journal of biomechanics* 20: 1135-1150.
20. Ichikawa, T., Kanitani, H., Wigianto, R., Kawamoto, N., Matsumoto, N. (1997) Influence of bone quality on the stress distribution. An in vitro experiment. *Clinical Oral Implants Research* 8: 18-22.
21. Jaffin, R.A., Berman, C.L. (1991) The excessive loss of Branemark fixture in type IV bone: A 5-year analysis. *Journal Periodontology* 62: 2-4.
22. Jaffin, R.A., Kumar, A., Berman, C.L. (2004) Immediate loading of dental implants in the completely edentulous maxilla: a clinical report. *The International Journal of Oral Maxillofacial Implants* 19:721-730.
23. Kitamura, E., Stegaroiu, R., Nomura, S., Miyakawa, O. (2004) Biomechanical aspects of marginal bone resorption around asseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional element analysis. *Clinical Oral Implants Research* 15: 401-412.
24. Klee de Vanconcellos, D., Bottino, M. A., Saad, P.A., Faloppa, F. (2006) A new device in immediately loaded implant treatment in the edentulous mandible. *The International Journal of Oral Maxillofacial Implants* 21:615-622.

25. Kozlovsk, A., Tal, H., Laufer, B-Z., Leshem R, Rohrer M.D, Weinreb M, Artzi Zvi. (2007) Impact of implant overloading on the peri-implant bone in inflamed and noninflamed peri-implant mucosa. *Clinical Oral Implants Research* 18: 601-610.
26. Lekholm, U.; Zarb, G. A. (1985) Patient selection and preparation. In: Branemark, P. I.; Zarb, G. A.; Albrektson, T (eds). *Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*, 199-209, Chicago: Quintessence publications Co. Inc.
27. Li, J., Li, H., Shi, L., Fox, A. S. L., Ucer, C., Devlin, H., Horner, K., Silikas, N. (2007) A mathematical model for simulating the bone remodeling process under mechanical stimulus. *Dental Material* 23: 1073-1078
28. Li-li, L., Zhong-yi, M., Zhong-cheng, B., Yong, M., Bo, G., Hai-tao, X., Bing, Z., Yong, Z., Bing, L. (2006) Three dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium alloys posts. *Chinese Medical Journal* 119: 305-311.
29. Misch, C.E. (1990) Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive loading, *International Journal Oral Implantology* 6: 23-31.
30. Morgan, M.J., James, D.F., Pilliar, R.M., (1993) Fractures of the fixture components of an osseointegrated implants. *The International Journal of Oral Maxillofacial Implants* 8: 409-414.
31. O'Brien, W.J. (1997) *Dental material and their selection*, 259-272. Chicago: Quintessence Publications Co. Inc.
32. Parei, S.M., Ruff, S.L., Triplett, R.G., Schow, S.R. (2002) Bone reduction surgical guide for the Novum implant procedure: Technical Note. The

International Journal of Oral Maxillofacial Implants 17: 715-719.

33. Quirynen, M., Mraiwa, N., Van Steenberghe, D., Jacobs, R. (2003) Morphology and dimensions of the mandibular jaw bone in the interforaminal region in patients requiring implants in the distal areas. Clin Oral Implants Research 14: 280-285.
34. Sevimay, M., Turhan, F., Kiliçarslan, M.A., Eskitascioglu, G. (2005) Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. The Journal of Prosthetic Dentistry 93: 227-234.
35. Shapurian, T., Damoulis, P., Reiser, G.M., Griffin, T.J., Rand, W.M. (2006) Quantitative evaluation of bone density using the Hounsfield Index. The International Journal of Oral Maxillofacial Implants 21: 290-297.
36. Sicher, H., Dubrul, E.U. (1989) Oral Anatomy. St Louis: Mosby Company.
37. Simamoto, P.C., Davi, L.R., Gomes, V.L., Nobilo, M.A.A., Neves, F..D. (2006) Immediate function in the edentulous mandible: Replacement of a lost using prefabricated guides. The Journal of Prosthetic Dentistry 95: 161-164.
38. Skalak, R. (1983) Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. The Journal of Prosthetic Dentistry 49:843-848.
39. Stadelmann, V. A., Terrier, A., Pioletti, D. P. (2008) Microstimulation at the bone-implant interface upregulates osteoclast activation pathways, Bone 42: 358-364.
40. Tada, S., Stegaroiu, R., Kitamura, E., Miyakawa, O., Kusakari, H. (2003) Influence of implant design and bone quality on stress/ strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. The International Journal of Oral Maxillofacial Implants 18: 357-368.

41. Truhlar, R.S.; Orenstein, I.H., Morris, H.F.; Ochi, S. (1997) Distribution of bone quality in patients receiving endosseous dental implants. *Journal of oral and maxillofacial surgery: official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 55: 38-45.
42. Yokoyama, S., Walabayachi, N., Shiota, M., Ohyama, T. (2005) Stress analysis in edentulous mandibular bone supporting implant-retained 1-piece or multiple superstructures. *The International Journal of Oral Maxillofacial Implants* 20: 578-583.
43. Zarone, F., Apicella, A., Nicolais, L., Aversa, R., Sorrentino, R. (2003) Mandibular flexure and stress build-up in mandibular full-arch prostheses supported by osseointegrated implants. *Clinical Oral Implant Research* 14: 103-114.

ANEXO

Anexo A. Resultados Detalhados

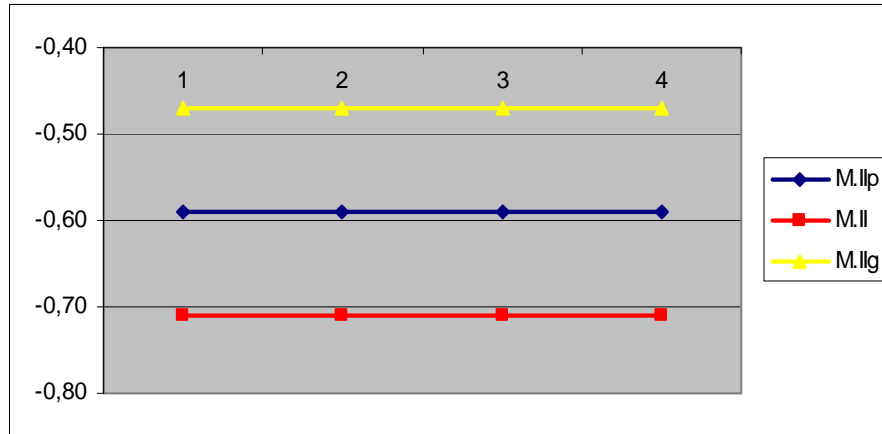


Gráfico 1: Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso medular no M.IIp, M.II e M.IIg após C1.

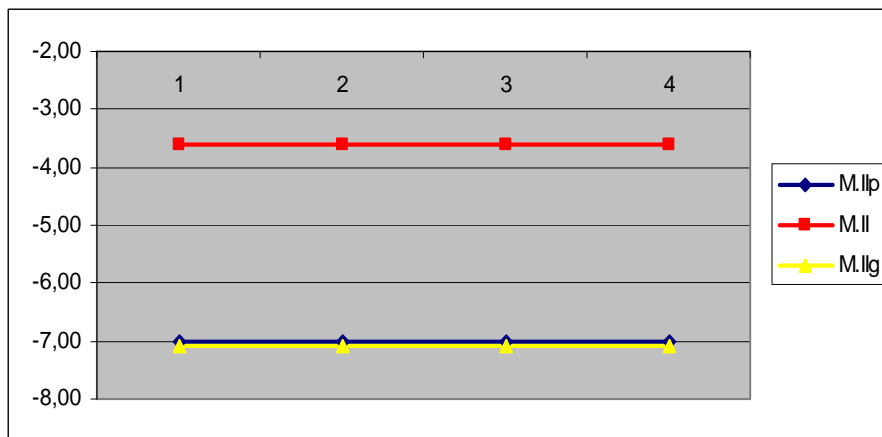


Gráfico 2: Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso medular no M.IIp, M.II e M.IIg após C2.

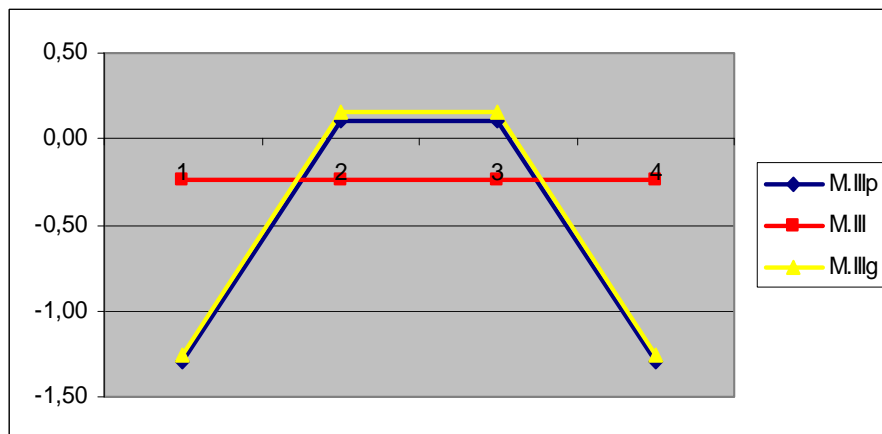


Gráfico 3: Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso medular no M.IIip, M.III e M.IIIg após C1.

