



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS**  
**Faculdade de Odontologia de Piracicaba**  
**Departamento de Morfologia - Anatomia**



**ALEXANDRE RODRIGUES FREIRE**

**AVALIAÇÃO DA DISSIPACÃO DE TENSÕES  
MECÂNICAS NO CANINO SUPERIOR E PILAR CANINO  
POR MEIO DA ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS 3D**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do Título de Mestre em Biologia Buco-Dental, área de concentração em Anatomia.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Henrique Ferreira Caria

PIRACICABA

2011

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA  
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**  
Bibliotecária: Elis Regina Alves dos Santos – CRB-8ª / 8099

F883a	<p>Freire, Alexandre Rodrigues. Avaliação da dissipação de tensões mecânicas no canino superior e pilar canino por meio da análise de elementos finitos 3D / Alexandre Rodrigues Freire. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2011.</p> <p style="text-align: center;">Orientador: Paulo Henrique Ferreira Caria. Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.</p> <p style="text-align: center;">1. Biomecânica. 2. Crânio. I. Caria, Paulo Henrique Ferreira. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.</p> <p style="text-align: right;">(eras/fop)</p>
-------	---

Título em Inglês: Evaluation of mechanical stresses dissipation in the upper canine tooth and canine pillar through the finite element analysis 3D

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Biomechanics. 2. Skull

Área de Concentração: Anatomia

Titulação: Mestre em Biologia Buco-Dental

Banca Examinadora: Paulo Henrique Ferreira Caria, Felipe Bevilacqua Prado, Edson Aparecido Liberti

Data da Defesa: 09-02-2011

Programa de Pós-Graduação em Biologia Buco-Dental



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS**  
**Faculdade de Odontologia de Piracicaba**



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de Mestrado, em sessão pública realizada em 09 de Fevereiro de 2011, considerou o candidato ALEXANDRE RODRIGUES FREIRE aprovado.

A handwritten signature in blue ink, consisting of a circular loop and a diagonal stroke.

---

Prof. Dr. PAULO HENRIQUE FERREIRA CARIA

A handwritten signature in blue ink, appearing as a series of connected loops.

---

Prof. Dr. FELIPPE BEVILACQUA PRADO

A handwritten signature in blue ink, with a prominent horizontal stroke.

---

Prof. Dr. EDSON APARECIDO LIBERTI

*Dedico este trabalho a toda minha família, a qual é o alicerce  
para busca e realização dos meus sonhos*

## AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

*A Deus, por iluminar meu caminho, pela oportunidade de aprender novos conhecimentos, que enriquece cada vez mais o ser humano também e pela força para superar os desafios.*

*Aos meus pais, Paulo e Dora, pelo amor e carinho que recebo, pelos momentos de alegria e por me manter forte nas horas difíceis e momentos de tristeza. Pela educação e formação da pessoa que sou hoje.*

*À minha namorada Ana Cláudia por me auxiliar sempre que preciso, pelos tantos momentos de amor e felicidade e pelo amor e carinho nos momentos difíceis.*

## **AGRADECIMENTOS ESPECIAIS**

*À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pelo auxílio financeiro que possibilitou a realização deste projeto de pesquisa.*

## AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

*Ao meu orientador, Prof. Dr. Paulo Henrique Ferreira Caria, um profissional exemplar e uma pessoa de forte caráter, que além de meu orientador é também um verdadeiro amigo. Agradeço pelos ensinamentos da Anatomia e das pesquisas aplicadas a ela e pelos conselhos não só sobre o ensino e a pesquisa, mas também sobre a vida.*

*Ao Prof. Dr. Felipe Bevilacqua Prado, um excelente profissional e um verdadeiro amigo, pelos ensinamentos da Anatomia, pelos ensinamentos da pesquisa e pelos conselhos.*

## AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

*À Faculdade de Odontologia de Piracicaba sob a diretoria do Prof. Dr. Jacks Jorge Júnior.*

*À Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup> Ana Paula de Souza Pardo, coordenadora do programa de pós-graduação em Biologia Buco-Dental.*

*Aos professores e ex-professores do Departamento de Morfologia Sérgio Roberto Peres Line, Pedro Duarte Novaes, Fausto Bérzin e Darcy Oliveira Tosello.*



## **AGRADECIMENTOS ESPECIAIS**

*Ao técnico de Anatomia, Cristiano Manoel, pela forte amizade, pelos ensinamentos e pela alegria.*

*Aos funcionários do Departamento de Morfologia Eliene, Cidinha, João, Joelma e Suzete pelos momentos de alegria.*

## AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

*Ao Centro de Tecnologia da Informação “Renato Archer” (CTI),  
divisão DT3D, sob chefia do Dr. Jorge Vicente Lopes da Silva e os  
integrantes Dr. Pedro Yoshito Noritomi e Cesar Augusto Rocha Laureti  
pelo apoio e contribuição para a realização deste trabalho.*

## AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

*Aos meus irmãos Rafael e Victor, meus primos, tios, avós e toda família por me dar felicidade e força para superar todas as dificuldades.*

*A todos os meus colegas de turma, aos amigos de Araçatuba e de Piracicaba.*

*A todos que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho. Meus sinceros agradecimentos!!!!*

*“Sonhar com o impossível é o primeiro passo para torná-lo possível”.*

*(Confúcio)*

## RESUMO

O tecido ósseo do crânio humano é organizado para estabelecer adaptação à função mecânica. Os ossos que compõem o esqueleto facial formam os pilares de sustentação das forças mastigatórias, sendo que o pilar na região anterior é denominado pilar canino. Teoricamente as tensões mecânicas nesta região se originam no dente canino superior e se dissipam em direção à glabella. O objetivo deste estudo foi avaliar os locais de dissipação e a intensidade das tensões mecânicas no dente canino superior e pilar canino por meio da análise de elementos finitos tridimensional. A partir de cortes tomográficos de 0,25 mm de espessura de um crânio humano, masculino e de aproximadamente 38 anos, foi construído um modelo de elementos finitos formado por 135072 nós e 84157 elementos pelo software Ansys v12. Sobre a margem inferior do osso e arco zigomáticos foi aplicada uma força mastigatória de 200N, simulando a ação do músculo masseter e o suporte foi aplicado no contato oclusal do dente canino superior. Foram analisadas as tensões de Von-mises e máxima principal. As tensões de Von-mises determinaram a dissipação pelo pilar canino, com áreas concentradas na eminência canina e no processo frontal da maxila. A tensão máxima principal mostrou as áreas de compressão no corpo da maxila, processo frontal da maxila, próximo à sutura frontomaxilar e no osso nasal e, tração no processo alveolar e base do processo frontal da maxila. Conclui-se que as tensões se dissipam pelo pilar canino conforme os fundamentos teóricos da biomecânica, de maneira não uniforme com concentração de tensões de tração e compressão em diferentes áreas.

**Palavras-chave:** pilar canino, biomecânica, crânio, análise de elementos finitos.

## **ABSTRACT**

The bone tissue of the human skull is organized to provide adaptation to mechanical function. The bones of the facial skeleton form the pillars of support of the masticatory forces, and in the anterior region is called canine pillar. Theoretically, the mechanical stresses in this region originate in the upper canine tooth and dissipate toward the glabella. The aim of this study was to evaluate the sites of dissipation and the intensity of mechanical stresses in the upper canine and canine pillar by tridimensional finite element analysis. From CT images with 0.25 mm thickness of a male human skull, with approximately 38 years, was generated a finite element model, which consists of 13,5072 nodes and 84,157 elements, through of the software Ansys v12. On the inferior margin of the zygomatic bone and zygomatic arch was applied a masticatory force of 200N, simulating the action of the masseter muscle, and a support was applied in the occlusal contact of the upper canine tooth. Were analyzed the Von-mises and maximum principal stresses. The Von-mises stresses determined the stress dissipation in the canine pillar, with areas concentrated at the canine eminence and frontal process of maxilla. The maximum principal stress showed compression areas at the body of the maxilla, frontal process, close to the frontomaxillary suture and in the nasal bone. Tensile stress located on the alveolar process and the base of the frontal process. In conclusion, the stresses were dissipated by the canine pillar as the theoretical principles of biomechanics, not uniformly and with concentration of tensile stress and compression in different areas.

**Keywords:** canine pillar, biomechanics, skull, finite element analysis.

# SUMÁRIO

<b>I. INTRODUÇÃO</b>	<b>1</b>
<b>II. CAPÍTULOS</b>	
<b>Capítulo 1.</b> <i>Evaluation of the mechanical stress dissipation in upper canine and canine pillar by finite element analysis (3D)</i>	<b>6</b>
<b>Capítulo 2.</b> <i>Avaliação mecânica no canino superior e estruturas de suporte em resposta à aplicação de força ortodôntica de inclinação sob a influência da presença e ausência do ligamento periodontal</i>	<b>23</b>
<b>III. CONCLUSÃO</b>	<b>36</b>
<b>IV. REFERÊNCIAS</b>	<b>37</b>
<b>V. ANEXOS</b>	
<b>Anexo 1 – Certificado do Comitê de Ética em pesquisa com seres humanos</b>	<b>42</b>
<b>Anexo 2 – Comprovante do e-mail de submissão do artigo</b>	<b>43</b>

# I. INTRODUÇÃO

## **Biomecânica do crânio**

O osso é um tecido conjuntivo especializado que é organizado interna e externamente para resistir às forças as quais está sujeito, estando adaptado à função mecânica (Junqueira & Carneiro, 1999). A microarquitetura óssea se organiza de modo a suportar as tensões mecânicas geradas pelas atividades normais do ser humano. Essa relação estrutura/função e a manutenção da homeostase mineral conduzem ao processo de formação e reabsorção do tecido ósseo, denominado remodelação óssea, que perdura por toda a vida do indivíduo (Einhorn, 1996).

