



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

ANA PAULA ZANFORLIM

**ORTOTROPIA DO OSSO MANDIBULAR NA AVALIAÇÃO
DAS TENSÕES GERADAS POR TRAUMAS MECÂNICOS NA
MANDÍBULA HUMANA;
ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS**

**Piracicaba-SP
2017**

ANA PAULA ZANFORLIM

**ORTOTROPIA DO OSSO MANDIBULAR NA AVALIAÇÃO
DAS TENSÕES GERADAS POR TRAUMAS MECÂNICOS NA
MANDÍBULA HUMANA;
ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS**

Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado à Faculdade de Odontologia
de Piracicaba da Universidade Estadual
de Campinas como parte dos requisitos
exigidos para obtenção do título de
Cirurgião Dentista.

Orientador: Profa. Dra. Ana Cláudia Rossi

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE À
VERSÃO FINAL DO TRABALHO DE
CONCLUSÃO DE CURSO APRESENTADO
PELA ALUNA ANA PAULA ZANFORLIM E
ORIENTADO PELA PROFA. DRA. ANA
CLÁUDIA ROSSI.

**Piracicaba-SP
2017**

Ficha Catalográfica

Agência(s) de fomento e nº(s) de processo(s): CNPq

Ficha catalográfica
Universidade Estadual de Campinas
Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba
Marilene Girello - CRB 8/6159

Z16o Zanforlim, Ana Paula, 1989-
 Ortotropia do osso mandibular na avaliação das tensões geradas por traumas mecânicos na mandíbula humana ; análise de elementos finitos / Ana Paula Zanforlim. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2017.

 Orientador: Ana Cláudia Rossi.
 Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

 1. Mandíbula. 2. Fratura. 3. Análise de elementos finitos. I. Rossi, Ana Cláudia, 1988-. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações adicionais, complementares

Título em outro idioma: Mandibular bone orthotropy in the evaluation of stresses generated by mechanical trauma in human mandible; finite element analysis

Palavras-chave em inglês:

Mandible

Fracture

Finite element analysis

Titulação: Cirurgião-Dentista

Data de entrega do trabalho definitivo: 02-10-2017

Dedicatória

Dedico este trabalho aos meus pais e irmão, por todo apoio que me deram durante esta jornada. Sem eles nada disso seria possível.

Agradecimentos

Agradeço primeiramente a Deus, pela oportunidade concedida.

À Profa. Dra. Ana Cláudia Rossi, pelo ensinamento, aprendizado, atenção e orientação do trabalho de pesquisa.

Ao Dr. Alexandre Rodrigues Freire, do Laboratório de Morfologia, por toda ajuda, informação e contribuição no desenvolvimento das análises para execução deste trabalho.

Ao Programa Institucional de Bolsas de Iniciação Científica (PIBIC – CNPQ).

RESUMO

Introdução: Encontra-se na literatura divergências nas respostas biomecânicas em AEF, considerando a propriedade mecânica do osso cortical mandibular como isotrópica ou como ortotrópica. A ortotropia mostrou ser uma propriedade mais precisa no osso cortical mandibular na aplicação de cargas mastigatórias. Desta forma, possibilita estabelecer, com maior precisão, valores de tensões para o melhor entendimento das respostas biomecânicas da mandíbula em situação de trauma. **Objetivo:** avaliar as tensões geradas por traumas mecânicos na mandíbula humana com osso cortical ortotrópico pela análise de elementos finitos. **Materiais e métodos:** A imagem tomográfica de uma mandíbula humana seca teve a estrutura óssea e os dentes selecionados baseados nos pixels e definidos pelo software InVesalius 3.0b. No software Rhinoceros® 3D 5.0 foi obtida a geometria da mandíbula, com dentes, osso compacto (com definições específicas de suas espessuras em cada região da mandíbula) e osso esponjoso. A construção do modelo de elementos finitos foi realizada no software Ansys v14. Todas as estruturas foram consideradas lineares e elásticas. O osso esponjoso e os dentes foram considerados isotrópicos, já o osso compacto foi considerado ortotrópico. Para a condição de repouso da mandíbula foram aplicadas restrições nos eixos x, y e z na cabeça da mandíbula e na fossa mandibular bilaterais. Nesta condição, uma carga de magnitude de 980N foi aplicada nas seguintes regiões da mandíbula, em simulações distintas: borda inferior da mandíbula ao nível da sínfise da mandíbula (carga 1); e ângulo da mandíbula (carga 2). Os resultados foram analisados de acordo com as tensões de von Mises. **Resultados e Conclusão:** as forças traumáticas nas regiões da sínfise mandibular e do ângulo da mandíbula resultaram em tensões concentradas no colo da mandíbula e região posterior da mandíbula, respectivamente, as quais foram determinadas, provavelmente, pela geometria deste osso.

Palavras-chave: Mandíbula. Fratura. Análise de elementos finitos.

ABSTRACT

Introduction: Differences in biomechanical responses in Finite Element Analysis (FEA) are found in the literature, considering the mechanical properties of the mandibular cortical bone as isotropic or as orthotropic. Orthotropic bone proved to be a more precise property of cortical mandibular bone in the application of mastication. Thereby, it is possible to establish, with greater precision, stress values for a better understanding of the biomechanical responses of the mandible in a trauma situation. **Aim:** Evaluate the stress generated by mechanical trauma in the human mandible with orthotropic cortical bone by the analysis of FEA. **Material and Methods:** The tomographic image of a dry human jaw had the bone structure and teeth segmented based on the pixels and defined by In Vesalius 3.0b software. In the software Rhinoceros® 3D 5.0 was obtained the geometry of the mandible, with teeth, compact bone (with specific definitions of its thicknesses in each region of the jaw) and cancellous bone. The construction of the finite element model was performed in Ansys v14 software. All structures were considered linear and elastic. The cancellous bone and the teeth were considered isotropic, since the compact bone was considered orthotropic. Restrictions were applied on the x, y and z axes in the mandibular head and bilateral mandibular fossa. In this condition, a load of magnitude of 980N was applied in the following regions of the mandible, in distinct simulations: lower border of the mandible at the symphysis level of the mandible (load 1); and mandibular angle (load 2). The results were analyzed according to von misses stress. **Results and Conclusions:** Traumatic forces in the mandibular symphysis and mandibular angle regions resulted in concentrated stresses in the mandibular neck and posterior region of the mandible, respectively, which were probably determined by the geometry of this bone.