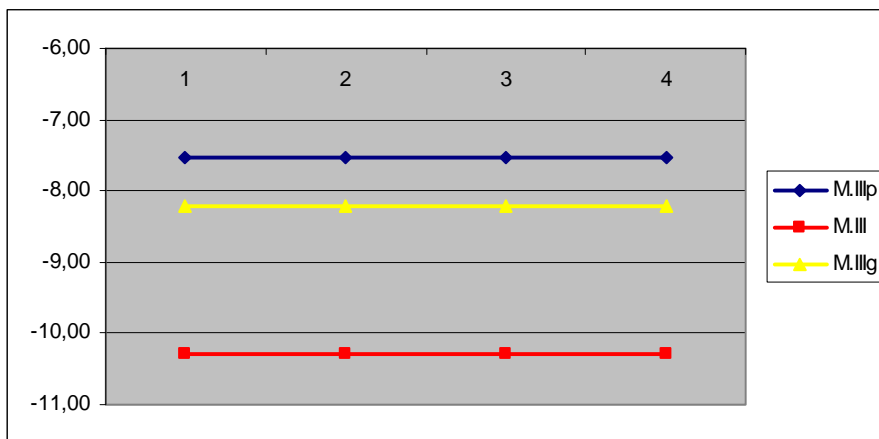


Gráfico 4: Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso medular no M.IIIP, M.III e M.IIIg após C2.

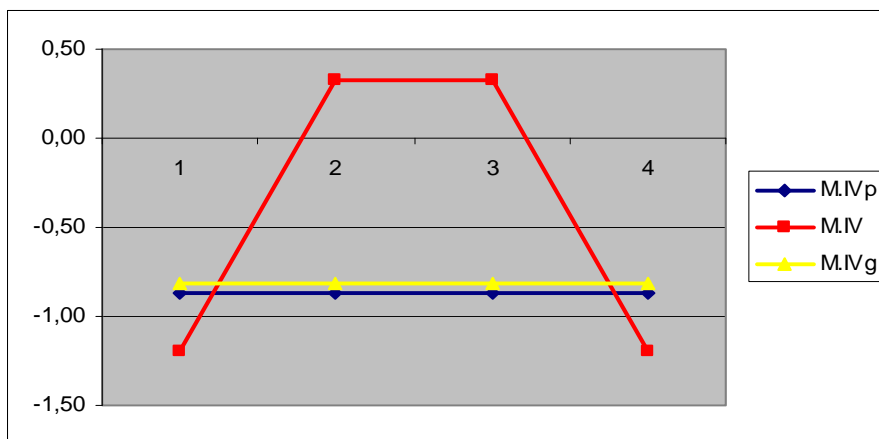


Gráfico 5: Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso medular no M.IVP, M.IV e M.IVg após C1.

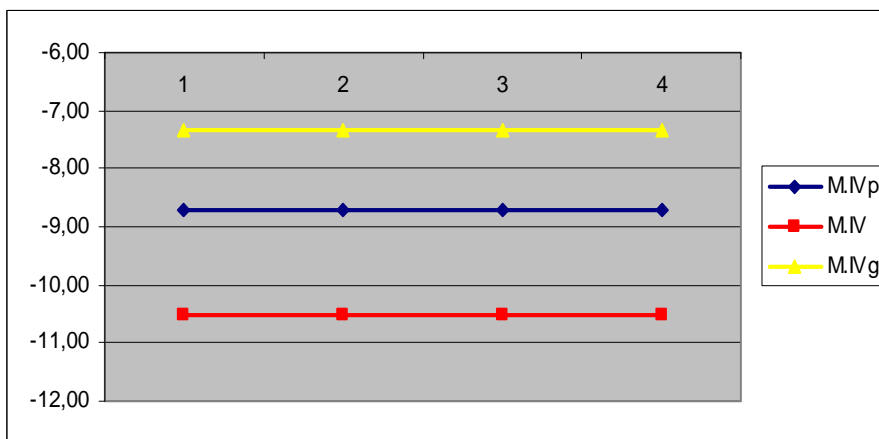


Gráfico 6: Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso medular no M.IVP, M.IV e M.IVg após C2.

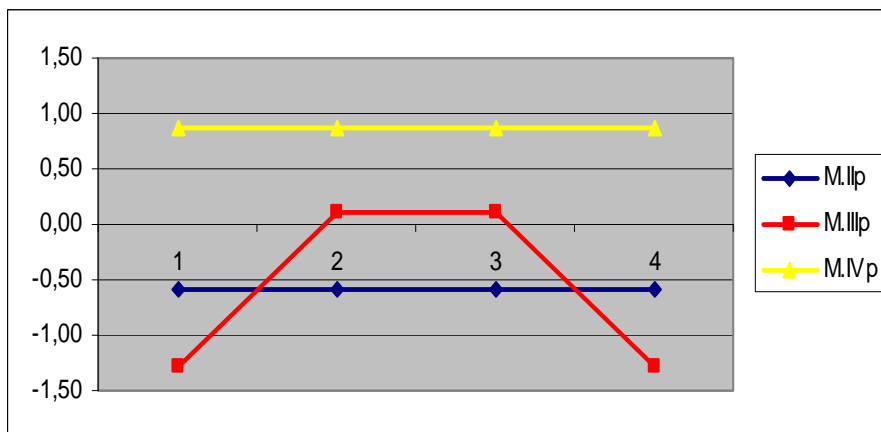


Gráfico 7: Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso medular no modelos M.I-IVp após C1.

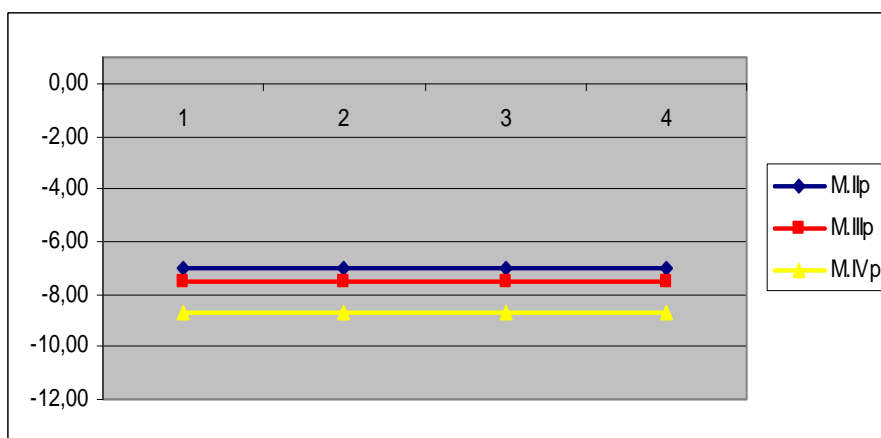


Gráfico 8: Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso medular no modelos M.I-IVp após C2

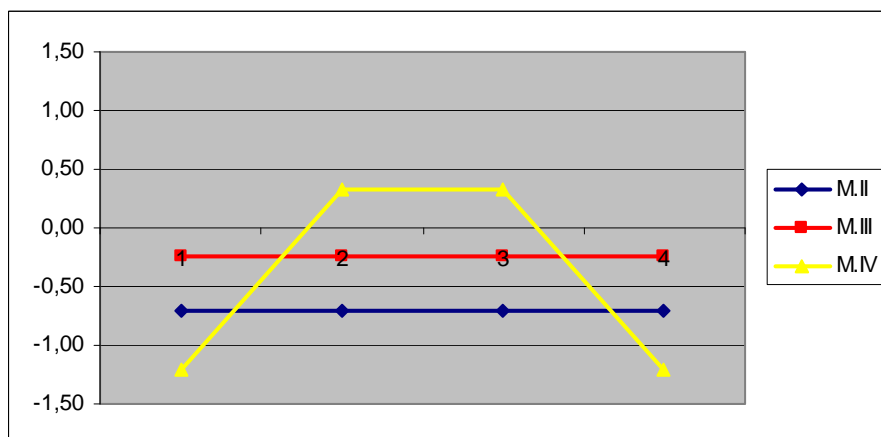


Gráfico 9: Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso medular no modelos M.I-IV após C1.

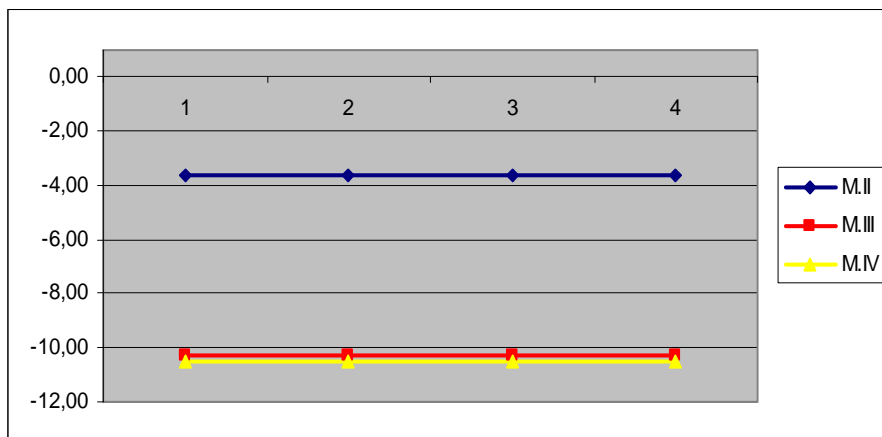


Gráfico 10: Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso medular no modelos M.I-IV após C2.

