ANA CLÁUDIA ROSSI

“AVALIAÇÃO DAS TENSÕES MECÂNICAS NA MANDÍBULA HUMANA EM OCLUSÃO DOS DENTES POSTERIORES”

PIRACICABA
2013

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

ANA CLÁUDIA ROSSI

"AVALIAÇÃO DAS TENSÕES MECÂNICAS NA MANDÍBULA HUMANA EM OCLUSÃO DOS DENTES POSTERIORES"

Orientador: Prof. Dr. Paulo Henrique Ferreira Caria

TESE DE DOUTORADO APRESENTADA À FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA DA UNICAMP PARA OBTENÇÃO DO TÍTULO DE DOUTORA EM BIOLOGIA BUCO-DENTAL, ÁREA DE ANATOMIA.

Este exemplar corresponde à versão final da
Tese defendida pela aluna Ana Cláudia Rossi,
e orientada pelo Prof. Dr. Paulo Henrique Ferreira Caria

Assinatura do Orientador:

_____

PIRACICABA
2013

Ficha catalográfica
Universidade Estadual de Campinas
Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba
Josidelma Francisca Costa de Souza - CRB 8/5894

Rossi, Ana Cláudia, 1988-
R735a Avaliação das tensões mecânicas na mandíbula humana em oclusão dos dentes posteriores / Ana Cláudia Rossi. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2013.

Orientador: Paulo Henrique Ferreira Caria.
Tese (doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Biomecânica. 2. Mandíbula. 3. Oclusão dentária. 5. Análise de elementos finitos. I. Caria, Paulo Henrique Ferreira,1972-. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações para Biblioteca Digital

Título em inglês: Evaluation of mechanical stresses in human mandible under posterior teeth occlusion
Palavras-chave em inglês:
Biomechanics
Mandible
Dental occlusion
Finite element analysis
Área de concentração: Anatomia
Titulação: Doutora em Biologia Buco-Dental
Banca examinadora:
Paulo Henrique Ferreira Caria [Orientador]
José Américo de Oliveira
Miguel Carlos Madeira
Fernanda Klein Marcondes
Felippe Bevilacqua Prado
Data de defesa: 05-07-2013
Programa de Pós-Graduação: Biologia Buco-Dental

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba

A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de Doutorado, em sessão pública realizada em 05 de Julho de 2013, considerou a candidata ANA CLÁUDIA ROSSI aprovada.

Prof. Dr. PAULO HENRIQUE FERREIRA CARIA

Prof. Dr. JOSE AMERICO DE OLIVEIRA

Prof. Dr. MIGUEL CARLOS MADEIRA

Profa. Dra. FERNANDA KLEIN MARCONDES

Prof. Dr. FELIPPE BEVILACQUA PRADO

Dedico este trabalho à minha querida avó Irma (*in memorian)* que com simplicidade, sacrifício e amor me ensinou a enfrentar o mundo e viver com esperança e dignidade.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A **Deus**, por iluminar e guiar meus caminhos, uma força maior do que nós, amorosa e cuidadosa. Essa força me trouxe aqui e me ajudou a superar os desafios!

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Paulo Henrique Ferreira Caria**, pessoa de grande seriedade, generosidade e lealdade. Agradeço por todas as oportunidades que sempre me ofereceu, me direcionando tanto no ensino da Anatomia quanto na pesquisa. Registro minha imensa gratidão pela confiança em que sempre depositou em mim durante esses anos. Com certeza, seus ensinamentos e incentivos foram imprescindíveis para o meu crescimento profissional e pessoal.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu namorado e amigo **Alexandre Rodrigues Freire**, pelo amor que nos une e pelo incentivo, por sempre estar disposto a me ajudar em qualquer situação e principalmente pelo seu apoio que me conforta e me deixa mais forte para superar desafios. Divido com você o mérito não somente deste trabalho, mas de todos os outros, pois sem você não seria capaz de fazê-los.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao **Prof. Dr. Felippe Bevilacqua Prado**, grande amigo, que com sua simplicidade e humildade, sempre atencioso, procurou compartilhar comigo suas experiências sobre pesquisa e também sobre a vida. Agradeço a oportunidade de termos desenvolvido juntos várias produções científicas e com certeza crescido juntos na vida acadêmica.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao **Prof. Dr. Paulo Roberto Botacin** e ao **Prof. Dr. José Américo de Oliveira**, professores da disciplina de Anatomia da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, que me fizeram despertar o interesse por essa área desde a graduação. Registro aqui toda minha gratidão por todo apoio que sempre me ofereceram de maneira incondicional. Agradeço muito aos dois por terem me apoiado em várias situações da minha vida. Agradeço também por estarem presentes em mais uma etapa de meu crescimento profissional.

À **Prof^{a}. Dr^{a}. Rita Cássia Menegati Dornelles**, professora da disciplina de Fisiologia da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, pela oportunidade de realizar os meus primeiros trabalhos durante a iniciação científica, que me fizeram despertar o interesse pela pesquisa. Registro minha admiração por sua competência e seriedade com que realiza suas funções de ensino e pesquisa.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

À **Prof[a]. Dr[a]. Fernanda Klein Marcondes** e ao **Prof. Dr. Francisco Carlos Groppo**, sempre atenciosos e disponíveis a me ensinar e orientar. Agradeço pelos valiosos ensinamentos.

Ao sábio **Prof. Dr. Miguel Carlos Madeira**, grande anatomista. Agradeço pela oportunidade de aprender sobre suas experiências de ensino em Anatomia.

AGRADECIMENTOS

À Universidade Estadual de Campinas, na pessoa do Reitor Prof. Dr. José Tadeu Jorge.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, nas pessoas do Diretor Prof. Dr. Jacks Jorge Junior e do Diretor Associado, Prof. Dr. Alexandre Augusto Zaia.

À Prof[a]. Dr[a]. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia, coordenadora geral dos cursos de Pós-Graduação e à Prof[a]. Dr[a]. Renata de Oliveira Mattos Graner, coordenadora do curso de Pós-Graduação em Biologia Buco-Dental.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pelo apoio financeiro oferecido para realização deste trabalho.

À Prof[a]. Dr[a]. Luciana Asprino, da área de Cirurgia Buco-Maxilo-Facial da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pelos ensinamentos sobre a realização da análise fotoelástica.

Ao Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho, da área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pelos ensinamentos sobre a realização da análise fotoelástica.

Aos Profs. Drs. Eduardo Daruge e Eduardo Daruge Jr., da área de Odontologia Legal da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, por terem contribuído com meu crescimento na docência.

À Equipe Técnica da Coordenadoria de Pós-graduação nas pessoas de Érica A. Pinho Sinhoreti, Raquel Q. Marcondes Cesar, Roberta Clares Morales dos Santos e Ana Paula Carone, agradeço pela paciência, por toda atenção e pela disponibilidade em me ajudar.

Ao técnico de Anatomia, Cristiano Manoel, pela forte amizade, pela disposição em ajudar, pelos ensinamentos e pela alegria.

Ao técnico de Materiais Dentários, Marcos Blanco Cangiani, pelos valiosos ensinamentos sobre a realização dos testes de carregamento e análise fotoelástica. Muito obrigada pela sua imensa colaboração.

Aos funcionários do Departamento de Morfologia Eliene, Cidinha, Gustavo, João, e Suzete pela receptividade, carinho e momentos de alegria.

Ao grande Anatomista, José Ari Gualberto Junqueira, técnico do Laboratório de Anatomia da FOA-UNESP, obrigada por seus conselhos e forte amizade!

Aos meus grandes amigos Paulinho, Marco, Débora, Eliseo, Marcos, Gisele e Luis. Agradeço pelos momentos de felicidade e companheirismo, e também pela atenção especial

e carinho de todos. Sempre dispostos a me ajudar, meu muito obrigada! Com certeza sempre estarão em meu coração!

Às amigas de pós-graduação Bruna Carolina Santos Rondon, e Elisa Camila Santos Rolfini e ao amigo Leonardo Soriano pelas experiências e conhecimentos compartilhados, pelos momentos descontraídos que passamos e mais que isso, pela forte amizade construída.

EPÍGRAFE

"O sucesso nasce do querer, da determinação e persistência em se chegar a um objetivo. Mesmo não atingindo o alvo, quem busca e vence obstáculos, no mínimo fará coisas admiráveis".

José de Alencar

RESUMO

O corpo da mandíbula sofre remodelação pelas tensões geradas pelos dentes e ação muscular. Para avaliar a resposta mecânica funcional da estrutura óssea mediante esforço mastigatório, diferentes métodos têm sido utilizados, dentre os quais se destacam as análises fotoelástica e de elementos finitos. O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito de tensões oclusais no corpo da mandíbula, pelas análises fotoelástica e de elementos finitos. Para a primeira avaliação foi reproduzido um modelo de resina fotoelástica por duplicação de uma hemimandíbula dentada. Os dentes antagonistas também foram duplicados em resina para simular a condição de oclusão com os dentes posteriores inferiores. Para o teste de carregamento, cargas verticais de 50, 100, 150, 200N, foram aplicadas no longo eixo do primeiro molar superior. Imagens foram obtidas mostrando franjas isocromáticas para avaliação das tensões geradas na face lateral da mandíbula. A partir da tomografia computadorizada da mesma hemimandíbula, foi construído o modelo de elementos finitos. As condições de carga e suporte aplicadas na análise de elementos finitos foram as mesmas aplicadas na análise fotoelástica. As estruturas foram caracterizadas conforme as propriedades mecânicas de resina epoxi e osso. Na análise fotoelástica, verificou-se que na carga de 50N, as tensões se concentraram apenas nas áreas 1 e 5 com franjas de ordem 1. Na carga de 100N as tensões se concentraram nas áreas 1, 2, 3, 4, 5 e 6 com franjas de ordem 1. Na carga de 150N as tensões se concentraram nas áreas 1, 2, 3 e 4 com franjas de ordem 2 e nas áreas 5, 6, 7 e 8 com franjas de ordem 1. Na carga de 200N as tensões se concentraram nas áreas 1, 2, 3, e 4 com franjas de ordem 3; as áreas 5 e 6 apresentaram-se com franjas de ordem 2; e as áreas 7, 8, 9, 10 e 11 apresentaram franjas de ordem 1. Em todas as cargas aplicadas não houve concentração de tensões nas áreas 12, 13 e 14. Na análise de elementos finitos, as tensões de Von Mises se distribuíram de forma similar tanto no modelo caracterizado como resina quanto como osso. As tensões ocorreram em maior intensidade nas áreas próximas aos molares, ou seja, 1, 2, 3 e 6. Em todas as cargas aplicadas, e em ambos os modelos, os valores das tensões de Von Mises foram menos intensas nas áreas 12, 13 e 14. Ambas as análises mostraram que o corpo mandibular concentra tensões provenientes das cargas oclusais posteriores no trígono retromolar, linha oblíqua e processo alveolar ao nível dos molares quando submetidas a tensões no primeiro molar.

Palavras-chave: biomecânica, mandíbula, oclusão dentária, análise de elementos finitos.

ABSTRACT

The form and function of human jaw report that the region of the mandibular corpus reshapes itself forward of the stresses generated by teeth and muscle function. To evaluate the mechanical response of the bone structure by functional masticatory effort, different methods for biomechanical studies have been used, among which stand out the photoelastic and finite element analysis. The aim of this study was evaluate the effect of occlusal stresses in the mandibular corpus by photoelastic and finite elements analysis. The totally dentate hemimandible photoelastic resin model and its respective antagonist posterior teeth were obtained by replication of the natural mandible. For the load test, were applied vertical loads with 50, 100, 150, and 200N at a fixed point of the long axis of upper 1st molar. Images of each load application showing isochromatic fringes were obtained for stress evaluation generated on the lateral face of the jaw. The finite element model was build based upon a CT scan of the same jaw used to perform the replicas. The load and support conditions applied to the finite element analysis were the same as applied in the photoelastic analysis. The mechanical properties of structures were characterized based on epoxy resin and bone. In photoelastic analysis, we verify that, under a 50N load, the stresses were concentrated in the 1 and 5 areas with order fringe 1. Under a 100N, the stresses were concentrated in the 1, 2, 3, 4, 5 and 6 areas with order fringe of 1. Under a 150N were applied, the stresses were concentrated in 1, 2, 3, and 4 areas with order fringe of 2; and in the 5, 6, 7 and 8 areas with order fringe of 1. Loads with 200N resulted in stresses concentrated in the 1, 2, 3, and 4 areas with order fringes of 3; 5 and 6 areas present order fringes of 2; 7, 8, 9, 10 and 11 present order fringes of 1. In all loads applied there was no stress concentration in the 12, 13 and 14 areas. In finite element analysis, the Von Mises stresses were distributed similarly in both characterized models, epoxy resin and bone. Higher intensities of stresses occurred in the molars regions, ie, 1, 2, 3 and 6. In all applied loads, and in both models, the values of the Von Mises stresses were less intense in 12, 13 and 14 areas. The morphology of the mandibular corpus is subjected to high stress concentration, mainly, retromolar trigon, oblique line and alveolar process at the molars when submitted to stresses in the 1st molar.

Keywords: biomechanics, mandible, dental occlusion, finite element analysis.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AEF – Análise de Elementos Finitos

2D – Bidimensional

3D – Tridimensional

N – Newtons

MPa – Megapascal

HU - *Hounsfield Units*

STL – Estereolitográfico

CAD – *Computer Aided Design*

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO GERAL **1**

CAPÍTULO 1 – "*PHOTOELASTIC AND FINITE ELEMENT ANALYSES OF STRESSES UNDER OCCLUSAL LOADS IN MANDIBULAR BODY*" **7**

CAPÍTULO 2 – *"ÁREAS DE TENSÕES MUSCULARES NA MANDÍBULA HUMANA - ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS"* **26**

CONSIDERAÇÕES GERAIS **41**

REFERÊNCIAS **42**

ANEXO 1 **45**

ANEXO 2 **46**

INTRODUÇÃO

A relação entre forma e função mecânica foi descrita primeiramente por Wolff (Wolff, 1892). Este autor afirmou que o princípio fundamental da manutenção da estrutura óssea, sob cargas mecânicas funcionais, é a resistência máxima com a presença de massa mínima. Biewener (1990) propôs a hipótese de que o esqueleto dos mamíferos foi idealizado com o propósito de suportar cargas mecânicas. De maneira semelhante, considera-se que o esqueleto facial consiste de uma estrutura ideal para resistir às cargas mastigatórias (Sicher & DuBrul, 1970; Hylander et al., 1991).

O processo pelo qual as cargas mecânicas influenciam a forma craniofacial é conhecida como adaptação mecânica (Mavropoulos, 2004). Em geral, sob condições funcionais, o osso sofrerá remodelação, com o passar do tempo, para adaptar-se às cargas mecânicas, pelo desenvolvimento de uma maior espessura ou aumento de massa óssea (áreas de maior reforço ósseo), resultando em um elemento com arquitetura mais resistente (Lanyon & Rubin, 1985; Martin & Burr, 1989).

