



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



**Avaliação das tensões e deformações do osso cortical
mandibular sob ação do músculo pterigóideo lateral pela
análise de elementos finitos.**

Paolo Tulio di Nizo

Piracicaba

2013



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



Avaliação das tensões e deformações do osso cortical mandibular sob ação do músculo pterigóideo lateral pela análise de elementos finitos.

Monografia apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP para obtenção do diploma de Cirurgião-Dentista.

Orientador: Prof. Dr. Felipe Bevilacqua Prado

Co-orientador Alexandre Rodrigues Freire

Piracicaba

2013



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



CONCORDÂNCIA DO ORIENTADOR

Declaro que o (a) aluno (a) Paolo Tulio di Nizo RA103708 esteve sob minha orientação para a realização do Trabalho de Conclusão de Curso intitulado **Avaliação das tensões e deformações do osso cortical mandibular sob ação do músculo pterigóideo lateral pela análise de elementos finitos** no ano de 2013.

Concordo com a submissão do trabalho apresentado à Comissão de Graduação pelo aluno, como requisito para aprovação na disciplina DS833 - Trabalho de Conclusão de Curso.

Piracicaba, 23 de setembro de 2013.

Prof. Dr. Felipe Bevilacqua Prado

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA POR
MARILENE GIRELLO – CRB8/6159 - BIBLIOTECA DA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA DA UNICAMP

Nizo, Paolo Tulio di, 1991-

N658a Avaliação das tensões e deformações do osso cortical mandibular sob ação do músculo pterigóideo lateral pela análise de elementos finitos / Paolo Tulio di Nizo. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2013.

Orientador: Felipe Bevilacqua Prado.

Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Biomecânica. 2. Mandíbula. 3. Elementos finitos. I. Prado, Felipe Bevilacqua, 1980- II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Agradecimentos:

Agradeço aos meus pais por todo sacrifício de suas vidas, proporcionando tudo que fosse possível para que eu pudesse me desenvolver em todo meu processo educacional.

Agradeço ao Prof. Dr. Felipe Bevilacqua Prado e ao co-orientador Alexandre Rodrigues Freire que me ofereceram a oportunidade de realizar esse trabalho, tornando não apenas orientadores e sim amigos que levarei para sempre.

Resumo

A mandíbula humana possui morfologia idealizada para resistir às forças mecânicas provenientes da mastigação. Desde modo, há regiões de maior espessamento de osso cortical, como na região anterior formando a protuberância mentoniana. O músculo pterigóideo lateral possui importância na mecânica mandibular, pois sua ação tende a dobrar a mandíbula tracionando os ramos mandibulares medialmente, propondo que a região de maior tensão se localiza no mento. Estudos têm aplicado a análise de elementos finitos considerando o osso cortical mandibular como isotrópico. Por outro lado, a partir de estudos *in vitro* o consideram como ortotrópico. Diante da possibilidade da construção de um modelo tridimensional da mandíbula e das divergências entre as propriedades mecânicas do osso cortical mandibular na literatura, o objetivo deste estudo foi construir um modelo tridimensional de uma mandíbula humana para simulação da ação do músculo pterigóideo lateral pela análise de elementos finitos, considerando o osso cortical como ortotrópico. Foi construído um modelo tridimensional de uma mandíbula humana e será gerada uma malha de elementos finitos formada por elementos tetraédricos. Foram aplicadas as propriedades mecânicas nas diferentes estruturas anatômicas como dente, osso compacto e esponjoso, considerando dente e osso esponjoso como isotrópicos e osso compacto como ortotrópico. A análise foi realizada pela simulação da ação bilateral e unilateral do músculo pterigóideo lateral. Tanto na contração unilateral quanto na contração bilateral ocorreram deslocamentos do ramo da mandíbula na direção medial. Ocorreram tensões e deformações no ramo da mandíbula e no mento, com exceção na protuberância mentoniana. Assim, conclui-se que a ação muscular provocou deslocamento medial do ramo da mandíbula, conforme já elaborado, em teoria, por outros autores. Houve maior tensão e, conseqüentemente, deformação mecânica no mento e no ramo da mandíbula e a análise mostrou deslocamento, mesmo em menor quantidade, no mento no sentido anterior e inferior, sugerindo a presença dos tubérculos mentonianos e da protuberância mentoniana como estruturas de absorção e anulação de forças no sentido anterior.

Palavras-chave: Biomecânica, mandíbula, elementos finitos.

ABSTRACT

The morphology of the human jaw has conceived to withstand the mechanical forces from chewing. In this way , there are regions of greater thickness of cortical bone , such as the anterior chin bulge forming . The lateral pterygoid muscle has importance in mechanical mandible , its action tends to double the pulling jaw rami medially , suggesting that the region of highest stress is located at the chin . Studies have used the finite element analysis considering the mandibular cortical bone as isotropic. On the other hand, from in vitro studies consider it as orthotropic . Facing the possibility of building a three-dimensional model of the mandible and the differences between the mechanical properties of mandibular cortical bone in the literature , the aim of this study was to construct a three dimensional model of a human mandible to simulate the action of the lateral pterygoid muscle by element analysis finite , whereas the orthotropic as cortical bone . Was constructed a three dimensional model of a human mandible and will generate an finite element mesh consisting of tetrahedral elements . Were applied to the mechanical properties in different anatomic structures such as tooth compact bone and spongy , considering tooth and spongy and compact bone as isotropic and orthotropic . The analysis was performed by simulation of bilateral and unilateral action of the lateral pterygoid muscle . Contraction in both unilateral and bilateral contraction occurred in the displacement of the mandibular ramus in a medial direction . Occurred stresses and strains on the mandibular ramus and ment , except in lump chin . Thus , it is concluded that the muscular action caused medial displacement of the mandible branch , as already elaborated in theory , on the other authors . There was more tension and, consequently , mechanical deformation in the chin and mandibular ramus and displacement analysis showed , even in smaller quantities , the chin towards anterior and inferior , suggesting the presence of tubers mentonian bulge and chin as absorbing structures and cancellation forces in the anterior direction .

Keywords : Biomechanics , jaw , finite elements .

SUMÁRIO

1.Introdução e Revisão da literatura.....	8
2. Proposição	9
3.Material e métodos	9
4.Resultados	15
5.Discussão.....	21
6.Conclusão.....	22
7.Referências Bibliográficas.....	23

Introdução e Revisão da literatura

A biomecânica craniofacial tem sido tema de estudos cujos objetivos envolveram o entendimento da relação entre morfologia e função, especialmente da estrutura óssea (Panagiotopoulou, 2009). Assim, sabe-se que os ossos possuem um formato idealizado para resistir às forças mecânicas funcionais (Biewener, 1990). Embora este conceito seja aplicado em biomecânica, há outros fatores que estão relacionados à origem da forma idealizada dos ossos, tais como a genética (Rubin, 1983) e fatores ambientais (Ravosa, 1989). Assim, estudos recentes têm discutido a relação deste conjunto de fatores para entendimento da origem da morfologia craniofacial dos seres vivos (Kupczik et al., 2007; Moreno et al., 2008; Strait et al., 2009).

Os ossos da face possuem morfologia ideal para resistir às forças mastigatórias (Sicher & DuBrul, 1970; Hylander et al., 1991). Estas forças são originadas a partir do conjunto de músculos elevadores da mandíbula (Sicher & DuBrul, 1970; Madeira, 2001). A atuação destes músculos e, conseqüentemente, o contato oclusal entre os dentes induzem alterações mecânicas na estrutura óssea mandibular que responde com o aumento da massa óssea nas regiões de maior concentração de forças (Hylander et al., 1991). Nestas regiões ocorrem tensões e deformações ósseas com intuito de resistir e dissipar as forças mastigatórias geradas nos alvéolos dentais e pela função muscular, formando-se esteios ósseos na mandíbula, os quais são caracterizados por uma organização paralela das trabéculas e espessamento da substância cortical. Desta forma, há uma adaptação mecânica às forças exercidas por músculos e dentes, constituindo reforços de tecido ósseo especiais, obedientes às forças tensoras para absorvê-las ou escoá-las (Sicher & DuBrul, 1970; Hylander et al., 1991).

Durante o contato oclusal, a ação dos músculos elevadores da mandíbula resulta na propagação de forças em locais específicos definidos como “trajetórias” de força, cujas denominações foram: temporal (pela ação do músculo temporal), alveolar (a partir do dentes) e marginal (a partir do músculo masseter) (Sicher & DuBrul, 1970). Pesquisas têm utilizado, como método de estudo da dissipação destas forças, a análise de elementos finitos (AEF) com o objetivo de localizar na mandíbula, as regiões de maior e menor deformação para estabelecer a relação com a morfologia óssea normal (Korioth et al., 1992), assim como na ocorrência de alterações morfológicas (tais como perdas ósseas e fraturas) nas mesmas (Lovald et al., 2009; Wang et al., 2010). Sabe-se que as regiões de inserções dos músculos elevadores se encontram no ramo da mandíbula e que suas ações em conjunto tendem a provocar uma translação do ramo em direção medial (McNeill, 2000). Por outro lado, outro músculo de grande importância na mecânica mandibular é o pterigóideo lateral e sua ação, seja conjunta ou de forma isolada, tendem a dobrar a mandíbula tracionando medialmente seus ramos. Assim, devido à geometria mandibular em forma de arco, a área que sofre maior tensão é a do mento (Cruz-Rizzolo & Madeira, 2005).