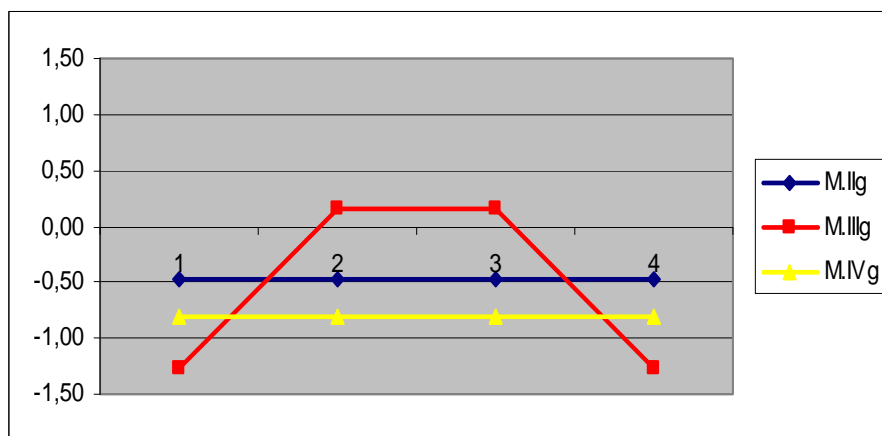


Gráfico 11: Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso medular no modelos M.I-IVg após C1.

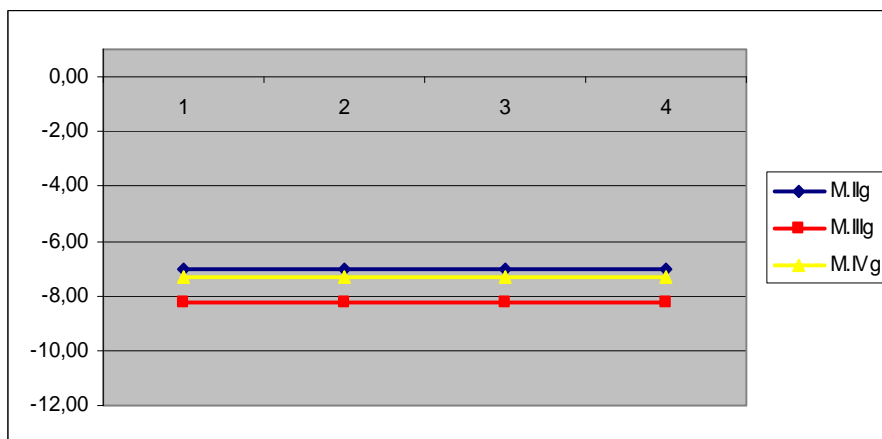


Gráfico 12: Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso medular no modelos M.I-IVg após C2.

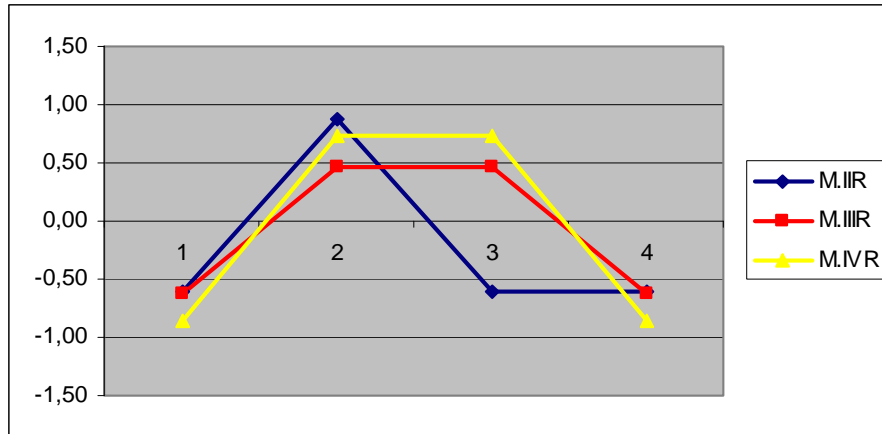


Gráfico 13: Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso medular no modelos M.I-IVR após C1.

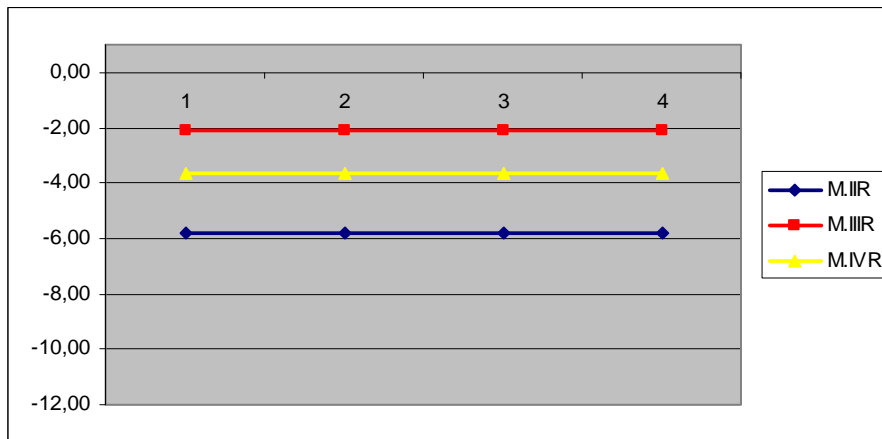


Gráfico 14: Valores de σ_{\max} (MPa) para o osso medular no modelos M.I-IVR após C2.

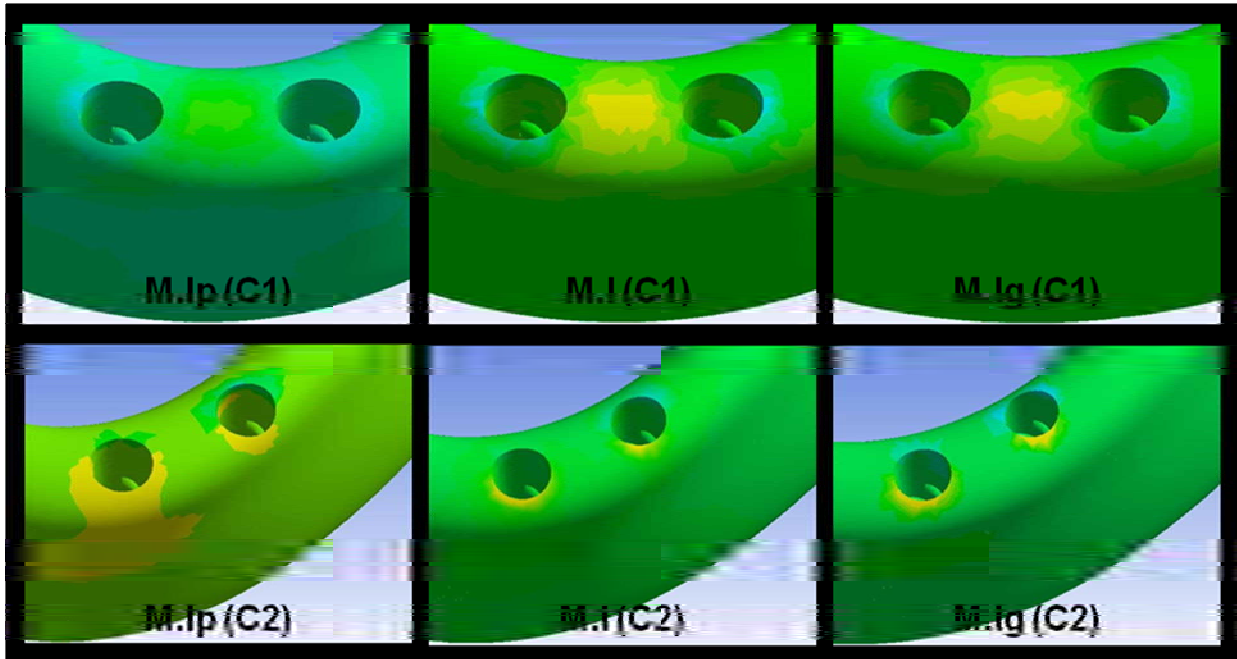


Figura 1: Imagens do osso tipo I variando a configuração mandibular nos implantes intermediários (2 e 3) para o C1 e nos implantes distais (3 e 4) para o C2.