Com o intuito de resistir e distribuir as tensões geradas pelos dentes e pela função muscular formam-se esteios ósseos na mandíbula, os quais são caracterizados por uma organização paralela das trabéculas e espessamento da substância cortical como sendo uma adaptação mecânica às cargas exercidas por músculos e dentes, constituindo reforços de tecido ósseo especiais, obedientes às tensões para absorvê-las ou dissipá-las (Tappen, 1953; Sicher & DuBrul, 1970; Hylander et al., 1991). Desta maneira, organizam-se traços de maior resistência óssea, denominados trajetórias da mandíbula. São organizadas três trajetórias mandibulares, a saber: marginal, temporal e alveolar. As duas primeiras ocorrem devido à função muscular, enquanto a terceira é determinada pela ação dos dentes (Sicher & DuBrul, 1970).

Funcionalmente, dentes e músculos da mastigação estimulam e ativam a formação e organização do tecido ósseo, principalmente na região do corpo mandibular que recebe as cargas mecânicas provenientes dos molares (Korioth et al., 1992; Schwartz, 2000; Mavropoulos, 2004). Variações regionais sobre a densidade do corpo mandibular em macacos *rhesus* foram verificadas no estudo de Duterloo et al. (1974). Estes autores encontraram que o processo alveolar na região de molares é mais denso do que na de pré-

molares. Além disso, a base mandibular apresentou maior densidade do que o processo alveolar de ambas as regiões. Em humanos, por outro lado, o processo alveolar na região de molares é mais denso do que na base mandibular (Schwartz-Dabney & Dechow, 2003). Acredita-se que a diferença na forma da mandíbula entre essas espécies influencie a distribuição de tensões e na densidade (Mavropoulos, 2004).

A oclusão funcional resulta em cargas iguais e opostas transmitidas à maxila e à mandíbula. A mandíbula absorve as cargas direcionadas inferiormente, uma vez que é um osso praticamente isolado. Além disso, a mandíbula transfere as cargas oclusais iguais e opostas para o resto do crânio. Consequentemente, existem diferenças substanciais na morfologia óssea entre a maxila e a mandíbula (van Eijden, 2000). A carga oclusal aumenta à medida que o ponto de oclusão move-se posteriormente, não apenas porque o braço de alavanca dental torna-se mais curto, mas porque maior número de fascículos musculares estão ativos (Koolstra & van Eijden, 1992).

Assim, as cargas funcionais máximas podem diferir muito de uma região da mandíbula para outra. No primeiro molar inferior as forças variam de 150 a 250N (Wong et al., 2011), enquanto na região dos incisivos podem variar de 70 a 100N. Os modelos que simulam a oclusão em múltiplos dentes produzem cargas oclusais maiores na região posterior, principalmente no corpo mandibular (Korioth & Hannam, 1994).

A biomecânica mandibular estuda as respostas da estrutura óssea frente aos estímulos mecânicos, as características das distribuições das tensões na mandíbula, o que possibilita entender e melhorar as abordagens para tratamentos cirúrgicos do esqueleto facial, a ação das forças durante movimentações ortodônticas, e a colocação de próteses implantossuportadas (Schwartz, 2000; Ozkir & Terzioglu, 2012; Naves et al., 2013). Todos esses fatores, somados às características anatômicas, sob presença ou não de estímulo mecânico, apresentam influência sobre as alterações do osso alveolar (Canger & Celenk, 2012).

Ao longo dos anos, vários aspectos da biomecânica mandibular têm sido estudados a partir da aplicação de cargas oclusais e da ação muscular (Koolstra & van Eijden, 1992; van Eijden, 2000). Na maioria dos estudos, verificou-se que as tensões tendem a se concentrar no corpo mandibular, principalmente, na região posterior, por se tratar de uma

área de compactação óssea, e que recebe as cargas funcionais oclusais de maior magnitude, como descrito anteriormente (van Eijden et al., 2000; Apicella et al., 2010).

A idéia de adaptação funcional (Lanyon & Rubin, 1985), de que as tensões mastigatórias e a morfologia mandibular são funcionalmente vinculadas é justificada, por muitos autores (Biewener, 1990; Roberts et al., 2000; van Eijden, 2000), pelo fato das várias fontes de tensões mastigatórias na mandíbula (muscular e forças oclusais), gerarem tensões significativas no corpo mandibular. Enquanto é possível que, em âmbito restrito, as cargas oclusais produzam tensões e deformações relativamente maiores em regiões do processo alveolar (Daegling & Hylander, 2000; Dechow & Carlson, 2000).

Para a avaliação dos efeitos das cargas mecânicas funcionais sobre os dentes e estruturas craniofaciais, diferentes análises biomecânicas têm sido utilizadas, dentre as quais destacam-se os métodos convencionais como a fotoelasticidade, e o uso de modelos computacionais para AEF (Ozkir & Terzioglu, 2012). A análise fotoelástica e a AEF permitem avaliar a resposta mecânica funcional de uma estrutura mediante esforço mastigatório, baseada nas propriedades dos materiais (Ozkir & Terzioglu, 2012).

A análise fotoelástica é baseada nas propriedades que os materiais transparentes têm de exibir padrões coloridos quando visualizados com luz polarizada, e estes diferentes padrões são desenvolvidos, a partir da aplicação de uma carga, pela distribuição das tensões internas no modelo (Ozkir & Terzioglu, 2012). A AEF é uma avaliação numérica fundamentada em equações matemáticas a fim de determinar dados sobre tensões, deformações e deslocamentos em modelos computacionalmente elaborados, sendo considerado um método eficaz para avaliação biomecânica que apresentem geometrias complexas como, por exemplo, as estruturas ósseas de vertebrados (Richmond et. al., 2005).

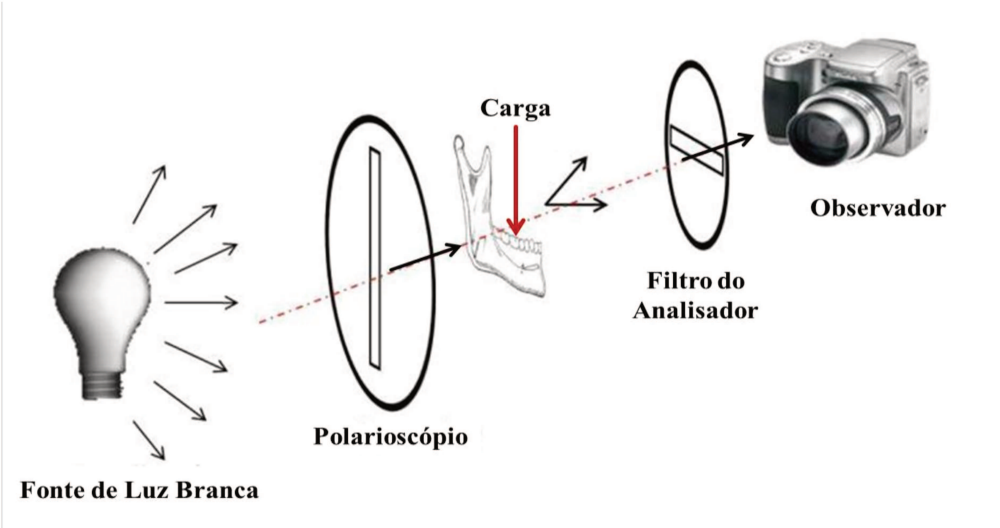
A análise fotoelástica baseia-se na propriedade física da birrefringência, a qual é exibida em certos materiais transparentes. Na birrefringência um raio de luz passa através de um material que apresente dois índices de refração diferentes para as duas componentes em que pode ser separada a luz linearmente polarizada (Assunção et al., 2009).

Nesta análise, o procedimento geral é de construir um modelo de material transparente e elástico a partir da estrutura a ser avaliada, replicando-a. A direção e a

magnitude da carga aplicada sobre o modelo, o modo pelo qual o modelo é fixado, e a forma do modelo devem ser semelhantes às condições que ocorrem na estrutura real. As tensões internas no modelo serão, então, semelhantes às existentes na estrutura real independentemente do material (partindo do princípio de que o limite elástico não foi excedido e que a estrutura original é um material homogêneo e isotrópico) (Cehreli & Akça, 2004).

Quando um raio plano de luz polarizada atravessa um material fotoelástico, ocorrem duas direções principais de propagação da luz (Figura 1). A diferença nos índices de refração conduz a um retardo de fase entre os dois componentes de ondas da luz. As ondas são então reunidas em um polarioscópio. O fenômeno de interferência óptica no material transparente ocorre, e obtém-se um padrão de franjas coloridas. Assim, por meio do estudo desse padrão de franjas, pode-se determinar o estado de tensão do modelo em vários pontos do material. Estas franjas coloridas constituem a expressão visível das tensões internas ocorridas no modelo. O número e a ordem das franjas indicam a intensidade da tensão, e a proximidade entre as franjas representa a concentração da tensão (Da Silva et al., 2010).

Apesar de se tratar de uma análise limitada por necessitar de um modelo de material transparente que não reproduz as reais propriedades físicas do tecido ósseo, esta análise tem sido muito utilizada para avaliar o osso e os materiais odontológicos em diversas situações clínicas (Da Silva et al., 2010).



Fonte: Lyrio, 2009.

Figura 1. Representação da propagação da luz da fonte para o modelo fotoelástico, e deste para o observador.

A AEF é realizada em três etapas: pré-processamento, processamento e pós-processamento (Panagiotopoulou, 2009; Poiate et al., 2009) (Figura 2).

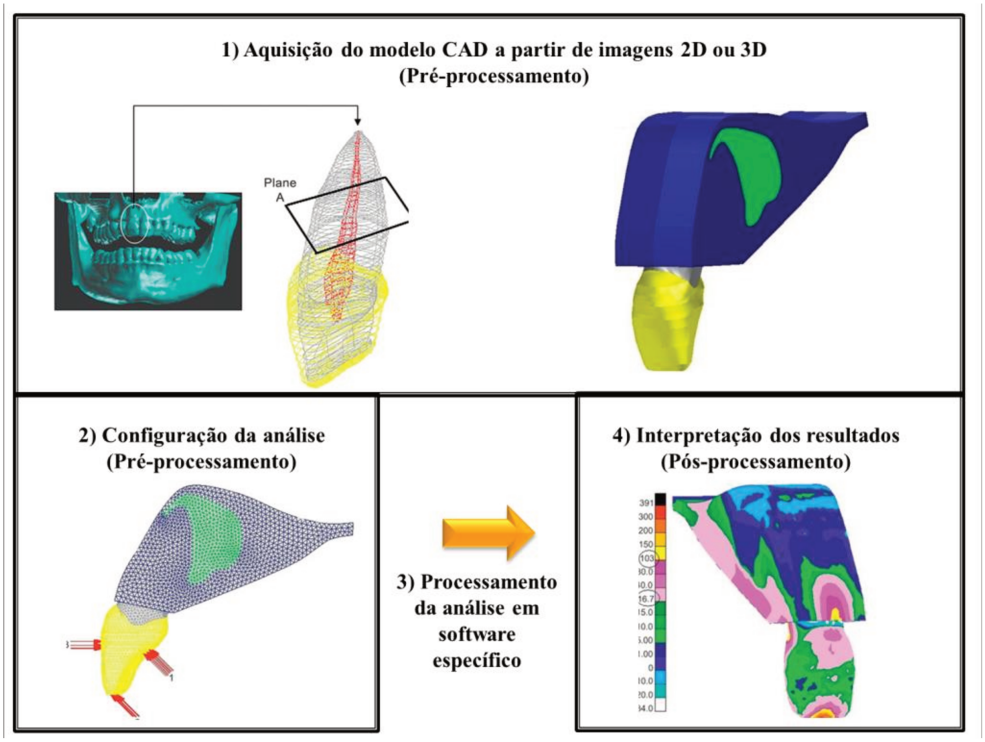
No pré-processamento é realizada a construção do modelo computacional, o qual representa um problema físico que necessita ser avaliado. Este modelo computacional pode ser diretamente desenvolvido em softwares de modelagem BioCAD, ou seja, modelagem de estruturas biológicas em software de modelagem assistida por computador (Panagiotopoulou, 2009).

A malha de elementos finitos é originada a partir de uma geometria (Prado et al., 2013). A geometria e, consequentemente, a malha de elementos finitos pode ser 2D ou 3D, sendo que a determinação do tipo de modelo a ser utilizado varia de acordo com os objetivos do estudo e a capacidade computacional requerida (Panagiotopoulou, 2009). Porém, apesar da possibilidade de utilização de modelos 2D ou 3D, os modelos 3D têm sido mais utilizados em estudos biomecânicos devido à complexidade das estruturas biológicas que, por sua vez, estabelecem melhor interpretação e qualidade nos resultados (Panagiotopoulou, 2009).

Além da construção da malha de elementos finitos, também são aplicadas as propriedades mecânicas dos materiais a serem utilizados na análise. Estas propriedades são obtidas a partir de experimentos *in vivo* e *in vitro* e são caracterizadas pelo módulo de elasticidade (ou Módulo de Young) e pelo Coeficiente de Poisson (deformação direcional), os quais são expressos numericamente (Hylander et al., 1991). Ainda no pré-processamento são definidas as condições de contorno, em que são aplicados suportes e restrições de deslocamento, e o carregamento, em que se aplicam forças, pressões e momentos de força através da configuração dos locais, da direção, do sentido e da magnitude (Panagiotopoulou, 2009).

A partir dos dados configurados no pré-processamento, o processamento consiste na solução matemática calculada nos softwares de AEF, sendo a capacidade computacional é fundamental para a realização desta etapa (Adams & Askenazi, 1999).

O pós-processamento é a etapa de análise dos resultados, os quais podem ser expressos em valores de tensão mecânica, deformação e deslocamentos (Panagiotopoulou, 2009). As áreas onde ocorrem estes valores mecânicos são visualizadas por variação de cores que são configuradas de acordo com os softwares utilizados (Strait et al., 2005).



Fonte: Poiate et al., 2009.

Figura 2. Etapas de realização da AEF.

A natureza maleável e não destrutiva dos modelos de elementos finitos e sua capacidade de revelar a informação detalhada, possibilitou que os pesquisadores realizassem testes biomecânicos em um único modelo, eliminando tais desvantagens (Poiate et al., 2009). Além disso, dados coletados a partir de experimentos para tensão óssea *in vivo* e *in vitro* são utilizados para validar o modelo de elementos finitos e garantir que a AEF tenha o desempenho real das estruturas biológicas analisadas (Strait et al., 2005).

Diante destas considerações, o objetivo geral deste estudo foi avaliar as áreas de tensões na mandíbula humana sob cargas oclusais e musculares.

CAPÍTULO 1*

PHOTOELASTIC AND FINITE ELEMENT ANALYSES OF STRESSES UNDER OCCLUSAL LOADS IN MANDIBULAR BODY

Autores: ROSSI AC[1], FREIRE AR[1], CARIA PHF[1]

[1]Department of Morphology, Anatomy Area, Piracicaba Dental School - UNICAMP, Piracicaba, SP, Brazil.