A região do mento possui uma saliência óssea denominada de protuberância mentoniana que se encontra na região de uma articulação cartilaginosa do tipo sínfise, presente até o segundo ano de vida e ossificada no adulto (Madeira, 2001). Nesta região, o osso compacto é espesso e o fato desta área sofrer maior tensão,

esta se caracteriza como uma região de reforço (McNeill, 2000; Cruz-Rizzolo & Madeira, 2005).

A AEF é eficiente para localização e definição das regiões de maior e menor tensão, deformação, deslocamento e torção. Isto se torna possível devido ao cálculo matemático preciso de um sistema de atuação de forças unido às características geométricas e às propriedades mecânicas dos materiais biológicos (Ren et al, 2003). Na mandíbula, a propriedade mecânica que tem sido aplicada ao osso cortical foi definida como isotrópica (deformação elástica constante em todos os eixos de direção espacial). Porém, com o estudo de Schwartz-Dabney e Dechow (2003), foi possível definir as propriedades do osso cortical mandibular como uma estrutura ortotrópica (deformação elástica constante em cada eixo de direção, porém diferentes entre os mesmos) através de um experimento *in vitro* em todas as regiões da mandíbula, tendo como resultado valores.

PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi construir um modelo computacional tridimensional de uma mandíbula humana baseando-se nas suas características morfológicas e nas propriedades mecânicas de forma ortotrópica do osso cortical e realizar a simulação pela análise de elementos finitos para avaliar as tensões e deformações geradas pela atuação do músculo pterigóideo lateral.

MATERIAL E MÉTODOS

A geometria tridimensional de uma mandíbula humana na fase adulta foi construída a partir de imagens tomográficas adquiridas no arquivo do Departamento de Morfologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, utilizando referenciais das estruturas anatômicas a partir de livros de Anatomia. A partir da geometria foi construído um modelo de elementos finitos tridimensional, no qual foi simulada a ação do músculo pterigóideo lateral. Para realização destes procedimentos foi utilizado um computador com processador Intel® Xeon™ 2,53 GHz, memória "Random Access Memory" (RAM) com 4 gigabytes e placa de vídeo NVidia® Quadro® NVS 295. Os programas utilizados foram o Rhinoceros 3D 4.0 NURBS Modeling for Windows (McNeel & Associates) para a modelagem e o Ansys Workbench v14 (Ansys, Inc.) para a simulação.

Programas utilizados

Rhinoceros

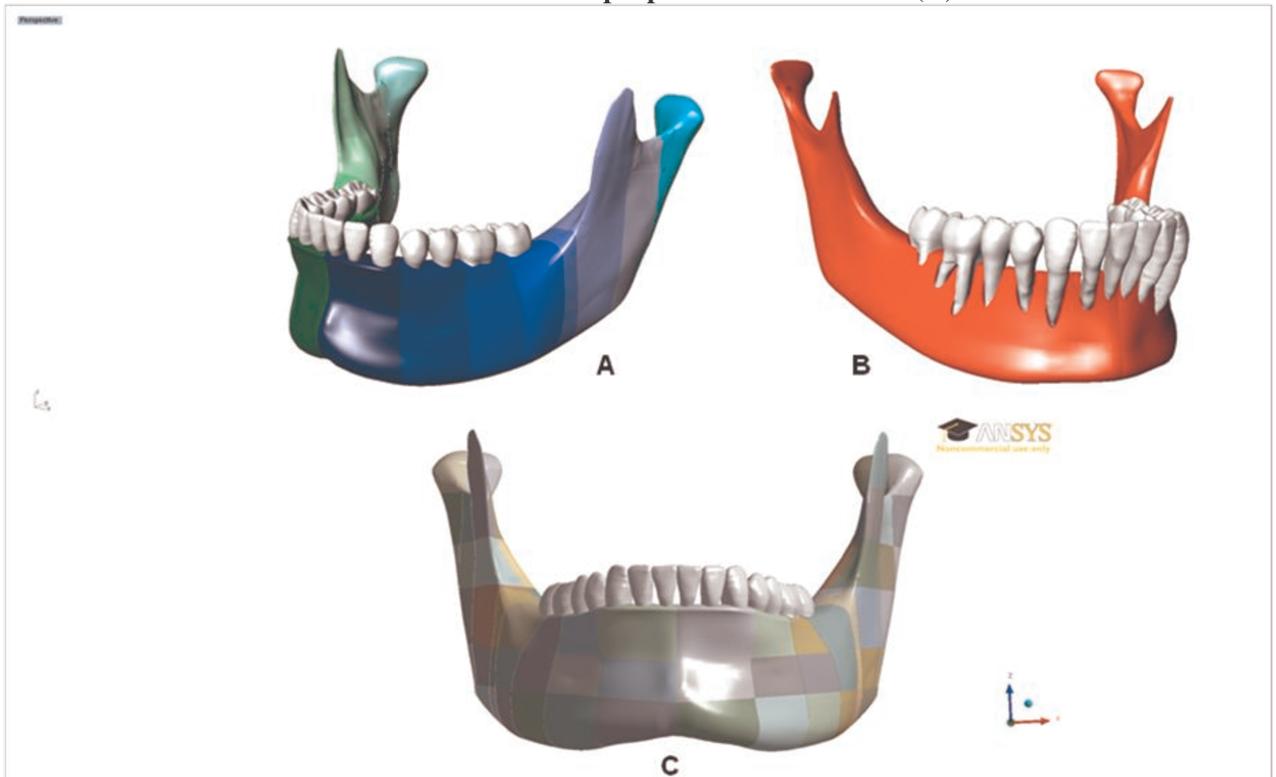
A construção da geometria (Figura 1) foi realizada no software Rhinoceros 3D 4.0 através da construção de sólidos que se dão pela sua configuração formada por superfícies NURBS (Non Uniform Rational Basis Splines), aplicadas em estudos recentes envolvendo o crânio como modelo (Chalk et al., 2010; Strait et al., 2009, 2010). Os sólidos formados por superfícies NURBS são compatíveis aos programas de AEF.

Neste processo foram realizadas as seguintes etapas:

- 1) Desenho de curvas sobre a superfície dos modelos obtidos pela tomografia computadorizada para a reprodução de toda a superfície óssea e dental.
- 2) As curvas foram conectadas formando superfícies NURBS de 3 ou 4 lados.

- 3) Após a construção das superfícies externas e internas da mandíbula estas foram divididas em regiões de acordo com a divisão estabelecida no estudo de Schwartz-Dabney e Dechow (2003), no qual foram estabelecidas as espessuras de osso cortical e suas propriedades mecânicas (Figura 1C). Estas regiões foram divididas em: Sínfise mandibular (SI), processo alveolar (PA), base da mandíbula (B), parte média do corpo da mandíbula (CMed), ângulo da mandíbula (A), parte média do ramo da mandíbula (RMed), borda posterior do ramo da mandíbula (RPos), processo coronóide (PCor) e processo condilar (PCon).
- 4) As superfícies foram unidas para construção de sólidos correspondentes às regiões do osso cortical mandibular. O osso esponjoso e os dentes (Figura 1B) não foram divididos em regiões, ou seja, cada estrutura foi formada por um único sólido.

Figura 1 - Geometria da mandíbula em BioCAD do osso cortical (A), osso esponjoso (B) e os dentes. O modelo foi dividido de acordo com as propriedades mecânicas (C)



Ansys v14

A geometria foi importada ao software Ansys v14 (Ansys, Inc.) na qual foi elaborada a malha tridimensional de elementos finitos, aplicação das cargas no modelo, solução matemática e análise dos resultados.

A malha de elementos finitos (Figura 2) foi formada por elementos tetraédricos totalizando uma quantidade de 1.252.164 elementos e 2.110.864 nós.

Figura 2 – Malha de elementos finitos após discretização da geometria



Todas as estruturas foram consideradas lineares e elásticas. O osso esponjoso e o dente foram considerados isotrópicos (Tanne et al., 1998; Ona & Wakabayashi, 2006). Já o osso compacto (cortical) foi considerado ortotrópico (Schwartz-Dabney e Dechow, 2003). Estas propriedades foram utilizadas de acordo com os valores do módulo de elasticidade (E) e o coeficiente de Poisson (ν) das estruturas isotrópicas (Tabela 1) e, juntamente com o módulo de cisalhamento (G), para estruturas ortotrópicas (figura 3 e 4). Todas as estruturas foram contínuas.

Tabela 1 - Propriedades mecânicas das estruturas anatômicas isotrópicas

Material	Módulo de Elasticidade (E)*	Coefficiente de Poisson (ν)
Dente	19,6	0,3
Osso esponjoso	0,910	0,3

(Tanne et al., 1998; Ona & Wakabayashi, 2006) *Valores em gigapascal (GPa).