A fração estrutural do osso alveolar e do osso basal responde primariamente aos fatores mecânicos locais. A arquitetura óssea é ditada pelas cargas aplicadas, isto é, compressão, tração, curvatura e/ou torção. O osso basal no adulto é refratário, mas o osso alveolar continua sua remodelação por toda a vida. O processo alveolar está entre os componentes esqueléticos do sistema estomatognático que mais é submetido a cargas, porém é maleável. A capacidade adaptativa destes componentes esqueléticos fundamentais é um fator principal na manutenção da função oclusal ideal sob um amplo espectro de alterações estruturais relacionadas à idade, crescimento, hipertrofia, atrofia e degeneração (Roberts et al., 2000).

O princípio fundamental da estrutura óssea é a resistência máxima com massa mínima (Roberts et al., 1991). Este princípio caracteriza um osso idealizado a receber cargas. Biewener (1990) propôs a hipótese de que o esqueleto apendicular dos mamíferos tenha sido idealizado com propósitos de suportar cargas. De maneira semelhante, considera-se comumente que o esqueleto facial consiste de uma estrutura ideal para resistir às forças mastigatórias (Sicher & DuBrul, 1970; Hylander et al., 1991). Esta estrutura consiste na presença de três pilares de sustentação: pilar canino, zigomático e pterigóideo (Sicher & DuBrul, 1970; Madeira, 2001).

Esta hipótese de estrutura ideal prevê que, de acordo com a definição de que massa mínima de osso exibe resistência máxima, durante a mastigação e oclusão forçada, as tensões e deformações deveriam ser relativamente altas (Hylander et al. 1991) e praticamente uniformes (Hylander & Johnson, 2000) em todo esqueleto facial.

Foi determinado em crânios de macacos de diferentes espécies que as deformações não são uniformes e, por isso, verificou-se que algumas regiões do crânio foram influenciadas por fatores não relacionados às forças mastigatórias e oclusais



(Hylander et al. 1991). Assim, outros fatores ligados às características sexuais secundárias (Lanyon & Rubin, 1985), fatores espaciais (Moss & Young, 1960; Ravosa, 1989) e também genéticos (Rubin, 1984) são temas de estudos para o melhor entendimento da biomecânica do crânio.

Sicher & DuBrul (1970) propuseram que as tensões dissipadas pelo pilar canino afetam áreas ocupadas pela eminência canina, seguida pelo contorno da abertura piriforme, processo frontal da maxila, glabella e arco superciliar. Porém, questões envolvendo qual destas áreas há maior ou menor quantidade de tensões e quais locais especificamente existem tensões do tipo tração ou compressão, são pouco exploradas. Sabe-se que a maxila, que compõe basicamente o pilar canino, é um osso próprio para receber cargas de compressão (Roberts et al., 2000) e isso está ligado ao fato da maxila possuir grande quantidade de osso esponjoso (Peterson et al., 2006).

Acredita-se que o processo frontal da maxila é uma estrutura importante para o suporte anterior do crânio. Ross (2001) avaliou a região do processo frontal da maxila de primatas como parte de um pilar denominado interorbital. Porém, em relação à função mastigatória, este autor concluiu que as deformações nesta região são menores em relação a outras regiões do crânio, sendo sugerido que a função mecânica no processo frontal da maxila está mais relacionada à proteção de estruturas moles nesta região (por exemplo, alguns músculos da expressão facial e o globo ocular lateralmente) do que intimamente com a função mastigatória.

O entendimento do pilar canino na prática clínica é fundamental para a área cirúrgica e de reabilitação (Manson et al., 1980; Misch & Bidez, 1994; Jemt et al., 1996; Tucker et al., 1998; Roberts et al., 2000; Moore, 2001). A face está sujeita a fortes impactos e, conseqüentemente, fraturas. No terço médio da face, as fraturas que envolvem o processo alveolar são classificadas com Le Fort I e quando envolvem o processo frontal da maxila juntamente com o osso nasal é classificada como Le Fort II. Independente da classificação da fratura, o recomendado em uma reconstrução facial é iniciar a estabilização pelos pilares do crânio (Manson et al., 1980). O mesmo é válido para cirurgias ortognáticas, que envolvem regiões do pilar canino no avanço ou retração maxilar.

Implantes na região anterior são, preferencialmente, instalados na região da eminência canina (Razavi et al., 1995), devido à quantidade de osso nesta região. De fato, o estudo de Peterson et al., (2006) demonstrou que nas áreas que compõe o pilar canino, a espessura óssea cortical é maior na eminência canina. Esta estrutura é também

relacionada com a maior tolerância à ação das forças funcionais (D'Amico,1961). Por isso, o conjunto eminência canina e dente canino que atuam como guia de desocclusão (guia canino) é considerado ideal em relação à desocclusão em grupo (D'Amico, 1961).

### **Análise de elementos finitos como alternativa para o estudo da biomecânica do crânio**

A análise do comportamento mecânico, no que diz respeito às tensões em um sistema, pode ser realizada por diferentes métodos tais como a fotoelasticidade (Mah et al., 2000) e a análise de elementos finitos (AEF) (Korioth, 1992). Porém, quando a avaliação envolve geometrias complexas torna-se difícil a determinação da solução analítica, sendo que a técnica da AEF, que utiliza procedimentos numéricos, pode auxiliar na compreensão do comportamento das tensões (Holmgren et al., 1998; Geng, 2001; Lan et al., 2008). A AEF é uma ferramenta numérica para resolução de problemas matemáticos a fim de determinar dados sobre tensões, defleções e deslocamentos em modelos computacionalmente elaborados, sendo considerado um método eficaz para resolução de problemas de alta dificuldade em biomecânica de vertebrados (Richmond et. al., 2005).

A realização da AEF é dividida em três etapas: pré-processamento, processamento e pós-processamento (Panagiotopoulou, 2009). No pré-processamento é realizada a construção do modelo computacional formado por uma malha de elementos originada a partir de uma geometria (Prado et al., 2010). A geometria e, conseqüentemente, a malha de elementos finitos pode ser bidimensional (2D) ou tridimensional (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; Peterson et

al., 2006). 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, a direção, o sentido e a magnitude (Panagiotopoulou, 2009).

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

Já o pós-processamento é a etapa de análise dos resultados, que podem ser expressos em valores de tensão mecânica (unidade em MPa), deformação (unidades de deformação) e deslocamentos (unidade em mm) (Panagiotopoulou, 2009; Strait et al., 2009, 2010). As áreas onde ocorrem estes fatores mecânicos são visualizadas por variação de cores que são configuradas de acordo com os programas de computador utilizados.

Vantagens da AEF em relação a outros métodos de análise do comportamento mecânico anteriormente citados estão relacionadas à relativa facilidade de se modelar estruturas geométricas complexas e irregulares de tecidos naturais e biomateriais de diferentes propriedades. Além disso, os programas computacionais permitem a simulação de diversas magnitudes de força em diferentes pontos de aplicação (Burstone & Pryputniewicz, 1980).

Imprecisões no cálculo da distribuição das tensões podem dificultar a análise dos resultados. Tais aspectos são limitantes das técnicas experimentais envolvendo humanos e/ou animais (Ren et al., 2003). Além desses fatores, o aspecto ético é um fator que limita a realização de experimentos com real aplicação de complexos sistemas de forças em seres vivos. Por isso, 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 (Dumont et al., 2005; McHenry et. al., 2007; Wroe et. al., 2007 e Bourke et. al., 2008). Além disso, dados coletados a partir de experimentos para tensão óssea *in vivo* e *in vitro* serviram para validar o modelo de elementos finitos e assim garantir que a AEF tenha o desempenho real das estruturas analisadas (Metzger et al., 2005; Strait et al., 2005; Rayfield, 2007).

Na Odontologia os modelos têm sido utilizados para determinar tensões em diferentes estruturas biológicas tais como maxilares, dentição, ligamento periodontal, articulação temporomandibular (Gross, 2001; Toms, 2003; Cattaneo, 2003; Oliveira et

al., 2006; Hirose, 2006) e diferentes materiais restauradores odontológicos e implantes (Akpinar, 2000; Boschian, 2006).

Atualmente a AEF tem sido utilizada em Antropologia e Morfologia Funcional na tentativa de melhor compreenderem a forma e a função do sistema estomatognático de diferentes espécies (Daegling & Hylander, 2000; Preuschoft & Witzel, 2004, 2005; Rayfield 2005, 2007; Strait et al., 2005, 2007, 2009; Ross , 2005; Ross et al., 2005; Richmond et al., 2005; Wroe et al., 2007; Kupczik et al., 2007; Clausen et al., 2008; Farke, 2008; Moreno et al., 2008; Rayfield & Milner, 2008).

Com base nos conceitos de biomecânica craniofacial, na teoria da dissipação das tensões nos pilares de força do crânio humano e na necessidade de estudos detalhados sobre os tipos de tensões, além de questões sobre como e com qual intensidade estas tensões se dissipam sobre o pilar canino, este estudo teve como objetivo analisar a dissipação das tensões mecânicas, bem como a intensidade e o tipo (tração e compressão) das mesmas, no pilar canino, originadas a partir de uma oclusão forçada.