***Artigo submetido ao periódico: Cells Tissues Organs (ANEXO 1).**
Data de submissão: 25/06/2013.

ABSTRACT

The form and function of human jaw report that the region of the mandibular body reshapes itself forward of the stresses generated by teeth and muscle function. To evaluate the mechanical response of the bone structure by functional masticatory effort, different methods for biomechanical studies have been used, among which stand out the photoelastic and finite element analyses. The aim of this study was evaluate the effect of occlusal loads in the mandibular body by photoelastic and finite elements analyses. The totally dentate hemimandible photoelastic resin model and its respective antagonist posterior teeth were obtained by replication of the natural mandible. For the load test, were applied vertical loads with 50, 100, 150, and 200N at a fixed point of the crown of upper 1st molar. Images of each load application showing isochromatic fringes were obtained for stress evaluation generated on the lateral face of the jaw. The finite element model was build based upon a CT scan of the same jaw used to perform the replicas. The load and support conditions applied to the finite element analysis were the same as applied in the photoelastic analysis. The mechanical properties of structures were characterized based on epoxy resin and bone. In photoelastic analysis, we verify that, under a 50N load, the stresses were concentrated in the 1 and 5 areas with order fringe 1. Under a 100N, the stresses were concentrated in the 1,

2, 3, 4, 5 and 6 areas with order fringe of 1. Under a 150N were applied, the stresses were concentrated in 1, 2, 3, and 4 areas with order fringe of 2; and in the 5, 6, 7 and 8 areas with order fringe of 1. Loads with 200N resulted in stresses concentrated in the 1, 2, 3, and 4 areas with order fringes of 3; 5 and 6 areas present order fringes of 2; 7, 8, 9, 10 and 11 present order fringes of 1. In all loads applied there was no stress concentration in the 12, 13 and 14 areas. In finite element analysis, the von-Mises stresses were distributed similarly in both characterized models, epoxy resin and bone. Higher intensities of stresses occurred in the molars regions, ie, 1, 2, 3 and 6. In all applied loads, and in both models, the values of the von-Mises stresses were less intense in 12, 13 and 14 areas. The morphology of the mandibular body is subjected to high stress concentration, mainly, retromolar trigon, oblique line and alveolar process at the molars when submitted to stresses in the 1st molar.
Keywords: biomechanics, mandible, dental occlusion, photoelastic analysis, finite element analysis.

INTRODUCTION

The form and function of human jaw report that the region of the mandibular body reshapes itself forward of the stresses generated in the teeth and muscle action (Korioth et al., 1992; Schwartz, 2000). Functionally, teeth and masticatory muscle stimulate and activate the formation and organization of the mandibular bone tissue (Mavropoulos, 2004).

To verify the behavior of the human jaw depict the efforts of chewing allows to determine the stress distribution and recognize areas with greater bone strength (Schwartz, 2000). The mandibular biomechanics evaluate the responses of bone under mechanical stimuli and the characteristics of the distribution stress. Also, helps to understand and improve the approaches to surgical treatment of the stomatognathic system, the action occlusal under orthodontic movement, and placing implant-supported prostheses (Schwartz, 2000; Ozkir & Terzioglu, 2012; Naves et al., 2013). In addition, anatomical characteristics in presence of mechanical stimulation and muscular action influence on the form of mandibular bone (Canger & Celenk, 2012).

The literature reports that structures such as the oblique line, body and base of the jaw, concentrate stress from masticatory loads (Schwartz-Dabney & Dechow, 2003).

Schwartz (2000) affirmed that the pattern of stresses concentration can be demonstrated through different methods, among which stand out the photoelastic and finite element analyses. In addition, more knowledge is needed based on the mechanisms of bone remodeling and how mechanical loads acting on the jaw (Dechow & Carlson, 2000).

Thus, the aim of this study was evaluate the effect of occlusal loads in the mandibular body by photoelastic and finite elements analyses.

MATERIALS AND METHODS

This study was approved by the Committee for Ethics of Research of the State University of Campinas (Protocol 005/2011) (Anexo 2).

First, for two analyses, the area of the mandibular body was divided in 14 areas to facilitate the analyses of the stresses. These areas were determined according Schwartz-Dabney & Dechow (2003) and numbered as showed in Figure 1: 1 (retromolar trigon) 2 (oblique line), 3 (alveolar process at level the 2nd molar), 4 (midbody at level the 2nd molar), 5 (mandibular base at level the 2nd molar), 6 (alveolar process at level the 1st molar), 7 (midbody at level the 1st molar); 8 (mandibular base at level the 1st molar); 9 (alveolar process at level the 2nd premolar), 10 (midbody at level the 2nd premolar), 11 (mandibular base at level the 2nd premolar), 12 (alveolar process at level the 1st premolar), 13 (midbody at level the 1st premolar), 14 (mandibular base at level the 1st premolar) (Figure 1).

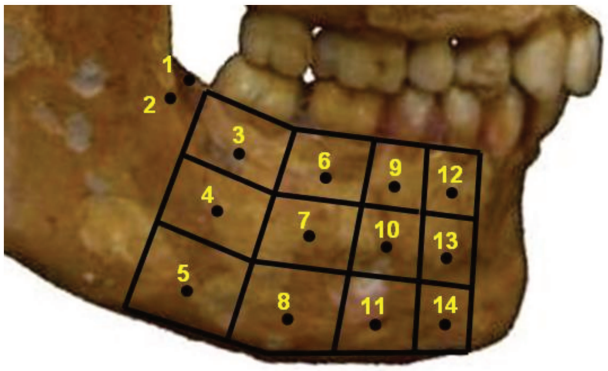


Figure 1. Schematic representation of the division and numbering of the areas evaluated in the mandibular body.

Photoelastic Analysis

The photoelastic resin model (Araldite epoxy resin - Araltec Chemicals Products Ltda - Hunstman) of adult totally dentate macerated hemimandible and of the respective antagonist posterior teeth were obtained by replication of the natural jaw. The antagonist teeth were duplicated to simulate the occlusion with the lower posterior teeth.

The load tests were performed in Instron Model 4411 (Instron Corp, Norwood, MA) universal testing machine equipped with polariscope (white light source and polarizing filter) and digital camera (Sony Model Handycam DCR-SR300 6.1 MP - Sony Corporation, Japan). The replica of the hemimandible was placed in a support set by the equipment load testing (Figure 2).

For the load test, we applied vertical loads with 50, 100, 150, and 200N at a fixed point of the long axis of upper 1st molar (Wong et al., 2011) (Figure 2).

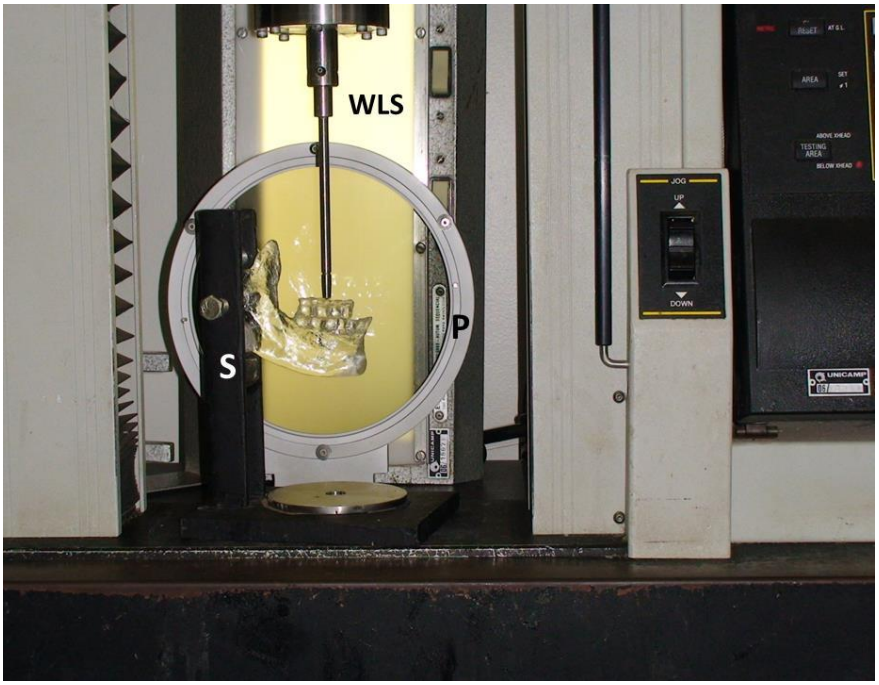


Figure 2. Application of the load in the load testing. WLS: white light source; P: polarizing filter; S: support.

In this study, to evaluate the stress generated on the lateral face of the jaw, images showing isochromatic fringes of each load application were obtained using a digital camera equipped with an optical filter lens. During each loading sequence, isochromatic fringes in

the resin were observed and photographed. White light polarized optical effects manifested as colored fringes which have a fringe order according to the load intensity (Figure 3). The fringe order at a certain point is related to the level of stresses in the model (Ozkir & Terzioglu, 2012).

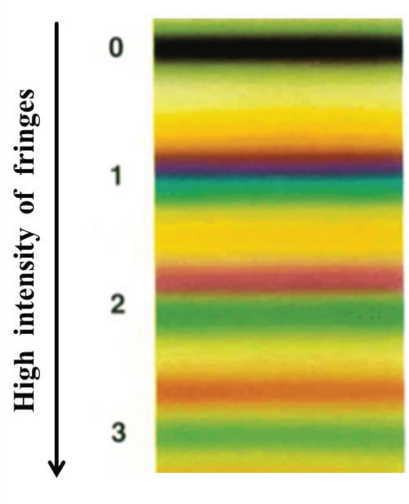


Figure 3. Fringe order according to the load intensity (Ozkir & Terzioglu, 2012).

According Caputo & Standlee (1987), Cehreli et al. (2004); Da Silva et al. (2010) was performed the qualitative analysis of the fringes. The number and order of the fringes indicate stress intensity, whereas the proximity between them represents stresses concentration. The stress concentration is observed through the isochromatic fringes, and each fringe order is counted by the transition of colors:

- fringe of order = 0 (transition white/black)
- fringe of order = 1 (transition red/blue)
- fringe of order = 2 (transition red/green)
- fringe of order = 3 (transition pink/green)

This qualitative analysis of the fringes was performed in each of the 14 areas where the mandibular body has been divided (Figure 4).

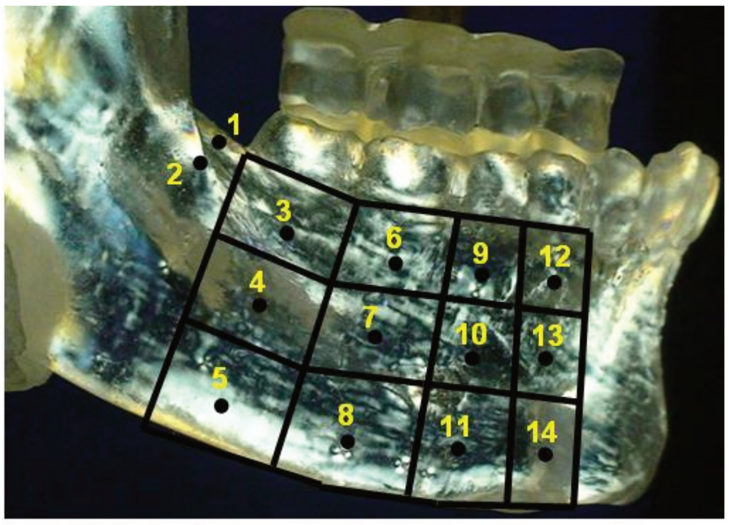


Figure 4. Schematic representation of the division and numbering of the 14 areas evaluated in the mandibular body on the epoxy resin model.

Finite Element Analysis

The CT (GE HiSpeed NX / i CT scanner - General Electric, Denver, CO, USA) was performed at the same jaw used to perform the replicas described above. To increase the accuracy in the geometry, the CT slices had 0.25 mm of thickness.

The bone structure and teeth were selected according to the color of pixels, using threshold values in units HU (Hounsfield Units) using InVesalius 3.0b software (Center for Information Technology "Renato Archer", São Paulo, Brazil) (Figure 5A).

The structures were converted in a three-dimensional model with stereolitographic file format (STL), which was the basis for modeling the geometry CAD (Figure 5B) for FEA (Sun et al., 2005). For this purpose we used the software Rhinoceros 4.0 (McNeel & Assoc., USA).

The FEA were performed in the software Ansys v14. The geometries (CAD model) of the jaw and antagonists teeth were imported from the software Ansys v14 to construction of the finite element mesh (Figure 5C) in which the split occurred on the solids surface. The finite element mesh presented tetrahedral elements with 208388 elements and 352097 nodes.

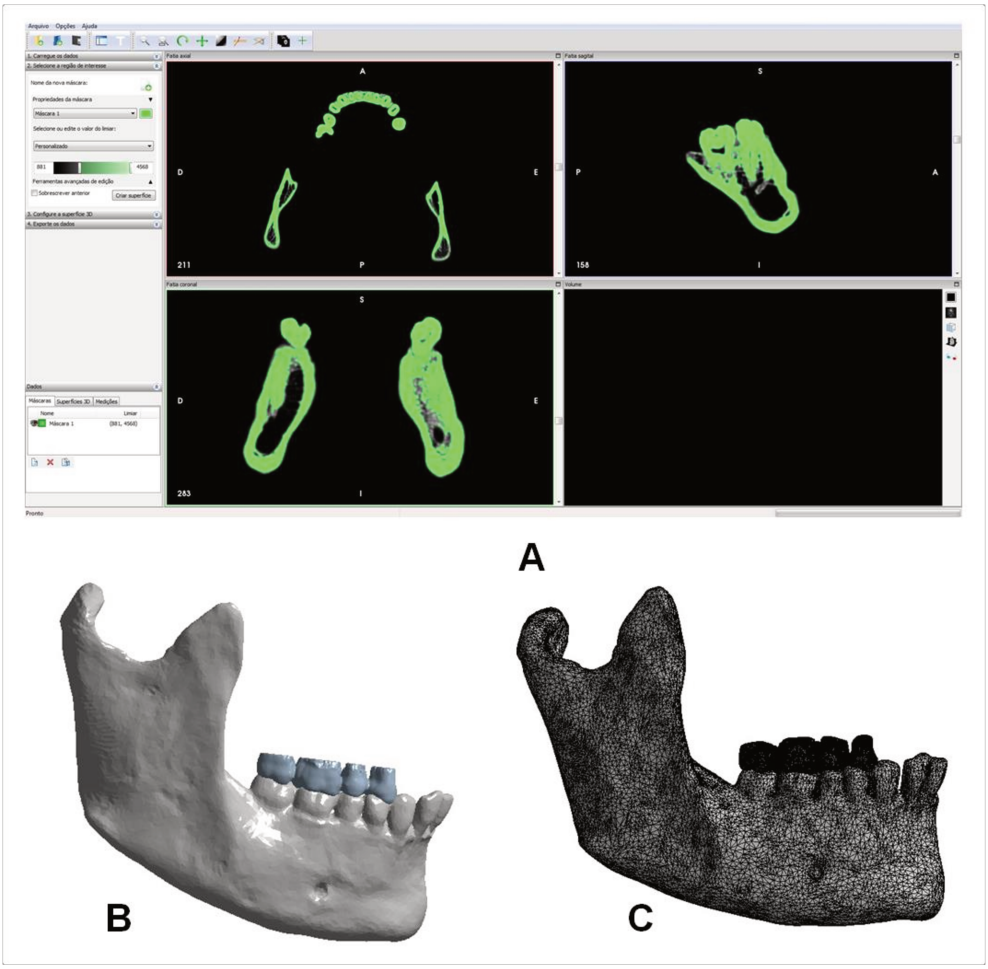


Figure 5. A) Selection of bone and teeth in software InVesalius 3.0b on CT. B) CAD model. C) Finite element model with finite element mesh.