Figura 3 - Valores* correspondentes ao módulo de elasticidade (E) e de cisalhamento (G) relativos ao osso cortical**

St	Sd	Area	E ₁		E ₂		E ₃		G ₁₂		G ₃₁		G ₂₃	
			Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
1	F	Sym	12.1	2.0	14.8	1.3	22.0	4.2	4.4	0.9	4.7	0.5	6.3	0.8
2	F	Sym	11.8	1.4	15.9	1.9	21.4	4.2	4.7	0.6	5.2	0.7	7.2	0.7
3	F	Infbor	12.3	1.7	16.6	2.3	23.0	3.1	4.9	0.9	5.5	0.8	7.7	0.8
4	F	Infbor	13.0	1.8	17.9	1.7	25.0	4.3	5.0	0.5	5.6	0.7	7.8	0.9
5	F	Infbor	12.1	1.2	18.4	2.3	21.8	3.8	4.9	0.3	5.6	0.6	7.6	0.8
6	F	Angle	11.2	0.9	17.3	1.5	19.1	3.3	4.8	0.4	5.2	0.4	7.6	0.3
7	F	Angle	11.5	1.1	18.8	2.9	21.1	5.5	4.6	0.4	5.0	0.2	6.9	0.7
8	F	Sym	11.0	1.2	15.8	2.8	19.5	4.6	4.3	0.5	4.8	0.6	6.4	0.8
9	F	Sym	11.5	1.2	14.6	1.5	19.8	4.0	4.6	0.4	5.2	0.6	7.2	0.9
10	F	Midbod	11.9	2.2	18.0	2.9	20.3	5.7	4.8	0.5	5.4	0.9	7.4	1.3
11	F	Midbod	13.0	1.3	17.6	3.0	22.5	5.6	5.1	0.5	5.8	0.5	7.6	0.6
12	F	Midbod	13.7	1.4	19.2	1.3	24.2	4.5	5.3	0.7	5.8	0.7	7.9	0.5
13	F	Midram	13.6	1.6	19.3	1.5	25.5	4.5	5.0	0.3	5.9	0.5	7.8	0.6
14	F	Angle	14.0	1.7	19.8	2.3	28.5	5.5	5.2	0.8	5.8	0.7	7.9	0.3
15	F	Posbor	13.2	1.0	17.0	1.6	25.1	3.1	4.8	0.5	5.5	0.7	7.4	0.7
16	F	Sym	11.2	1.1	14.8	2.6	18.3	4.3	4.5	0.7	4.7	0.6	5.7	0.7
17	F	Sym	11.5	1.6	16.4	2.1	19.0	4.5	4.9	0.9	5.3	0.8	6.6	0.7
18	F	Alv	13.0	1.9	18.7	1.8	22.2	4.1	5.2	0.6	5.4	0.5	7.5	0.7
19	F	Alv	13.8	2.8	17.6	2.7	23.8	6.8	5.3	0.7	5.8	0.7	7.6	0.6
20	F	Alv	14.1	2.1	18.4	2.1	26.2	6.9	5.4	0.7	5.9	0.8	7.9	1.0
21	F	Midram	14.3	1.8	20.5	2.4	27.8	4.8	5.1	0.6	5.8	0.5	8.2	0.6
22	F	Midram	12.9	1.9	18.6	1.6	23.5	4.7	5.3	0.8	5.7	0.9	7.8	0.8
23	F	Posbor	14.0	2.0	18.8	1.8	27.3	6.5	5.4	0.7	5.6	0.4	7.8	0.7
24	F	Midram	12.9	1.0	19.3	1.4	22.7	4.6	4.9	0.6	5.4	0.7	7.7	0.5
25	F	Midram	12.9	1.7	19.9	1.1	23.8	5.1	5.2	0.5	5.6	0.5	7.6	0.7
26	F	Posbor	13.7	1.9	18.6	1.7	25.9	7.2	5.2	0.4	5.5	0.5	7.6	0.7
27	F	Cor	13.9	1.8	20.2	2.2	27.3	5.2	5.2	0.6	5.7	0.4	7.8	0.7
28	F	Midram	11.5	1.8	19.3	2.6	19.6	3.4	5.0	0.5	5.5	0.7	7.7	0.7
29	F	Cond	13.3	1.7	17.7	1.3	26.6	5.5	4.9	0.6	5.5	0.3	7.7	0.5
30	F	Cor	14.1	2.1	18.9	1.8	29.8	6.4	5.2	0.4	5.8	0.7	7.5	0.7
31	F	Cond	13.1	1.7	18.3	1.5	25.3	4.1	5.2	0.6	5.6	0.7	7.2	0.4
1	L	Sym	12.2	2.3	16.6	2.1	18.5	4.7	5.2	0.6	5.9	0.8	7.1	1.0
2	L	Sym	13.0	2.3	16.9	1.4	21.1	5.5	5.2	0.7	6.0	0.7	7.6	0.8
3	L	Infbor	12.9	2.1	17.0	3.4	22.0	6.6	5.1	0.6	5.7	0.4	7.6	0.9
4	L	Infbor	12.3	2.0	17.7	2.3	21.0	3.2	5.0	0.7	5.5	0.8	7.5	0.8
5	L	Infbor	12.5	1.7	18.8	1.3	20.7	3.1	5.0	0.6	5.4	0.6	7.8	0.6
6	L	Angle	12.7	1.8	20.2	2.6	22.9	4.1	5.0	0.6	5.5	0.6	8.0	0.7
7	L	Angle	12.6	1.1	18.6	2.5	22.3	4.5	5.1	0.5	5.4	0.6	7.5	0.8
8	L	Sym	13.1	1.7	17.5	1.5	22.0	5.2	5.0	0.5	5.7	0.5	7.2	0.8
9	L	Sym	13.2	1.4	17.9	1.5	22.8	6.2	5.3	0.4	5.7	0.4	7.6	0.7
10	L	Midbod	12.1	1.3	19.2	2.2	20.1	3.7	4.9	0.3	5.5	0.5	7.6	0.8
11	L	Midbod	11.7	1.6	18.1	2.4	17.9	2.6	5.0	0.5	5.4	0.6	7.0	0.8
12	L	Midbod	11.6	1.9	18.0	3.2	19.0	3.7	5.1	0.7	5.0	0.6	7.1	0.8
13	L	Midram	12.4	1.3	19.6	1.6	20.0	2.5	5.1	0.6	5.1	0.7	7.4	0.6
14	L	Angle	13.2	2.4	21.1	2.1	26.4	6.3	5.0	0.5	5.8	1.1	8.1	0.4
15	L	Posbor	12.1	1.3	17.3	2.6	26.7	5.3	4.5	0.5	5.2	0.5	6.7	0.6
16	L	Sym	12.1	1.5	17.7	1.8	19.5	3.7	4.9	0.6	5.1	0.6	6.5	0.4
17	L	Sym	12.4	1.6	17.3	2.5	22.0	6.0	4.9	0.6	5.5	0.7	7.5	0.6
18	L	Alv	13.4	1.2	16.3	2.0	21.4	3.0	5.2	0.7	5.5	0.4	6.9	0.5
19	L	Alv	12.6	1.9	16.2	2.6	20.2	5.0	5.2	0.6	5.3	0.5	6.8	0.6
20	L	Alv	12.6	2.1	17.2	1.9	19.8	4.3	5.1	0.7	5.5	0.6	6.8	0.6
21	L	Midram	12.5	1.6	19.0	2.2	22.4	3.0	5.0	0.6	5.6	0.6	7.5	0.7
22	L	Midram	12.4	1.9	19.1	3.4	21.8	5.5	5.3	1.0	5.4	0.7	7.3	0.8
23	L	Posbor	12.9	1.8	18.2	2.3	25.9	4.7	4.9	0.5	5.2	0.6	6.9	0.7
24	L	Midram	12.8	2.0	18.2	2.8	24.1	5.5	5.0	0.8	5.3	0.6	7.3	0.7
25	L	Midram	12.1	2.1	17.7	2.5	23.7	6.7	4.8	0.4	5.2	0.6	6.9	1.0
26	L	Posbor	12.5	1.4	16.5	2.9	23.2	4.3	4.7	0.7	5.0	1.0	6.8	0.8
27	L	Cor	12.6	1.5	18.4	1.7	24.8	5.2	5.0	0.2	5.1	0.7	7.4	0.5
28	L	Midram	13.4	1.4	16.1	2.4	23.1	3.0	5.0	0.4	5.5	0.7	7.0	1.1
29	L	Cond	13.1	1.1	18.1	1.9	26.5	4.1	5.0	0.5	5.3	0.5	7.5	0.7
30	L	Cor	13.9	2.7	16.1	0.8	26.2	9.4	5.4	0.6	5.7	1.0	6.8	1.3
31	L	Cond	12.2	1.5	17.4	2.0	21.7	4.9	5.1	0.8	5.4	0.7	7.1	0.5

*Valores em gigapascal (GPa). **Adaptado de Schwartz-Dabney e Dechow, 2003. Abreviações: (1) eixo x; (2) eixo y; (3) eixo z; **Sym**: Sínfise mandibular; **Alv**: Processo alveolar; **Infbor**: Base da mandíbula; **Midbod**: Parte média do corpo da mandíbula; **Angle**: Ângulo da mandíbula; **Midram**: Parte média do ramo da mandíbula; **Posbor**: Borda posterior do ramo da mandíbula; **Cor**: Processo coronoide; **Cond**: Processo condilar; **F**: Facial; **L**: Lingual.