# **CAPÍTULO 1**

## **EVALUATION OF THE MECHANICAL STRESS DISSIPATION IN UPPER CANINE AND CANINE PILLAR BY FINITE ELEMENT ANALYSIS (3D)**

### **ABSTRACT**

The bone tissue of the human skull is organized to provide adaptation to mechanical function. The bones of the facial skeleton form the pillars of support of the masticatory forces, and in the anterior region is called canine pillar. In theory, the mechanical stresses originate from the upper canine tooth is dissipate toward the glabella. The aim of this study was to evaluate the local, dissipation and intensity of mechanical stresses in the upper canine and canine pillar by tridimensional finite element analysis. Computerized Tomography images with 0.25 mm of thickness from a male human skull, with 38 years, generated a finite element model, with 13,5072 nodes and 84,157 elements, by the software Ansys v12. A tension of 200N simulating the action of the masseter muscle was applied on the inferior margin of the zygomatic bone and zygomatic arch was applied a masticatory also a support was applied in the occlusal contact of the upper canine tooth. Von-mises (VM) and maximum principal stresses (MPS) were analyzed. The VM analysis presented stress dissipation in the canine pillar, with areas concentrated at the canine eminence (1,38 – 3,08 MPa) and frontal process of maxilla (7,05 – 16,98 MPa). The MPS showed compression areas at the body of the maxilla (-2,13 MPa), frontal process, close to the frontomaxillary suture and in the nasal bone (-2,13 MPa). The model showed tensile stress at the alveolar process (0,35 – 1,60 MPa) and at the base of the frontal process (1,6 – 5,64 MPa). In conclusion, the stresses dissipated by the canine pillar as the theoretical principles of biomechanics, nonuniform, with concentration of tensile stress and compression in different areas.

**Keywords:** canine pillar, biomechanics, skull, finite element analysis.

## INTRODUCTION

Bone tissue is internally and externally organized to resist subjected forces, and adapted to mechanical function (Hylander & Johnson, 2000). The bone mass is directly related to the type of load, as defined by the magnitude and frequency of stress peaks (Roberts et al., 2000). Thus, the organization of bone matrix reflects the mechanical microenvironment during the bone formation. The degree of mineralization is directly related to the stiffness and resistance of a bone (Roberts et al., 2000).

Lanyon (1973), Rubin (1984) and Biewener (1990) hypothesized that appendicular skeleton of mammals has been conceived to support loads, because present maximum resistance with minimal material. Similarly, the facial skeleton (or portions of it) is considered an ideal structure to resist masticatory forces (Sicher & DuBrul, 1970; Hylander, 1979 and 1985).

In fact, Sicher & DuBrul (1970) considered that the forces generated during mastication are transmitted through to three pillars of bone resistance of the human skull, designated by: canine, zygomatic and pterygoid. Those authors reported that the lines of tension dissipate by canine pillar beginning from the upper canine, toward the glabella, passing after by the piriform aperture and the frontal process of maxilla. This description, however, was carried out without experimental verification (Hilloowala & Kanth, 2007).

The stress distribution in the skull, as well as the bone response to these stresses and the relationship between morphology and function has been target of some studies (Hylander et al., 1991; Ross, 2001; Richmond et al., 2005; Chalk et al., 2010; Strait et al., 2009 e 2010).

Among the possible methods to evaluating the morphological bone adaptation, as a density analysis (Peterson et al., 2006), and analysis of stresses, such as photoelasticity (Mah et al., 2000; Nakamura et al., 2007; Akça & Cehreli, 2008; Pelizzer et al., 2010), the finite element analysis (FEA) is considered an effective tool for studies related to biomechanics and functional morphology (Richmond et al., 2005; Strait et al., 2005; Rayfield, 2007; Kupczik et al., 2007; Strait et al., 2007; Kupczik et al., 2009; Strait et al., 2009; Panagiotopoulou, 2009; Prado et al., 2010).

The FEA was applied to study of the pillars of the skull using a two-dimensional (2D) model from a single CT image (Hilloowala & Kanth, 2007) and three-dimensional models (3D) of primate skulls (Strait et al., 2009 and 2010). Those studies evaluated the stress distribution from the molar occlusion. This analysis can also be performed in

canine pillar to obtain precise knowledge of the local dissipation of stress and intensity of those caused by masticatory force in the upper canine, as this tooth is involved in different clinical situations such as orthodontic treatment (Vollmer et al., 1999; Yoshida et al., 2001; Prado et al. 2010; Ammar et al., 2011), occlusion correction and support for reduction of fractures (Manson et al., 1980).

Thus, to verify the stress distribution in the upper canine tooth and bony that form the canine pillar in the human skull, this study aimed to evaluate the sites of dissipation and the intensity of mechanical stresses on the upper canine and bony structures that form the canine pillar during a simulation of occlusive peak.

## **MATERIALS AND METHOD**

From CT images with 0.25 mm thickness (parallel to the Frankfurt plane) of a human skull, with approximately 38 years age, male, was constructed a stereolithographic model (STL) with bone structure and the teeth using the software InVesalius 3b (Center for Information Technology “Renato Archer”, Campinas, Brazil). This study was approved by the Committee on Ethics in Human Research (171/2009).

This study was a statical analysis, i.e., without movements simulation of the structures.

### **Finite element modeling**

The STL was transferred to the CAD software Rhinoceros 4.0 (McNeel & Associates, USA) for geometry acquisition by the Bio-CAD modeling. The geometry was imported into the FEA program Ansys v12 (Ansys, Inc., USA) for construction of 3D finite element model (FEM). The FEM was composed by 84157 tetrahedral elements and 135072 nodes (figure 1A).

The structures were considered as linear elastic and isotropic. The mechanical properties are presented in the table 1.

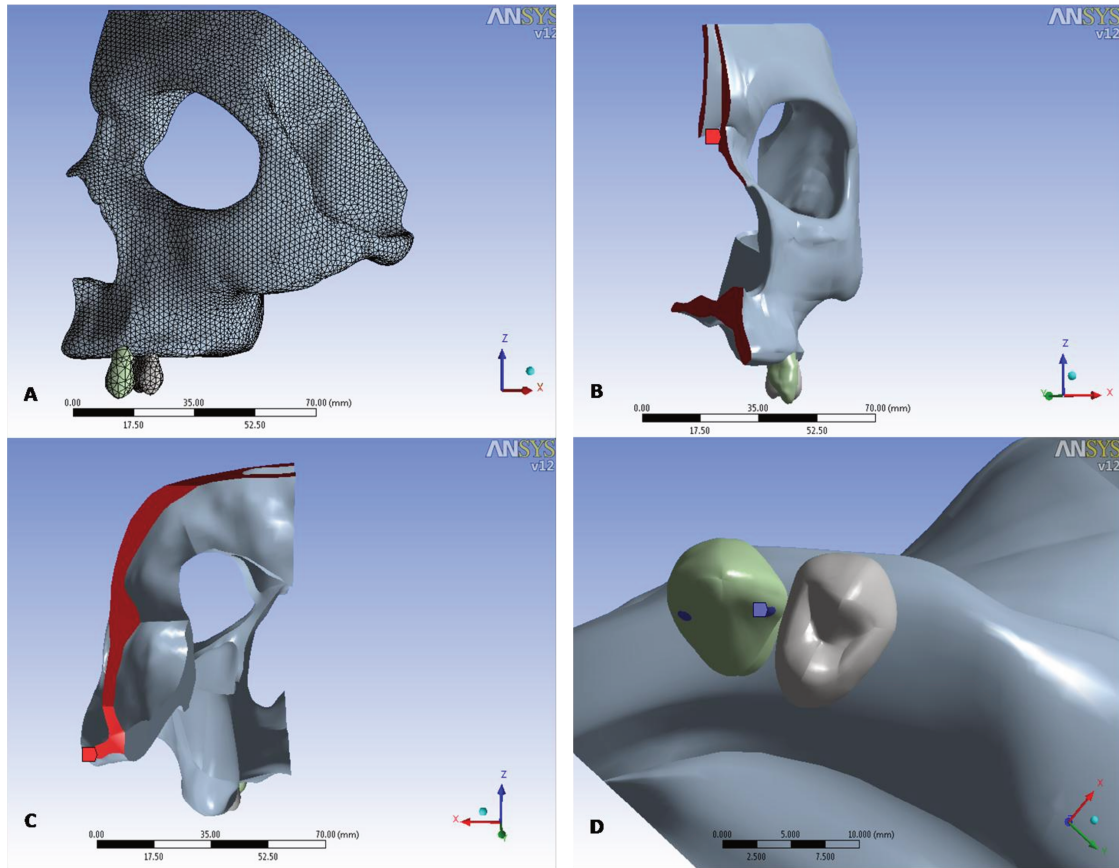


Figure 1. Finite element mesh (A), boundary conditions – symmetry (B), displacement restriction in the x and y axis (C) and support at the occlusal contact (D).

### Boundary conditions and loading

On the medial face was applied the principle of symmetry, simulating the other segment of the skull (figure 1B). Supports were added on the superior border at the frontal and temporal bones, posterior border at the temporal bone and on the upper canine dental contacts, simulating a peak occlusion (figure 1C and 1D).

A 200 N of magnitude was applied with resultant direction of the superficial and deep masseter muscle, located at the inferior margin of the zygomatic bone and zygomatic arch (figure 2). This implied in the simulation of the contraction of the masseter, which is the agonist muscle during jaw elevation.