KEYWORDS: Mandible. Fracture. Finite Element Analysis.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	9
2 REVISÃO DE LITERATURA	11
3 PROPOSIÇÃO	13
4 MATERIAIS E MÉTODOS	14
4.1 Características da amostra	14
4.2 Construção da geometria	14
4.3 Construção dos modelos de elementos finitos	16
4.4 Configuração da análise	16
4.5 Análise dos resultados	17
5 RESULTADOS	18
5.1 Simulação 1: Tensão Equivalente de von Mises em força traumática ao nível da sínfise da mandíbula (força frontal)	18
5.2 Simulação 2: Tensão Equivalente de Von Mises em força traumática ao nível do ângulo da mandíbula (força lateral)	20
6 DISCUSSÃO	23
7 CONCLUSÃO	26
REFERÊNCIAS	27
ANEXO 1 – Certificado do Comitê de Ética em Pesquisa da FOP-UNICAMP	31
ANEXO 2 – Parecer de aprovação do relatório final de Iniciação Científica PIBIC	32

1 INTRODUÇÃO

A mandíbula, presente na face, é o único osso móvel dessa região. A mandíbula apresenta várias funções, sendo elas a mastigação, fonação, deglutição e manutenção da oclusão dental. A mandíbula e as maxilas ocupam a maior parte do esqueleto facial (Andrade Filho, et al, 2000).

Segundo Pereira (2008), as lesões faciais estudadas no centro médico de estudo, foram decorridas de agressões físicas, acidentes de trânsito e quedas. Sendo que variam conforme sua etiologia. Nas fraturas mandibulares, os homens foram mais acometidos, porém, é semelhante nos extremos de idade. A idade mais acometida foi entre 20 e 29 anos, e no caso da fratura mandibular, a maior parte foi decorrente dos acidentes de trânsito, seguido de agressão física e quedas. Conforme Andrade Filho (2000), em seu estudo, as fraturas mandibulares também apresentaram as mesmas etiologias, sendo o sexo masculino o mais acometido e a regiões mais atingidas da mandíbula foram o corpo, côndilo, sínfise e ângulo.

A topografia mandibular, sua anatomia e projeção no terço inferior da face, são fatores que fazem com esta região seja mais acometida nos traumas faciais podendo resultar em fraturas (Andrade Filho, et al, 2000). Desta forma, a pele da face e os ossos faciais estão mais expostos às agressões, sendo que podem ocorrer lesões como lacerações, cortes, hemorragias e hematomas, pois a pele tem espessura fina e elástica, o tecido subcutâneo delgado, a musculatura superficial e é uma região muito vascularizada e inervada, sendo assim, os tecidos moles podem ser comprimidos pelos ossos durante o trauma, além das fraturas ósseas que ocorrem (Montovani, et al, 2006).

As fraturas mandibulares quando não diagnosticadas e tratadas corretamente, podem causar alterações dentárias e/ou da articulação temporomandibular (ATM), resultando em seqüelas graves, tanto funcionais como estéticas (Andrade Filho, et al, 2000). Quando ocorrem fraturas no processo condilar, além de alterações na oclusão dentária, ocorrem também no desenvolvimento facial e na movimentação da articulação temporomandibular, se não tratada corretamente (Andrade Filho, et al, 2003). Segundo Mantovani (2006), houve grande número de infecções de tecidos moles e perdas dentárias, devido à mandíbula desdentada parcial ou totalmente, periodontites, cáries dentárias e dentes no local da fratura, que foram agravadas

pela mobilização excessiva dos segmentos ósseos fraturados e, muitos casos também, pelo encaminhamento ou procura tardia ao atendimento hospitalar.

A simulação computacional exata dos tecidos biológicos, tais como o osso, é uma tarefa muito difícil devido à sua inerente característica homogênea e de anisotropia (Murakami et al., 2013), sendo a ortotropia uma propriedade com maior semelhança às respostas mecânicas do ponto de vista biomecânico (Apicella et al., 2009).

As divergências entre os estudos que consideram o osso cortical mandibular como um material isotrópico ou como ortotrópico propõe a necessidade de simulações matemáticas, como a AEF, para avaliar possíveis diferenças nos resultados destas simulações.

2 Revisão de Literatura

Traumas mecânicos na mandíbula são de etiologia é heterogênea, entretanto, sabe que sua etiologia está diretamente relacionada com algumas características da população urbana estudada como idade, sexo, classificação social, área geográfica e local de residência (Kieser et al., 2002; Montovani et al., 2002; Ellis e Throckmorton, 2005).

O risco de fratura do ângulo da mandíbula está essencialmente relacionada com a presença do terceiro molar (Yamada et al., 1998; Papakosta et al., 2008), mas também é influenciada pela condição oclusal. Para a maioria das forças traumáticas, os indivíduos podem responder o risco à fratura e lesões graves fechando a boca, uma vez que podem reduzir a magnitude da força no local de impacto e/ou indiretamente nas tensões transmitidas para as estruturas anatômicas de fragilidade da mandíbula, auxiliando a distribuição de tensões pelos dentes, no entanto, não é fácil investigar, clinicamente, o efeito do apertamento dental na atenuação de fraturas graves na mandíbula, devido às diferenças de densidade e espessura das estruturas que compõem este osso bem como das propriedades mecânicas que o constituem (Murakami et al., 2009; Yamamoto et al., 2010).

Gallas Torreira e Fernândes (2004) realizaram um estudo em modelo tridimensional de mandíbula simulando duas situações de trauma. Na região de sínfise da mandíbula, foi aplicada pressão de 107 N/m² sagital e perpendicular ao plano sagital mediano durante 1 segundo, onde constataram tensão máxima em sínfise (onde o impacto foi produzido), na região retromolar e em ambos os côndilos. Neste estudo, a mesma força de impacto foi simulada no corpo mandibular postero-anteriormente, direcionado para cima e perpendicular ao plano transversal, resultando em zonas de máxima tensão no côndilo e no corpo mandibular ao lado ipsilateral ao qual a energia foi inserida (lado direito). Os autores concluíram que, nestas duas situações de trauma, duas áreas se destacam como potenciais zonas de fragilidade: colo da mandíbula e ângulo mandibular devido à espessura da cortical óssea nestes locais.

A simplificação das propriedades dos materiais resulta na limitação da interpretação de resultados provenientes das simulações pela análise de elementos finitos (AEF) (Korioth et al., 1997), em que a morfologia torna-se o fator determinante nas respostas mecânicas (Wroe et al., 2010). Isotropia é uma propriedade que caracteriza as estruturas que têm as mesmas propriedades físicas,

independentemente da direção considerada. A ortotropia é a propriedade que caracteriza as estruturas com características físicas diferentes em relação à orientação espacial (Schwartz-Dabney e Dechow, 2003). Estas duas propriedades têm sido aplicadas no tecido ósseo quando da realização da AEF (Apicella et al., 2009), sendo que o osso ortotrópico apresentou diferentes áreas de maior sensibilidade e, assim, apresentando maior tensão.