Figura 4 - Valores* correspondentes ao Coeficiente de Poisson (ν) relativos ao osso cortical**

St	Sd	Area	ν_{12}		ν_{13}		ν_{21}		ν_{23}		ν_{31}		ν_{32}	
			Mean	SD										
1	F	Sym	0.28	0.10	0.25	0.09	0.34	0.10	0.23	0.08	0.44	0.13	0.32	0.08
2	F	Sym	0.18	0.09	0.34	0.07	0.23	0.12	0.32	0.08	0.60	0.07	0.41	0.06
3	F	Infbor	0.20	0.13	0.31	0.05	0.26	0.16	0.29	0.06	0.58	0.08	0.40	0.05
4	F	Infbor	0.19	0.11	0.29	0.06	0.26	0.14	0.27	0.06	0.56	0.10	0.37	0.05
5	F	Infbor	0.14	0.09	0.34	0.09	0.21	0.13	0.31	0.09	0.59	0.08	0.36	0.06
6	F	Angle	0.10	0.06	0.40	0.07	0.15	0.09	0.38	0.07	0.66	0.05	0.41	0.04
7	F	Angle	0.14	0.07	0.31	0.11	0.22	0.11	0.28	0.10	0.54	0.11	0.30	0.07
8	F	Sym	0.18	0.09	0.30	0.11	0.25	0.12	0.28	0.11	0.50	0.12	0.33	0.10
9	F	Sym	0.17	0.09	0.33	0.13	0.21	0.10	0.35	0.09	0.54	0.17	0.46	0.10
10	F	Midbod	0.15	0.09	0.37	0.10	0.22	0.12	0.34	0.10	0.61	0.10	0.36	0.06
11	F	Midbod	0.19	0.09	0.34	0.11	0.25	0.10	0.32	0.11	0.55	0.11	0.38	0.08
12	F	Midbod	0.20	0.09	0.30	0.09	0.27	0.12	0.27	0.09	0.51	0.10	0.33	0.06
13	F	Midram	0.22	0.11	0.28	0.08	0.30	0.14	0.25	0.08	0.52	0.10	0.32	0.06
14	F	Angle	0.23	0.11	0.23	0.09	0.31	0.13	0.21	0.09	0.45	0.14	0.28	0.08
15	F	Posbor	0.26	0.10	0.25	0.07	0.33	0.11	0.23	0.07	0.47	0.13	0.32	0.07
16	F	Sym	0.21	0.12	0.27	0.09	0.26	0.13	0.25	0.09	0.42	0.12	0.29	0.06
17	F	Sym	0.15	0.16	0.35	0.11	0.19	0.16	0.33	0.11	0.56	0.14	0.36	0.06
18	F	Alv	0.17	0.11	0.33	0.07	0.23	0.13	0.30	0.07	0.55	0.11	0.35	0.05
19	F	Alv	0.22	0.14	0.31	0.12	0.27	0.16	0.29	0.12	0.50	0.14	0.36	0.09
20	F	Alv	0.22	0.12	0.28	0.11	0.29	0.16	0.26	0.12	0.49	0.12	0.34	0.10
21	F	Midram	0.23	0.11	0.23	0.09	0.31	0.13	0.25	0.11	0.45	0.17	0.33	0.12
22	F	Midram	0.14	0.09	0.33	0.07	0.20	0.12	0.30	0.07	0.59	0.09	0.37	0.06
23	F	Posbor	0.21	0.12	0.26	0.09	0.27	0.15	0.24	0.09	0.49	0.11	0.32	0.07
24	F	Midram	0.19	0.11	0.32	0.10	0.28	0.16	0.28	0.12	0.53	0.09	0.31	0.08
25	F	Midram	0.15	0.10	0.31	0.09	0.22	0.13	0.29	0.10	0.56	0.13	0.33	0.07
26	F	Posbor	0.22	0.13	0.27	0.12	0.29	0.15	0.25	0.12	0.48	0.17	0.31	0.10
27	F	Cor	0.22	0.09	0.25	0.07	0.31	0.11	0.22	0.07	0.47	0.10	0.28	0.05
28	F	Midram	0.12	0.09	0.39	0.06	0.20	0.13	0.32	0.13	0.66	0.15	0.33	0.13
29	F	Cond	0.24	0.11	0.25	0.10	0.32	0.13	0.23	0.10	0.48	0.15	0.32	0.08
30	F	Cor	0.25	0.14	0.19	0.09	0.31	0.16	0.18	0.08	0.39	0.14	0.26	0.09
31	F	Cond	0.20	0.07	0.26	0.09	0.27	0.09	0.22	0.07	0.49	0.16	0.29	0.08
1	L	Sym	0.15	0.11	0.40	0.10	0.20	0.12	0.36	0.11	0.60	0.14	0.38	0.09
2	L	Sym	0.19	0.12	0.35	0.11	0.24	0.14	0.33	0.11	0.54	0.14	0.38	0.07
3	L	Infbor	0.18	0.12	0.34	0.13	0.23	0.16	0.32	0.13	0.54	0.13	0.39	0.12
4	L	Infbor	0.15	0.08	0.35	0.08	0.21	0.09	0.33	0.08	0.59	0.11	0.38	0.08
5	L	Infbor	0.15	0.06	0.37	0.06	0.23	0.08	0.34	0.06	0.60	0.08	0.37	0.05
6	L	Angle	0.17	0.13	0.32	0.09	0.25	0.16	0.29	0.10	0.57	0.10	0.32	0.05
7	L	Angle	0.16	0.08	0.33	0.07	0.23	0.10	0.31	0.07	0.56	0.07	0.36	0.05
8	L	Sym	0.22	0.12	0.32	0.10	0.28	0.13	0.30	0.10	0.52	0.10	0.35	0.05
9	L	Sym	0.18	0.11	0.33	0.11	0.23	0.14	0.31	0.11	0.54	0.12	0.37	0.08
10	L	Midbod	0.14	0.10	0.37	0.09	0.21	0.12	0.34	0.09	0.60	0.10	0.34	0.05
11	L	Midbod	0.10	0.07	0.39	0.06	0.15	0.10	0.37	0.06	0.60	0.07	0.36	0.04
12	L	Midbod	0.09	0.06	0.38	0.06	0.14	0.09	0.36	0.06	0.61	0.08	0.38	0.06
13	L	Midram	0.13	0.09	0.36	0.06	0.19	0.12	0.33	0.07	0.57	0.09	0.33	0.05
14	L	Angle	0.18	0.08	0.25	0.14	0.28	0.10	0.23	0.15	0.49	0.22	0.26	0.13
15	L	Posbor	0.23	0.15	0.20	0.09	0.31	0.18	0.18	0.09	0.43	0.14	0.27	0.09
16	L	Sym	0.16	0.07	0.34	0.09	0.23	0.09	0.31	0.09	0.53	0.09	0.33	0.05
17	L	Sym	0.18	0.10	0.34	0.10	0.25	0.12	0.31	0.10	0.57	0.11	0.37	0.07
18	L	Alv	0.25	0.13	0.30	0.07	0.29	0.12	0.28	0.07	0.47	0.10	0.36	0.05
19	L	Alv	0.17	0.10	0.34	0.11	0.21	0.11	0.32	0.11	0.51	0.11	0.38	0.09
20	L	Alv	0.17	0.08	0.35	0.09	0.23	0.10	0.32	0.10	0.53	0.09	0.36	0.05
21	L	Midram	0.15	0.10	0.32	0.08	0.22	0.12	0.31	0.08	0.57	0.09	0.35	0.04
22	L	Midram	0.12	0.07	0.32	0.09	0.17	0.09	0.30	0.09	0.55	0.11	0.33	0.07
23	L	Posbor	0.21	0.10	0.19	0.12	0.28	0.10	0.21	0.12	0.37	0.22	0.27	0.13
24	L	Midram	0.19	0.13	0.27	0.11	0.26	0.15	0.26	0.11	0.49	0.12	0.32	0.07
25	L	Midram	0.16	0.11	0.26	0.13	0.23	0.14	0.25	0.12	0.47	0.17	0.30	0.10
26	L	Posbor	0.24	0.08	0.25	0.07	0.30	0.07	0.23	0.07	0.46	0.10	0.32	0.06
27	L	Cor	0.17	0.10	0.26	0.09	0.24	0.13	0.24	0.09	0.49	0.14	0.30	0.10
28	L	Midram	0.27	0.09	0.25	0.11	0.32	0.07	0.23	0.10	0.42	0.17	0.32	0.11
29	L	Cond	0.22	0.10	0.25	0.09	0.30	0.11	0.23	0.09	0.49	0.14	0.31	0.09
30	L	Cor	0.26	0.20	0.20	0.15	0.28	0.20	0.20	0.14	0.34	0.20	0.26	0.12
31	L	Cond	0.14	0.08	0.32	0.11	0.19	0.10	0.31	0.10	0.54	0.14	0.36	0.08