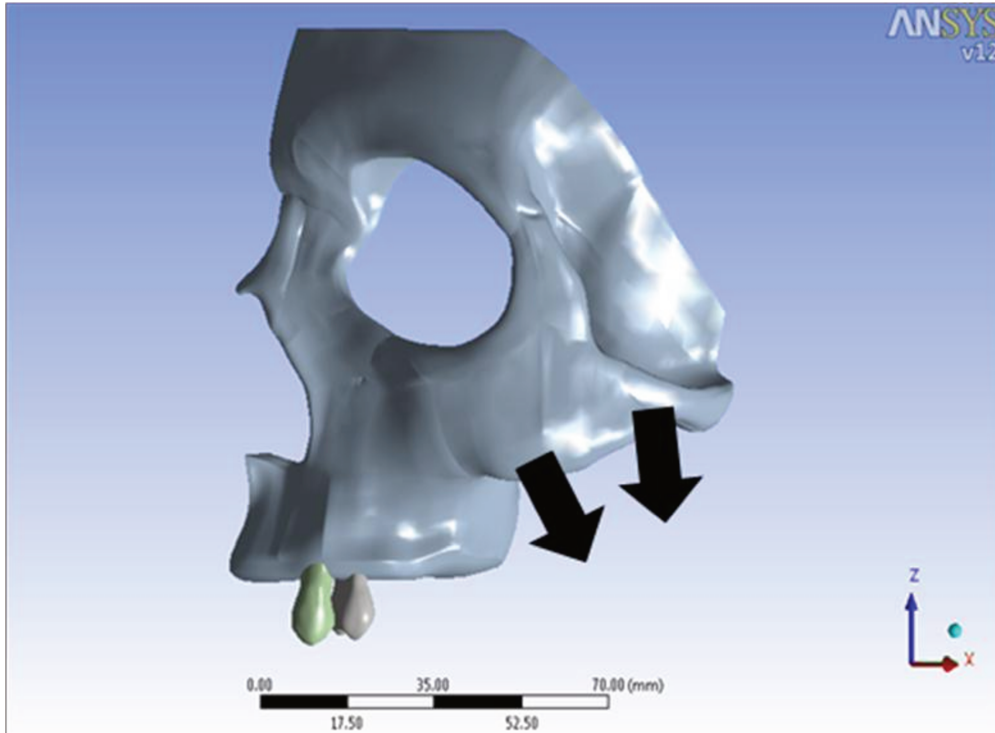


Figure 2. Representation of the resultant of the masseter muscle force applied at the inferior rim of the zygomatic bone and zygomatic arch.

### Stress analysis

The bone structures that compose the human canine pillar were analyzed through of a quantitative evaluation of the localization and intensity of Von-mises stress (VM). The maximum principal stress (MP) was also used to determine the tensile (positive values) and compressive (negative values) stress. The stress values were obtained in megapascal (MPa).

The stresses fields were indicated by color variation from dark blue (minimum value) to red (maximum value). The region considered in this study corresponded to the area referred to upper canine tooth and canine pillar, according to the literature (Sicher & DuBrul, 1970). The first premolar was used for model stability.

Material	Young's Modulus (MPa)	Poisson ratio
Tooth	$1,9 \times 10^4$ MPa*	0,30
Bone	$1,37 \times 10^4$ MPa*	0,30

Table 1. Mechanical properties of the anatomical structures (MPa = Megapascal) \*Korioth et al., 1992.

## RESULTS

The stresses in the canine pillar occurred due to the response in relation to the resultant force of the masseter muscle contraction. The results were presented through of stresses analysis from the canine tooth, which are transferred to the bony that compose the canine pillar. The stress analysis on the canine tooth was performed separately for more detailed assessment.

At the canine tooth the VM stresses concentrated mainly on the occlusal contacts (35,30 – 183 MPa) (figure 3B) and were distributed along the crown in the lingual face (6,37 – 13,6 MPa) (figure 3B) and in the buccal face (0,15 – 3,51 MPa) (figure 3A). On the root occurred improvement of the intensity at the cervical third in the distal face (3,51 – 6,37 MPa) (figure 3A) and less in the mesial face (0,15 – 3,51 MPa) (figure 3B). At the middle and apical third (levels) the stresses ranged 0,93 to 3,51 MPa (figure 3A and 3B).

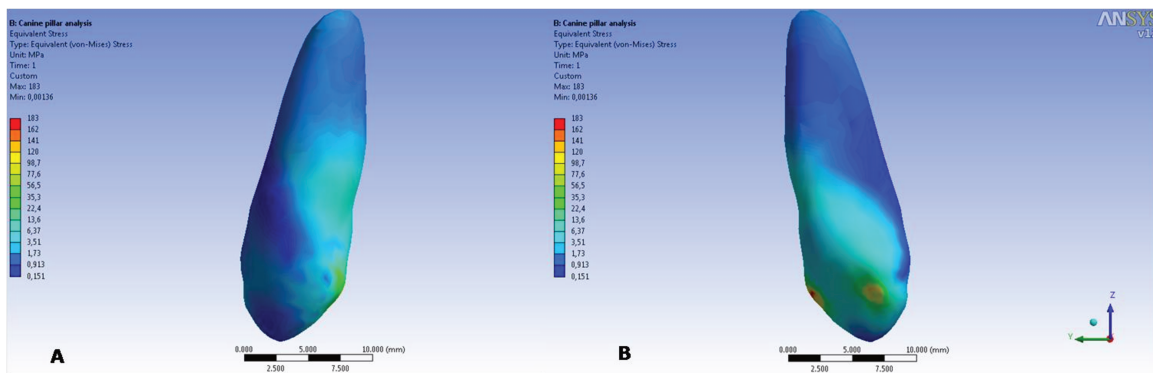


Figure 3. Von-mises stress at the upper canine tooth. Blue areas indicate low values; green indicate intermediary and yellow/red indicate high values of stress. A= Buccal-distal view; B= Lingual-mesial view.

The MP stresses showed compression areas on the lingual surface of the crown on the occlusal contact (-7,69 MPa) (figure 4B) and on the middle level of the root in the distal face (-3,85 MPa) (figure 4A). Tensile stress occurred around the occlusal contact (figure 4B) ranging from 15,2 to 69,8 MPa. On the buccal surface, middle and apical third (level) of the root occurred tensile stress with less intensity (1,82 – 4 MPa) (figure 4A).

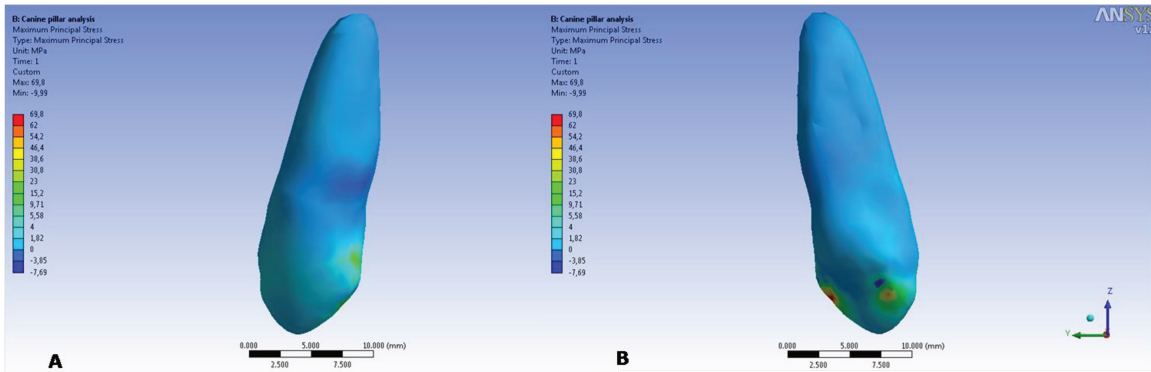


Figure 4. Compression (dark blue) and tensile areas (light blue, green, yellow and red) on the upper canine tooth indicated by the maximum principal stress. A= Buccal-distal view; B= Lingual-mesial view.

From the VM stress were observed stresses at the alveolar bone and canine eminence with values ranging 1,38 – 3,08 MPa (figure 5A and 5B). At the piriform aperture, stress concentrated on the inferior and lateral surface (3,08 – 7,05 MPa) (figure 5A) and on the superior and medial surface (5,07 – 9,04 MPa) (figure 5A). In the nasal bone and frontal process the stresses were intense (7,05 – 16,98 MPa) (figure 5B), but with less intensity at the supraorbital margin and superciliary arch (0,001 – 1,38 MPa) (figure 5A and 5B).

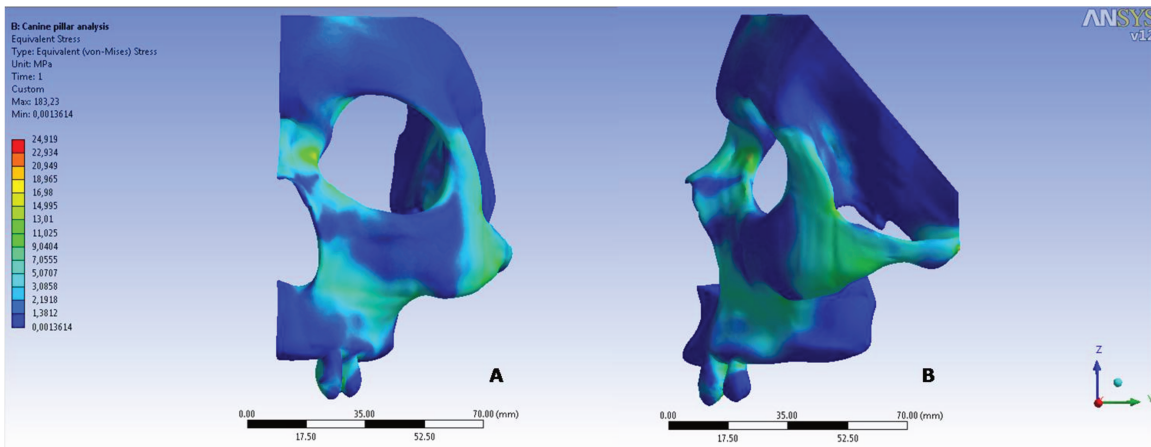


Figure 5. Von-mises stress. Stress areas at the face bones (Dark blue = areas with less concentration, Green = intermediary and red = areas with major concentration). A= Anterior view; B= Lateral view.