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) (Ren et al., 2003). 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) por meio de um experimento *in vitro* em todas as regiões da mandíbula, tendo como resultado valores diferentes do módulo de elasticidade (E), módulo de cisalhamento (G) e coeficiente de Poisson (ν) do osso cortical em diferentes regiões da mandíbula.

Estudos mecânicos (Gallas Torreira e Fernandes, 2004; Murakami et al., 2013) que utilizaram a AEF para entender a resposta biomecânica da mandíbula humana frente a forças que simulam traumas consideraram o osso cortical mandibular como isotrópico. As divergências entre os estudos que consideram o osso cortical mandibular como um material isotrópico ou como ortotrópico propõe a necessidade de simulações matemáticas, como a AEF, para avaliar possíveis diferenças nos resultados destas simulações

3 PROPOSIÇÃO

Objetivo geral: avaliar as tensões geradas por traumas mecânicos na mandíbula humana com osso cortical ortotrópico pela análise de elementos finitos.

Objetivos específicos:

- avaliar as tensões geradas por trauma mecânico na sínfise da mandíbula humana com osso cortical ortotrópico em condições de repouso e de máxima intercuspidação pela análise de elementos finitos;

- avaliar as tensões geradas por trauma mecânico no ângulo da mandíbula humana com osso cortical ortotrópico em condições de repouso e de máxima intercuspidação pela análise de elementos finitos.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Esse projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, sob protocolo número: 048/2014 (Anexo 1).

4.1 Características da amostra

A tomografia computadorizada *cone-beam*, que foi selecionada para a realização da pesquisa, é de uma mandíbula seca, dentada, do sexo masculino, e adulto, cuja estrutura óssea apresentava-se íntegra, sem deformações ósseas visíveis. Foi selecionada uma tomografia computadorizada com espessura de corte e incremento de varredura de 0,25 mm de ambos.

4.2 Construção da geometria

O conjunto tridimensional de imagens contíguas seccionais apresentou-se em uma escala de cinza, sendo que cada valor da escala correspondeu a um valor de intensidade do voxel. Foi utilizado o software Mimics v. 18 (Materialise, Bélgica) para a realização da segmentação das imagens da tomografia computadorizada e, assim, obteve-se a imagem referente a osso compacto, osso esponjoso e dentes que compõem a mandíbula humana.

Após realizar-se a segmentação destas estruturas, as mesmas foram reconstruídas tridimensionalmente (3D) formando uma superfície em formato estereolitográfico (STL). O STL foi importado para o software Rhinoceros 5.0 (McNeel e Associates, USA), onde foi realizada a aquisição da geometria. Neste software, a geometria foi construída por meio da modelagem Bio-CAD (Sun et al., 2005), construindo-se sólidos formados por superfícies NURBS (Non Uniform Rational Basis Splines), os quais são compatíveis para serem utilizados em softwares para análise de elementos finitos. Desta forma, o STL foi convertido automaticamente em superfícies de linguagem NURBS, formando sólidos correspondentes às regiões do osso compacto, do osso esponjoso e dentes a fim de se obter o modelo CAD. A modelagem CAD foi realizada e as superfícies foram unidas para construção de sólidos correspondentes às regiões do osso cortical mandibular. O osso esponjoso e os dentes não foram divididos em regiões, ou seja, cada estrutura foi formada por um único sólido (Figuras 1 e 2).

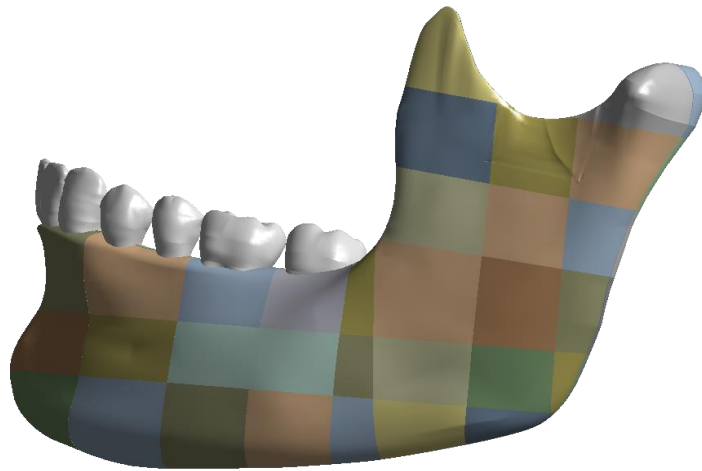


Figura 1 - Vista lateral da geometria CAD da mandíbula dentada. As diferentes cores representam as espessuras de cada região da mandíbula, determinadas por Schwartz-Dabney e Dechow (2003).

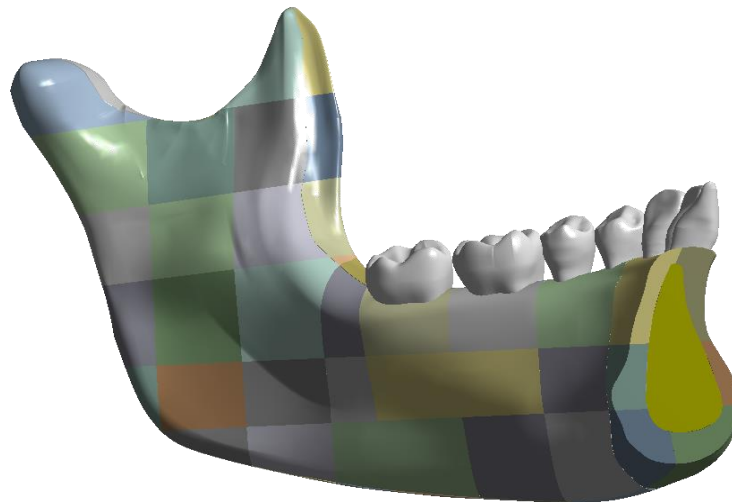


Figura 2 - Vista medial da geometria CAD da mandíbula dentada. As diferentes cores representam as espessuras de cada região da mandíbula, determinadas por Schwartz-Dabney e Dechow (2003).

Baseando-se em Atlas de Anatomia, serão construídos os componentes da articulação temporomandibular (fossa mandibular, eminência articular, e disco articular) para evitar movimentos livres durante a simulação.

4.3 Construção do modelo de elementos finitos

A geometria obtida da mandíbula (Figuras 1 e 2) foi importada ao software Ansys v14 (Ansys, Inc.) onde foi construída a malha tridimensional de elementos finitos (Figura 3), aplicada as cargas no modelo, solução matemática e análise dos resultados. Todas as estruturas foram consideradas lineares e elásticas. O osso esponjoso e o dente foram considerados isotrópicos (Tanne et al., 1998; Ona e Wakabayashi, 2006). Já o osso compacto (cortical) foi considerado ortotrópico (Schwartz-Dabney e Dechow, 2003). Estas propriedades foram utilizadas conforme 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. Todas as estruturas foram contínuas.