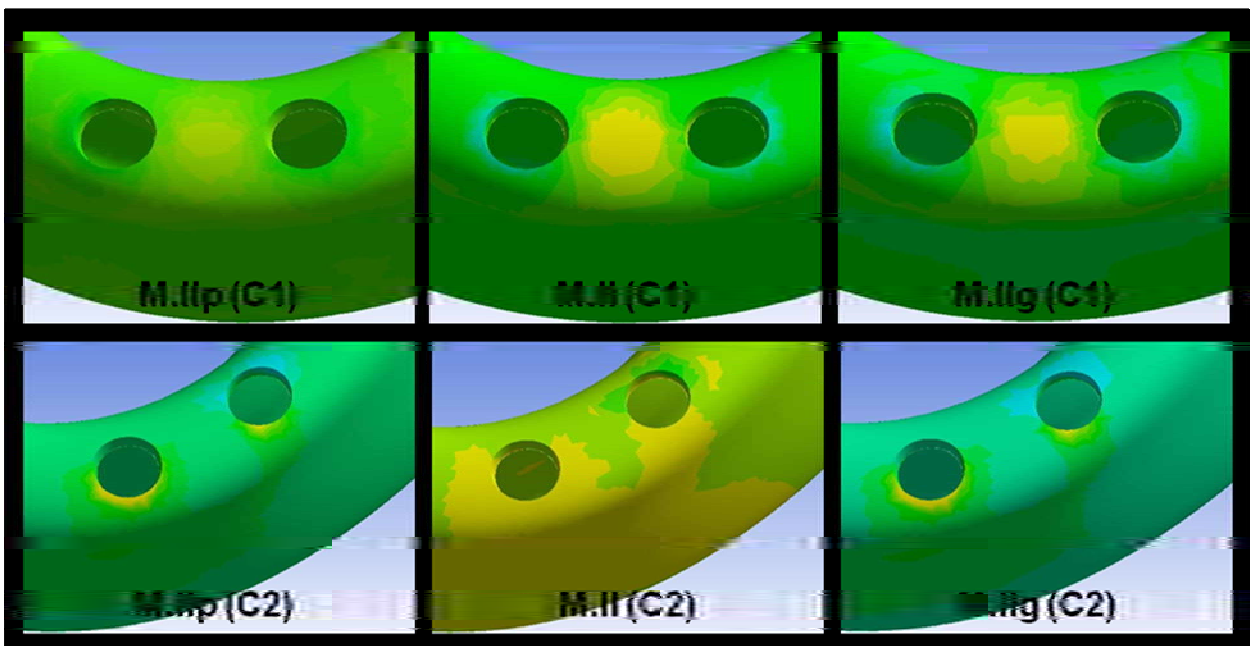


Figura 2: Imagens do osso tipo II cortical variando a configuração mandibular nos implantes intermediários (2 e 3) para o C1 e nos implantes distais (3 e 4) para o C2.

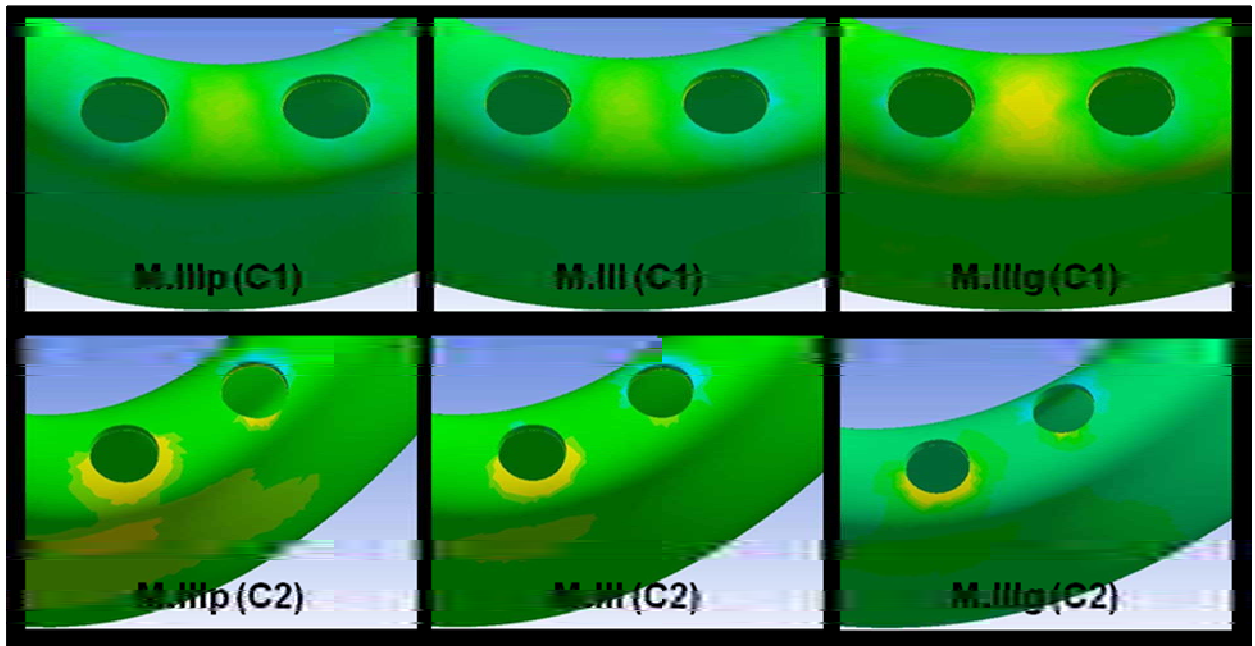


Figura 3: Imagens do osso tipo III cortical variando a configuração mandibular nos implantes intermediários (2 e 3) para o C1 e nos implantes distais (3 e 4) para o C2.

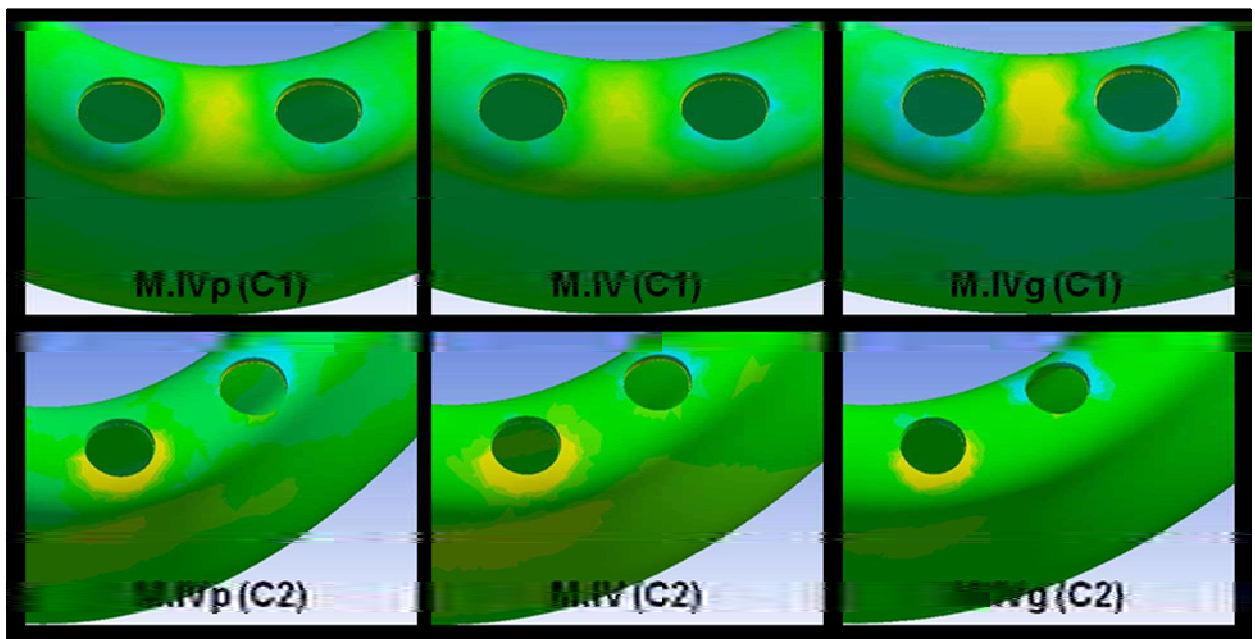


Figura 4: Imagens do osso tipo IV cortical variando a configuração mandibular nos implantes intermediários (2 e 3) para o C1 e nos implantes distais (3 e 4) para o C2.