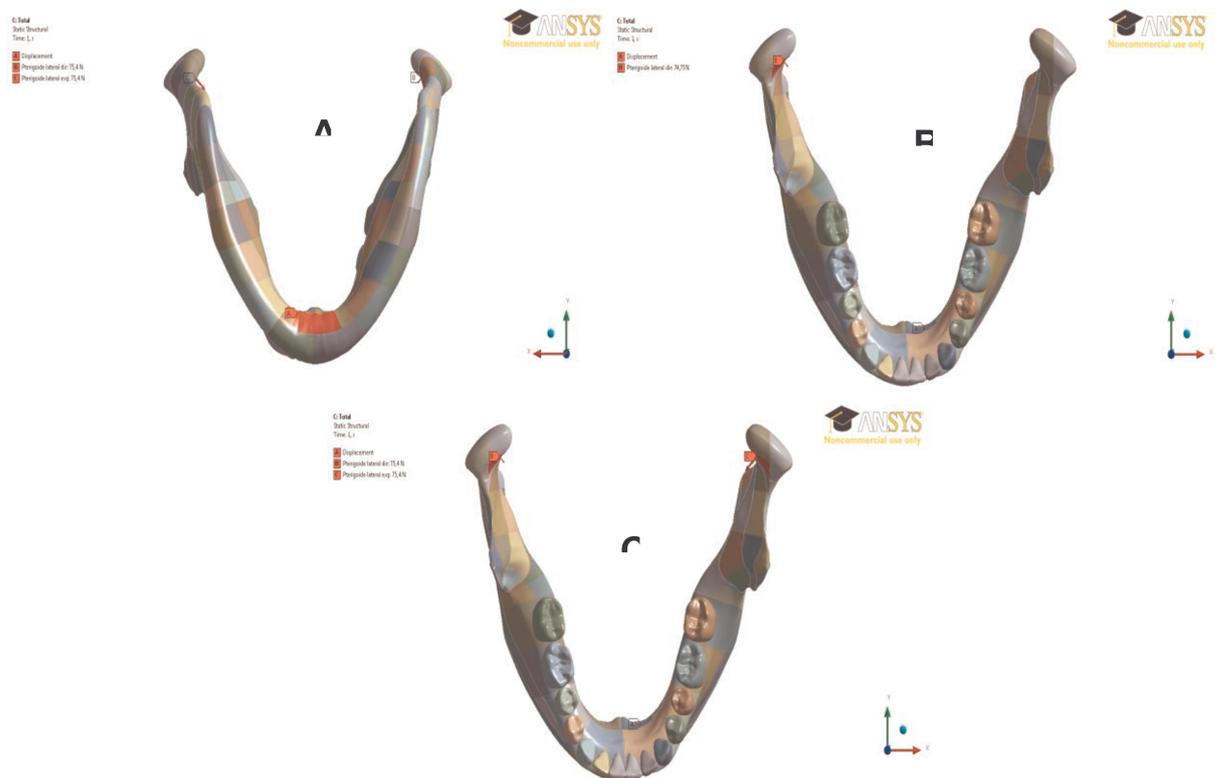
*Valores em gigapascal (GPa). **Adaptado de Schwartz-Dabney e Dechow, 2003. Abreviações: Ver figura 3.

O sistema de coordenadas formado pelos eixos x, y e z foi transferido juntamente com a geometria. Para esta simulação foi utilizada restrição de movimentos nos eixos x, y e z localizada na fossa digástrica (local de inserção do músculo digástrico) (Figura 5A). Desta forma foi possível estabelecer um sistema para simulação da contração máxima dos músculos

pterigóideos laterais, resultando em protrusão máxima mandibular (contração bilateral) e lateralidade máxima (contração unilateral). Além disso, esta condição teve como objetivo evitar deslocamentos indesejados da mandíbula, principalmente no sentido anterior. Assim, foi possível a simulação das funções das estruturas de ação contrária ao movimento anterior da mandíbula durante a protrusão ou a lateralidade, tais como os ligamentos da articulação temporomandibular e os músculos antagonistas.

A força foi aplicada através do vetor da resultante da ação do músculo pterigóideo lateral nas seguintes situações: (1) Contração unilateral direita (Figura 5B) e (2) Contração bilateral (Figura 5C). Após teste com contração lateral esquerda foi observado resultado similar, por isso como resultado final somente um dos lados foram avaliados. Em 1 a magnitude teve valor de 74,75 N (Celebi et al., 2011) e em 2, valor de 150,8 N distribuídos nos dois lados (Koolstra & van Eijden, 2005; de Zee et al., 2007). Estes valores se referem à força máxima do músculo, ou seja, não houve deslocamento das fibras, o que caracteriza esta análise como uma análise estática.

Figura 5 - Condição de contorno (A) com restrição na fossa disgástrica e condição de carregamento com contração unilateral (B) e bilateral (C)



O processamento numérico, no problema estrutural é solucionado computacionalmente, todos os parâmetros (geometria, propriedades mecânicas e configuração da análise) foram utilizados resultando no cálculo matemático da distribuição das tensões, deformações e o deslocamento das estruturas do modelo.

RESULTADOS

Análise do deslocamento

Em análise estática, os deslocamentos avaliados são das estruturas do próprio modelo, que ocorrem devido à deformação. O deslocamento do modelo como um todo, ou seja, mudança da sua localização no espaço, não ocorre. Nesta análise, tanto na contração unilateral quanto na contração bilateral ocorreram deslocamentos do ramo da mandíbula na direção medial (Figura 6A e 7A). Em consequência, ocorreu um pequeno deslocamento do mento no sentido ântero-inferior nas duas análises. Na contração unilateral, o ramo da mandíbula do lado oposto também deslocou-se, em pequena quantidade, no sentido anterior (Figura 6A). Os valores máximos se restringiram à cabeça da mandíbula nas duas situações (Figura 6B e 7B) pelo fato da força estar sendo aplicada na fóvea pterigóidea. Em parte do corpo da mandíbula, ao nível do primeiro molar também houve deslocamento no sentido medial, mas em menor quantidade (0,05 a 0,1 mm na contração unilateral e bilateral). Houve diferença entre os valores máximos de deslocamento (0,40246 mm na contração unilateral e 0,41249 na contração bilateral).

Figura 6 - Análise do deslocamento pela contração unilateral. As setas (A) indicam deslocamento do ramo da mandíbula no sentido medial. Em vermelho (B) o local de deslocamento máximo