The structures were characterized as the mechanical properties of photoelastic resin (epoxy resin) and bone (Table 1), both as isotropic and elastics structures.

Table 1. Mechanical properties of the anatomical structures.

Material	**Young's Modulus (MPa)**	**Poisson's ratio**
Epoxy resin*	3102,6	0,30
Bone**	14000	0,30

(*Araltec Chemicals Products Ltda - Hunstman®; **Wroe et al., 2010).

Differences of mechanical properties in the model may influence the results (Strait et al. 2005; McHenry et al. 2007; Wroe et al. 2007). Since the aim of the study involves structural responses related to morphology, numerical values were applied to bone structure also involved teeth. This concept has been determined from experimental studies applied to the FEA in human skulls which determined that only the geometry was sufficient for understanding the biomechanics craniofacial (Wroe et al., 2010). Previous studies suggests that no general stress–strain patterns neither mastication loads are greatly affected by varying material properties (McHenry et al. 2007; Wroe et al. 2007; Strait et al. 2009) however, increased precision regarding properties will lead to more accurate predictions of actual stress–strain magnitudes.

To determine the regions of high and low stress compared with the photoelastic analysis the stress values were obtained. The mechanical properties of the resin epoxy were considered in order to reproduce the same situation of the mechanical testing in the computer simulation (Horta et al., 2013). Thus, we could assess the reliability of the analysis settings (boundary conditions and loading) in the computational simulation related to the experimental analysis.

The restrictions were applied in the insertions regions of the masseter and medial muscles and a support in the pterygoid fovea preventing free movements in the x, y and z axis during the simulation. Loads with 50, 100, 150, and 200 N (Wong et al., 2011) were applied at a fixed point in the crown of upper 1st molar (Figure 6).

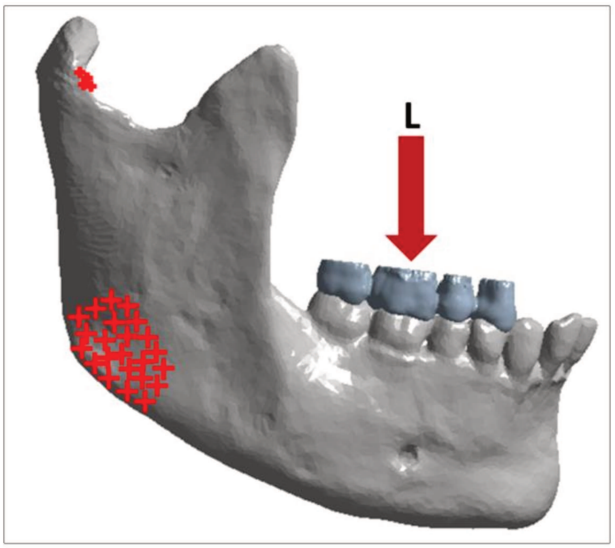


Figure 6. Representation of the restriction system (insertions regions of the masseter, medial pterygoid muscles and a support in the pterygoid fovea) and load (L) applied to the computational model in Ansys v14 software.

Stress values of von-Mises were obtained at each point, three times by the same examiner, in the assessed areas (Figure 7) to facilitate the evaluation, and to confirm the correct region selection for analysis. For this purpose, the reproducibility of the evaluations was obtained by the Intraclass Correlation Coefficient (ICC) in BioEstat 5.0 software (Mamiramuá Foundation, Pará, Brazil).

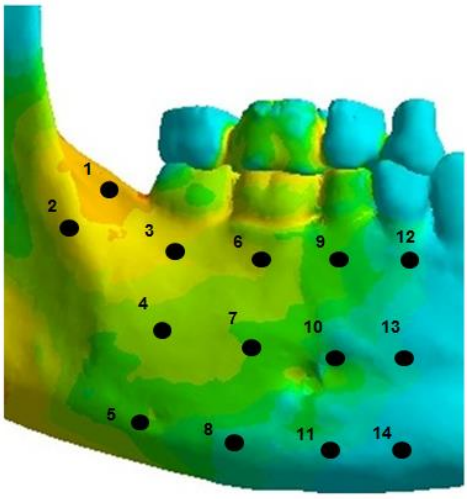


Figure 7. Schematic representation of the division and numbering of the 14 areas evaluated in the mandibular body on the computational model.

RESULTS

Photoelastic Analysis

The orders patterns of isochromatic fringes generated in each region are shown in Table 2.

Under the initial load of 50N, the stresses were concentrated only in the 1 and 5 areas with order fringes of 1 (Figure 8A). Under 100N load the mandibular stresses were concentrated in the 1, 2, 3, 4, 5 and 6 areas with order fringes of 1 (Figure 8B).

When loads with 150N were applied, the stresses were concentrated in 1, 2, 3, and 4 with order fringe of 2; and in the 5, 6, 7 and 8 areas with order fringe of 1 (Figura 8C).

Loads with 200N resulted in stresses concentrated in the 1, 2, 3, and 4 areas with order fringes of the 3; 5 and 6 areas present order fringes of 2; 7, 8, 9, 10 and 11 present order fringes of 1 (Figure 8D).

In all loads applied there was no stress concentration in the 12, 13 and 14 areas (Figure 8).

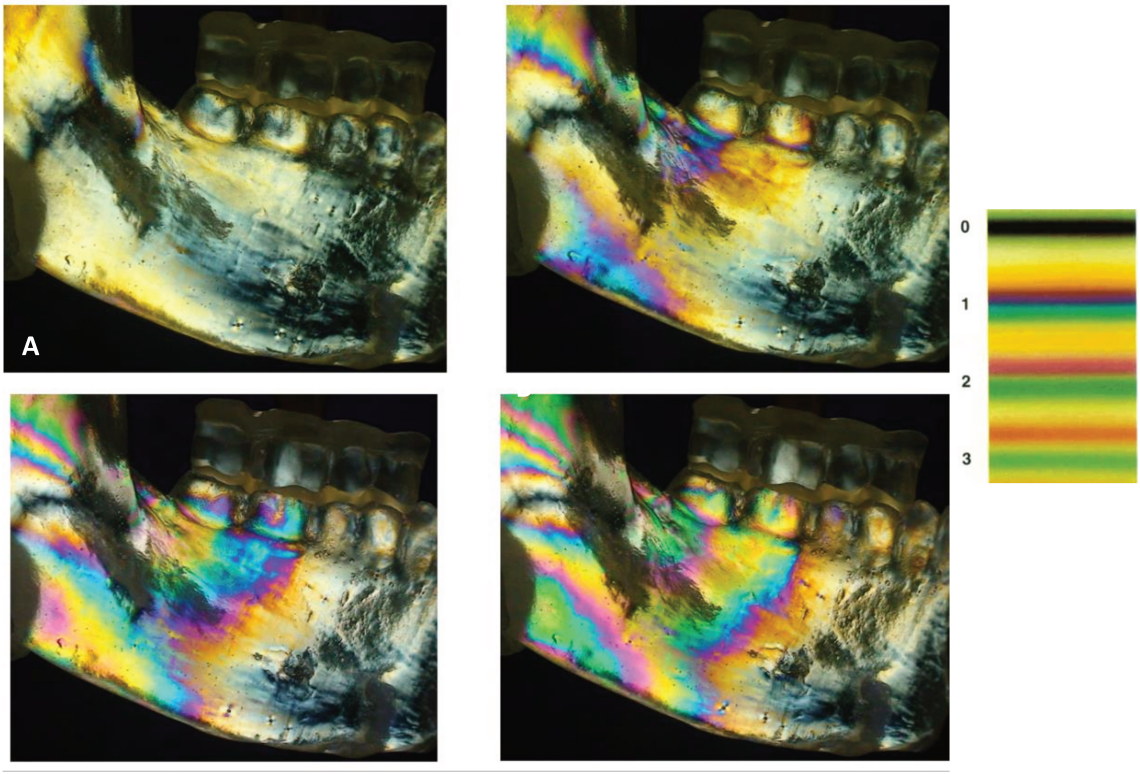


Figure 8. Distribution of isochromatic fringes in photoelastic analysis. Right, scale of the orders of isochromatic fringes (Ozkir & Terzioglu, 2012). A) 50N, B) 100N C) 150N, D) 200N.

Finite Element Analysis

In both mechanical property applied in the finite element models, epoxy resin or bone, for all loads and in all evaluated areas, the reproducibility was excellent 1.000 ($p < 0.0001$).

The von-Mises stresses were distributed similarly in both the characterized models, epoxy resin (Figure 9) and bone (Figure 10). Higher intensities of stresses occurred in the molars regions, ie, 1, 2, 3 and 6 (table 2).

In the model characterized as bone, the stresses showed lower values (Table 2) due to the physical properties of the bone to present more rigid than the epoxy resin.

In all applied loads, and in both models, the values of the von-Mises stresses were less intense in 12, 13 and 14 areas (Figure 9 and 10).

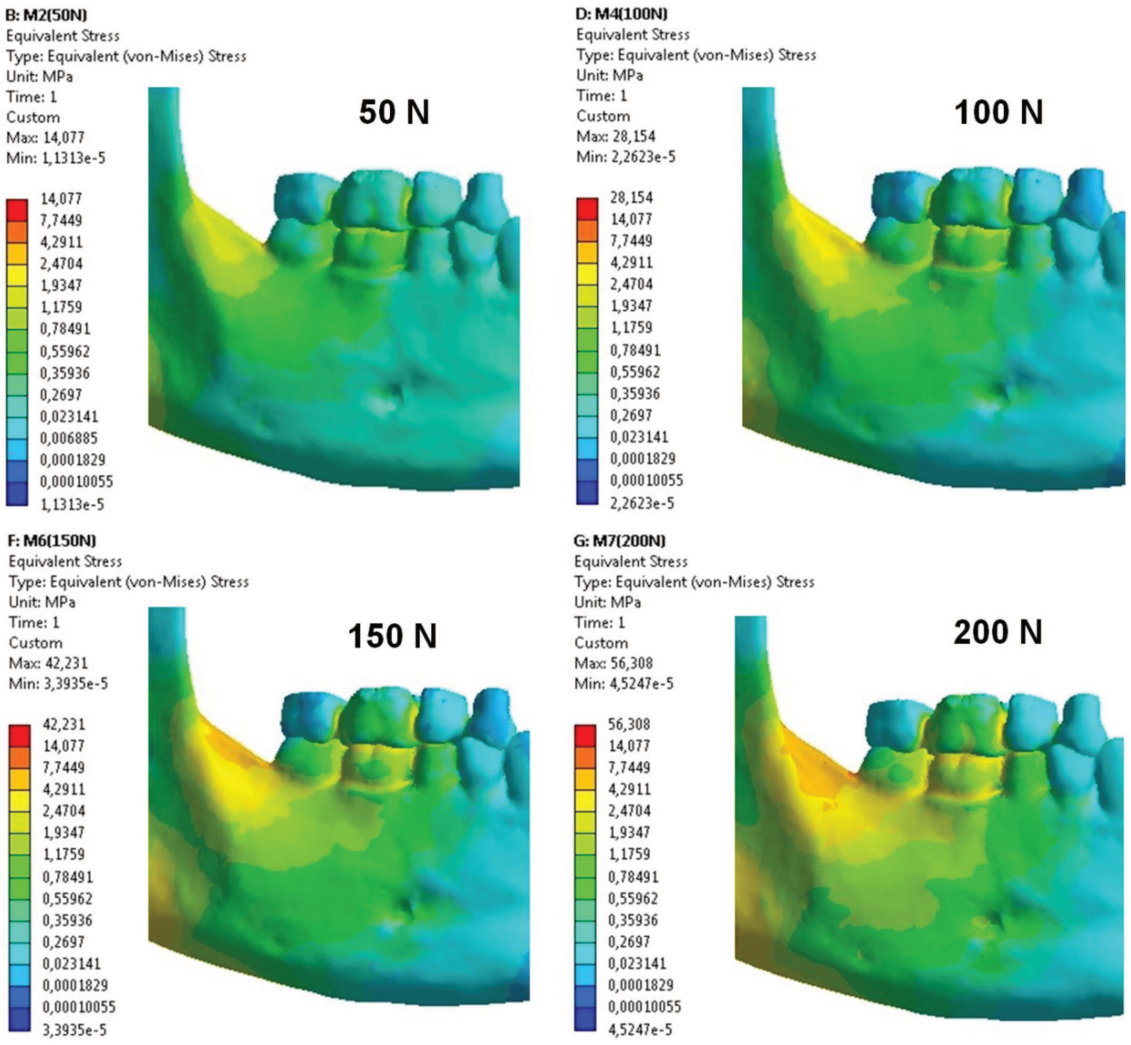


Figure 9. von-Mises stresses of model characterized as epoxy resin.

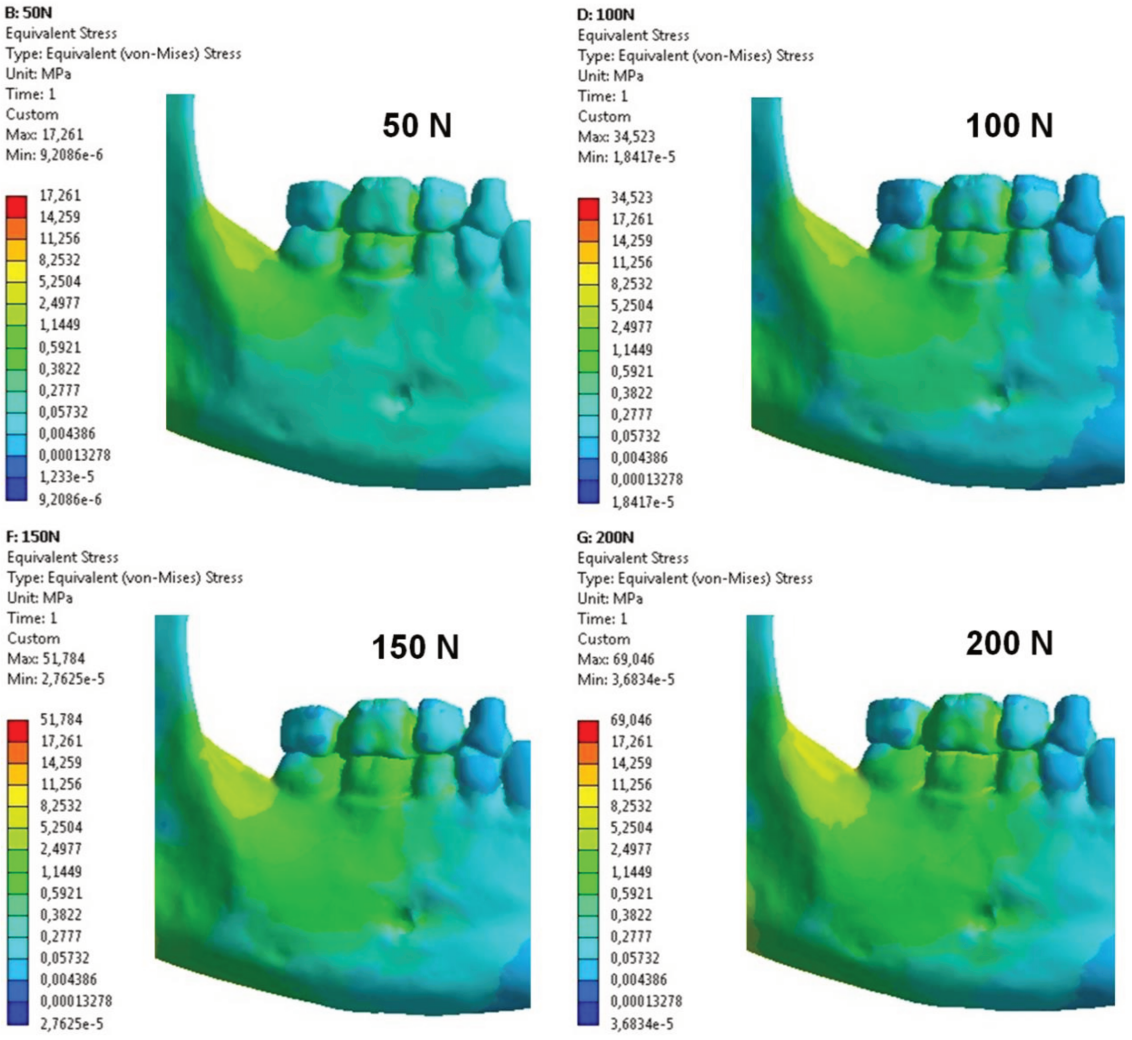


Figure 10. von-Mises stresses of model characterized as bone.