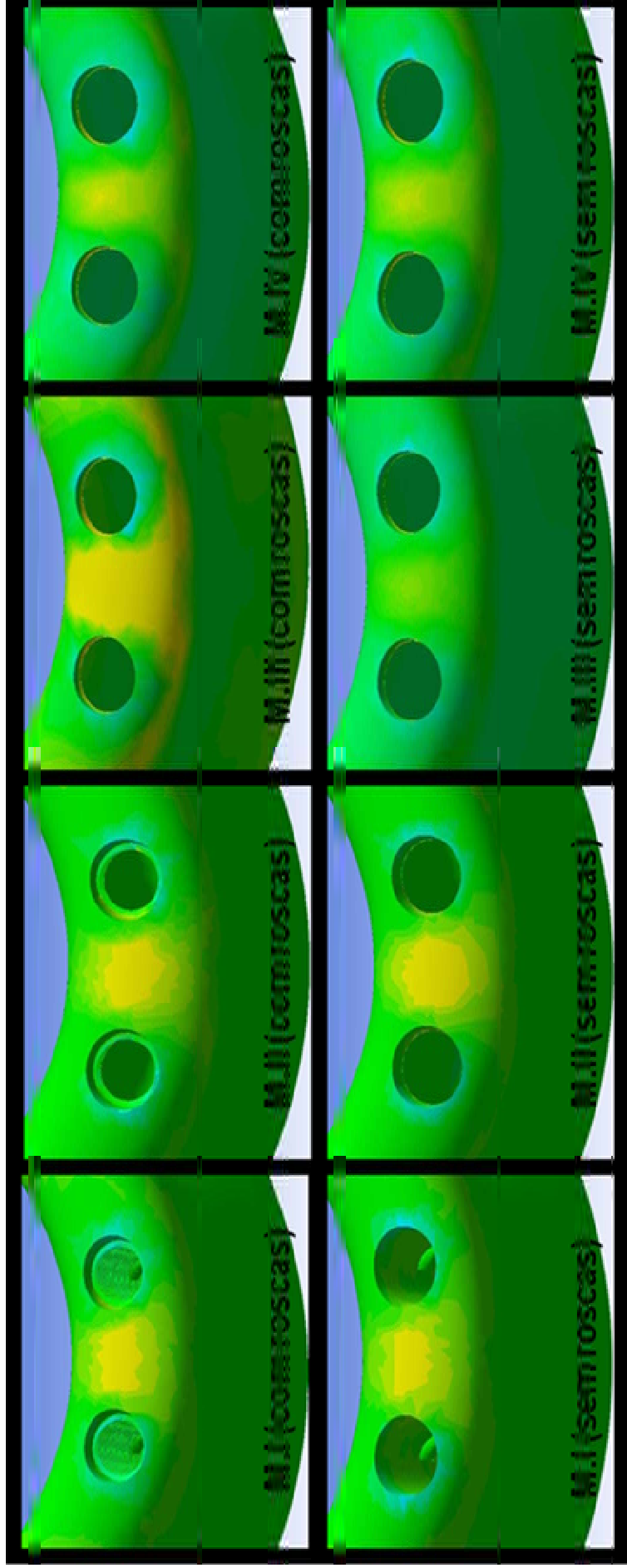


Figura 5: Imagens do comportamento ósseo em torno dos implantes 2 e 3 nos modelos regulares com rosca e sem rosca em C1.

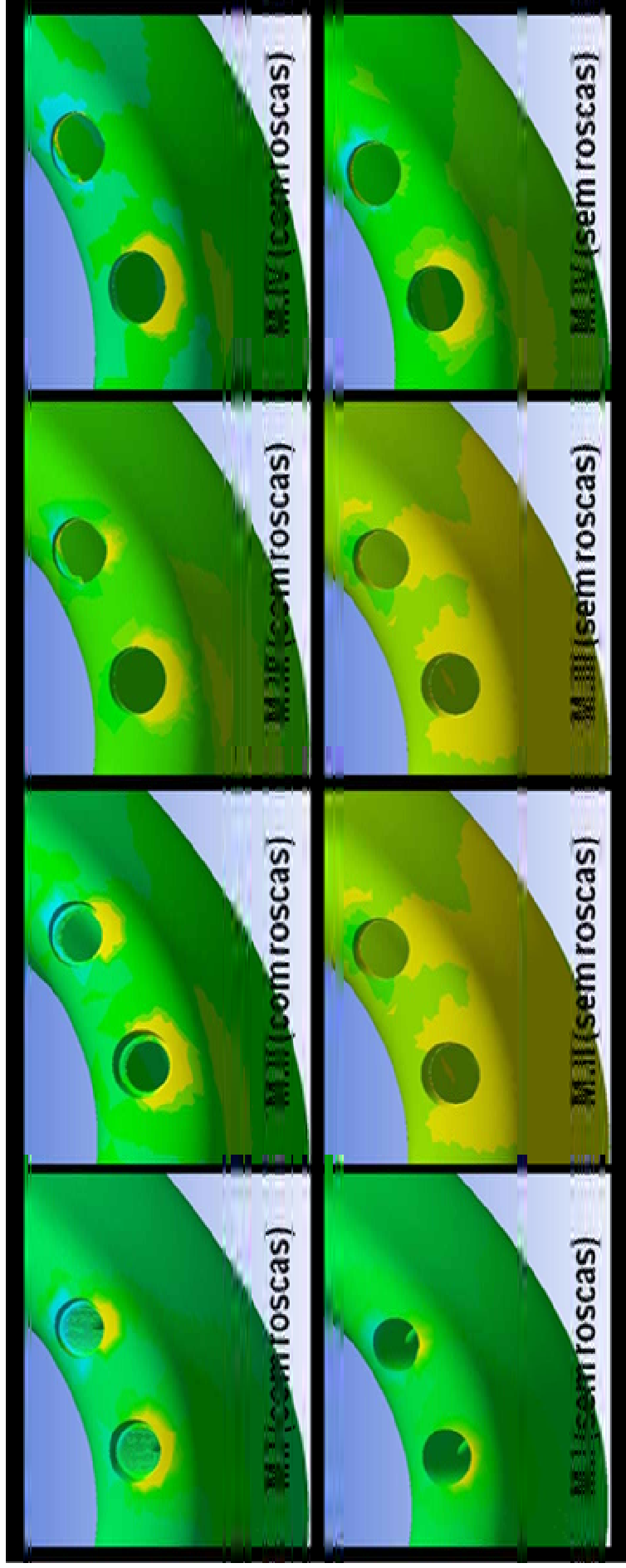


Figura 6: Imagens do comportamento ósseo em torno dos implantes 3 e 4 nos modelos regulares com rosca e sem rosca em C2.

Anexo B: International Journal for Computational Methods in Engineering Science and Mechanics



Electronic Submission Welcome!

ISSN: 1550-2295 (electronic) 1550-2287 (paper)

Publication Frequency: 6 issues per year

Subjects: Biotechnology; Computation; Computational Mechanics; Electrical & Electronic Engineering; Fluid Mechanics; Mechanical Engineering: Heat Transfer; Mechanical Engineering: Heat Transfer; Industrial Engineering & Manufacturing; Manufacturing Technology; Materials Science; Nanoscience & Nanotechnology;

Publisher: Taylor & Francis

- [Sign In](#) 
- [Online Sample](#) 

Instructions for Authors

Instructions for Authors: International Journal For Computational Methods in Engineering Science and Mechanics

*****Note to Authors:** please make sure your contact address information is clearly visible on the **outside** of all packages you are sending to Editors.***

An interdisciplinary forum for the publication of papers on computational methods for numerical simulations of natural phenomena in science and engineering mechanics.

AIMS

Computational mechanics is an integral and major subject of research in many fields of science and engineering, design and manufacturing. Major established industries such as the automobile, aerospace, atmospheric sciences, chemical, pharmaceutical, petroleum, electronics and communications, as well as emerging industries such as biotechnology, nanotechnology, and information technology rely on computational mechanics-based capabilities to model and numerically simulate complex systems for the analysis, design, and manufacturing of high-technology products. Rapid advances in computer architecture, hardware, software technology and tools, and numerical and non-numerical algorithms, are making significant contributions to the development of computational models and methods to model materials and analyze and design complex engineering systems. The main aim of the Journal is to provide a unique interdisciplinary forum to publish papers dealing with mathematical models and computational methods and algorithms for the numerical simulation

of natural processes arising in applied science and mechanics. Special emphasis will be placed on both upstream and applied research and on the transfer of technology to the industry in the areas of fluid mechanics, heat transfer, solid and structural mechanics in the disciplines of aerospace, chemical, civil, mechanical, electrical engineering, and computational biology, chemistry, and materials science. Papers dealing with novel computational methods to model current and emerging technologies in microelectromechanical systems, electromagnetics, biotechnology, nanotechnology, and information technology are encouraged.

SCOPE

Through faster dissemination, this Journal offers scope for academics, researchers, and engineering professionals to present their research and development works that have potential for applications in several disciplines of engineering. The journal publishes manuscripts dealing primarily with the *computational science and mechanics aspects of natural phenomena* (for example, mathematical modeling of materials and systems, novel applications, and numerical simulations). Contributions may range from new methods to novel applications of existing methods to gain understanding of the material and/or structural behavior of new and advanced systems. The following is a nonexhaustive list of topics considered to be within the scope of **CMES**.

Computational Science and Engineering: Finite element method, boundary element method, finite difference method, meshless techniques, automated and adaptive analysis methods and engineering design and optimization.

Industrial Applications: Aerospace, biological, chemical, civil, mechanical, materials science, electrical engineering, and manufacturing processes.

Computational Processes: Algorithms, software technology and tools, high performance computing and parallel and distributed computing, artificial intelligence, scientific visualization and virtual reality - all in the context of simulation of natural and physical phenomena.