Tabela 1 - Propriedades mecânicas das estruturas anatômicas isotrópicas.

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

*Valores em gigapascal (GPa).

Fonte: Tanne et al. (1998) e Ona e Wakabayashi (2006)

4.4 Configuração da análise

O sistema de coordenadas formado pelos eixos x, y e z foi transferido juntamente com a geometria para o software Ansys v14 (Ansys, Inc.). Em condição de repouso da mandíbula, as análises foram configuradas da seguinte maneira, a saber:

- Na cabeça da mandíbula e na fossa mandibular bilaterais foram aplicadas restrições nos eixos x, y e z.
- Uma carga de magnitude de 980N (Murakami et al., 2013) foi aplicada nas seguintes regiões da mandíbula, em simulações distintas: borda inferior da mandíbula ao nível da sínfise da mandíbula (simulação 1); e ângulo da mandíbula (simulação 2).



Figura 3 - Vista lateral da geometria obtida da mandíbula importada ao software Ansys v14 (Ansys, Inc.) no qual foi construída a malha tridimensional de elementos finitos.

4.5 Análise dos resultados

A análise da distribuição de tensões foi realizada através de Tensão Equivalente de von Mises.

5 RESULTADOS

5.1 Simulação 1: Tensão Equivalente de von Mises em força traumática ao nível da sínfise da mandíbula (força frontal)

As tensões equivalentes de von Mises foram calculadas para avaliar a dissipação de energia ao longo da mandíbula a partir da força localizada na sínfise, com sentido antero-posterior e direção anterior. Consequentemente, na Figura 4, observou-se uma área de concentração de tensão no tubérculo mentoniano, protuberância mentoniana e estendendo-se até a base da mandíbula ao nível do primeiro pré-molar. Enquanto que, no ramo da mandíbula, principalmente no colo da mandíbula pôde-se observar extensa concentração de tensão nas faces anterior, lateral, medial (Figura 5) e posterior. As tensões na região da sínfise apresentaram magnitude variando de 56.15 MPa até 95.18 MPa. No colo da mandíbula a variação de magnitude ocorreu no intervalo de 183.1 MPa, nas faces lateral e medial, até 553 MPa nas faces anterior e posterior. Na região do côndilo da mandíbula, a magnitude das tensões não foram consideradas pela proximidade da área de restrição do modelo, a qual caracterizou ausência de movimentos articulares na fase de ação traumática. As diferenças entre as tensões na sínfise e no colo da mandíbula caracterizou a dissipação de grande quantidade de energia, a qual se acumulou em sua maior parte no colo da mandíbula. Tal característica determinou áreas sensíveis à tensão mecânica na estrutura óssea cortical com propriedades ortotrópicas.

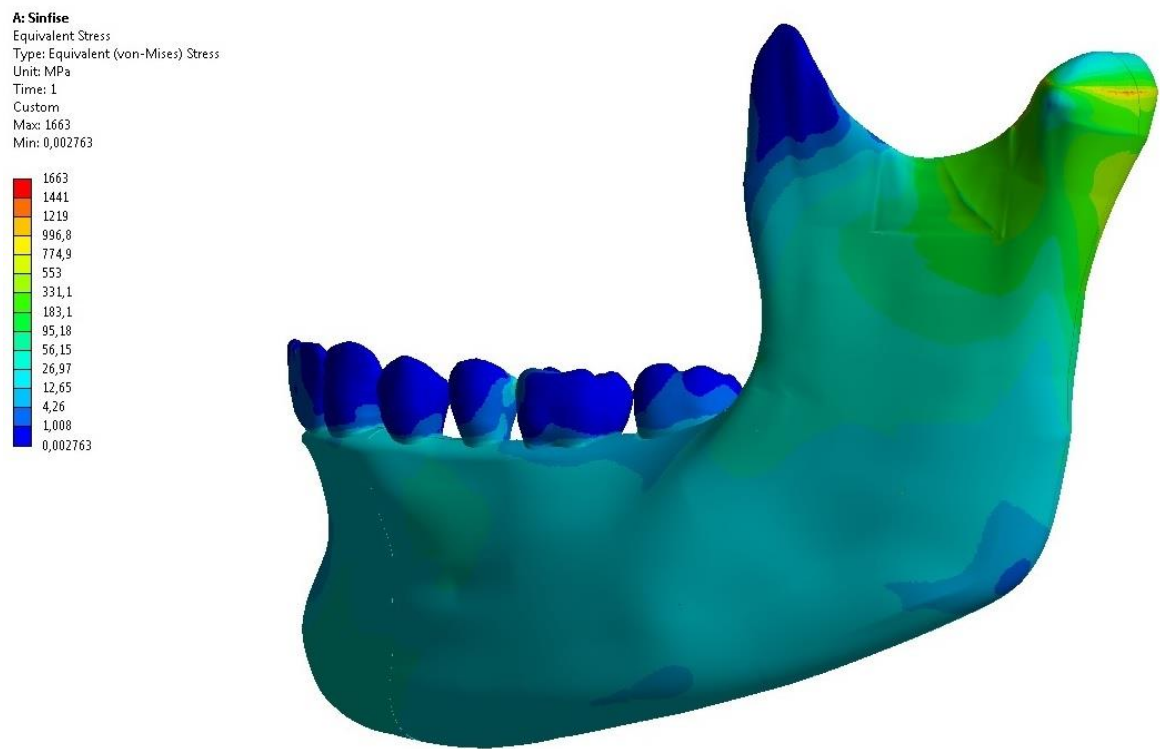


Figura 4 - Vista lateral do modelo de elementos finitos da mandíbula humana obtido no software Ansys v14 (Ansys, Inc.) com a escala de tensões de von Mises com simulação em força traumática ao nível da sínfise da mandíbula.