Table 2. Isochromatic fringes order values and von-Mises stress (in MPa) to computational model characterized as resin and as bone.

Area	Isochromatic fringes order				von-Mises Stresses (Epoxy resin)				von-Mises Stresses (Bone)			
	50N	100N	150N	200N	50N	100N	150N	200N	50N	100N	150N	200N
1	0	1	2	3	1,64	3,65	5,35	6,89	1,77	3,93	5,00	6,59
2	1	1	2	3	0,89	1,86	2,60	3,75	0,85	1,91	2,17	3,03
3	0	1	2	3	0,76	1,39	2,36	3,06	0,58	1,13	1,73	2,23
4	0	1	2	3	0,46	0,83	1,26	1,83	0,37	0,69	0,97	1,41

5	1	1	1	2	0,20	0,48	0,71	2,03	0,11	0,28	0,40	0,54
6	0	1	1	2	0,48	1,03	1,49	2,03	0,39	0,74	1,11	1,51
7	0	0	1	1	0,29	0,71	1,06	1,45	0,25	0,46	0,74	0,92
8	0	1	1	1	0,18	0,34	0,53	0,80	0,14	0,20	0,36	0,49
9	0	0	0	1	0,20	0,41	0,68	0,90	0,14	0,26	0,43	0,90
10	0	0	0	1	0,15	0,31	0,72	0,93	0,12	0,20	0,36	0,45
11	0	0	0	1	0,12	0,2	0,32	0,40	0,11	0,14	0,2	0,33
12	0	0	0	0	0,11	0,24	0,28	0,38	0,07	0,16	0,24	0,32
13	0	0	0	0	0,09	0,21	0,33	0,41	0,07	0,12	0,22	0,28
14	0	0	0	0	0,06	0,13	0,23	0,34	0,04	0,07	0,13	0,15

DISCUSSION

In this study, we found that both analyses were useful to evaluate the functional mechanical response of structures upon masticatory effort, based on the material properties.

We verified that the mechanical response occurred initially in areas with major bone strength, thickness and density mainly in the oblique line and mandibular base, in agreement with the data showed by Schwartz-Dabney & Dechow (2003). The oblique line and retromolar trigon are important structures in the distribution of stresses from mastication (Korioth et al., 1992). Sicher & DuBrul (1970) previously suggested that the midbody and the mandibular base could have a structural organization that receives the stresses. This hypothesis, although without experimental basis, reforced the concept of ideal mechanical environment of deformation which maintains the morphology by mechanical function (Biewener, 1990, Roberts et al., 2000).

Specifically in the lower molars region, the concept of morphological adaptation through mechanical function is supported by morphological questions (jaw form in this region) (Hylander et al., 1991) and functional (relationship between the presence and absence of teeth with biological response) (Dechow & Carlson, 2000).

There is a controversy regarding the occlusal loads which lead variations in the stresses between the alveolar process and mandibular base. Studies using photoelastic analysis and FEA suggest that occlusal loads concentrate their stresses in the alveolar

process (Andersen et al., 1991a,b; Hood et al., 1975; Korioth et al., 1992; Korioth and Versluis, 1997).

Although the alveolar process be a structure of lesser thickness than the midbody and the mandibular base (Schwartz-Dabney & Dechow, 2003), the results of this study showed greater intensity in the alveolar process (molar region) (fringes of order 2 in photoelastic analysis and Von-Mises stresses with values of 2.23 MPa and 1.51 MPa at the second and first molar, respectively). This result reinforces the concept that the alveolar process is an anatomical structure adapted to receive occlusal loads of major magnitude. This adaptation is associated to the concept that areas of major strength with minimum presence of materials are presents in the bony structures (Biewener, 1990). In addition, Roberts et al. (1991) showed that alveolar process is the denser area of the cortical bone, resulting in greater absorption of loads.

Premolar areas showed a lower stress concentration, despite the presence of all the contact teeth. Using the concepts of Biewener (1990) and Roberts et al. (1991) we suggests that, under functional load and when molars are present, the alveolar process in the premolars region is adapted to receive loads of greater magnitude.

Although there is evidence that the periodontal ligament acts to transfer forces originated from the teeth to the alveolar bone, the fact that the periodontal ligament has not been represented, not characterized as a limitation of the model produced, as this is a highly complex structure for the FEA (Strait et al., 2009) and because the representation of the periodontal ligament is restricted to local analysis, rather than more extensive models (Hilloowala & Kanth, 2007).

Greater stress concentration was observed in periodontal and peri-implant regions, using both photoelastic analysis (Cehreli et al., 2004; Ferraço et al., 2013) and FEA (Karl et al., 2009). These studies used simple geometries (in blocks) for bone support reproduction. Here, we used geometry similar to the physical structure. Thus, it can be noted that the molar alveolar process is with major stress demonstrating the importance of maintaining the bone during mastication in this region and helps to understand the presence of severe resorption in the absence of posterior teeth and the high rate of failures of implants placed in the mandibular body (Ferraço et al., 2013).

A study using photoelastic analysis showed that, under the action of mastication muscles, the mandibular ramus suffers high stress affecting the mandibular body (Meyer et al., 2002). In addition, bone structure in regions 1, 2, 3, 4, 5, 7 and 8 presented higher density and thickness compared with the other assessed regions (Schwartz-Dabney & Dechow, 2003). We verify, in both analysis, that the action of the posterior occlusal loads promotes elevated stress concentration especially in the regions described above. Thus, these data support the concepts of mechanical adaptation and morphological changes due loss of function in this region (Hylander et al., 1991; Dechow & Carlson, 2000).

Experimental and computational analysis in biomechanical studies shows that bones geometries have major sensibility to mechanical stimuli since that the morphology is an important factor in this type of response (Strait et al., 2005). We observed that the regions of greatest stress concentration were common in both analyses. This relationship was demonstrated by the similarity between the stress distribution in the FEA with model characterized by resin and model characterized as bone. However, the differences between the values were not considered for the comparison among the analysis since the model was simplified in relation to the different materials present in the human jaw (compact bone, cancellous bone and dental structures). The application of FEA to study the relationship morphology/ biomechanics is effective, as demonstrated by other authors (Wroe et al., 2010; Prado et al., 2013).

CONCLUSIONS

Both analyses showed that the mandibular body concentrates stresses from occlusal loads in the retromolar area, oblique line and alveolar process at the level of the molars when submitted to stresses in the first molar.

In the mandibular body there are regions of major stress concentration that are not associated with major bone as was observed in the alveolar process at the level of the molars.

ACKNOWLEDGMENTS

We are grateful for the financial support from the National Council for Scientific and Technological Development (CNPq) of Brazil.

REFERENCES

1. Andersen KL, Mortensen HT, Pedersen EH, Melsen B. Determination of stress levels and profiles in the periodontal ligament by means of an improved three-dimensional finite element model for various types of orthodontic and natural force systems. J Biomed Eng. 1991a; 13:293-303.

2. Andersen KL, Pedersen EH, Melsen B. Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1991b; 99:427-40.

3. Biewener AA. Biomechanics of mammalian terrestrial locomotion. Science. 1990; 250: 1097-1103.

4. Canger EM, Celenk P. Radiographic evaluation of alveolar ridge heights of dentate and edentulous patients. Gerodontology. 2012; 29(1):17-23.

5. Caputo AA, Standlee JP. Biomechanics in Clinical Dentistry. Chicago, IL: Quintessence Publishing Co, 1987.

6. Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer: a photoelastic and strain-gauge analysis. Clin Oral Implants Res. 2004; 15: 249-57.

7. Da Silva EF, Pellizzer EP, Quinelli Mazaro JV, Garcia Júnior IR. Influence of the connector and implant design on the implant-tooth-connected prostheses. Clin Implant Dent Relat Res. 2010; 12:254-62.

8. Dechow PC, Carlson DS. Development of mandibular format - Phylogeny, Ontogeny and Function. In: McNeill C, eds. Science and pratice of occlusion. Hanover park: Quintessence publishing Co., Inc., 2000, p. 14.

9. Ferraço R, Pellizzer EP, Tonella BP, Falcón-Antenucci RM, Verri FR, Dekon SF, Goiato MC. Photoelastic analysis of the influence of residual ridge inclination in conjugated class I mandibular prostheses with different attachment systems. Acta Odontol Scand. 2013; 71: 984-88.

10. Hilloowala R, Kanth H. The transmission of masticatory forces and nasal septum: structural comparison of the human skull and Gothic cathedral. Cranio. 2007; 25: 166-71.

11. Hood JAA, Farah JW, Craig RG. Modification of stresses in alveolar bone induced by a tilted molar. J Prosthet Dent. 1975; 34: 415-21.

12. Horta J, Rivera AL, Isla AL, Oskam A, Castano VM. Fracture of femur: Simulation and photoelasticity analysis. Digest J Nanom Biostruct. 2013; 8(1): 177-85.

13. Hylander WL, Picq PG, Johnson K. Masticatory-stress hypotheses and the supraorbital region of primates. Am J Phys Anthropol. 1991; 86: 1-36.

14. Karl M, Dickinson A, Holst S, Holst A. Biomechanical Methods Applied in Dentistry: A Comparative Overview of Photoelastic Examinations, Strain Gauge Measurements, Finite Element Analysis and Three-dimensional Deformation Analysis. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2009; 17(2): 50-7.

15. Korioth TWP, Romilly DP, Hannam AG. Three-Dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible. Am J Phys Ant. 1992; 88: 69-96.

16. Korioth TWP, Versluis A. Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. Crit Rev Oral Biol Med. 1997; 8: 90-104.

17. Mavropoulos A, Kiliaridis S, Bresin A, Ammann P. Effect of different masticatory functional and mechanical demands on the structural adaptation of the mandibular alveolar bone in young growing rats. Bone. 2004; 35(1): 191-7.

18. Mchenry CR, Wroe S, Clausen PD, Moreno K, Cunningham E. Supermodeled sabercat, predatory behavior in Smilodon fatalis revealed by highresolution 3D computer simulation. Proc Natl Acad Sci. 2007; 141: 1-6.

19. Meyer U, Vollmer D, Homann C, Schuon R, Benthaus S, Vegh A, Felszegi E, Joos U, Piffko J. Experimental and finite-element models for the assessment of mandibular deformation under mechanical loading. Mund Kiefer Gesichtschir. 2000; 4: 14-20.

20. Naves MD, Menezes HH, Magalhaes D, Araújo CA, Simamoto Júnior PC. The influence of interproximal contact on implant-supported fixed partial dentures in the posterior jaw - a photoelastic analysis. J Oral Implantol. 2013. *In press*.

21. Ozkir SE, Terzioglu H. Macro design effects on stress distribution around implants: A photoelastic stress analysis. Indian J Dent Res. 2012; 23:603-07.

22. Prado FP, Rossi AC, Freire AR, Caria PHF. The application of finite element analysis in the skull biomechanics and on Dentistry. Indian J Dent Res. 2013. *In press.*

23. Richmond BG, Wright BW, Grosse I, Dechow PC, Ross CF, Spencer MA, Strait DS. Finite element analysis in functional morphology. Anat Rec. 2005; 283A: 259-74.

24. Roberts WE, Garetto LP, Arbuckle GR et al. What are the risk factors of osteoporosis? J Am Dent Ass. 1991; 122(2): 59-61.

25. Roberts WE, Hohlt WF, Arbuckle GR. The support structures and dental adaptation. In: McNeill C, eds. Science and pratice of occlusion. Hanover park: Quintessence publishing Co., Inc., 2000, p. 81.

26. Schwartz GT. Taxonomic and functional aspects of the patterning of enamel thickness distribution in extant large bodied hominoids. Am J Phys Anthropo. 2000; 111: 221-44.

27. Schwartz-Dabney CL, Dechow PC. Variations in Cortical Material Properties Throughout the Human Dentate Mandible. Am J Phys Anthropol. 2003; 120:252-77.

28. Sicher H, DuBrul EL. Oral Anatomy. 5 ed. Saint Louis: Ishiyaku EuroAmerica. 1970.

29. Strait DS, Wang Q, Dechow P, Ross C, Richmond B, Spencer M, Patel B. Modeling elastic properties in finite-element analysis: how much precision is needed to produce an accurate model? Anat Rec. 2005; 283A: 275-87.

30. Strait DS, Weber GW, Neubauer S, Chalk J, Richmond BG, Lucas PW, Spencer MA, Schrein C, Dechow PC, Ross CF, Grosse IR, Wright BW, Constantino P, Wood BA, Lawn B, Hylander WL, Wang Q, Byron C, Slice DE, Smith AL. The feeding biomechanics and dietary ecology of Australopithecus africanus. Proc Nat Acad Sci. 2009; 106: 2124-129.

31. Sun W, Starly B, Nam J, Darling A. Bio-CAD modeling and its application in computer-aided tissue engineering. Computer-Aided Design. 2005; 37: 1097-114.

32. Wong RC, Tideman H, Merkx MA, Jansen J, Goh SM, Liao K. Review of biomechanical models used in studying the biomechanics of reconstructed mandibles. Int J Oral Maxillofac Surg. 2011; 40(4):393-400.

33. Wroe S, Ferrara TL, McHenry CR, Curnoe D, Chamoli U. The craniomandibular mechanics of being human. Proc Biol Sci. 2010; 277(1700):3579-86.
34. Wroe S, Moreno K, Clausen P, McHenry CR, Curnoe D. High-resolution computer simulation of hominid cranial mechanics. Anat Rec. 2007; 290: 1248-55.

CAPÍTULO 2*

ÁREAS DE TENSÕES MUSCULARES NA MANDÍBULA HUMANA - ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS

Autores: ROSSI AC[1], FREIRE AR[1], CARIA PHF[1]

[1]Departamento de Morfologia, área de Anatomia, Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, Piracicaba, SP, Brasil.