Submission of Manuscripts - MAMS and CMES websites

All manuscripts should be submitted online at the ***International Journal for Computational Methods in Engineering Science and Mechanics*** [Manuscript Central site](#). New users should first register to create an account. Once a user is logged in then click the Author Center for manuscript submissions. If you are a reviewer for this journal then click the Reviewer Center for the work you wish to undertake. For further help, go to the tutorials in the Resources section.

The submission must include: (a) a transmittal letter with the corresponding author's name, e-mail and street address, telephone and fax numbers, and a statement that the manuscript has not been published elsewhere and that it has not been submitted simultaneously for publication elsewhere; (b) main manuscript document along with figures and tables; and (c) completed and signed copyright form. The authors may [**download the copyright form here**](#) and fill out the form, sign, and scan it before attaching to the e-mail.

The manuscript should be prepared using MS Word or TeX (latex or plain TeX). When TeX is used, the authors must supply all style files and input files used to compile. Authors are responsible for obtaining permission to reproduce copyrighted material from other sources and are required to sign an agreement for the transfer of copyright to the publisher. All accepted manuscripts, artwork, and photographs become the property of the publisher. All parts of the manuscript should be typewritten, double-spaced, with margins of at least one inch on all sides. Manuscript pages should be numbered consecutively throughout. The length of the manuscript must not exceed 20 pages. All titles should be as brief as possible, 6 to 12 words. Authors should also supply a short version of the title suitable for the running heading, not exceeding 50 character spaces. Each article should be summarized in an abstract of not more than 100 words and 6-10 key words must be supplied. Avoid abbreviations, diagrams, and reference to the text.

The Editor reserves the right to return the manuscript to the author without review.

Mailing Address of Professor J. N. Reddy
Mechanical Engineering Department
Texas A & M University
College Station, TX 77843-3123, USA

REFERENCES

References to cited literature should be identified in the text in square brackets and grouped at the end of the paper in numerical order of appearance. Double-spaced typing must be used throughout. References should be styled and punctuated according to the following examples:

Journal Article:

I. Tanasawa, S. Nishio, and K. Suzuki, Heat Transfer Bibliography-Japanese Works, Int. J. Heat Mass Transfer, vol. 38, pp. 1533-1542, 1995.

Book:

A. Bejan, Convection Heat Transfer, 2nd ed., pp. 536-538, Wiley, New York, 1995.

Thesis:

D. Getachew, Non-Newtonian Convection in a Porous Matrix: Constitutive Equations and an Application, Ph.D. thesis, The University of Illinois, Chicago, Illinois, 1994.

Report:

J.E. Welch, F.H. Harlow, J.P. Shannon, and B.J. Daly, The MAC Method, Los Alamos Scientific Lab. Rept. LA-3425, Los Alamos, New Mexico, 1996.

Proceedings:

J.P. Hartnett, Single Phase Channel Flow Forced Convection Heat Transfer, Heat Transfer 1994: Proc. 10th Int. Heat Transfer Conf., Brighton, UK, vol. 1, pp.247-258, Taylor & Francis, Washington, D.C., 1994.

Edited Book:

D.W. Pepper and A.J. Baker, Finite Differences Versus Finite Elements, in W.J. Minkowycz, E.M. Sparrow, G.E. Schneider, and R.H. Pletcher (eds.), Handbook of Numerical Heat Transfer, chap. 13, Wiley, New York, 1988.

Always give inclusive page numbers for references to journal articles and a page range or chapter number for books. Each reference must be cited in the text.

Equations

All mathematical equations should be carefully typewritten and checked so that a compositor can follow the copy easily. Equation numbers should be Arabic numerals enclosed in parentheses on the right-hand margin. They should be cited in the text as, for example, Eq. (10), or Eqs. (12)-(16).

UNITS

All manuscripts submitted for publication must use SI units throughout; however, English units may be included parenthetically.

ILLUSTRATIONS

Illustrations submitted (line drawings, halftones, photos, photomicrographs, etc.) should be clean originals or digital files. Digital files are recommended for highest quality reproduction and should follow these guidelines:

- 300 dpi or higher
- sized to fit on journal page
- EPS, TIFF, or PSD format only
- submitted as separate files, not embedded in text files

Color illustrations will be considered for publication; however, the author will be required to bear the full cost involved in their printing and publication. The charge for the first page with color is \$900.00. The next three pages with color are \$450.00 each. A custom quote will be provided for color art totaling more than 4 journal pages. Good-quality color prints or files should be provided in their final size. The publisher has the right to refuse publication of color prints deemed unacceptable.

TABLES AND FIGURES

For the accepted manuscript, tables and figures should not be embedded in the text, but should be included as separate files and/or sheets. A short descriptive title should appear above each table with a clear legend and any footnotes suitably identified below. All units must be included in the table. The font size for the numbers and text in the table should be at least 10 Times Roman. Figures should be completely labeled, taking into account necessary size reduction. The font size, where applicable, should not be less than 10 Times Roman. Captions should be typed, double-spaced, on a separate sheet. All original figures should be clearly marked in pencil on the reverse side with the number, author's name, and top edge indicated.

PROOFS

All proofs must be corrected and returned to the publisher. If the proofs are not returned within the allotted time, the editor will proofread the article and it will be printed per editor's instructions. Only correction of typographical errors is permitted.

OFFPRINTS

Offprints can be ordered from Taylor & Francis. A link to the offprint order form will accompany the proofs.

Anexo C. Normas do periódico Clinical Oral Implants Research

Official publication of the European Association for Osseointegration

Edited by: Niklaus P. Lang

Print ISSN: 0905-7161

Online ISSN: 1600-0501

Frequency: Bi-monthly

Current Volume: 18 / 2007

ISI Journal Citation Reports® Ranking: 2006: 5/49 (Dentistry, Oral Surgery & Medicine); 9/42 (Engineering, Biomedical)

Impact Factor: 2.497

Content of Author Guidelines: 1. General, 2. Ethical Guidelines, 3. Manuscript Submission Procedure, 4. Manuscript Types Accepted, 5. Manuscript Format and Structure, 6. After Acceptance.

1. GENERAL

Clinical Oral Implants Research conveys scientific progress in the field of implant dentistry and its related areas to clinicians, teachers and researchers concerned with the application of this information for the benefit of patients in need of oral implants. The journal addresses itself to clinicians, general practitioners, periodontists, oral and maxillofacial surgeons and prosthodontists, as well as to teachers, academicians and scholars involved in the education of professionals and in the scientific promotion of the field of implant dentistry.

Clinical Oral Implants Research publishes:

Original research articles of high scientific merit in the field of material sciences, physiology of wound healing, biology of tissue integration of implants, diagnosis and treatment planning, prevention of pathologic processes jeopardizing the longevity of

implants, clinical trials on implant systems, stoma-tognathic physiology related to oral implants, new developments in therapeutic concepts and prosthetic rehabilitation.

Review articles by experts on new developments in basic sciences related to implant dentistry and clinically applied concepts.

Case reports and case series only if they provide or document new fundamental knowledge.

Novel developments if they provide a technical novelty for any implant system.

Short communications of important research findings in a concise format and for rapid publication.

Treatment rational by experts with evidence-based treatment approach.

Please read the instructions below carefully for details on the submission of manuscripts, the journal's requirements and standards as well as information concerning the procedure after a manuscript has been accepted for publication in *Clinical Oral Implants Research*. Authors are encouraged to visit [Blackwell Publishing Author Services](#) for further information on the preparation and submission of articles and figures.

2. ETHICAL GUIDELINES

Clinical Oral Implants Research adheres to the below ethical guidelines for publication and research.

2.1. Authorship and Acknowledgements

Authors submitting a paper do so on the understanding that the manuscript have been read and approved by all authors and that all authors agree to the submission of the manuscript to the Journal.

Clinical Oral Implants Research adheres to the definition of authorship set up by The International Committee of Medical Journal Editors (ICMJE). According to the ICMJE authorship criteria should be based on 1) substantial contributions to conception and

design of, or acquisition of data or analysis and interpretation of data, 2) drafting the article or revising it critically for important intellectual content and 3) final approval of the version to be published. Authors should meet conditions 1, 2 and 3.

Up to 6 authors are accepted without need for justification. In the case of a specific and detailed justification of the role of every author, up to 8 authors may be mentioned. It is a requirement that all authors have been accredited as appropriate upon submission of the manuscript. Contributors who do not qualify as authors should be mentioned under

Acknowledgements: Under acknowledgements please specify contributors to the article other than the authors accredited. Acknowledge only persons who have made substantive contributions to the study. Authors are responsible for obtaining written permission from everyone acknowledged by name because readers may infer their endorsement of the data and conclusions.

2.2. Ethical Approvals

Experimentation involving human subjects will only be published if such research has been conducted in full accordance with ethical principles, including the World Medical Association Declaration of Helsinki (version, 2002 www.wma.net/e/policy/b3.htm) and the additional requirements, if any, of the country where the research has been carried out. Manuscripts must be accompanied by a statement that the experiments were undertaken with the understanding and written consent of each subject and according to the above mentioned principles. A statement regarding the fact that the study has been independently reviewed and approved by an ethical board should also be included. Editor reserve the right to reject papers if there are doubts as to whether appropriate procedures have been used.