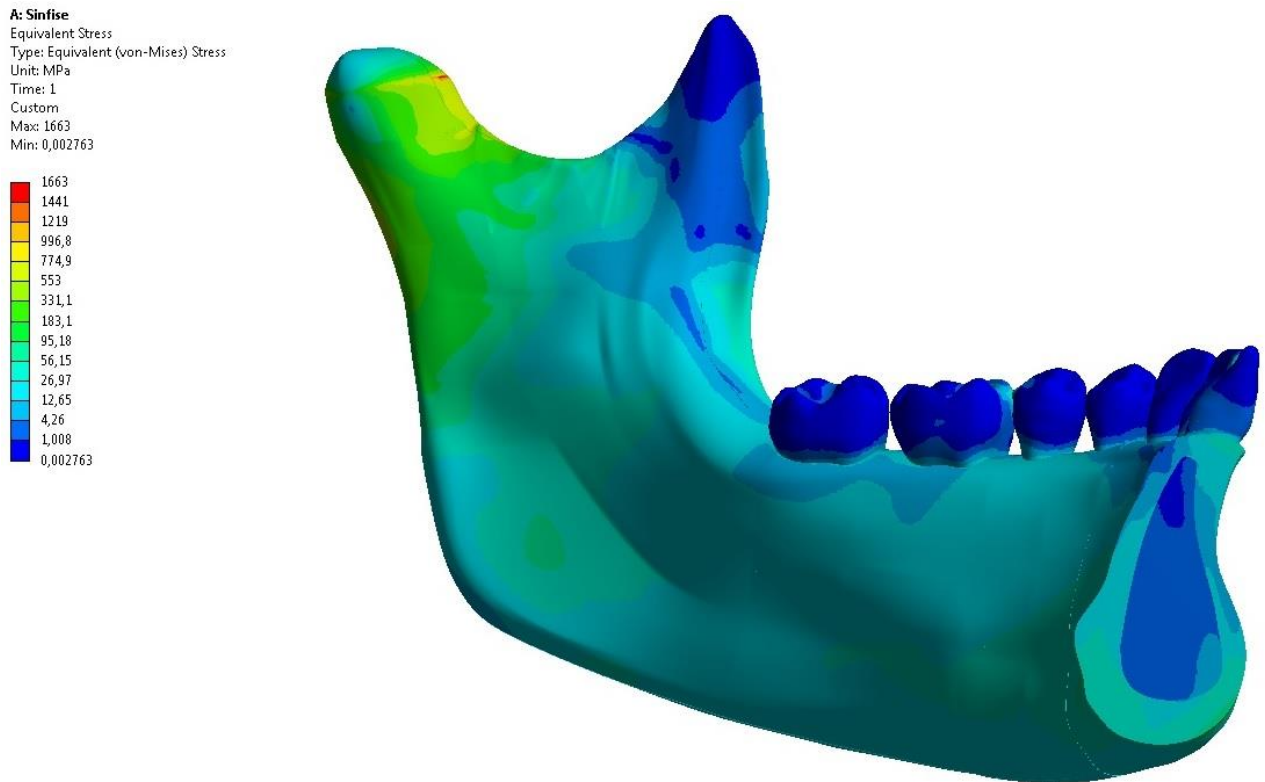


Figura 5 - Vista medial do modelo de elementos finitos da mandíbula humana obtido no software Ansys v14 (Ansys, Inc.) com a escala de tensões de von Mises com simulação em força traumática ao nível da sínfise da mandíbula.

5.2 Simulação 2: Tensão Equivalente de von Mises em força traumática ao nível do ângulo da mandíbula (força lateral)

A força traumática localizada no ângulo da mandíbula, com sentido latero-medial resultou em uma extensa concentração de tensão ocupando parte do corpo mandibular, a partir do nível do primeiro pré-molar até o ramo da mandíbula. Pode-se observar na Figura 6 que, nesta área, a magnitude da tensão variou de 22.318 MPa até 41.168 MPa. No ramo da mandíbula, lateralmente, ocorreu maior concentração de tensão em uma faixa desde o ângulo da mandíbula até a base do processo condilar com magnitude variando de 41.168 MPa até 90.28 MPa. Neste mesmo intervalo, houve concentração de tensão localizada no ângulo da mandíbula medialmente. Na face lateral (Figura 6) do colo da mandíbula a concentração de tensão teve maior magnitude variando de 112.35 MPa até 175.71 MPa. Na face medial (Figura 7) ocorreu concentração com o mesmo intervalo de magnitude,

porém com uma área maior. Na ação de força traumática perpendicular à superfície lateral do ângulo de mandíbula, o osso cortical com propriedades ortotrópicas determinou áreas sensíveis à tensão mecânica apenas nas faces lateral e medial do colo da mandíbula quando comparamos com o osso isotrópico.

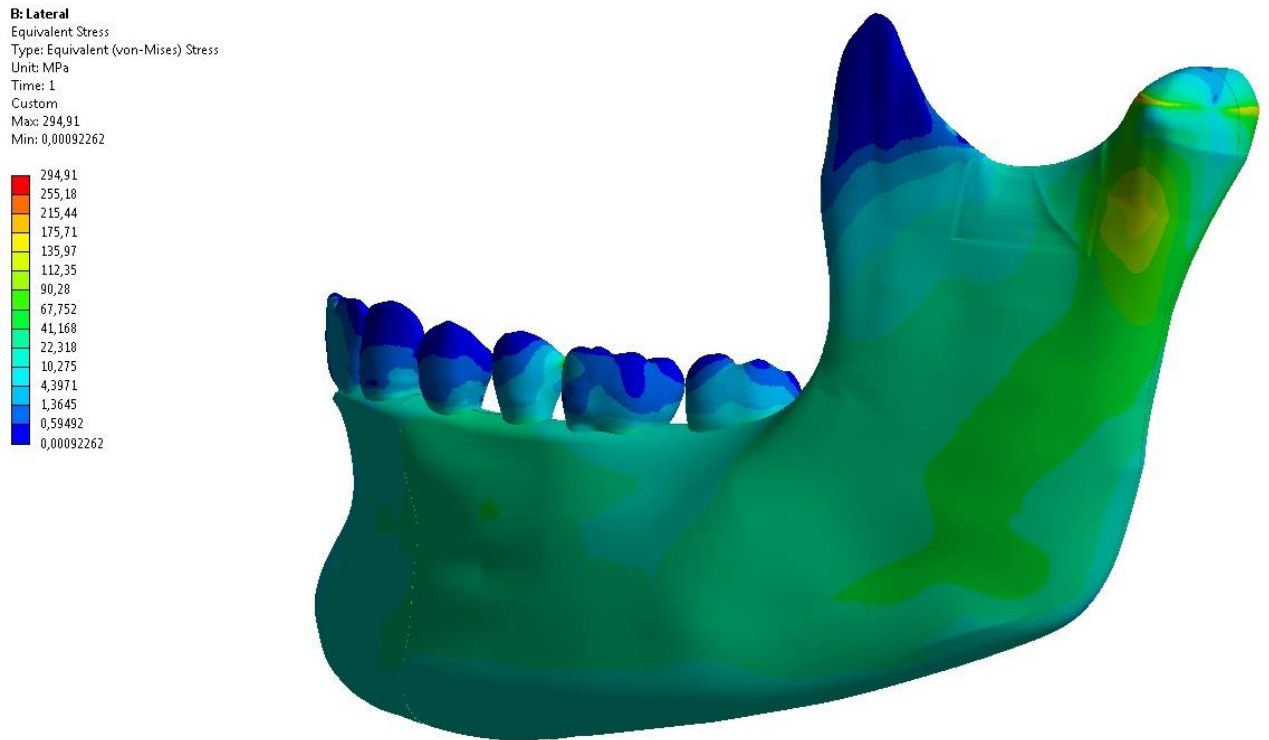


Figura 6 - Vista lateral do modelo de elementos finitos da mandíbula humana obtido no software Ansys v14 (Ansys, Inc.) com a escala de tensões de von Mises com simulação em força traumática ao nível do ângulo da mandíbula.