***Este artigo será traduzido para o inglês e posteriormente submetido ao periódico: Clinical Anatomy.**

RESUMO

A AEF possibilita a utilização de diferentes configurações de aplicação de carga mecânica na mandíbula para simulação da mastigação. Esta análise também permite avaliar a resposta mecânica da mandíbula frentes às cargas musculares. O objetivo deste estudo foi avaliar, pela análise de AEF, as áreas de tensões musculares na mandíbula humana. A partir de uma tomografia computadorizada de uma mandíbula adulta e totalmente dentada, obteve-se um modelo CAD compatível com o software para AEF. No software Ansys v14, a malha de elementos finitos foi construída. Foram simulados os músculos elevadores da mandíbula (músculos masseter, temporal e pterigoideo medial) com força máxima, sendo esta aplicada nas suas respectivas regiões de inserção. As tensões de von-Mises foram avaliadas na mandíbula para verificar as áreas de maior e menor tensão observadas. No processo coronóide as tensões ocorreram num intervalo de 6,47 a 13,42 MPa, principalmente na superfície medial, acompanhando a borda anterior do ramo até o trígono retromolar. No ângulo da mandíbula o mesmo intervalo (6,47 a 13,42 MPa) ocorreu nas vistas medial e lateral. Na linha oblíqua as tensões foram maiores (13,42 a 22,87 MPa), enquanto que no processo condilar as tensões foram menores (0,5 a 1,5 MPa). No corpo da

mandíbula, incluindo a base, as tensões foram maiores na vista medial (13,42 a 22,87 MPa). No corpo da mandíbula, na vista lateral, verificou-se uma variação de valores dependendo do nível de avaliação, sendo 6,47 a 13,42 MPa ao nível dos pré-molares e de 0,5 a 1,5 MPa ao nível dos dentes anteriores. Na incisura pré-goníaca, no processo alveolar do segundo molar e na região distal do primeiro molar na vista lateral as tensões ocorreram com um mesmo intervalo (13,42 a 22,87 MPa). Conclui-se que a ação muscular gerou áreas de maior tensão no corpo mandibular, ângulo mandibular, linha oblíqua, incisura pré-goníaca, no processo alveolar ao nível do segundo molar e na região distal do primeiro molar.

Palavras-chave: biomecânica, mandíbula, análise de elementos finitos.

INTRODUÇÃO

Uma vez que a mandíbula deve absorver e distribuir as cargas funcionais exercidas pelos músculos da mastigação e dentes, sua forma estrutural compõe-se de osso cortical espesso com trabéculas orientadas para suportar estruturas internas, tais como o canal mandibular e os alvéolos dentais (Korioth et al., 1992).

A partir das teorias de transferências de forças mastigatórias para as estruturas dentoalveolares da mandíbula humana, estudos experimentais (Raadsheer et al., 1999; Vollmer et al., 2000; van Eijden, 2000; Nickel et al., 2003) e computacionais por meio da AEF (Korioth et al., 1992; Vollmer et al., 2000; Ichim et al., 2006; Szucs et al., 2010) obtiveram resultados de relevante importância no entendimento da resposta mecânica do tecido ósseo. A AEF permite verificar tensões, qualitativa e quantitativamente, a partir da aplicação de cargas mecânicas em modelos computacionais (Daegling & Hylander, 2000; Dechow & Carlson, 2000).

A AEF possibilita a utilização de diferentes configurações de aplicação de carga mecânica sobre os dentes e estrutura óssea na mandíbula para simulação da mastigação (Prado et al., 2013). Estudos têm utilizado como condição para simulação, pela AEF, da atividade mastigatória, a ação dos músculos elevadores da mandíbula (Nickel et al., 2003; Ichim et al., 2006; Apicella et al., 2010), nos quais a ação muscular foi simulada em força máxima, em análises estáticas, para melhor entendimento da resposta mecânica a partir de

uma oclusão molar (Nickel et al., 2003), mudanças na geometria do mento (Ichim et al., 2006) e determinação de áreas sensíveis conforme a mudança nas propriedades mecânicas do osso mandibular (Apicella et al., 2010). Desta forma, estes estudos simularam a ação muscular para avaliações de regiões específicas da mandíbula. Assim, pode-se questionar qual a resposta mecânica de toda a mandíbula quanto à ação muscular e, utilizando geometria de larga escala, para compreender a resposta mecânica deste osso.

O objetivo deste estudo foi avaliar, pela AEF, as áreas de tensões musculares na mandíbula humana.

MATERIAIS E MÉTODOS

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa envolvendo Seres Humanos da FOP-UNICAMP, sob protocolo número: 005/2011 (Anexo 2).

Construção da geometria

Uma tomografia computadorizada (GE HiSpeed NX/i CT scanner – General Electric, Denver, CO, USA) foi realizada a partir de uma hemimandíbula adulta, totalmente dentada e macerada. Os cortes tomográficos (Figura 1A) apresentaram espessura de 0.25 mm para maior precisão na obtenção da geometria.

Foi utilizado o software InVesalius 3.0 (Centro de Tecnologia da Informação, Campinas-SP, Brasil) para seleção das estruturas anatômicas (osso compacto, osso esponjoso e dentes) (Figura 1A) a partir da marcação dos pixels através de intervalos de limiar em valores de HU (*Hounsfield Units*), formando uma superfície tridimensional em formato estereolitográfico (STL) (Figura 1B). Esta superfície serviu como base para a modelagem da geometria BioCAD.

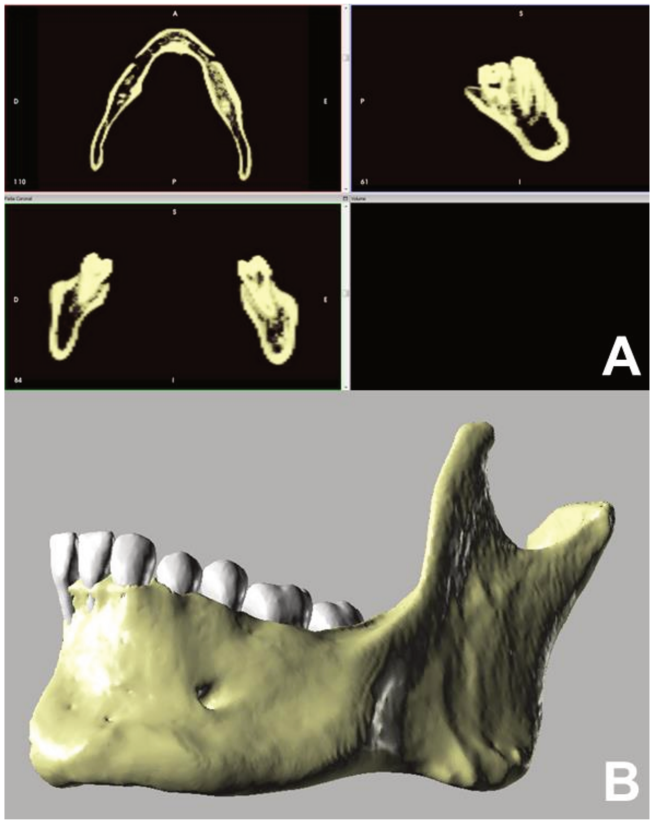


Figura 1. A) Seleção das estruturas anatômicas em cada corte tomográfico no software InVesalius 3.0; B) Modelo estereolitográfico.

A construção da geometria (Figura 2) foi realizada no software Rhinoceros® 3D 4.0 (McNeel & Associates, USA) pelo método de modelagem BioCAD utilizando a técnica da engenharia reversa (Sun et al., 2005). Neste método, o modelo STL foi utilizado para referência durante a modelagem. Sobre a superfície deste modelo foram desenhadas curvas seguindo os marcos anatômicos presentes na superfície externa da mandíbula humana (Benazzi et al., 2011). A partir destas curvas foram construídas superfícies de 3 ou 4 lados, as quais foram unidas formando diferentes sólidos (Figura 2), considerando as seguintes estruturas: dente, osso cortical e osso esponjoso.

O osso esponjoso foi construído como um sólido único preenchendo o espaço interno formado pela geometria do osso compacto (Apicella et al., 2010). Os sólidos referentes aos dentes foram construídos a partir das superfícies externas da coroa de cada dente presente na mandíbula.

Os sólidos formados apresentaram configuração de superfície tipo NURBS (Non Uniform Rational Basis Spline), a qual possibilita a utilização destes modelos em softwares para análise de elementos finitos.

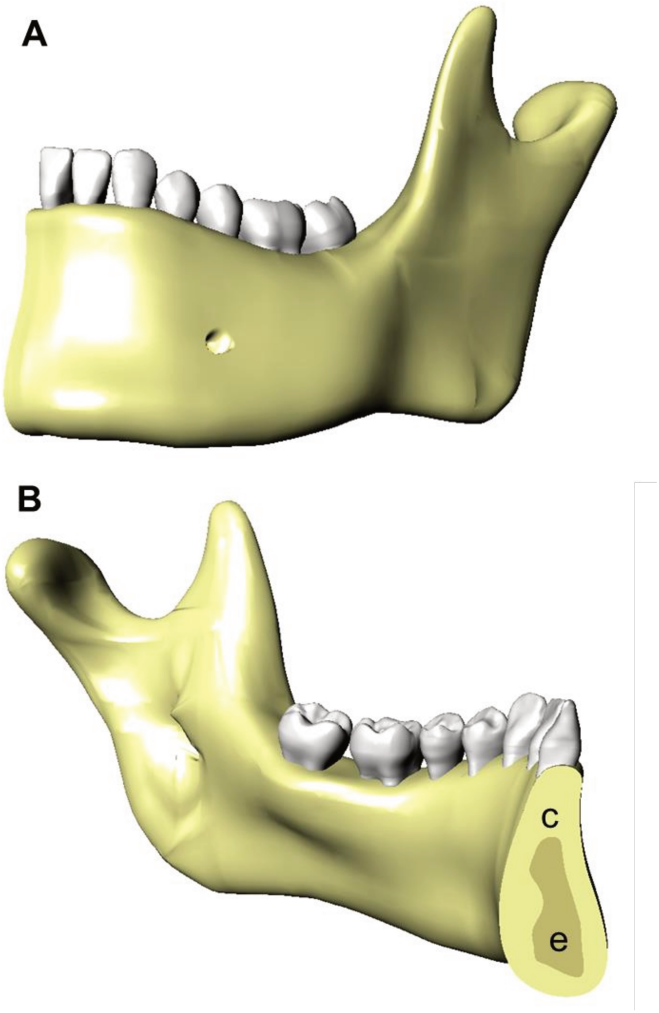


Figura 2. A) Vista lateral do modelo da geometria BioCAD; B) Vista medial do modelo da geometria BioCAD; c: osso compacto; e: osso esponjoso.

Construção da malha de elementos finitos

A geometria BioCAD foi transferida para o software Ansys v14 (Ansys Inc.) para realização da AEF. A construção da malha de elementos finitos foi realizada de modo automático de forma que o software utilizou as configurações para adaptação da malha às geometrias. A malha de elementos finitos foi formada por elementos tetraédricos.

A malha de elementos finitos (Figura 3) apresentou elementos tetraédricos constituída de 67.679 elementos e 119.249 nós.

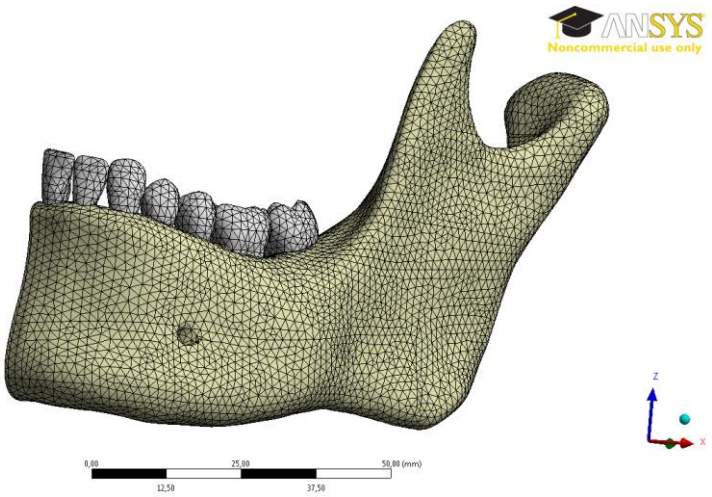


Figura 3. Vista lateral do modelo com a malha de elementos finitos.

Com a malha formada, as propriedades mecânicas aplicadas às geometrias foram estabelecidas (tabela 1). O modelo de elementos finitos foi considerado isotrópico, homogêneo e elástico (Apicella et al., 2010).

Tabela 1. Propriedades mecânicas das estruturas anatômicas.

Estruturas	**Módulo de Young (em MPa)**	**Coeficiente de Poisson**
Osso compacto*	13700	0,3
Osso esponjoso*	1370	0,3
Dente**	19600	0,3

*Ko et al., 1992; **Tanne et al., 1998.

Características da simulação para AEF

No plano de corte mediano foram aplicadas restrições nos eixos X, Y e Z para evitar movimentos livres durante a simulação, caracterizando a condição estática estabelecida durante a máxima intercuspidação.

No ramo da mandíbula os músculos elevadores da mandíbula (músculos masseter, temporal e pterigoideo medial) foram simulados com força máxima (tabela 2), sendo esta aplicada nas suas respectivas regiões de inserção (Figura 4). A direção do vetor e o valor da força máxima foram determinados de acordo pela resultante das fibras musculares. Na face oclusal dos dentes posteriores foi aplicada a restrição para permitir a simulação da condição de máxima intercuspidação.

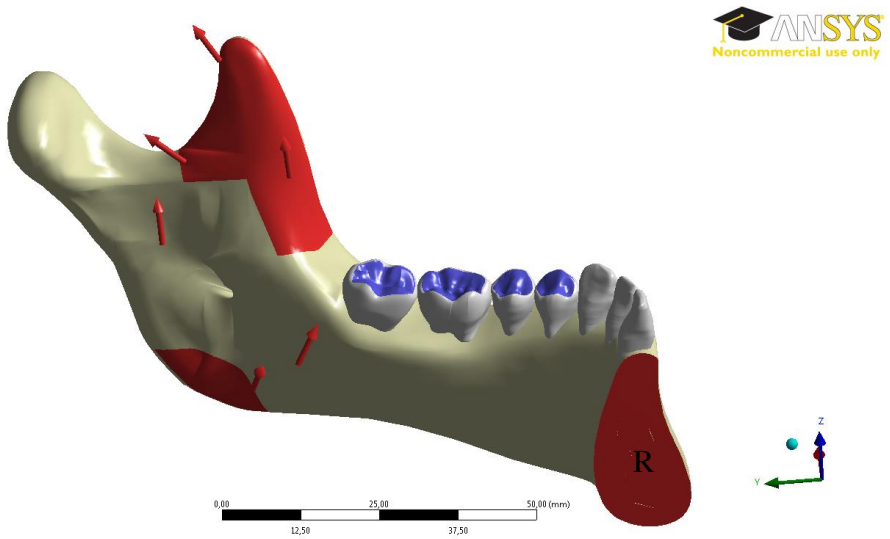


Figura 4. Vista medial do modelo de elementos finitos. Representação das regiões de inserção em que foram aplicadas as forças musculares. As setas indicam a direção do vetor de forças de cada músculo. Em azul está representada a região de restrição do modelo na face oclusal dos dentes posteriores. R: plano de corte em que foi aplicada restrição.

Tabela 2. Valores de força dos músculos elevadores da mandíbula*.

Músculo	Força (N)
Masseter (parte superficial)	190,40
Masseter (parte profunda)	81,60
Temporal (fibras anteriores)	158
Temporal (fibras médias)	95,60
Temporal (fibras posteriores)	75,60
Pterigoideo medial	174,80

* van Essen et al. (2005).