The MP stress analysis presented tensile stress across the alveolar bone, canine eminence and inferior margin of the piriform aperture (0,35 – 1,60 MPa) (figure 6A and 6B). At the margin of the piriform aperture (at the level of maxilla body), occurred compression area (-2,13 MPa) (figure 6A and 6B). While at the orbital level, were

observed a more intense tensile stress at the margin of piriform aperture and at the base of the frontal process (1,6 – 5,64 MPa) and infraorbital margin (5,64 – 11,7 MPa).

In the nasal bone and superior region of the frontal process occurred compression (-2,13 MPa) (figure 6A). At the glabellum, supraorbital margin and superciliary arch was noticed less tensile stress (0,70 – 1,60 MPa) (figure 6A).

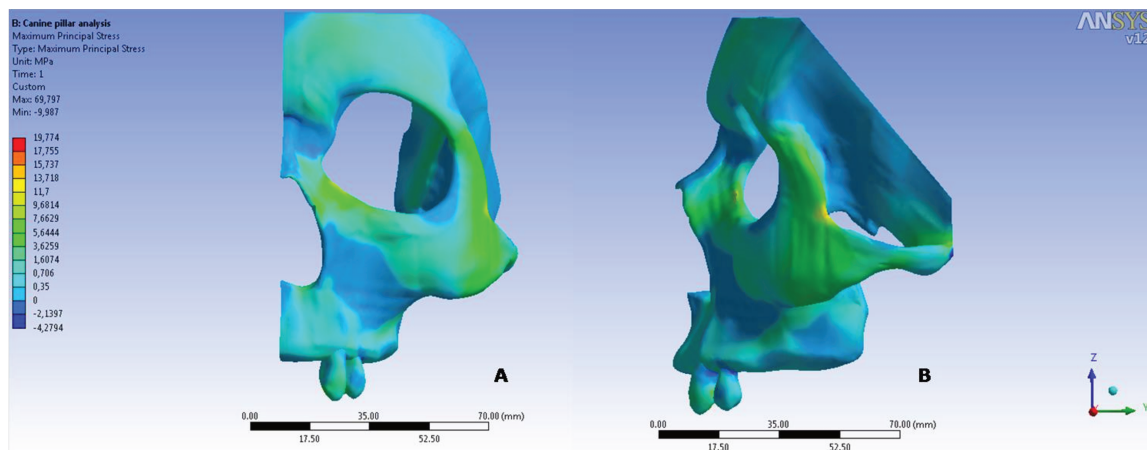


Figure 6. Maximum principal stress at the face bones. Compression areas are in dark blue. Tensile stress areas are in light blue, green and red. A= Anterior view; B= Lateral view.

## DISCUSSION

Researches related to craniofacial strain demonstrate the efficiency of FEA to evaluate the effect of masticatory forces on the skull (Dumont et al, 2005; Metzger et al, 2005; Richmond et al, 2005; Strait et al, 2005; Rayfield, 2007; Kupczik et al., 2007; Strait et al, 2007; Kupczik et al, 2009; Strait et al, 2009; Chalk et al., 2010; Strait et al, 2010; Wang et al, 2010). This method was used successfully to evaluate the biomechanics of the skull of primates of different species (Strait et al., 2009; Chalk et al., 2010; Strait et al., 2010).

The FEA requires the construction of the model geometry to be evaluated, requiring a reference image of the contours and anatomical landmarks (Panagiotopoulou, 2009). Studies used different methods of image acquisition for construction of 2D or 3D geometry. Drawings, photographs (Maeda & Wood, 1989; Romeed et al., 2006), radiographs (Barbier et al., 1998) and CT scans (Kupczik et al., 2007; Bourke et al., 2008; Motoyoshi et al., 2009; Hasegawa et al., 2010) can be used. The CT scans allow the 3D reconstruction, with the formation of the STL model (Kelley

et al., 2007; Boryor et al., 2008). This study used the STL model to built the geometry by Bio-CAD modeling, which is sufficiently realistic to be used in the interpretation of craniofacial biomechanics (Strait et al., 2009), due to their ability to reproduce anatomical structures such as cavities, canals and foramens presents in the skull (Sun et al., 2005).

This study used a finite element model to simulate the action of the masseter muscle, agonist during mandibular elevation, on a fixed support on the occlusal contact in the upper canine tooth. The resultant force of the masseter muscle on the occlusal contact has enabled the simulation of a forced occlusion that generated stresses on the canine pillar. Thus, this analysis can be considered valid, because this method of virtual simulation that also obtained reliable results in evaluations of strain in primate skulls (Strait et al., 2009; Chalk et al., 2010; Strait et al., 2010).

This study evaluated a static condition, i.e., a simulation of maximum occlusion, without mandibular movement and, therefore, without displacement of the teeth inside the alveolus, used as a model, because the aim was to reveal the distribution of regional stresses, i.e., the canine pillar (Beek et al., 2001).

Although there is evidence that the periodontal ligament acts to transfer forces originated from the teeth to the alveolar bone (Lindhe et al., 2003), 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 (Cattaneo et al., 2003).

The human facial skeleton has a morphology that is considered ideal to resist the masticatory forces (Sicher & DuBrul, 1970; Hylander, 1979). Hylander & Johnson (2000) stated that the anatomical structures developed to support forces exhibit maximum resistance with minimum amount of material. Thus, Hylander et al. (1991) affirmed that this hypothesis of ideal structure should result, during chewing and occlusion forced, into areas of greatest stresses and, moreover, uniformly distributed along facial skeleton (Hylander & Johnson, 2000).

The present study demonstrated that the stresses in the region of the canine pillar were not distributed uniformly. VM stresses occurred more intensely in some areas and, furthermore, there were different types of stresses (compression and tensile stress). These results reinforced the idea proposed in previous studies (Moss & Young, 1960; Ravosa, 1989) that there are areas of the skull that have the morphology and

concentration of bone mass that are not developed to receive the stress from masticatory forces and, probably, these areas of lower stress were influenced by factors not related to dissipation and resistance to stresses (Hylander et al., 1991).

The stress distribution in the canine pillar from the occlusal force occurs mainly in the maxilla (Sicher & DuBrul, 1970). This bone is designed to transmit compressive stresses (Roberts et al., 2000). In this study, the MP stress showed compression at the maxilla body, suggesting that this kind of stress is due to the morphology of this bone is predominantly cancellous bone, oriented along the lines of functional stress (Roberts et al., 2000; Peterson et al., 2006). Sicher & DuBrul (1970) performed a qualitative biomechanical analysis of the midface and also found that the canine pillar transmits occlusal force during masticatory activity.

The highest intensity of compressive deformation in the canine pillar during incisal contact was described by Endo (1966), which concluded that intense deformation appeared in the alveolar process and maxilla's body close to the site of loading performed in the tooth. A comparison of results obtained in this study with reports of Endo (1966) e Sicher & DuBrul (1970), showed that masticatory activity in the maxilla's body promotes compression in this region by the predominance of cancellous bone as it has organized a mesh of trabeculae that supports the roots of the teeth and also transmits the upper occlusal loads from chewing (Peterson et al., 2006).

The pillars of the skull are a rigid protection structure and strategically distributed around the different craniofacial cavities (orbits, nasal and oral cavities and paranasal sinuses) (Sorní et al., 2005). Thus, the study of biomechanics of the canine pillar region becomes complex due to connections of the maxilla with other contiguous bones contiguous, besides the presence of the maxillary sinus (Peterson et al., 2006).

Peterson et al., (2006) evaluated the cortical bone thickness and density and verified that areas with minor thickness have major density and vice-versa. These authors observed at the canine pillar region that the margin of the piriform aperture (lateral and inferior sites), the thickness was  $1,7 \pm 0,7$  mm and density  $1,69 \pm 0,15$  mg/cm<sup>3</sup>. In this context, the analysis of VM stress at the canine pillar in this present study, were verified that at the margin of the piriform aperture the stress concentration was minor due to the major quantity of cancellous bone and minor cortical bone. While at the frontal process, as the cortical bone quantity is major related to the cancellous bone, were verified that occurred more concentration of VM stress. Thus, it concludes at the anatomical region with major cancellous bone quantity, the functional loads are

more transmitted than absorbed. When the predominance is cortical bone, the loads are more absorbed (Roberts, 1993)

Strait et al. (2009) evaluated a skull of *Australopithecus africanus* by FEA and was possible to conclude that the feeding behavior of these hominids influenced the dissipation of stress, resulting in a greater dissipation of stress at the anterior pillar (canine pillar) because of the hypothesis to eat little and hard foods and large volumes of food requiring the action of all teeth at once. On the other hand, was possible to prove on this study less requirement of stress on canine pillar in the modern human. Therefore was possible to verify that the morphology and biomechanics of the modern human skull are different from others hominid ancestors (Hylander et al, 1991).