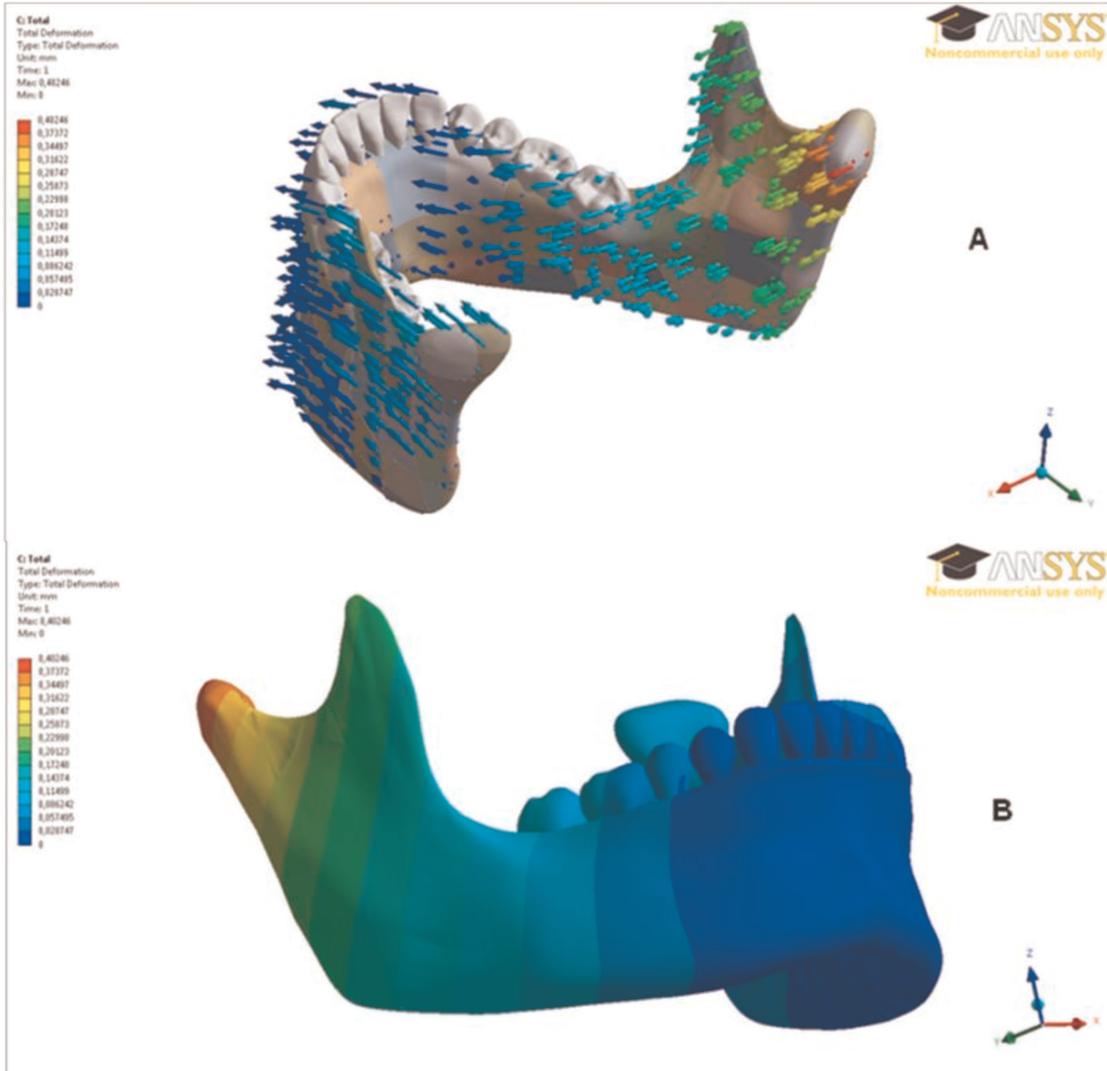
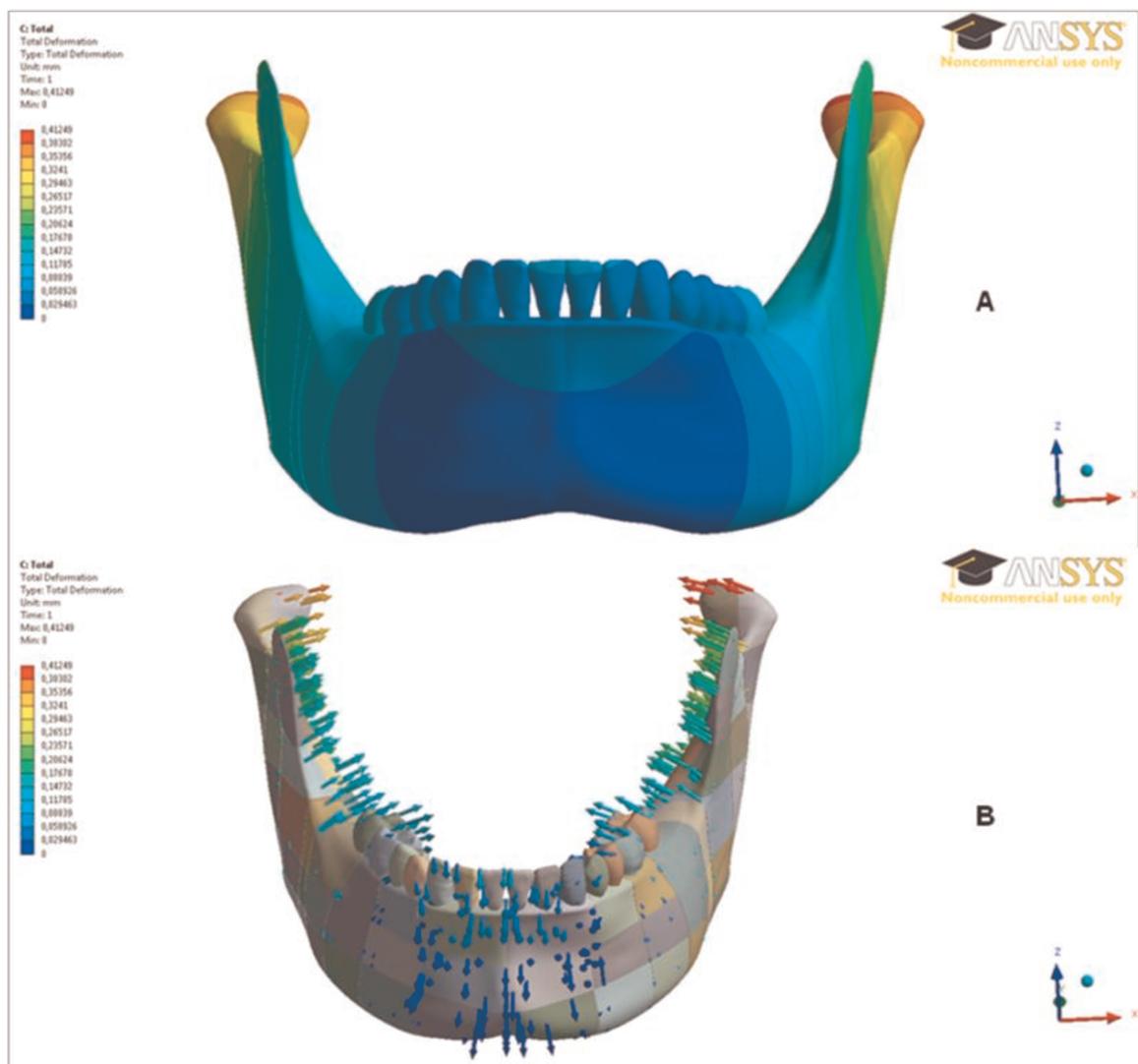


Figura 7 - Análise do deslocamento pela contração unilateral. As setas (A) indicam deslocamento do ramo da mandíbula no sentido medial. Em vermelho (B) o local de deslocamento máximo



Análise das tensões

As tensões avaliadas neste estudo foram: tensão equivalente de von-mises (TVM) e tensão máxima principal (TMP).

A tensão TVM avalia a dissipação da força aplicada em um ponto ou área, a qual pode ficar mais concentrada (resultando em alta tensão) ou tensionar ao longo do modelo (Adams & Askenazi, 1999). Na contração muscular unilateral (Figura 8A e

B), as áreas mais tensionadas foram o colo da mandíbula, tanto na face lateral quanto na face medial, e borda posterior do ramo da mandíbula na face lateral (intervalo de 12,44 a 25,15 MPa), na região do trígono retromolar (7,53 a 12 MPa) e no mento próximo às espinhas mentonianas na face posterior (ou lingual) (12,44 MPa) e no tubérculo mentoniano (4,12 a 7,53 MPa), se estendendo à base da mandíbula (7,53 MPa) ao nível dos pré-molares na face anterior (ou vestibular). Na contração muscular bilateral (Figura 9A e B) as tensões ocorreram de maneira semelhante à unilateral, porém com uma extensão maior das tensões no colo da mandíbula até o ângulo na face lateral e nos tubérculos mentonianos até à base da mandíbula ao nível dos primeiros molares.

Figura 8 - Tensões equivalentes de von-mises causadas pela contração unilateral

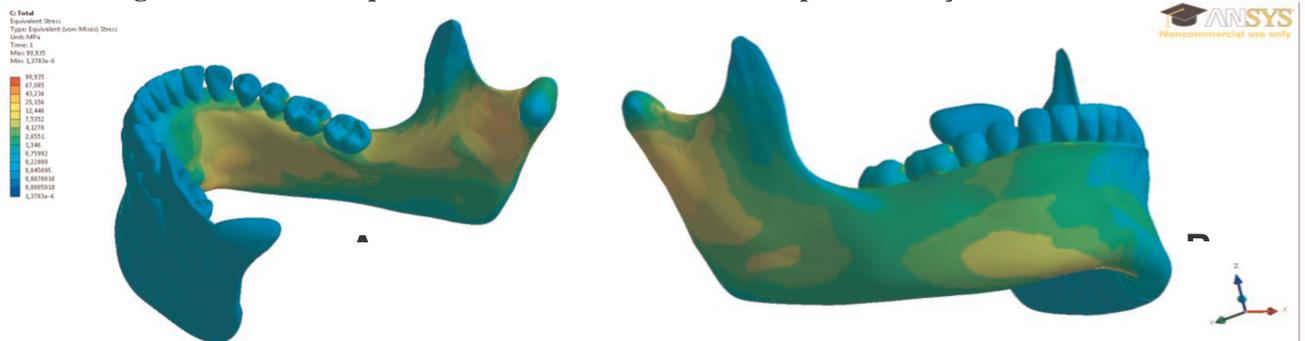
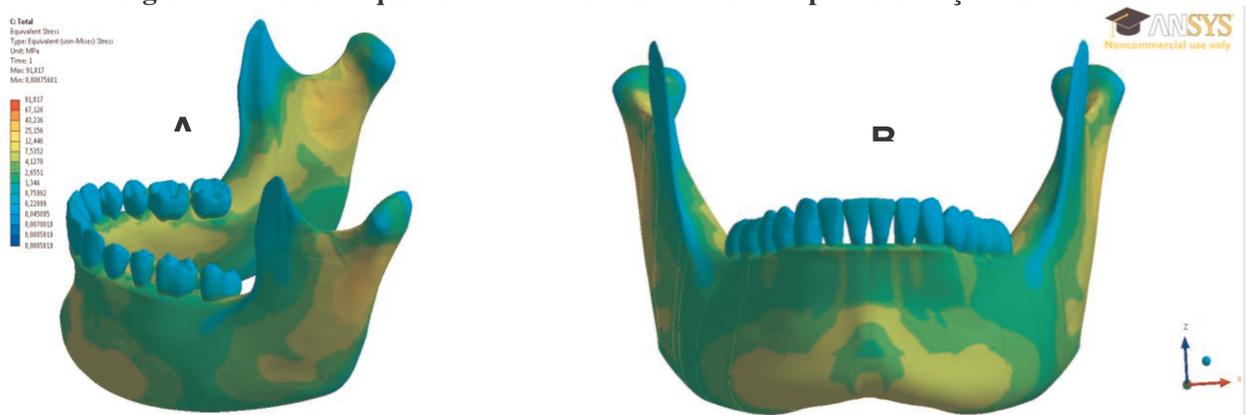


Figura 9 - Tensões equivalentes de von-mises causadas pela contração bilateral



Na tensão TMP, as tensões são positivas (tensão de tração) ou negativas (tensão de compressão). Na contração unilateral (Figura 10A e B) ocorreram áreas de tração em toda a área do ramo da mandíbula (exceto no ápice do processo coronóide) (intervalo de 6,86 a 27,5 MPa) e no corpo da mandíbula ao nível dos pré-molares (6,86 a 15,92 MPa) e no mento (2,58 a 15,92 MPa), na face lateral. Na face medial (ou lingual) houve áreas de compressão no ramo da mandíbula, trígono retromolar e no mento (-0,01 a -2,94 MPa). Houve também tração no corpo ao nível dos molares (0,37 a 0,92 MPa). Na contração bilateral (Figura 11A e B) as tensões

foram semelhantes à unilateral no ramo da mandíbula. Já no mento as tensões ocorreram em toda área, exceto na protuberância mentoniana, se concentrando principalmente nos tubérculos mentonianos e na base da mandíbula (15,92 MPa).