Análises realizadas

A tensão de von-Mises foi calculada e avaliada para verificar as áreas de maior e menor tensão observadas. Os valores foram obtidos em MPa.

RESULTADOS

Nas regiões das inserções musculares as tensões ocorreram com variações de magnitude ao longo de cada estrutura. No processo coronóide as tensões ocorreram num intervalo de 6,47 a 13,42 MPa, principalmente na superfície medial, acompanhando a borda anterior do ramo até o trígono retromolar. No ápice do processo coronóide, as tensões foram menores (0,05 a 1,5 MPa) (Figura 5). No ângulo da mandíbula o mesmo intervalo (6,47 a 13,42 MPa) ocorreu nas vistas medial (Figura 6) e lateral (Figura 5). Na vista medial do ângulo existiu apenas uma pequena região de maior magnitude (13,42 a 22,87 MPa) (Figura 6), sendo que apenas na vista lateral (Figura 5) observou-se uma área de tensão de menor magnitude (0,5 a 1,5 MPa). No ramo da mandíbula, as tensões ocorreram com o mesmo intervalo de magnitude nas vistas medial (Figura 6) e lateral (Figura 5) (6,47 a 13,42 MPa). Ao aproximar-se da linha oblíqua as tensões foram maiores (13,42 a 22,87 MPa) (Figura 5), enquanto que no processo condilar as tensões diminuíram (0,5 a 1,5 MPa) (Figura 5) atingindo intervalo de 0,05 a 0,18 MPa no colo e cabeça da mandíbula. O mesmo intervalo de 0,5 a 1,5 MPa ocorreu na língula da mandíbula (Figura 6). Na incisura pré-goníaca, no processo alveolar do segundo molar e na região distal do primeiro molar na vista lateral as tensões ocorreram com um mesmo intervalo (13,42 a 22,87 MPa) (Figura 5).

No processo alveolar, desde o segundo o molar até o primeiro pré-molar, em ambas as vistas (Figuras 5 e 6), as tensões ocorreram num mesmo intervalo (6,47 a 13,42 MPa). No processo alveolar, ao nível dos dentes anteriores, as tensões foram menores (0,5 a 1,5 MPa) em ambas as vistas (Figuras 5 e 6).

Em grande parte do corpo da mandíbula, incluindo a base, as tensões foram maiores na vista medial (Figura 6) (13,42 a 22,87 MPa) do que na lateral. No corpo da mandíbula na vista lateral (Figura 5) verificou-se uma variação de valores dependendo do nível de avaliação, sendo 6,47 a 13,42 MPa ao nível dos pré-molares e de 0,5 a 1,5 MPa ao nível dos dentes anteriores.

No mento, as tensões foram de 0,5 a 1,5 MPa (Figura 5). Na região das espinhas mentonianas as tensões foram de 1,5 a 6,47 MPa (Figura 6).

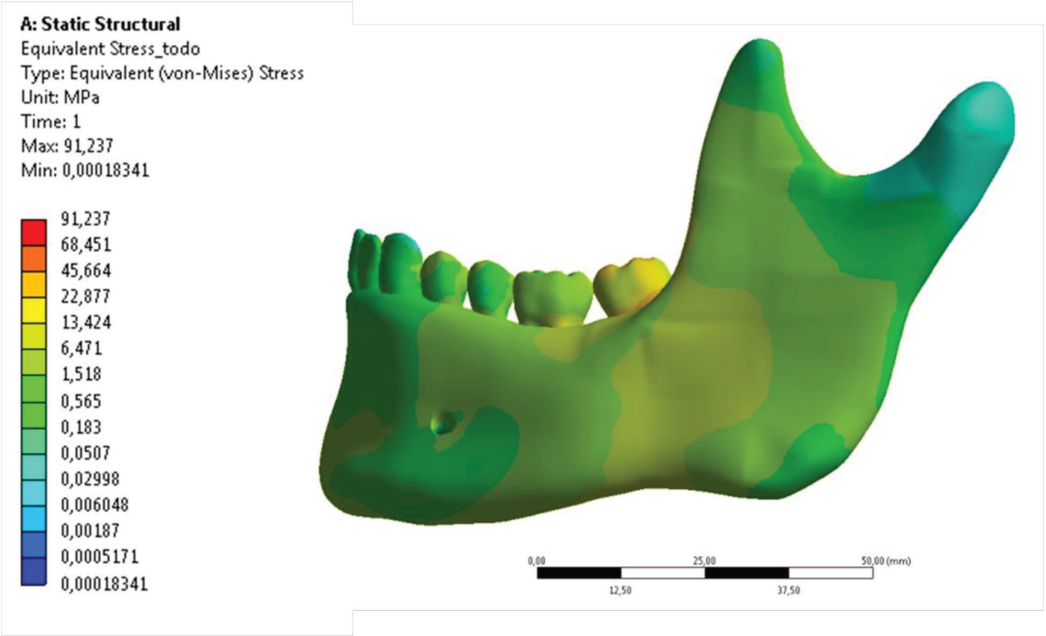


Figura 5. Tensões de von-Mises na vista lateral da mandíbula.

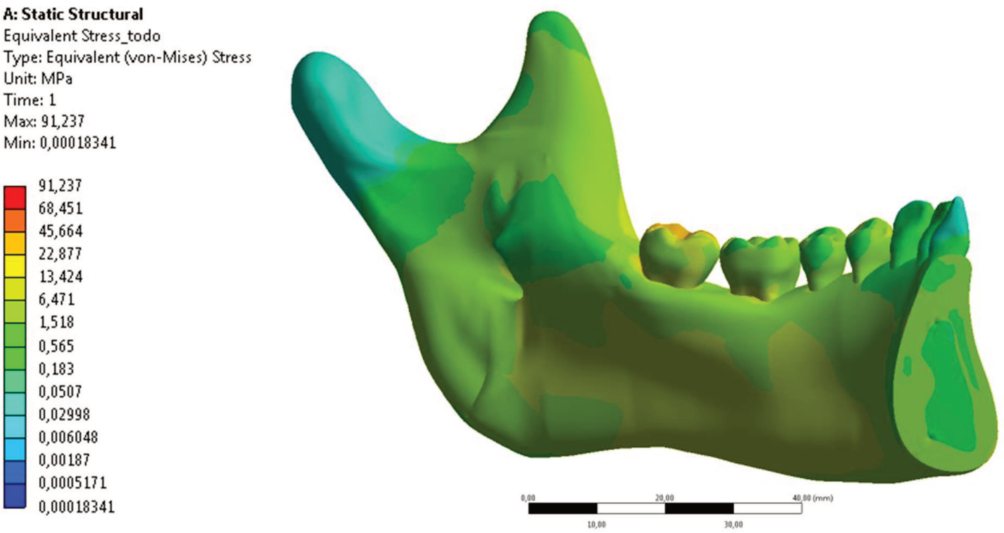


Figura 6. Tensões de von-Mises na vista medial da mandíbula.

DISCUSSÃO

Apesar da sua forma arqueada, a geometria da mandíbula apresenta variações ao longo de sua estrutura óssea. Tais características foram consideradas neste estudo com o objetivo de interpretar as variações (em magnitude) de tensões de von-Mises. A importância destas variações foi bem demonstrada em estudos de simulações computacionais por AEF em ossos do crânio humano (Ichim et al., 2006; Wroe et al., 2010), tanto no ser humano atual (Wroe et al., 2010) quanto em hominídeos (Strait et al., 2009; Wroe et al., 2010).

Considerando a relação forma/função, estudos relataram que as estruturas de reforço ósseo na mandíbula se remodelam frente às cargas mecânicas geradas pelos dentes e pela função muscular (Korioth et al., 1992; Schwartz, 2000). Funcionalmente, dentes e músculos da mastigação estimulam e ativam a formação e organização do tecido ósseo, principalmente na região do corpo mandibular que recebe as cargas mecânicas provenientes dos molares (Mavropoulos, 2004). Os resultados observados nas tensões de von-Mises apresentaram esta característica principalmente no corpo mandibular na vista lateral e no processo alveolar ao nível dos molares na vista lateral.

O resultado encontrado neste estudo contribui para a determinação do efeito das cargas mastigatórias funcionais baseadas em duas principais hipóteses: as trajetórias de dissipação de energia a partir do contato oclusal e ação das forças musculares (Sicher & DuBrul, 1970; Hylander et al., 1991) e a distribuição não-uniforme das tensões e deformações sobre o crânio humano, caracterizando um meio ambiente ideal de deformações (Hylander et al., 1991; Daeling & Hylander, 2000), cujos valores numéricos ainda não estão bem definidos. As ações musculares sobre a mandíbula juntamente com as restrições sobre a superfície oclusal dos dentes posteriores reproduziram a ação mecânica do contato oclusal (Strait et al., 2009; Wroe et al., 2010), permitindo assim relacionar com estas hipóteses. Korioth et al. (1992) foram um dos precursores na avaliação da ação muscular mastigatória na mandíbula humana, porém as restrições na superfície oclusal dos dentes envolveram todos os dentes inferiores. Para melhor simulação desta ação, neste estudo, foram selecionados apenas os dentes posteriores, caracterizando com maior fidelidade a condição de máxima intercuspidação em condições normais (McNeill, 2000).

As trajetórias mandibulares mostram dissipação de energia a partir do contato entre os dentes posteriores para o corpo da mandíbula (trajetória alveolar) (Sicher & DuBrul, 1970). Diferentes estudos têm demonstrado regiões de alta tensão no corpo mandibular ao nível dos molares em diferentes situações de simulação, porém a partir de cargas consideradas puntiformes, principalmente com simulação de mordida no primeiro molar (Ichim et al., 2006; Apicella et al., 2010; Wroe et al., 2010; Bújtar et al., 2010; Gröning et al., 2011). Neste estudo foi possível observar região de alta tensão no corpo mandibular ao nível dos molares e pré-molares comparando-se com as regiões anteriores a partir da ação muscular. Além disso, foi observada uma área de maior tensão (13,42 a 22,87 MPa) no corpo mandibular, medialmente. Desta forma, fica evidente a resposta mecânica no corpo mandibular pelo contato oclusal e pela função muscular, caracterizando as hipóteses propostas. Pode-se sugerir que devido à presença de depressões e a menor espessura de osso cortical a resposta mecânica no corpo mandibular na vista medial se caracterizou como uma área de maior tensão.

A ação muscular se evidencia no processo coronóide e no ângulo da mandíbula, as quais são regiões com valores de tensões mais variadas, sendo áreas de menor tensão no processo coronóide comparado ao ângulo mandibular, sendo esta característica também observada em outros estudos (Korioth et al., 1992; Ichim et al., 2006; Bújtar et al., 2010; Gröning et al., 2011). O ângulo mandibular apresentou maior tensão em relação ao processo coronóide, em ambas as vistas, devido à ação dos músculos masseter e pterigoideo medial, os quais possuem maior magnitude em relação ao músculo temporal quando em posição de máxima intercuspidação (Korioth et al., 1992; Nickel et al., 2003; van Essen et al., 2005). Além disso, as variações dos valores de tensões no ângulo e no processo coronóide também estão relacionadas com as variações em magnitude e direção das fibras musculares.

Variações de tensões e deformações ao longo da estrutura mandibular é um tema importante na biomecânica craniofacial para a busca do conhecimento da relação fisiológica entre magnitude/dose de cargas sobre as estruturas dentais na mastigação, peridentais e ósseas (Hylander et al., 1991; Roberts et al., 1991). Os dados obtidos neste

estudo apresentam significância na escolha de materiais restauradores e melhor seleção no processo de reabilitação oral em prótese e implantodontia (Prado et al., 2013).

As variações na resposta mecânica têm sido atribuídas a um ambiente ideal, em que se caracteriza por tensões não uniformes durante a ação das cargas funcionais (Hylander et al., 1991; Daeling & Hylander, 2000). Neste estudo, foram observadas variações em toda estrutura óssea mandibular, demonstrando assim maior precisão na determinação das regiões adaptadas às cargas mastigatórias. Devido à ação muscular, grande parte do ramo da mandíbula e, principalmente, a região posterior do corpo mandibular apresentou alta tensão, cuja característica tem sido relacionada com a adaptação em suportar tais cargas (Korioth et al., 1992). No ramo da mandíbula, o processo condilar e a língula da mandíbula apresentaram menores valores de tensão. O processo condilar apresentou-se com superfície livre, ou seja, com ausência da articulação temporomandibular e, assim, não é possível estabelecer relação com a adaptação à mastigação nesta condição. No entanto, pode-se sugerir que na língula da mandíbula a menor tensão está relacionada com o fato de esta região estar adaptada a outro tipo de carga, como a tração ocasionada pelo ligamento esfenomandibular durante a abertura da boca (McNeill, 2000).

A resposta mecânica possui relação com a resistência óssea que, por sua vez, é indicada pela propriedade mecânica envolvendo espessura, densidade e rigidez do osso cortical, o qual possui variações ao longo da mandíbula (Schwartz-Dabney & Dechow, 2003). Neste estudo, as propriedades mecânicas da estrutura óssea foram simplificadas, uma vez que foram consideradas as características morfológicas de cada região da mandíbula. Além disso, a espessura do osso cortical possui maior influência na resistência óssea, uma vez que é um fator determinante na rigidez (Schwartz-Dabney & Dechow, 2003). Como o trígono retromolar e a linha oblíqua, cujo resultado encontrado neste estudo, foi similar a outros estudos com simulações de mordida nos molares inferiores, porém não em valores absolutos, sugere-se que estas áreas são de maior reforço ósseo e tornam a região posterior do corpo mandibular mais resistente (Ichim et al., 2006; Bújtar et al., 2010; Wang et al., 2010; Wroe et al., 2010). Este dado foi demonstrado com uma alteração nesta região através da simulação de cargas mastigatórias após a extração do terceiro molar inferior (Szücs et al., 2010). Estes autores concluíram que, a partir da extração, as tensões

aumentaram significativamente, podendo estabelecer uma relação com a maior incidência de fraturas nesta região após alterações morfológicas, como um procedimento de extração (Szücs et al., 2010).

CONCLUSÕES

A ação dos músculos elevadores na mandíbula simulada na análise de elementos finitos gerou áreas de maior tensão no corpo mandibular, ângulo mandibular, linha oblíqua, incisura pré-goníaca, no processo alveolar ao nível do segundo molar e na região distal do primeiro molar.

REFERÊNCIAS

1. Apicella D, Aversa R, Ferro F, Ianniello D, Perillo L, Apicella A. The importance of cortical bone orthotropicity, maximum stiffness direction and thickness on the reliability of mandible numerical models. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2010; 93(1):150-63.
2. Bujtár P, Sándor GK, Bojtos A, Szucs A, Barabás J. Finite element analysis of the human mandible at 3 different stages of life. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2010; 110(3): 301-9.
3. Daegling DJ, Hylander WL. Experimental observation, theoretical models, and biomechanical inference in the study of mandibular form. Am J Phys Anthropol. 2000; 112: 541-51.
4. Dechow PC, Carlson DS. Development of mandibular format - Phylogeny, Ontogeny and Function. In: McNeill C, eds. Science and pratice of occlusion. Hanover park: Quintessence publishing Co., Inc., 2000, p. 14.
5. Gröning F, Liu J, Fagan MJ, O'Higgins P. Why do humans have chins? Testing the mechanical significance of modern human symphyseal morphology with finite element analysis. Am J Phys Anthropol. 2011; 144(4): 593-606.
6. Hylander WL, Picq PG, Johnson K. Masticatory-stress hypotheses and the supraorbital region of primates. Am J Phys Anthropol. 1991; 86: 1-36.
7. Ichim I, Swain MV, Kieser JA. Mandibular stiffness in humans: numerical predictions. J Biomech. 2006; 39(10): 1903-13.