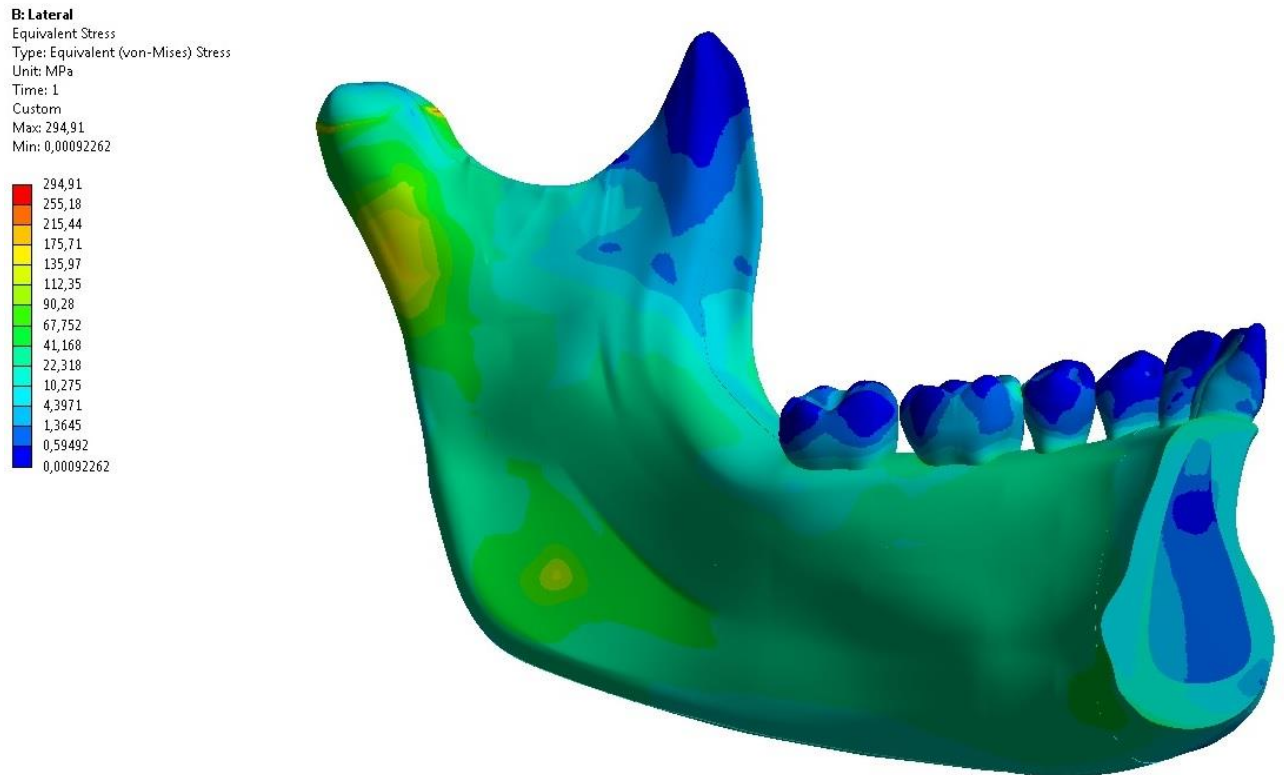


Figura 7 - Vista medial do modelo de elementos finitos da mandíbula humana obtido no software Ansys v14 (Ansys, Inc.) com a escala de tensões de von Mises com simulação em força traumática ao nível do ângulo da mandíbula.

6 DISCUSSÃO

A avaliação dos resultados gerados pela análise de elementos finitos foi realizada respeitando as áreas de maiores valores de tensões após situações padrões de trauma (Gallas Torreira e Fernàndes, 2004; Santos et al., 2015). A mandíbula é o osso comumente afetado por fraturas quando um trauma na face acontece (Doerr, 2015). O local mais comum em que ocorrem fraturas após agressões físicas é o corpo mandibular (Ellis et al., 1985; Chidzonga, 1990), enquanto que fraturas seguidas de quedas ocorrem na região do côndilo da mandíbula (Ellis et al., 1985; Santos et al., 2015). Enquanto que em acidentes automobilísticos, as fraturas podem ocorrer na região do côndilo da mandíbula ou do corpo mandibular (Ellis et al., 1985; Adi et al., 1990). Neste acidentes, pode-se verificar que um trauma na região da sínfise mandibular (simulado neste estudo) produz valores altos de tensões diretas na região do impacto (protuberância mentoniana e tubérculo mentoniano) e indiretas na região do côndilo da mandíbula, principalmente no colo (valores de tensão no intervalo de 183.1 MPa, nas faces lateral e medial, até 553 MPa nas faces anterior e posterior).

Assim, na simulação do trauma frontal, a distribuição de tensões foi determinada pela forma geométrica da mandíbula humana (Gallas Torreira e Fernandes, 2004; Santos et al., 2015) e influenciada pelas variações nos valores de espessura de osso cortical presente na geometria construída para realizar a análise de elementos finitos (Schwartz-Dabney e Dechow, 2003). Estes achados foram de acordo com outros estudos numéricos e experimentais (Hylander, 1984; Hart et al., 1992; Vollmer et al., 2000; Gallas Torreira e Fernandes, 2004; Santos et al., 2015).

Além da forma (geometria) da mandíbula, esta resposta mecânica possui relação com a resistência óssea que, por sua vez, é indicada pela propriedade mecânica (Schwartz-Dabney e Dechow, 2003). Assim, de acordo com Schwartz-Dabney e Dechow (2003), a espessura do osso cortical é menor na região do colo da mandíbula, fazendo com que esta região apresente menor resistência óssea e, por isso, maior tendência à fratura.

A geometria arqueada da mandíbula e as variações ao longo de sua estrutura óssea contribuem para que as tensões provenientes de uma carga traumática no mento escoem e se concentrem no colo e nas regiões próximas (incisura da mandíbula, vertente anterior da cabeça da mandíbula e borda posterior do ramo da mandíbula). 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 demonstrada em estudos de simulações computacionais pela análise de elementos finitos em ossos do crânio humano (Ichim et al., 2006; Wroe et al., 2010).