Figura 10 - Tensões máximas principais causadas pela contração unilateral

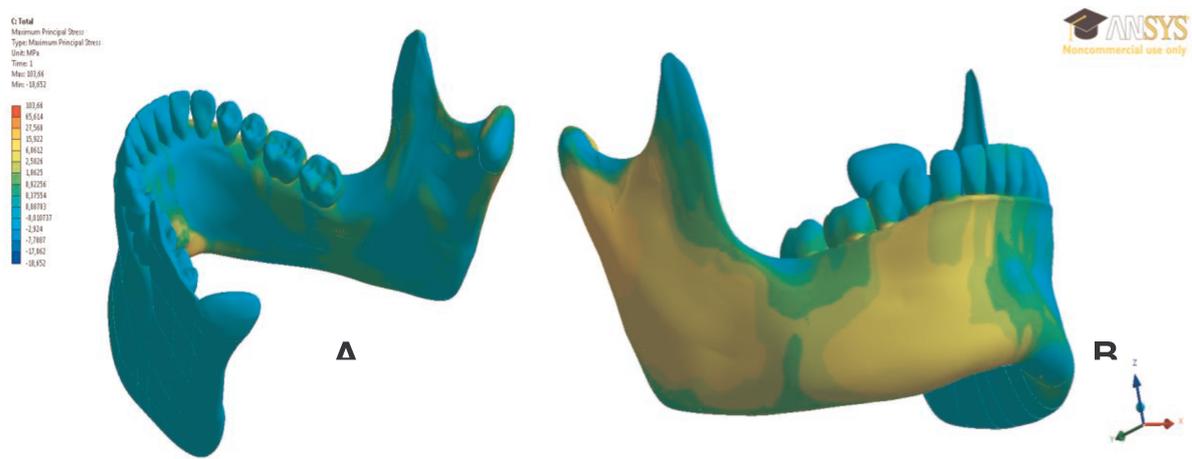
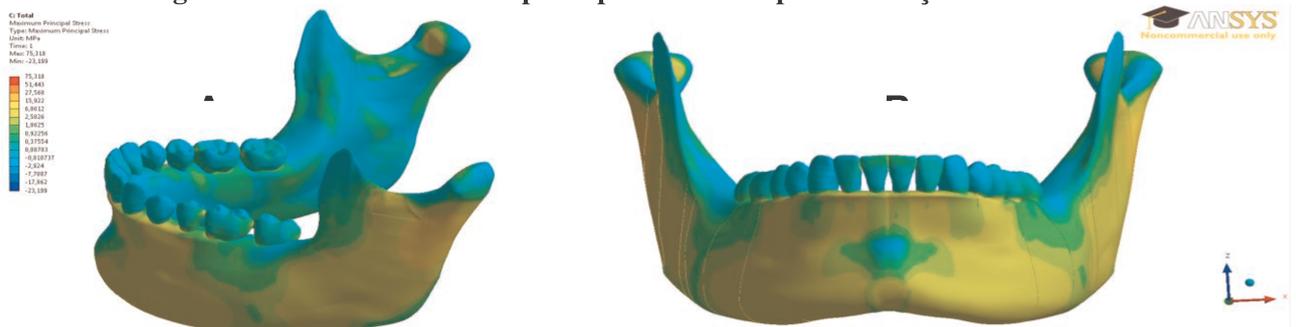


Figura 11 - Tensões máximas principais causadas pela contração bilateral



Análise das deformações

As estruturas sofrem deformação em virtude da quantidade de tensão sofrida. Após sofrer alta tensão o material cede e deforma (McNeill, 2000). Para avaliação das deformações, as áreas são caracterizadas pela quantidade de deformação em

uma área menor por uma área maior, ou seja, em mm/mm de acordo com as configurações do software utilizado neste estudo. Entretanto, as deformações não possuem unidade específica, sendo assim as áreas são determinadas por quantidade de deformação. Neste estudo, nas duas situações foram determinadas micro-deformações ($\mu\epsilon$) no osso cortical. As deformações equivalentes de von-mises (DVM) foram semelhantes na contração unilateral (Figura 12A e B) e bilateral (Figura 13A e B), sendo as áreas mais deformadas o terço superior do ramo da mandíbula nas faces medial e lateral ($0,22$ a $0,61 \mu\epsilon$) e no mento em toda sua extensão na face anterior ($0,61$ a $1,02 \mu\epsilon$) e na face posterior ($1,02$ a $1,35 \mu\epsilon$).

Figura 12 - Deformações equivalentes de von-mises na contração unilateral

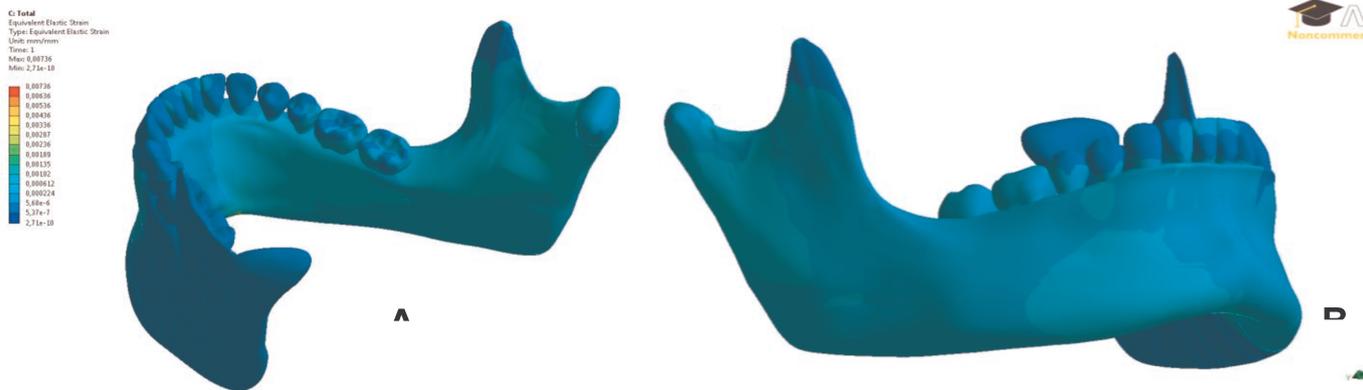
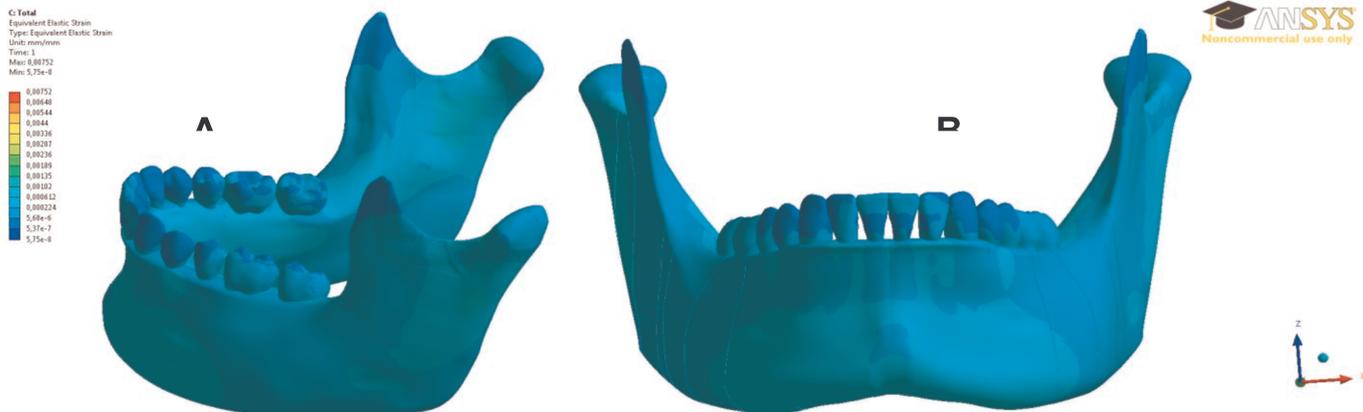


Figura 13 - Deformações equivalentes de von-mises na contração bilateral



Estas deformações foram avaliadas na deformação máxima principal (DMP) (Figuras 14 e 15), que demonstraram áreas de tração nas regiões de maior DVM. Áreas de compressão

foram encontradas somente na face medial do ramo da mandíbula no terço inferior próximo ao ângulo da mandíbula.