When experimental animals are used the methods section must clearly indicate that adequate measures were taken to minimize pain or discomfort. Experiments should be carried out in accordance with the Guidelines laid down by the National Institute of Health (NIH) in the USA regarding the care and use of animals for experimental procedures or with the European Communities Council Directive of 24 November 1986 (86/609/EEC) and in accordance with local laws and regulations.

2.3 Clinical Trials

Clinical trials should be reported using the CONSORT guidelines available at www.consort-statement.org. A CONSORT checklist should also be included in the submission material.

Clinical Oral Implants Research encourages authors submitting manuscripts reporting from a clinical trial to register the trials in any of the following free, public clinical trials registries: www.clinicaltrials.gov, <http://clinicaltrials-dev.ifpma.org/>, <http://isrctn.org/>. The clinical trial registration number and name of the trial register will then be published with the paper.

2.4 Conflict of Interest and Source of Funding

Clinical Oral Implants Research requires that sources of institutional, private and corporate financial support for the work within the manuscript be fully acknowledged, and any potential conflicts of interest noted. Suppliers of materials should be named and their location (town, state/county, country) included. Information concerning conflict of interest and sources of funding should be included under Acknowledgements.

2.5 Appeal of Decision

The decision on a paper is final and cannot be appealed.

2.6 Permissions

If all or parts of previously published illustrations are used, permission must be obtained from the copyright holder concerned. It is the author's responsibility to obtain these in writing and provide copies to the Publishers.

2.7 Copyright Assignment

Authors submitting a paper do so on the understanding that the work and its essential substance have not been published before and is not being considered for publication elsewhere. The submission of the manuscript by the authors means that the authors automatically agree to assign exclusive copyright to Blackwell Publishing if and when the manuscript is accepted for publication. The work shall not be published elsewhere in any language without the written consent of the publisher. The articles published in this journal are protected by copyright, which covers translation rights and the exclusive right to reproduce and distribute all of the articles printed in the journal. No material published in the journal may be stored on microfilm or videocassettes or in electronic

database and the like or reproduced photographically without the prior written permission of the publisher.

Upon acceptance of a paper, authors are required to assign the exclusive licence to publish their paper to Blackwell Publishing. Assignment of the exclusive licence is a condition of publication and papers will not be passed to the publisher for production unless licence has been assigned. (Papers subject to government or Crown copyright are exempt from this requirement; however, the form still has to be signed). A completed Exclusive Licence Form must be sent to the address specified on the Exclusive Licence Form, before any manuscript can be published. Authors must send the completed original Exclusive Licence Form by regular mail upon receiving notice of manuscript acceptance, i.e., do not send the Exclusive Licence form at submission. Faxing or e-mailing the Exclusive Licence Form does not meet requirements. For questions concerning copyright, please visit Blackwell Publishing's Copyright FAQ

3. MANUSCRIPT SUBMISSION PROCEDURE

Manuscripts should be submitted electronically via the online submission site <http://mc.manuscriptcentral.com/coir>. The use of an online submission and peer review site enables immediate distribution of manuscripts and consequentially speeds up the review process. It also allows authors to track the status of their own manuscripts. Complete instructions for submitting a paper is available online and below. Further assistance can be obtained from the Editorial Assistant Ms. Brigitte Baur. E-mail: coir@zmk.unibe.ch

3.1. Getting Started

Launch your web browser (supported browsers include Internet Explorer 5.5 or higher, Safari 1.2.4, or Firefox 1.0.4 or higher) and go to the journal's online Submission Site: <http://mc.manuscriptcentral.com/coir>

*Log-in or, if you are a new user click on "register here".

*If you are registering as a new user.

- After clicking on "register here", enter your name and e-mail information and click "Next". Your e-mail information is very important.
- Enter your institution and address information as appropriate, and then click "Next."
- Enter a user ID and password of your choice (we recommend using your e-mail address as your user ID), and then select your areas of expertise. Click "Finish".

*If you are registered, but have forgotten your log in details, enter your e-mailaddress under "Password Help". The system will send you an automatic user ID and a new temporary password. *Log-in and select "Corresponding Author Center."

3.2. Submitting Your Manuscript

After you have logged in to your "Corresponding Author Center", you may submit a manuscript by clicking the submission link under "Author Resources".

* Enter data and answer questions as appropriate. You may copy and paste directly from your manuscript and you may upload your pre-prepared covering letter.

*Click the "Next" button on each screen to save your work and advance to the next screen.

*You are required to upload your files.

- Click on the "Browse" button and locate the file on your computer.
- Select the designation of each file in the drop down next to the Browse button.
- When you have selected all files you wish to upload, click the "Upload Files" button.

*Review your submission (in HTML and PDF format) before completing your submission by sending it to the Journal. Click the "Submit" button when you are finished reviewing.

3.3. Manuscript Files Accepted

Manuscripts should be uploaded as Word (.doc) or Rich Text Format (.rft) files (not write-protected) plus separate figure files. GIF, JPEG, PICT or Bitmap files are acceptable for submission, but only high-resolution TIF or EPS files are suitable for printing. The files will be automatically converted to HTML and PDF on upload and will be used for the review process. The text file must contain the entire manuscript including title page, abstract, text, references, tables, and figure legends, but no embedded figures. In the text, please reference figures as for instance "Figure 1", "Figure 2" etc to match the tag name you choose for the individual figure files uploaded. Manuscripts should be formatted as described in the Author Guidelines below. Please note that any manuscripts uploaded as Word 2007 (.docx) will be automatically rejected. Please save any .docx file as .doc before uploading.

3.4. Blinded Review

All manuscripts submitted to *Clinical Oral Implants Research* will be reviewed by two experts in the field. *Clinical Oral Implants Research* uses single blinded review. The names of the reviewers will thus not be disclosed to the author submitting a paper.

3.5. Suggest a Reviewer

Clinical Oral Implants Research attempts to keep the review process as short as possible to enable rapid publication of new scientific data. In order to facilitate this process, please suggest the names and current email addresses of one potential international reviewer whom you consider capable of reviewing your manuscript. In addition to your choice the journal editor will choose one or two reviewers as well.

3.6. Suspension of Submission Mid-way in the Submission Process

You may suspend a submission at any phase before clicking the "Submit" button and save it to submit later. The manuscript can then be located under "Unsubmitted Manuscripts" and you can click on "Continue Submission" to continue your submission when you choose to.

3.7. E-mail Confirmation of Submission

After submission you will receive an e-mail to confirm receipt of your manuscript. If you do not receive the confirmation email after 24 hours, please check your e-mail address carefully in the system. If the e-mail address is correct please contact your IT department. The error may be caused by some sort of spam filtering on your e-mail server. Also, the e-mails should be received if the IT department adds our email server (uranus.scholarone.com) to their whitelist.

3.8. Manuscript Status

You can access Manuscript Central any time to check your "Corresponding Author Center" for the status of your manuscript. The Journal will inform you by e-mail once a decision has been made.

3.9. Submission of Revised Manuscripts

To submit your revised manuscript, locate your manuscript under "Manuscripts with Decisions" and click on "Submit a Revision" . Please remember to delete any old files uploaded when you upload your revised manuscript.

4. MANUSCRIPT TYPES ACCEPTED

Original research articles of high scientific merit in the field of material sciences, physiology of wound healing, biology of tissue integration of implants, diagnosis and treatment planning, prevention of pathologic processes jeopardizing the longevity of implants, clinical trials on implant systems, stomatognathic physiology related to oral implants, new developments in therapeutic concepts and prosthetic rehabilitation.

Review articles by experts on new developments in basic sciences related to implant dentistry and clinically applied concepts. Reviews are generally by invitation only and have to be approved by the Editor-in-Chief before submission.

Case reports and case series, but only if they provide or document new fundamental knowledge and if they use language understandable to the clinician.

Novel developments if they provide a technical novelty for any implant system.

Short communications of important research findings in a concise format and for rapid publication.

Treatment rational by experts with evidence-based treatment approach.

Proceedings of international meetings may also be considered for publication at the discretion of the Editor.

5. MANUSCRIPT FORMAT AND STRUCTURE

5.1. Format Language: The language of publication is English. Authors for whom English is a second language might choose to have their manuscript professionally edited by an English speaking person before submission to make sure the English is of high quality. A list of independent suppliers of editing services can be found at www.blackwellpublishing.com/bauthor/english_language.asp. All services are paid for and arranged by the author, and use of one of these services does not guarantee acceptance or preference for publication

Abbreviations, Symbols and Nomenclature: The symbol % is to be used for percent, h for hour, min for minute, and s for second. In vitro, in vivo, in situ and other Latin expressions are to be italicised. Use only standard abbreviations. All units will be metric. Use no roman numerals in the text. In decimals, a decimal point and not a comma will be used. Avoid abbreviations in the title. The full term for which an

abbreviation stands should precede its first use in the text unless it is a standard unit of measurement. In cases of doubt, the spelling orthodoxy of Webster's third new international dictionary will be adhered to.