Ellis (1999) propôs três razões para fraturas ocorrerem na região posterior da mandíbula. Primeiramente, a presença de terceiros molares tem a tendência de enfraquecer o ângulo da mandíbula. Isto foi observado clinicamente que a presença de terceiros molares foi correlacionada com maior incidência de fraturas nesta região, principalmente, corpo da mandíbula e ramo da mandíbula. Em segundo, o corte transversal da área do ângulo da mandíbula é mais delgado. Finalmente, foi proposto que o ângulo da mandíbula é definido como uma região caracterizada por uma mudança abrupta de vertical para horizontal, podendo haver forças mais complexas envolvidas quando a mandíbula é sujeita a uma força lateral.

Uma força lateral, localizada no ângulo da mandíbula, pode produzir uma fratura na parte posterior do corpo da mandíbula e no ramo da mandíbula. Esta situação é muito comum em assaltos em que a vítima tenta esquivar de um golpe para a face, girando a cabeça (Gallas Torreira e Fernandes, 2004). No presente estudo, uma força traumática no ângulo da mandíbula foi simulada com sentido latero-medial resultando em uma extensa concentração de tensão ocupando parte do corpo mandibular, a partir do nível do primeiro pré-molar até o ramo da mandíbula. A área de secção transversal na região de ângulo é relativamente maior em comparação com a da região do côndilo da mandíbula, isso resulta numa tensão para além do impacto aplicado diretamente fazendo com que a própria região do ângulo da mandíbula torne-se mais susceptível à fraturas (Murakami et al., 2013).

Quando as forças são aplicadas com a mandíbula em repouso, a concentração de tensão ocorre na região do colo da mandíbula e nas áreas retromolares (Murakami et al., 2013). Porém as tensões em Von Mises são menores comparando com as concentrações de tensões quando a mandíbula não se encontra em repouso, sendo uma forma de proteger contra fraturas, minimizando-as. Segundo Murakami, a concentração de tensão na região do colo da mandíbula condiz com fato desta ser uma área comum de fratura neste osso, que podem ocorrer pela força indiretamente transmitida.

Conforme Murakami et al., 2009; Yamamoto et al., 2010, as forças traumáticas na mandíbula, podem ser minimizadas quando o indivíduo fecha a boca,

pois desta forma, a magnitude de força pode ser reduzida tanto no local de impacto como nas tensões indiretamente transmitidas. Assim, quando a mandíbula está em posição de oclusão, é considerado como um efeito protetor contra lesões traumáticas na região da ATM, liberando a tensão com os dentes.

Com isto, podemos ressaltar a importância do uso de protetores bucais durante a prática esportiva, pois distribuem as forças dos golpes frontais diretos (na sínfise da mandíbula), evitando as fraturas ou a avulsão de dentes anteriores (Souza Costa, 2009), pois minimizam os efeitos do impacto sobre os tecidos, por causa da distribuição de forças, assim, diminui a quantidade e gravidade dos danos (Knapik et al., 2007; Antunes et al., 2014), sendo muito importante para a prevenção de lesões dentárias e faciais (Dursun et al., 2015). Conforme Barberini et al. (2002), além da proteção aos dentes, tecidos moles e estruturas intraorais, também evita contusões ou fraturas mandibulares, deslocamentos e traumas na articulação temporomandibular. Segundo Souza Costa (2009), como os dentes são separados dos tecidos moles, lábios e língua, os protetores bucais evitam a laceração destes tecidos, por encontrarem-se fora do contato dental durante o golpe. Sendo que golpes no rosto não causam apenas lesões nos dentes e tecidos moles, mas podem ocasionar fraturas mandibulares ou em ossos faciais, ou também podem gerar dano cerebral (Lieger e von Arx, 2006). Desta forma, este equipamento de proteção também previne a concussão ou até a morte, ou problemas intracranianos mais sérios como a hemorragia subdural, por evitar que o côndilo mandibular vá para cima e para trás na base craniana, em esportes violentos (Souza Costa, 2009). Berry et al., diz que com o uso de protetores bucais, há redução na morbidade do trauma e lesões orofacial e cerebrais.

7 CONCLUSÃO

Neste estudo foram simuladas, pela análise de elementos finitos, duas situações de traumas faciais mais comuns em acidentes de diversas características. Com os resultados, pôde-se concluir que:

- ✓ A partir de uma força traumática na região da sínfise mandibular verificou-se que a geometria da mandíbula determinou o escoamento das tensões de von Mises para os côndilos da mandíbula, se concentrando com maior intensidade no colo da mandíbula, região de menor resistência óssea e, clinicamente, considerada de maior tendência à fratura.
- ✓ A partir de uma força traumática na região do ângulo da mandíbula verificou-se uma extensa concentração de tensão ocupando a parte posterior da mandíbula, como ramo mandibular e parte posterior do corpo.
- ✓ Provavelmente, as regiões estimuladas mecanicamente, em ambas as simulações, foram determinadas, pela geometria (morfologia) da mandíbula.

REFERÊNCIAS

1. Andrade Filho EF, Fadul Jr R, Azevedo RAA, Rocha MAD, Santos RA, Toledo SR, et al. Fraturas de mandíbula: análise de 166 casos. Rev Ass Med Brasil 2000; 46(3): 272-6.
2. Andrade Filho EF, Martins DMFS, Sabino Neto M, Toledo Jr CS, Pereira MD, Ferreira LM. Fraturas do côndilo mandibular: análise clínica retrospectiva das indicações e do tratamento. Rev Assoc Med Bras 2003; 49(1): 54-9.
3. Apicella D, Aversa R, Ferro F, Ianniello D, Perillo L, Apicella A. The importance of cortical bone orthotropy, maximum stiffness direction and thickness on the reliability of mandible numerical models. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2010;93(1):150-63.
4. Arbag H, Korkmaz HH, Ozturk K, Uyar Y. Comparative Evaluation of Different Miniplates for Internal Fixation of Mandible Fractures Using Finite Element Analysis. J Oral Maxillofac Surg 2008;66:1225-1232.
5. Barberini AF, Carlos Eduardo AUN, Caldeira CL. Incidência de injúrias orofaciais e utilização de protetores bucais em diversos esportes de contato. Rev Odontol UNICID. 2002; 14(1): 7-14.
- 4 Berry DC, Miller MG, Leow W. Attitudes of Central Collegiate Hockey Association ice hockey players toward athletic mouthguard usage. J Public Health Dent. 2005 Spring;65(2):71-5
- 5 Brasileiro BF, Passeri LA. Epidemiological analysis of maxillofacial fractures in Brazil: A 5-year prospective study. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2006;102(1): 28-34.
- 6 Bujtár P, Sándor G. K. B, Bojtos A, Szücs 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; 110:301-309