Figura 14 - Deformações equivalentes de von-mises na contração unilateral

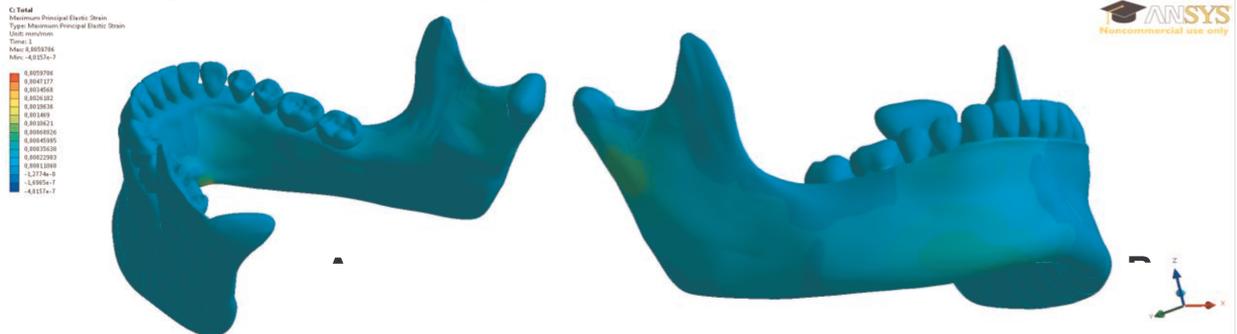


Figura 15 - Deformações equivalentes de von-mises na contração bilateral



DISCUSSÃO

A contração do músculo pterigóideo lateral resultou no deslocamento medial do ramo da mandíbula, conforme a idéia proposta por Sicher & Du Brul (1970) e Madeira (2001). Entretanto, os processos mecânicos decorrentes deste deslocamento tem sido pouco relatado. A simulação realizada neste estudo demonstrou um mapeamento das áreas de tensão e, conseqüentemente, deformação. Embora a região do mento seja tensionada devido à morfologia mandibular (Celebi et al., 2011), o osso caracterizado como ortotrópico foi mais sensível às tensões em áreas do ramo da mandíbula.

Nas regiões mas tensionadas e deformadas, ou seja, o mento e o ramo da mandíbula, a espessura de osso cortical são diferentes, sendo que no mento a espessura é maior na face anterior do que na posterior e no ramo é maior na face lateral do que na face medial (Schwartz-Dabney & Dechow, 2003). No mento as tensões VM demonstraram maior concentração na face anterior em relação à posterior. Já no ramo da mandíbula as tensões se restringiram em regiões próximos ao colo da mandíbula. Da mesma forma, as altas tensões no mento foram tensões

de tração demonstradas pela MP que causaram maior deformação. As tensões de compressão se localizaram na face posterior. Deste modo, pode-se relacionar as áreas de alta tensão e deformação com as áreas de maior espessura de osso cortical como áreas adaptadas à absorver e anular forças, conceito elaborado por Roberts et al. (1991) e definido de acordo com a descrição das trajetórias de força na mandíbula por Sicher & Du Brul (1970).

No ramo da mandíbula a estrutura óssea predominante é osso esponjoso, principalmente na região medial (Schwartz-Dabney & Dechow, 2003), onde ocorreram áreas de tensão e deformação de compressão na região do ângulo da mandíbula. Assim, pode-se também relacionar com idéia do osso esponjoso como estrutura adaptada a receber cargas compressivas (Roberts et al., 1991).

A aplicação da ortotropia como propriedade mecânica ao osso compacto foi utilizada para mapear as estruturas mais sensíveis às cargas mastigatórias em máxima intercuspidação habitual (MIH) (Apicella et al., 2009), ou seja, pela ação dos músculos elevadores da mandíbula. Neste estudo de Apicella et al. (2009) foi realizada uma comparação entre a utilização de modelo isotrópico e ortotrópico e, de uma forma geral, as simulações não foram diferentes. Entretanto, regiões diferentes entres os dois tipos de propriedades mecânicas tiveram maior sensibilidade, ou seja, houve maior concentração de tensões. Assim, modelos de mandíbula isotrópicos e ortotrópicos não apresentam diferenças significantes considerando o modelo como um todo.

As informações referentes às tensões e deformações pela simulação da ação do músculo pterigóideo lateral em AEF são escassas na literatura. Em estudo experimental (Celebi et al., 2011), a reprodução da força muscular do músculo pterigóideo lateral tem se direcionado para avaliação dos efeitos na articulação temporomandibular (ATM). Mesmo em estudos experimentais, há grande dificuldade na reprodução e simulação deste sistema de forças (Celebi et al., 2011) e, assim, este presente estudo pode abrir caminhos para novas análises envolvendo também a ATM para avaliação da biomecânica das estruturas articulares.

CONCLUSÃO

Neste presente estudo, a simulação da ação do músculo pterigóideo lateral sobre uma estrutura óssea mandibular ortotrópica concluiu que:

- A ação muscular provocou deslocamento medial do ramo da mandíbula, conforme já elaborado, em teoria, por outro autores. Este fato se deve pela geometria mandibular em forma de arco juntamente com o sentido da força aplicada.
- Houve maior tensão e, conseqüentemente, deformação mecânica no mento, porém pode-se observar altas tensões no ramo da mandíbula, especificamente na borda posterior próximo ao colo da mandíbula, cuja característica pode ter influência na biomecânica da ATM durante protrusão e lateralidade mandibular.
- A análise mostrou deslocamento, mesmo em menor quantidade, no mento no sentido anterior e inferior, sugerindo a presença dos tubérculos mentonianos e da protuberância mentoniana como estruturas de absorção e anulação de forças no sentido anterior. Porém mais estudos envolvendo análises experimentais devem ser realizados para concluir este fator.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

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: 150-163.
3. BIEWENER, AA. Biomechanics of mammalian terrestrial locomotion. *Science.* 1990; 250: 1097-103.
4. CHALK J, RICHMOND BG, ROSS CF, STRAIT DS, WRIGHT BW, SPENCER MA, ET AL. A Finite Element Analysis of Masticatory Stress Hypotheses. *Am J Phys Anthropol.* 2010; DOI: 10.1002/ajpa.21416.
5. CRUZ-RIZZOLO RJ, MADEIRA MC. Anatomia Facial com fundamentos de anatomia sistêmica geral. 2ª edição, São Paulo: Sarvier; 2005.
6. HYLANDER WL, PICQ PG, JOHNSON KR. Masticatory-stress hypotheses and the supraorbital region of primates. *Am J Phys Anthropol.* 1991; 86(1):1-36.
7. KORIOOTH TWP, ROMILLY DP, HANNAM AG. Three-Dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible. *Am J Phys Ant.* 1992; 88: 69-96.
8. KUPCZIK K, DOBSON CA, FAGAN MJ, CROMPTON RH, OXNARD CE, O'HIGGINS P. Assessing mechanical function of the zygomatic region in macaques: validation and sensitivity testing of finite element models. *J Anat.* 2007; 210: 41-53.
9. MADEIRA MC. Anatomia da face. 3ª Edição. Editora Sarvier: São Paulo, 2001.
10. MCNEILL C. Ciência e prática da oclusão. 1ª Ed, 2000.
11. ONA M, WAKABAYASHI N. Influence of Alveolar Support on Stress in Periodontal Structures. *J Dent Res.* 2006; 85: 1087-91.
12. PANAGIOTOPOULOU O. Finite element analysis (FEA): Applying an engineering method to functional morphology in anthropology and human biology. *Annals of Human Biology.* 2009; 36(5): 609-623.
13. REN Y, MALTHA JC, VAN 'T HOF MA, KUIJPERS-JAGTMAN AM. Age effect on orthodontic tooth movement in rats. *J Dent Res.* 2003; 82(1):38-42.

14. ROBERTS WE. Fundamental principles of bone physiology, metabolism and loading. In: Naert I, Van Steenberghe D, Worthington P. Osseointegration in oral rehabilitation: an introductory textbook. London: Quintessence, 1993: 157-169.
15. RUBIN C. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. *J Dent Res*. 62: 82 – 86, 1983.
16. SANO H, CIUCCHI B, MATTHEWS WG, PASHLEY DH (1994). Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *J Dent Res* 73:1205-1211.
17. SCHWARTZ-DABNEY CL, DECHOW PC. Variations in cortical material properties throughout the human dentate mandible. *Am J Phys Anthropol*. 2003; 120: 252-277.
18. SICHER H, DU BRUL EL. *Anatomia Bucal*, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1970.
19. STRAIT, D.S.; WEBER GW, NEUBAUER S, CHALK J, RICHMOND BG, LUCAS PW, ET AL. The feeding biomechanics and dietary ecology of *Australopithecus africanus*. *PNAS*. 2009; 106: 2124-2129.
20. STRAIT DS, GROSSE IR, DECHOW PC, SMITH AL, WANG Q, WEBER GW, ET AL. The structural rigidity of the cranium of *Australopithecus africanus*: implications for diet, dietary adaptations, and the allometry of feeding biomechanics. *Anat Rec*. 2010; 293: 583-593.
21. TANNE K, YOSHIDA S, KAWATA T, SAZAKI, A, KNOX J, JONES ML. An evaluation of biomechanical response of the tooth and periodontium to orthodontic forces in adolescents and adult subjects. *Br J Orthod*. 1998; 25: 109-115.