8. Korioth TWP, Romilly DP, Hannam AG. Three-Dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible. Am J Phys Ant. 1992; 88: 69-96.

9. Lanyon LE, Rubin CT. Functional adaptation in skeletal structures. In: Hildebrand N, Bramble DM, Liem KF, Wake DB. Functional vertebrate morphology. Cambridge: Harvard Univ., 1985, p. 1-25.

10. Mavropoulos A, Kiliaridis S, Bresin A, Ammann P. Effect of different masticatory functional and mechanical demands on the structural adaptation of the mandibular alveolar bone in young growing rats. Bone. 2004; 35(1): 191-7.

11. McNeill C. Ciência e Prática da Oclusão. 1ª ed. Quintessence Nacional, 2000.

12. Nickel JC, Iwasaki LR, Walker RD, McLachlan KR, McCall WD Jr. Human masticatory muscle forces during static biting. J Dent Res. 2003; 82(3): 212-7.

13. Prado FP, Rossi AC, Freire AR, Caria PHF. The application of finite element analysis in the skull biomechanics and on Dentistry. Indian J Dent Res. 2013. *In press.*

14. Raadsheer MC, van Eijden TM, van Ginkel FC, Prahl-Andersen B. Contribution of jaw muscle size and craniofacial morphology to human bite force magnitude. J Dent Res. 1999; 78(1): 31-42.

15. Roberts WE, Garetto LP, Arbuckle GR et al. What are the risk factors of osteoporosis? J Am Dent Ass. 1991; 122(2): 59-61.

16. Schwartz GT. Taxonomic and functional aspects of the patterning of enamel thickness distribution in extant large bodied hominoids. Am J Phys Anthropo. 2000; 111: 221-44.

17. Schwartz-Dabney CL, Dechow PC. Variations in Cortical Material Properties Throughout the Human Dentate Mandible. Am J Phys Anthropol. 2003; 120: 252-77.

18. Sicher H, DuBrul EL. Oral Anatomy. 5 ed. Saint Louis: Ishiyaku EuroAmerica. 1970.

19. Strait DS, Weber GW, Neubauer S, Chalk J, Richmond BG, Lucas PW, Spencer MA, Schrein C, Dechow PC, Ross CF, Grosse IR, Wright BW, Constantino P, Wood BA, Lawn B, Hylander WL, Wang Q, Byron C, Slice DE, Smith AL. The feeding biomechanics and dietary ecology of Australopithecus africanus. Proc Nat Acad Sci. 2009; 106: 2124-129.

20. Sun W, Starly B, Nam J, Darling A. Bio-CAD modeling and its application in computer-aided tissue engineering. Computer-Aided Design. 2005; 37: 1097-114.

21. Szucs A, Bujtár P, Sándor GK, Barabás J. Finite element analysis of the human mandible to assess the effect of removing an impacted third molar. J Can Dent Assoc. 2010; 76: 1-7.

22. Tanne K, Sakuda M. Biomechanical and clinical changes of the craniofacial complex from orthopedic maxillary protraction. Angle Orthod. 1991; 61:145-52.

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

24. van Essen NL, Anderson IA, Hunter PJ, Carman J, Clarke RD, Pullan AJ. Anatomically based modelling of the human skull and jaw. Cells Tissues Organs. 2005; 180(1): 44-53.

25. Vollmer D, Meyer U, Joos U, Vègh A, Piffko J. Experimental and finite element study of a human mandible. J Craniomaxillofac Surg. 2000; 28(2):91-6.

26. Wang H, Ji B, Jiang W, Liu L, Zhang P, Tang W, Tian W, Fan Y. Three-dimensional finite element analysis of mechanical stress in symphyseal fractured human mandible reduced with miniplates during mastication. J Oral Maxillofac Surg. 2010; 68(7): 1585-92.

27. Wroe S, Ferrara TL, McHenry CR, Curnoe D, Chamoli U. The craniomandibular mechanics of being human. Proc Biol Sci. 2010; 277(1700):3579-86.

CONSIDERAÇÕES GERAIS

As análises fotoelástica e de elementos finitos permitiram avaliar as áreas de tensões mecânicas no corpo mandibular e demonstrar que a tensão mecânica gerada pela oclusão posterior é transferida para o processo alveolar, linha oblíqua e trígono retromolar.

A análise de elementos finitos mostrou que a ação muscular gera resposta mecânica de maior intensidade no corpo mandibular, ângulo mandibular, na linha oblíqua, incisura pré-goníaca, no processo alveolar ao nível do segundo molar e na região distal do primeiro molar.

A avaliação das áreas de maior e menor tensões diante da aplicação de cargas de diferentes magnitudes contribui para entender as alterações clínicas da dentição. Além disso, contribui para o desenvolvimento de estudos de simulações na mandíbula em diversas situações clínicas.

REFERÊNCIAS*

1. Adams V, Askenazi, A. Building better products with finite element analysis. Santa Fé: OnWord Press. 1999.

2. Apicella D, Aversa R, Ferro F, Ianniello D, Perillo L, Apicella A. The importance of cortical bone orthotropicity, maximum stiffness direction and thickness on the reliability of mandible numerical models. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2010; 93(1):150-63.

3. Assunção WG, Barão VA, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. J Craniofac Surg. 2009; 20(4):1173-7.

4. Biewener AA. Biomechanics of mammalian terrestrial locomotion. Science. 1990; 250: 1097-1103.

5. Canger EM, Celenk P. Radiographic evaluation of alveolar ridge heights of dentate and edentulous patients. Gerodontology. 2012; 29(1):17-23.

6. Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer: a photoelastic and strain-gauge analysis. Clin Oral Implants Res. 2004; 15: 249-57.

7. Da Silva EF, Pellizzer EP, Quinelli Mazaro JV, Garcia Júnior IR. Influence of the connector and implant design on the implant-tooth-connected prostheses. Clin Implant Dent Relat Res. 2010; 12:254-62.

8. Daegling DJ, Hylander WL. Experimental observation, theoretical models, and biomechanical inference in the study of mandibular form. Am J Phys Anthropol. 2000; 112: 541-51.

9. Dechow PC, Carlson DS. Development of mandibular format - Phylogeny, Ontogeny and Function. In: McNeill C, eds. Science and pratice of occlusion. Hanover park: Quintessence publishing Co., Inc., 2000, p. 14.

10. Duterloo HS, Atkinson PJ, Woodhead C, et al. Bone density changes in the mandibular cortex of the rhesus monkey (Macaca mulatta). Arch Oral Biol. 1974; 19:241-8.

11. Hylander WL, Picq PG, Johnson K. Masticatory-stress hypotheses and the supraorbital region of primates. Am J Phys Anthropol. 1991; 86: 1-36.

12. Koolstra JH, van Eijden TMGJ. Application and validation of a three-dimensional mathematical model of the human masticatory system in vivo. J Biomech. 1992; 25: 175-87.

13. Korioth TWP, Romilly DP, Hannam AG. Three-Dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible. Am J Phys Ant. 1992; 88: 69-96.

14. Korioth TW, Hannam AG. Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. J Dent Res. 1994; 73(1): 56-66.

15. Lanyon LE, Rubin CT. Functional adaptation in skeletal structures. In: Hildebrand N, Bramble DM, Liem KF, Wake DB. Functional vertebrate morphology. Cambridge: Harvard Univ., 1985, p. 1-25.

16. Lyrio MCN. Análise mecânica e fotoelástica das técnicas de fixação interna rígida da osteotomia sagital utilizando placa convencional e placa com sistema de travamento em avanços mandibulares [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/ FOP; 2009.

17. Martin RB, Burr DB. Structure, Function, and Adaptation of Compact Bone. New York: Raven, 1989.

18. Mavropoulos A, Kiliaridis S, Bresin A, Ammann P. Effect of different masticatory functional and mechanical demands on the structural adaptation of the mandibular alveolar bone in young growing rats. Bone. 2004; 35(1): 191-7.

19. Naves MD, Menezes HH, Magalhaes D, Araújo CA, Simamoto Júnior PC. The influence of interproximal contact on implant-supported fixed partial dentures in the posterior jaw - a photoelastic analysis. J Oral Implantol. 2013; *In press*.

20. Ozkir SE, Terzioglu H. Macro design effects on stress distribution around implants: A photoelastic stress analysis. Indian J Dent Res. 2012; 23: 603-07.

21. Panagiotopoulou O. Finite element analysis (FEA): Applying an engineering method to functional morphology in anthropology and human biology. Ann Hum Biol. 2009; 36(5): 609-23.

22. Poiate IA, de Vasconcellos AB, de Santana RB, Poiate E. Three-dimensional stress distribution in the human periodontal ligament in masticatory, parafunctional, and trauma loads: finite element analysis. J Periodontol. 2009; 80(11):1859-67.

23. Prado FP, Rossi AC, Freire AR, Caria PHF. The application of finite element analysis in the skull biomechanics and on Dentistry. Indian J Dent Res. 2013. *In press.*

24. Richmond BG, Wright BW, Grosse I, Dechow PC, Ross CF, Spencer MA, Strait DS. Finite element analysis in functional morphology. Anat Rec. 2005; 283A: 259-74.

25. Roberts WE, Garetto LP, Arbuckle GR, et al. What are the risk factors of osteoporosis? J Am Dent Ass. 1991; 122(2): 59-61.

26. Roberts WE, Hohlt WF, Arbuckle GR. The support structures and dental adaptation. In: McNeill C, editorse. Science and Pratice of Occlusion. 1ª ed. Hanover Park: Quintessence Publishing Co., Inc. 2000, p. 81.

27. Schwartz GT. Taxonomic and functional aspects of the patterning of enamel thickness distribution in extant large bodied hominoids. Am J Phys Anthropo. 2000; 111: 221-44.

28. Schwartz-Dabney CL, Dechow PC. Variations in Cortical Material Properties Throughout the Human Dentate Mandible. Am J Phys Anthropol. 2003; 120: 252-77.

29. Sicher H, DuBrul EL. Oral Anatomy. 5ª ed. Saint Louis: Ishiyaku EuroAmerica. 1970.

30. Strait DS, Wang Q, Dechow P, Ross C, Richmond B, Spencer M, Patel B. Modeling elastic properties in finite-element analysis: how much precision is needed to produce an accurate model? Anat Rec. 2005; 283A: 275-87.

31. Tappen NC. A functional analysis of the facial skeleton with split-line technique. Am J Phys Anthropol. 1953; 11(4): 503-32.

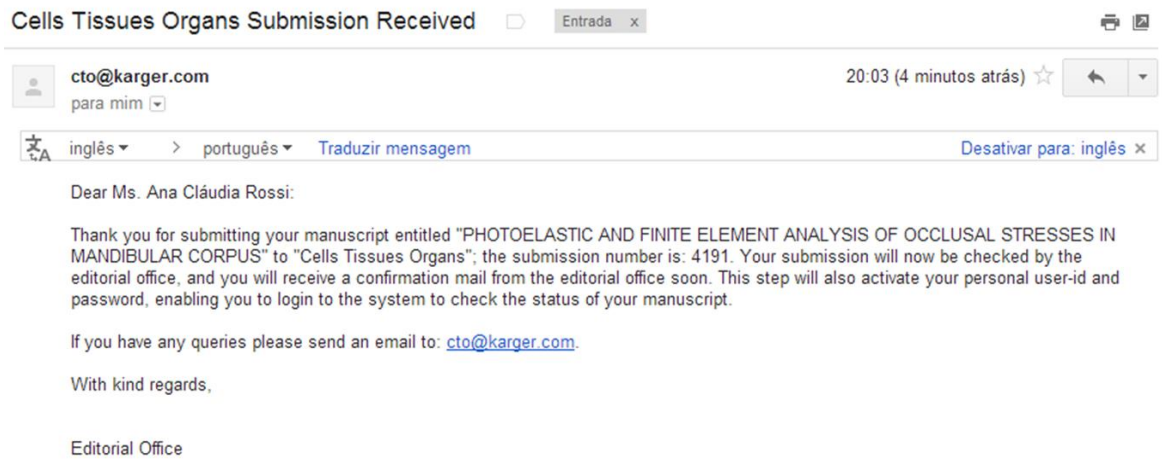
32. van Eijden TM. Biomechanics of the mandible. Crit Rev Oral Biol Med. 2000; 11(1): 123-36.

33. Wolff J. Das Gesetz der Transformation der Knochen. (Transl. The Law of Bone Remodelling). Berlin: Springer-Verlag, 1892.

34. Wong RC, Tideman H, Merkx MA, Jansen J, Goh SM, Liao K. Review of biomechanical models used in studying the biomechanics of reconstructed mandibles. Int J Oral Maxillofac Surg. 2011; 40(4): 393-400.

* De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseadas na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

ANEXO 1



Cells Tissues Organs Submission Received

Entrada x

cto@karger.com
para mim

20:03 (4 minutos atrás)

inglês > português Traduzir mensagem Desativar para: inglês ×

Dear Ms. Ana Cláudia Rossi:

Thank you for submitting your manuscript entitled "PHOTOELASTIC AND FINITE ELEMENT ANALYSIS OF OCCLUSAL STRESSES IN MANDIBULAR CORPUS" to "Cells Tissues Organs"; the submission number is: 4191. Your submission will now be checked by the editorial office, and you will receive a confirmation mail from the editorial office soon. This step will also activate your personal user-id and password, enabling you to login to the system to check the status of your manuscript.

If you have any queries please send an email to: cto@karger.com.

With kind regards,

Editorial Office

ANEXO 2

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

CERTIFICADO

O Comitê de Ética em Pesquisa da FOP-UNICAMP certifica que o projeto de pesquisa **"Avaliação dos padrões de dissipação de tensão mecânica em mandíbula humana pela análise de elementos finitos"**, protocolo nº 005/2011, dos pesquisadores Ana Cláudia Rossi e Paulo Henrique Ferreira Caria, satisfaz as exigências do Conselho Nacional de Saúde - Ministério da Saúde para as pesquisas em seres humanos e foi aprovado por este comitê em 18/03/2011.

The Ethics Committee in Research of the School of Dentistry of Piracicaba - State University of Campinas, certify that the project **"Evaluation of patterns of dissipation of mechanical tension in human mandible by the finite element analysis"**, register number 005/2011, of Ana Cláudia Rossi and Paulo Henrique Ferreira Caria, comply with the recommendations of the National Health Council - Ministry of Health of Brazil for research in human subjects and therefore was approved by this committee at 03/18/2011.

Profa. Dra. Lívia Maria Andaló Tenuta
Secretária
CEP/FOP/UNICAMP

Prof. Dr. Jacks Jorge Junior
Coordenador
CEP/FOP/UNICAMP

Nota: O título do protocolo aparece como fornecido pelos pesquisadores, sem qualquer edição.
Notice: The title of the project appears as provided by the authors, without editing.