- 7 Costa SS. Odontologia desportiva na luta pelo reconhecimento. Revista de Odontologia da Universidade Cidade de São Paulo. 2009; 21(2): 162-8.
- 8 Doerr TD. Evidence-Based Facial Fracture Management. Facial Plast Surg Clin North Am. 2015 Aug; 23(3):335-45.
- 9 Dursun E, Ilarslan YD, Ozgul O, Donmez G. Prevalence of dental trauma and mouthguard awareness among weekend warrior soccer players. J Oral Sci. 2015 Sep;57(3):191-4.
- 10 Ellis E 3rd. Treatment methods for fractures of the mandibular angle. Int J Oral Maxillofac Surg 1999;28:243–252.
- 11 Gallas Torreira M, Fernandez JR. A three-dimensional computer model of the human mandible in two simulated standard trauma situations. J Craniomaxillofac Surg. 2004 Oct; 32(5):303-7.
- 12 Hart RT, Hennebel VV, Thongpedra N, Van Buskirk WC, Anderson RC. Modelling the biomechanics of the mandible: a three dimensional finite element study. J Biomechanics. 1992; 25: 261–286.
- 13 Horibe, E, Pereira MD, Ferreira LM, Andrade Filho E, Nogueira A. Perfil epidemiológico de fraturas mandibulares tratadas na Universidade Federal de São Paulo, SP. Rev Assoc Med Bras. 2004; 50(4): 417-21.
- 14 Hylander WL. Stress and strain in the mandibular symphysis of primates:a test of competing hypotheses. Am J Phys Anthropol. 1984; 64:1–46.
- 15 Ichim I, Swain MV, Kieser JA. Mandibular stiffness in humans: numerical predictions. J Biomech. 2006; 39(10): 1903-13.
- 16 Knapik JJ, Marshall SW, Lee RB, Darakjy SS, Jones SB, Mitchener TA, et al. Mouthguards in sport activities: history, physical properties and injury prevention effectiveness. Sports Med. 2007; 37(2):117-44.
- 17 Montovani JC, Campos LMP, Gomes MA, Moraes VRS, Ferreira FD, Nogueira EA. Etiologia e incidência das fraturas faciais em adultos e crianças: experiência em 513 casos. Rev Bras Otorrinolaringol 2006;72(2):235-41.

- 18 Lieger O, von Arx T. Orofacial/cerebral injuries and the use of mouthguards by professional athletes in Switzerland. *Dent Traumatol*. 2006; 22: 1–6.
- 19 Murakami K, Yamamoto K, Sugiura T, Kawakami M, Kang YB, Tsutsumi S, et al. Effect of clenching on biomechanical response of human mandible and temporomandibular joint to traumatic force analyzed by finite element method. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2013 May 1;18 (3):e473-8.
- 20 Murakami K, Yamamoto K, Sugiura T, Yamanaka Y, Kirita T. Changes in mandibular movement and occlusal condition after conservative treatment for condylar fractures. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009; 67:83-91.
- 21 Ona M, Wakabayashi N. Influence of Alveolar Support on Stress in Periodontal Structures. *J Dent Res*. 2006; 85: 1087-91.
- 22 Pereira MD, Kreniski T, Santos RA, Ferreira LM. Trauma craniofacial: perfil epidemiológico de 1223 fraturas atendidas entre 1999 e 2005 no Hospital São Paulo – UNIFESP-EPM. *Rev Soc Bras Cir Craniomaxilofac* 2008; 11(2): 47-50.
- 23 Santos LSM, Rossi AC, Freire AR, Matoso RI, Caria PHF, Prado FB. Finite-Element Analysis of 3 Situations of Trauma in the Human Edentulous Mandible. *J Oral Maxillofac Surg*. 2015; 73:683-691.
- 24 Schwartz-Dabney CL, Dechow PC. Variations in Cortical Material Properties Throughout the Human Dentate Mandible. *Am J Phys Anthropol*. 2003; 120: 252-77.
- 25 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.
- 26 Szücs A, Bujtár P, Sándor G. K. B, 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:a72

- 27 Tanne K, Yoshida S, Kawata T, Sasaki, 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.
- 28 Vollmer D, Meyer U, Joos U, Vegh A, Piffko J: Experimental and finite element study of a human mandible. *J Cranio Maxillofac Surg* 28:91–96, 2000.
- 29 von Mises R. *Mechanik der festen Körper im plastisch deformablen Zustand*. Göttingen Nachr Math Phys. 1913; 1: 582-592.
- 30 Wroe S, Ferrara TL, McHenry CR, Curnoe D, Chamoli U. The craniomandibular mechanics of being human. *Proc Biol Sci*. 2010; 277(1700):3579-86.
- 31 Yamada T, Sawaki Y, Tohnai I, Takeuchi M, Ueda M. A study of sports-related mandibular angle fracture: relation to the position of the third molars. *Scand J Med Sci Sports*. 1998; 8:116-9.

ANEXO 1: CERTIFICADO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DA FOP-UNICAMP

Comitê de Ética em Pesquisa - Certificado

<http://www.fop.unicamp.br/cep/sistema/certificado.php?Protocolo=048/2014&Id=1770&Passo=2&D...>



**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 "**Ortotropia do osso mandibular na avaliação das tensões geradas por traumas mecânicos na mandíbula humana - análise de elementos finitos**", protocolo nº 048/2014, dos pesquisadores Ana Cláudia Rossi, Alexandre Rodrigues Freire, Ana Paula Zanforlim e Felipe Bevilacqua Prado, satisfaz as exigências do Conselho Nacional de Saúde - Ministério da Saúde para as pesquisas em seres humanos e foi aprovado por este comitê em 11/06/2014.

The Ethics Committee in Research of the Piracicaba Dental School - University of Campinas, certify that the project "**Mandibular bone orthotropy in the evaluation of stresses generated by mechanical trauma in human mandible - finite element analysis**", register number 048/2014, of Ana Cláudia Rossi, Alexandre Rodrigues Freire, Ana Paula Zanforlim and Felipe Bevilacqua Prado, 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 on Jun 11, 2014.

Prof. Dr. Felipe Bevilacqua Prado
Secretário
CEP/FOP/UNICAMP

Profa. Dra. Livia Maria Andaló Tenuta
Coordenadora
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.

ANEXO 2 – Parecer de aprovação do relatório final de Iniciação Científica PIBIC

Relatório Final

Período de envio do Relatório Final: 01/08/2016 - 11/08/2016

Versão enviada em 08/08/2016 11:42:08  [ver relatório](#)

— Parecer do orientador emitido em 08/08/2016 11:45:42

— Parecer do Assessor dado em 13/09/2016 13:57:21

(O parecer a respeito de seu relatório está disponível ao orientador responsável)

 **Aprovado**