The understand of the dissipation of the occlusal forces along the support pillars of the skull can support in the diagnosis of masticatory changes in oral rehabilitation planning, in the stress distribution by teeth and implants and itself remodeling in the craniofacial bone (Misch & Bidez, 1994; Jemt et al., 1996). According to the literature, the basis of clinical and surgical knowledge must be sought in the basic sciences. Thus, the morphological characteristics of canine pillar can explain how to make approaches to the treatment of these regions.

The upper canine has a specialized function in relation to other anterior teeth, because this tooth acts as a guide of disocclusion during chewing. There is also the guide of disocclusion by group, which occurs through the posterior teeth. The guide canine is not essential, but it has a better adaptation to the excursive forces because its root has a longer and larger diameter. The peridental bone tissue is dense and massive due to the canine eminence tolerate masticatory forces (D'Amico, 1961).

As the functional loads are transmitted more than absorbed, the maxilla is a bone relatively fragile, susceptible to atrophy and structural failure when exposed to metabolic and/or adverse mechanical demands (Roberts et al., 2000). Thus, understanding the dissipation of mechanical stress in canine pillar, as presented on this study, it helps on treatment planning in dentistry.

The region of the canine eminence is a reference for installation of dental implants due to major amount of bone when compared to other anterior and posterior regions (Razavi et al., 1995). Therefore, the oral rehabilitation with implants in the atrophic maxilla is only allowed when using angled parasinusal implants. This procedure avoids the need for complex reconstruction techniques such as sinus lifting and the use of autogenous bone graft (Sorní et al., 2005).

Although the canine pillar is a supporting structure for dissipation of mechanical forces from masticatory origin, this is less resistant to horizontal stress forces (Moore, 2001). Fractures involving the midface affect not only areas of the pillars that are stable, but also unstable areas. The Le fort I fracture can reach areas of the maxilla causing discontinuity or separating it into a single block (Tucker, 1998). In this type of fracture, it is essential to start the face rebuilding by primary support pillar as the canine pillar (Manson et al., 1980), highlighting the importance of this in the dissipation of dynamic actions such as chewing.

## **CONCLUSION**

The stress studied presented different values, suggesting that there is stress concentration at different locations. Therefore, the stresses are transmitted non-uniformly, i.e., with regions less adapted to support mechanical functional tensile. The MP stress showed the regions of compression and tensile stress in the areas corresponding to the pillar. The upper canine tooth transmitted the stresses in all regions of the crown and roots, concentrating only in regions of contact.

## **ACKNOWLEDGEMENT**

The authors are thanks to the Coordination for Improvement of Higher Education Personnel – CAPES for financial support.



## REFERENCES

1. Ammar HH, Ngan P, Crout RJ, Mucino VH, Mukdadid OM. Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2011; 139: e59-e71.
2. Barbier L, Vander Sloten J, Krzesinski E, Schepers E, Van Der Perre G. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of dog. *J Oral Rehabil.* 1998; 25: 847-858.
3. Beek M, Aarnts MP, Koolstra JH, Feilzer AJ, Van Eijden TM. Dynamic properties of the human temporomandibular joint disc. *J Dent Res.* 2001; 80: 876-880.
4. Biewener, AA. Biomechanics of mammalian terrestrial locomotion. *Science.* 1990; 250: 1097-1103.
5. Boryor A, Hohmann A, Geiger, M, Wolfram U, Sander C, Sander FG. A downloadable meshed human canine tooth model with PDL and bone for finite element simulations. *Dent Mat.* 2009; 25: 57-62.
6. Bourke J, Wroe S, Moreno K, Mchenry C, Clausen P. Effects of Gape and Tooth Position on Bite Force and Skull Stress in the Dingo (*Canis lupus dingo*) Using a 3-Dimensional Finite Element Approach. *Plos ONE.* 2008; 3: e2200.
7. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: A finite element study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003; 123: 367-373.
8. Chalk J, Richmond BG, Ross CF, Strait DS, Wright BW, Spencer MA, Wang Q, Dechow PC. A Finite Element Analysis of Masticatory Stress Hypotheses. *Am J Phys Anthropol.* 2010; DOI: 10.1002/ajpa.21416.
9. D'Amico A. Functional occlusion of the natural teeth of man. *J Prosthet Dent.* 1961, 11: 899-915.
10. Dumont ER, Piccirillo J, Grosse IR. 2005. Finite-element analysis of biting behavior and bone stress in the facial skeletons of bats. *Anat Rec Part A* 283A:319–330.
11. Endo B. Experimental studies on the mechanical significance of the form of the human facial skeleton. *J Faculty Sci Univ Tokyo.* 1966; 3: 1-101.
12. Hasegawa A, Shinya A, Nakasone Y, Lassila, LV, Vallittu PK, Shinya A. Development of 3D CAD/CAM/FEM analysis system for natural teeth and jaw bone constructed from x-ray ct images. *Int J Biomat.* 2010; doi: 10.1155/2010/659802.

13. Hilloowala R, Kanth H. The transmission of masticatory forces and nasal septum: structural comparison of the human skull and Gothic cathedral. *Cranio*. 2007; 25: 166-171.
14. Hylander WL, Johnson KR. In vivo bone strain patterns in the craniofacial region of primates. In: McNeill C. *Science and Practice of Occlusion*. Eds. Quintessence Publishing Co., Inc. 2000, p. 170.
15. Hylander WL, Picq PG, Johnson K. 1991. Masticatory-stress hypotheses and the supraorbital region of primates. *Am J Phys Anthropol*. 1991; 86: 1-36.
16. Hylander WL. An experimental analysis of t emporomandibular joint reaction force in macaques. *Am J Phys Anthropol*. 1979; 51: 433-456.
17. Hylander WL. Mandibular function and biomechanical stress and scaling. *Am Zool*. 1985; 25: 315-330.
18. Jemt T, Rubenstein JE, Carlsson L, Lang BR. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent*. 1996; 75(3): 314-325.
19. Kelley, DJ, Farhoud M, Meyerand ME, et al. Creating Physical 3D Stereolithograph Models of Brain and Skull. *PLoS ONE*. 2007; 2: e1119.
20. Koriath TWP, Romilly DP, Hannam AG. Three-Dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible. *Am J Phys Ant*. 1992; 88: 69-96.
21. 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.
22. Kupczik K, Dobson CA, Crompton RH, Phillips R, Oxnard CE, Fagan MJ, O'Higgins P. Masticatory loading and bone adaptation in the supraorbital torus of developing macaques. *Am J Phys Anthropol*. 2009; 139: 193-203.
23. Lindhe J, Lang NP, Karring T. *Clinical Periodontology and Implant Dentistry*. Oxford: Blackwell Publishing; 2003: p. 279-295.
24. Maeda Y, Wood WW. Finite element method simulation of bone resorption beneath a complete denture. *J Dent Res*. 1989; 68: 1370-1373.
25. Mah RT, McEvoy SP, Hatcher DC, Faulkner MG. Engineer principles and modeling strategies. In: McNeill C. *Science and Practice of Occlusion*. Eds. Quintessence Publishing Co., Inc., Illinois, USA, 2000, p. 159.
26. Manson PM, Hoopes JE, Su CT. Structural pillars of the facial skeleton: an approach to the management of Le Fort fractures. *Plast Reconstr Surg*. 1980, 66: 54.

27. Metzger KA, Daniel WJT, Ross CF. Comparison of beam theory and finite-element analysis with in vivo bone strain data from the alligator cranium. *Anat Rec.* 2005; 283A: 331-348.
28. Misch CE, Bidez MW. Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale. *Compendium.* 1994; 15(11): 1330-1344.
29. Moore UC. Principles of oral and maxillofacial surgery. 5th edition. Blackwell Science Ltd, Edinburgh, United Kingdom. 2001, p. 197.
30. Moss ML, Young RW. A functional approach to craniology. *Am J Phys Anthropol.* 1960; 18: 281-292.
31. Motoyoshi M, Ueno S, Okazaki K, Shimizu N. Bone stress for a mini-implant close to the roots of adjacent teeth-3D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2009; 38: 363-368.
32. 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.
33. Peterson J, Wang Q, Dechow PC. Material Properties of the Dentate Maxilla. *Anat Rec;* 288A: 962-972, 2006.
34. Prado FB, Freire AR, Rossi AC, Caria PHF. The application of finite element analysis in the skull biomechanics and on Dentistry. *Indian Journal of Dental Research.* In press.
35. Ravosa NJ. Browridge development in anthropoid primates. *Am J Phys Anthropol.* 1989; 78: 287-288.
36. Rayfield EJ. Finite element analysis and understanding the biomechanics and evolution of living and fossil organisms. *Ann Rev Earth Planet Sci.* 2007; 35: 541–576.
37. Razavi R, Zena RB, Khan Z et al. Anatomic site evaluation of edentulous maxillae for dental implant placement. *J Prosthet Dent.* 1995; 4(2): 90-94.
38. Richmond BG, Wright BW, Grosse I, Dechow PC, Ross CF, Spencer MA, Strait DS. Finite element analysis in functional morphology. *Anat Rec.* 2005; 283A: 259-274.
39. Roberts WE, Hohlt WF, Arbuckle GR. The support structures and dental adaptation. In: McNeill C, eds. *Science and practice of occlusion.* Hanover park: Quintessence publishing Co., Inc., 2000, p. 81.
40. 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.