Scientific Names: Proper names of bacteria should be binomial and should be singly underlined on the typescript. The full proper name (e.g., *Streptococcus sanguis*) must be given upon first mention. The generic name may be abbreviated thereafter with the first letter of the genus (e.g., *S. sanguis*). If abbreviation of the generic name could cause confusion, the full name should be used. If the vernacular form of a genus name (e.g., streptococci) is used, the first letter of the vernacular name is not capitalised and the name is not underlined. Use of two letters of the genus (e.g., Ps. for *Peptostreptococcus*) is incorrect, even though it might avoid ambiguity. With regard to drugs, generic names should be used instead of proprietary names. If a proprietary name is used, it must be attached when the term is first used.

5.2. Structure

All manuscripts submitted to *Clinical Oral Implants Research* should include Title Page, Abstract, Main Text and Acknowledgements, Tables, Figures and Figure Legends as appropriate.

Title Page: should contain the title of the article, full name(s) of the authors (no more than 6) and institutional affiliation(s), a running title not exceeding 60 letters and spaces, and the name, telephone and fax numbers, email and complete mailing address of the author responsible for correspondence. The author must list appropriate key words for indexing purposes.

Abstract: should not to exceed 250 words. This should be structured into: objectives, material and methods, results, conclusions, and no other information.

Main Text of Original Research Article should include Introduction, Material and Methods, Results and Discussion.

Introduction: Summarise the rationale and purpose of the study, giving only strictly pertinent references. Do not review existing literature extensively. State clearly the working hypothesis.

Material and Methods: Material and methods should be presented in sufficient detail to allow confirmation of the observations. Published methods should be referenced and

discussed only briefly, unless modifications have been made. Indicate the statistical methods used, if applicable.

Results: Present your results in a logical sequence in the text, tables, and illustrations. Do not repeat in the text all data in the tables and illustrations. The important observations should be emphasised.

Discussion: Summarise the findings without repeating in detail the data given in the Results section. Relate your observations to other relevant studies and point out the implications of the findings and their limitations. Cite other relevant studies.

Main Text of Short Communications: Short communications are limited to two printed pages including illustrations and references and need not follow the usual division into material and methods, etc., but should have an abstract. **Acknowledgements:** Acknowledge only persons who have made substantive contributions to the study. Authors are responsible for obtaining written permission from everyone acknowledged by name because readers may infer their endorsement of the data and conclusions. Sources of financial support should be acknowledged.

5.3. References

References should quote the last name(s) of the author(s) and the year of publication (Black & Miller 1988). Three or more authors should always be referred to as, for example, (Fox et al. 1977).

A list of references should be given at the end of the paper and should follow the recommendations in Units, symbols and abbreviations: a guide for biological and medical editors and authors (1988), p. 52, London: The Royal Society of Medicine.

a) The arrangement of the references should be alphabetical by author's surname.

b) The order of the items in each reference should be:

(i) for journal references: name(s) of author(s), year, title of paper, title of journal, volume number, first and last page numbers.

(ii) for book references: name(s) of author(s), year, title of book, edition, volume, chapter and/ or page number, town of publication, publisher.

c) Author's names should be arranged thus: Daniels, J.A., Kelly, R.A. & Til, T.C.

Note the use of the ampersand and omission of comma before it. Author's names when repeated in the next reference are always spelled out in full.

d) The year of publication should be surrounded by parentheses: (1966).

c) The title of the paper should be included, without quotation marks.

f) The journal title should be written in full, italicised (single underlining on typescript), and followed by volume number in bold type (double underlining on typescript), and page numbers.

Examples:

Tonetti, M. S., Schmid, J., Hämmerle, C. H. & Lang, N. P. (1993) Intraepithelial antigen-presenting cells in the keratinized mucosa around teeth and osseointegrated implants. *Clinical Oral Implants Research* 4: 177-186.

Poole, B., Ohkuma, S. & Warburton, M. (1978) Some aspects of the intracellular breakdown of exogenous and endogenous proteins. In: Segal, H.S. & Doyle, D.J., eds. *Protein turnover and lysosome function*, 1st edition, p. 43. New York: Academic Press.

We recommend the use of a tool such as EndNote or Reference Manager for reference management and formatting. EndNote reference styles can be searched for here: www.endnote.com/support/enstyles.asp . Reference Manager reference styles can be searched for here: www.refman.com/support/rmstyles.asp

5.4. Tables, Figures and Figure Legends

Tables: Tables should be numbered consecutively with Arabic numerals. Type each table on a separate sheet, with titles making them self-explanatory. Due regard should be given to the proportions of the printed page.

Figures: All figures should clarify the text and their number should be kept to a minimum. Details must be large enough to retain their clarity after reduction in size. Illustrations should preferably fill a single-column width (81 mm) after reduction, although in exceptional cases 120mm (double-column) and 168 mm (full page) widths will be accepted. Micrographs should be designed to be reproduced without reduction, and they should be dressed directly on the micrograph with a linear size scale, arrows, and other designators as needed. Each figure should have a legend

Preparation of Electronic Figures for Publication: Although low quality images are adequate for review purposes, print publication requires high quality images to prevent the final product being blurred or fuzzy. Submit EPS (lineart) or TIFF (halftone/photographs) files only. MS PowerPoint and Word Graphics are unsuitable for printed pictures. Do not use pixel-oriented programmes. Scans (TIFF only) should have a resolution of 300 dpi (halftone) or 600 to 1200 dpi (line drawings) in relation to the reproduction size (see below). EPS files should be saved with fonts embedded (and

with a TIFF preview if possible). For scanned images, the scanning resolution (at final image size) should be as follows to ensure good reproduction: lineart: >600 dpi; half-tones (including gel photographs): >300 dpi; figures containing both halftone and line images: >600 dpi.

Further information can be obtained at Blackwell Publishing's guidelines for figures: www.blackwellpublishing.com/bauthor/illustration.asp.

Check your electronic artwork before submitting it: www.blackwellpublishing.com/bauthor/eachecklist.asp

Permissions: If all or parts of previously published illustrations are used, permission must be obtained from the copyright holder concerned. It is the author's responsibility to obtain these in writing and provide copies to the Publishers.

6. AFTER ACCEPTANCE

Upon acceptance of a paper for publication, the manuscript will be forwarded to the Production Editor who is responsible for the production of the journal.

6.1 Proof Corrections

The corresponding author will receive an email alert containing a link to a web site. A working email address must therefore be provided for the corresponding author. The proof can be downloaded as a PDF (portable document format) file from this site. Acrobat Reader will be required in order to read this file. This software can be downloaded (free of charge) from the following Web site: www.adobe.com/products/acrobat/readstep2.html . This will enable the file to be opened, read on screen, and printed out in order for any corrections to be added. Further instructions will be sent with the proof. Hard copy proofs will be posted if no e-mail address is available; in your absence, please arrange for a colleague to access your e-mail to retrieve the proofs. Proofs must be returned to the Production Editor within three days of receipt.

Excessive changes made by the author in the proofs, excluding typesetting errors, will be charged separately. Other than in exceptional circumstances, all illustrations are retained by the publisher. Please note that the author is responsible for all statements made in his work, including changes made by the copy editor.

6.2 Early Online Publication Prior to Print

Clinical Oral Implants Research is covered by Blackwell Publishing's OnlineEarly service. OnlineEarly articles are complete full-text articles published online in advance of their publication in a printed issue. OnlineEarly articles are complete and final. They have been fully reviewed, revised and edited for publication, and the authors' final corrections have been incorporated. Because they are in final form, no changes can be made after online publication. The nature of OnlineEarly articles means that they do not yet have volume, issue or page numbers, so OnlineEarly articles cannot be cited in the traditional way. They are therefore given a Digital Object Identifier (DOI), which allows the article to be cited and tracked before it is allocated to an issue. After print publication, the DOI remains valid and can continue to be used to cite and access the article.

6.3 Online Production Tracking

Online production tracking is available for your article through Blackwell's Author Services. Author Services enables authors to track their article - once it has been accepted - through the production process to publication online and in print. Authors can check the status of their articles online and choose to receive automated e-mails at key stages of production. The author will receive an e-mail with a unique link that enables them to register and have their article automatically added to the system. Please ensure that a complete e-mail address is provided when submitting the manuscript. Visit www.blackwellpublishing.com/Bauthor/ for more details on online production tracking and for a wealth of resources including FAQs and tips on article preparation, submission and more.

6.4 Author Material Archive Policy

Please note that unless specifically requested, Blackwell Publishing will dispose of all hardcopy or electronic material submitted two months after publication. If you require the return of any material submitted, please inform the editorial office or production editor as soon as possible.

6.5 Offprints

A PDF offprint of the online published article will be provided free of charge to the corresponding author, and may be distributed subject to the Publisher's terms and

conditions. Additional paper offprints may be ordered online. Please click on the following link, fill in the necessary details and ensure that you type information in all of the required fields: [Offprint.Cosprinters](#). If you have queries about offprints please e-mail offprint@cosprinters.com

6.6 Author Services

For more substantial information on the services provided for authors, please see [Blackwell Publishing Author Services](#)