41. Romeed, SA, Fok, SL, Wilson, NHF. A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *J Oral Rehab.* 2006; 33: 209-215.
42. Ross CF. In vivo function of the craniofacial haft: the interorbital “pillar.” *Am J Phys Anthropol.* 2001; 116: 108–139.
43. Sicher H, DuBrul EL. *Oral Anatomy*, St Louis: Ishyaku EuroAmerica. 1970.
44. Sorní M, Guarinos J, Peñarrocha M. Implants in anatomical buttresses of the upper jaw. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2005; 10: 163-168.
45. Strait DS, Grosse IR, Dechow PC, Smith AL, Wang Q, Weber GW, Neubauer S, Slice DE, Chalk J, Richmond BG, Lucas PW, Spencer MA, Schrein C, Wright BW, Byron C, Ross CF. 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.
46. Strait DS, Richmond BG, Spencer MA, Ross CF, Dechow PC, Wood BA. Masticatory biomechanics and its relevance to early hominid phylogeny: an examination of palatal thickness using finite-element analysis. *J Hum Evol.* 2007; 52: 585-599.
47. 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: 275–287.
48. 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: 2124–2129.
49. Sun W, Starly B, Nam J, Darling A. Bio-CAD modeling and its application in computer-aided tissue engineering. 2005; 37: 1097-1114.
50. Tucker MR. Treatment of facial fractures. In: *Contemporary Oral and Maxillofacial Surgery*. Eds. Mosby-Yearbook, Inc., Saint Louis: Missouri, 1998, p. 583.
51. Vollmer D, Bourauel C, Maier K, Jäger A. Determination of the centre of resistance in an upper human canine and idealized tooth model. *Eur J Orthod.* 1999, 21: 633-648.
52. Wang Q, Smith AL, Strait DS, Wright BW, Richmond BG, Grosse IR, Byron CD, Zapata U. 2010. The global impact of sutures assessed in a finite element model of a macaque cranium. *Anat Rec.* 2010; 293: 1477-1491.

53. Yoshida N, Koga Y, Mimaki N, Kobayashi K. In vivo determination of the centres of resistance of maxillary anterior teeth subjected to retraction forces. *Eur J Orthod.* 2001, 23: 529-534.

## **CAPÍTULO 2**

### **INFLUÊNCIA DO LIGAMENTO PERIODONTAL DURANTE A APLICAÇÃO DE FORÇA ORTODÔNTICA NO CANINO SUPERIOR E ESTRUTURAS DE SUPORTE**

#### **Resumo**

O canino superior é um dente importante na mecânica da mastigação e serve como guia de desoclusão. Em certas situações, seu mau posicionamento requer aplicação de força ortodôntica, como a inclinação lingual. O ligamento periodontal é uma estrutura importante na transferência de forças, porém esta estrutura pode estar ausente no caso de dentes anquilosados. Este estudo teve como objetivo avaliar as tensões mecânicas no canino superior e estruturas de suporte, bem como o deslocamento deste dente, em resposta à aplicação de força ortodôntica de inclinação sob a influência da presença e ausência do ligamento periodontal. A partir de tomografias computadorizadas de um crânio humano, masculino, de 38 anos de idade aproximada, foram desenvolvidos dois modelos de elementos finitos através do software Ansys 12 (Ansys, Inc.) com a presença (modelo 1) e ausência (modelo 1A) do ligamento periodontal, os quais apresentaram 118066 nós e 74164 elementos e 107662 nós e 68240 elementos, respectivamente. Foi aplicada uma força de 1N sobre a superfície vestibular do canino superior na direção vestibulo-lingual, perpendicular ao eixo do dente para avaliação da tensão máxima principal e deslocamento total. Através da tensão máxima principal observou-se no modelo 1, áreas de compressão ocupando o terço apical no lado vestibular no ligamento periodontal e terço cervical no lado lingual no dente e ligamento periodontal. Áreas de tração ocorreram no terço cervical e médio no dente, osso de suporte e ligamento periodontal no lado vestibular e nos terços médio e apical no lado lingual. No modelo 1A ocorreram áreas de tração nos terços cervical, médio e apical no lado vestibular no dente e osso de suporte. Nos terços cervical, médio e apical no lado lingual ocorreu tração no osso de suporte. No dente ocorreu compressão no terço cervical e tração nos terços médio e apical. No modelo 1 o centro de rotação localizou-se no terço médio e numa posição média no sentido vestibulo-lingual e o deslocamento total ocorreu com maior rotação na coroa e menor na raiz. No modelo 1A o centro de rotação localizou numa posição mais apical e lingual com maior rotação da

coroa em relação à raiz. Pode-se concluir que a presença e ausência do ligamento periodontal interferiu na dissipação das tensões mecânicas e também alterou o centro de rotação do dente durante sob aplicação de força ortodôntica.

**Palavras-chave:** Canino superior, tensões mecânicas, força ortodôntica.

## INTRODUÇÃO

O canino superior permanente é referência para a mecânica da mastigação, visto que as forças aplicadas sobre este dente se dissipam para os ossos do crânio pelo pilar canino (Sicher & DuBrul 1970). Durante a mastigação, o dente canino possui função especializada atuando como guia de desoclusão. Além deste guia, há também o guia em função de grupo, neste caso, pelos dentes posteriores. O guia canino não é o principal, porém apresenta adaptação às forças excursivas, pois possuem raízes mais longas e de maior diâmetro. O osso de suporte é denso e maciço, devido à eminência canina suportar as forças mastigatórias (D'Amico, 1961).

O canino superior permanente é um dos últimos dentes a irromper na cavidade oral (Adler, 1963) e, devido ao seu posicionamento, recebe maior atenção em Ortodontia e Ortopedia craniofacial. Em alguns casos, este dente erupciona numa posição mais vestibular ou pode permanecer incluído, freqüentemente, por falta de espaço (Bishara, 1992). Forças ortodônticas aplicadas no canino superior podem ser utilizadas para inclinação lingual (IL) ou lingualização (Nakajima et al., 2007; Cattaneo et al., 2008).

Tensões distribuídas pelo ligamento periodontal (LPD), dentes e osso de suporte, tanto sob forças funcionais quanto ortodônticas têm sido estudadas por meio da análise de elementos finitos (AEF) (Ona & Wakabayashi, 2006; Nakajima et al., 2007; Cattaneo et al., 2008; Field et al., 2009; Poiate et al., 2009; Ammar et al., 2010). Porém, necessita-se de estudos quanto à distribuição das tensões no dente humano quando aplicado ao tratamento ortodôntico em pacientes com ausência do ligamento periodontal, ou seja, em caso de anquilose dentária. As respostas biológicas do LPD a partir da aplicação de forças oclusais foram pesquisadas histologicamente em modelos animais envolvendo força constante (Mühlemann & Zander, 1954; Karring, 1982) ou forças com diferentes sistemas direcionais (Meitner, 2008).

A função mecânica do ligamento periodontal (LPD) ocorre pela distribuição e absorção das forças produzidas durante a função mastigatória e outros contatos dentais (Lindhe et al., 2003). As adaptações dos tecidos de suporte que permitem o

espessamento do ligamento periodontal e a mobilidade dentária estão envolvidas com o equilíbrio entre as forças de tração/compressão e as resultantes das atividades ósseas anabólicas-catabólicas (McNeill, 2000), que geram, de maneira geral, as respostas teciduais representadas por alterações vasculares, celulares e da matriz do tecido conjuntivo (Ericsson & Lindhe, 1982). A extensão destas adaptações é diretamente relacionada à magnitude das forças aplicadas no dente. Assim, as forças compressivas resultam significativamente em um aumento na decomposição tecidual e na reabsorção óssea. Por outro lado, a aposição óssea ocorre em áreas de forças de tração (Ericsson & Lindhe, 1982; Meitner, 2008). Além disso, a determinação da magnitude, natureza e direção das forças mastigatórias dissipadas pelo LPD permitem o entendimento do comportamento biológico do periodonto de inserção sob condições normais ou patológicas (Lindhe & Svanberg, 1974; Meitner, 2008; Field et al., 2009).

A ausência do ligamento periodontal pode alterar a distribuição das tensões no dente e no osso. Assim, o objetivo deste estudo foi comparar a dissipação das tensões pelo canino superior e estruturas de suporte em modelos computacionais com a presença e a ausência do ligamento periodontal sob simulação de força ortodôntica de inclinação lingual.

## **MATERIAIS E MÉTODOS**

### **Aquisição da geometria e modelo de elementos finitos**

A partir de tomografia computadorizada de um crânio humano, masculino de aproximadamente 38 anos, foi realizada uma segmentação das estruturas anatômicas envolvendo o canino superior, osso compacto, osso esponjoso, ligamento periodontal e polpa, as quais formaram um modelo estereolitográfico (STL) (figura 1). O STL foi transferido a um programa CAD (Rhinoceros 3D 4.0, McNeel & Associates, USA) para obtenção da geometria por modelagem Bio-CAD. Foram construídas duas geometrias, sendo uma com o LPD, o qual foi modelado com espessura de 0,25 mm (Poiate et al. 2009), e uma com ausência do LPD. Posteriormente, a geometria foi transferida ao programa de análise de elementos finitos Ansys 12 (ANSYS, Inc., USA) para construção do modelo de elementos finitos, o qual se constituiu por 118066 nós e 74164 elementos no modelo com LPD e 107662 nós e 68240 elementos no modelo sem LPD. Em ambos os elementos apresentaram geometria tetraédrica.

As estruturas anatômicas foram assumidas como homogêneas e isotrópicas. Assim, foram utilizados o módulo de Young (E) e o coeficiente de Poisson ( $\nu$ ) com os



seguintes valores:  $E = 10700$  MPa e  $\nu = 0,3$  para osso compacto;  $E = 910$  MPa e  $\nu = 0,3$  para osso esponjoso;  $E = 84100$  MPa e  $\nu = 0,33$  para o esmalte;  $E = 14700$  MPa e  $\nu = 0,31$  para a dentina (Farah et al., 1989; Sano et al., 1994; Matsushita et al., 2000; O'Mahony et al., 2000; Ona & Wakabayashi, 2006);  $E = 68,9$  MPa e  $\nu = 0,45$  para o ligamento periodontal (Weinstein et al. 1980);  $E = 20$  MPa e  $\nu = 0,45$  para a polpa (Farah and Craig 1974) (tabela 1)

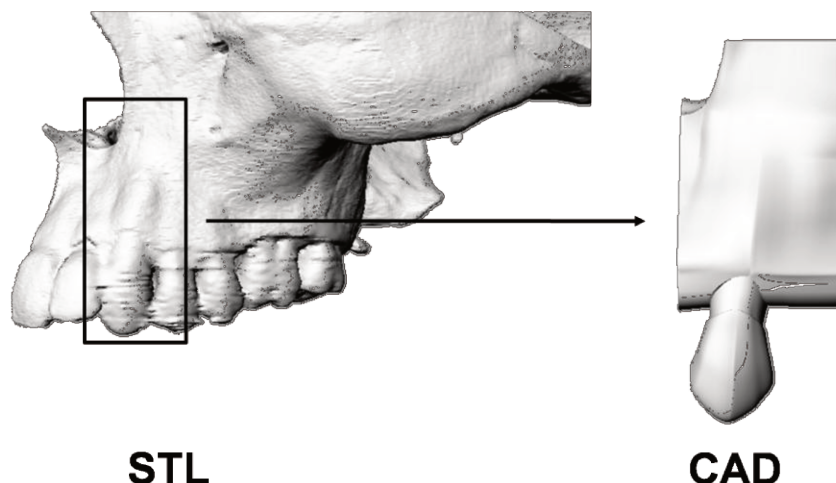


Figura 1. Modelo STL gerado a partir da tomografia computadorizada e divisão das estruturas anatômicas. O quadro indica o local separado para modelagem Bio-CAD (indicado pela seta).

<b>Estruturas anatômicas</b>	<b>Módulo de Young (E) (em MPa)</b>	<b>Coefficiente de Poisson (<math>\nu</math>)</b>
<b>Osso compacto</b>	10700	0,3
<b>Osso esponjoso</b>	910	0,3
<b>Esmalte</b>	84100	0,33
<b>Dentina</b>	14700	0,31
<b>LPD</b>	68,9	0,45
<b>Polpa</b>	20	0,45

Tabela 1. Propriedades mecânicas das estruturas anatômicas.

### Condições de contorno e carregamento

Nas regiões medial, lateral, superior e posterior do modelo, o deslocamento foi restringido nas direções x, y e z (Figura 2).

Duas simulações foram realizadas, uma com a presença do LPD (modelo 1) e uma com a ausência do LPD (modelo 1A). O valor da força foi aplicado na superfície

vestibular da coroa do dente perpendicular ao longo eixo, simulando uma força ortodôntica. A magnitude da força foi de valor igual a 1N (Nakajima et al., 2007; Cattaneo et al., 2008). As direções das forças foram utilizadas para simular uma inclinação lingual. Aplicando-se a decomposição da força resultante (1N), obtiveram-se os valores das componentes x, y e z de cada vetor de força. O valor da força resultante a partir dos componentes é dado pela fórmula:

$$F = (x^2+y^2+z^2)^{0,5}$$

Sendo  $F = 1N$ . Os valores dos componentes x, y e z das forças utilizadas são apresentados na tabela 2.

Componentes	Valores (em N)
<b>X</b>	-0,737
<b>Y</b>	0,676
<b>Z</b>	-0,004

Tabela 2. Componentes x, y e z da força resultante aplicada ao dente.

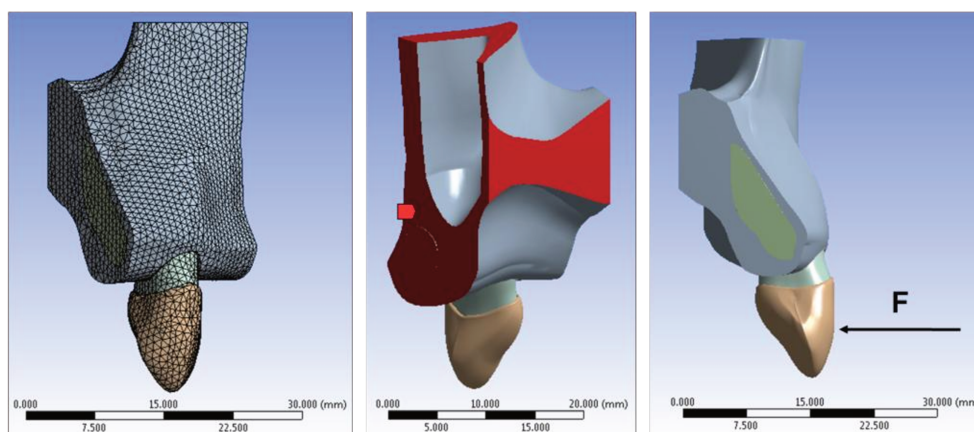


Figura 2. Modelo de elementos finitos das estruturas analisadas (lado esquerdo), restrição de deslocamentos nos eixos x, y e z (ao centro marcado em vermelho) e local e direção da força aplicada (lado direito).

Os resultados foram analisados a partir dos valores apresentados pela tensão máxima principal (TMP), a qual determina as regiões de compressão (valores negativos) e tração (valores positivos). As tensões foram analisadas nos terços cervical, médio e apical da raiz, ligamento periodontal (no modelo 1) e osso adjacente nestes níveis devido à ocorrência de eventos celulares nestas regiões (Lindhe, 2003). O deslocamento

total do dente no interior do alvéolo foi realizado para determinação do centro de rotação (Cr).

## RESULTADOS

### Modelo com presença do ligamento periodontal

No modelo 1, ocorreram áreas de tração no lado vestibular com maior concentração no terço cervical da raiz do canino superior (figura 3) chegando ao valor máximo (0,332 MPa) e com valores menores no terço médio e apical (tabela 3). Na lingual, as áreas de tração se localizaram no terço médio e apical (figura 3). No terço cervical da raiz ocorreu tensão de compressão. Enquanto que no osso, ocorreu tensão de tração em toda a região vestibular (figura 3), com maior intensidade na altura do terço apical (tabela 3). No lado lingual, ocorreu tração com maior concentração na altura do terço cervical (figura 3).

No ligamento periodontal, as áreas de compressão se concentraram no terço apical no lado vestibular e no terço cervical no lado lingual (figura 3) chegando ao valor mínimo (-0,0625 MPa). Os valores das tensões no dente, osso e ligamento periodontal estão apresentados na tabela 3.

O deslocamento total demonstrou uma rotação do dente no interior do alvéolo com o Cr localizado no terço médio, numa posição média no sentido vestibulo-lingual e mesio-distal (figura 4). A rotação ocorreu no sentido horário à força aplicada e com maior intensidade na coroa (0,58 a 1,01  $\mu\text{m}$ ) seguido pelo terço cervical (0,29  $\mu\text{m}$ ) e com menor deslocamento nos terços médio (0,14  $\mu\text{m}$ ) e apical (0,073  $\mu\text{m}$ ).

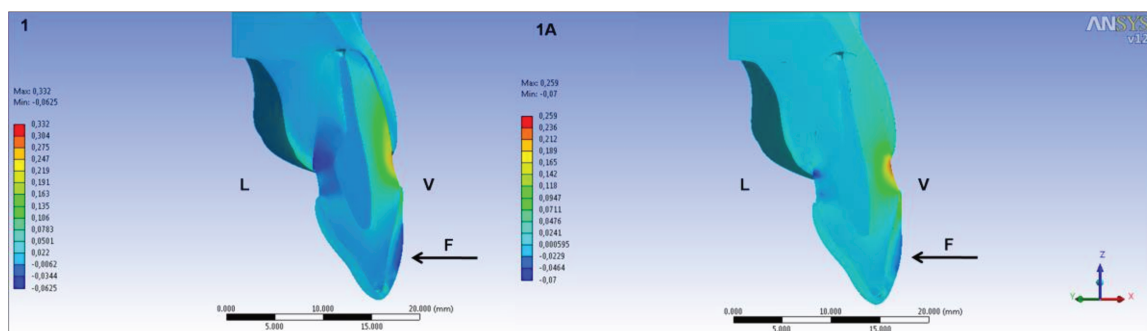


Figura 3. Tensão máxima principal distribuída nos modelos com presença (1) e ausência (1A) do ligamento periodontal. As letras V e L significam vestibular e lingual, respectivamente.

Local	Valores em cada estrutura (em MPa)		
	D	O	LP
Terço cervical	0,219 a 0,332 (v)	0,022 a 0,05 (v)	0,022 a 0,05 (v)
	-0,0062 a -0,0625 (l)	0,05 a 0,106 (l)	-0,034 a -0,0625(l)
Terço médio	0,0783 a 0,163 (v)	0,022 a 0,0783 (v)	0,022 a -0,0062 (v)
	0,022 a -0,0344 (l)	0,022 a -0,0062 (l)	0,022 a -0,0062 (l)
Terço apical	0,05 a -0,0062 (v)	0,022 a 0,0783 (v)	-0,0062 a -0,0344 (v)
	0,022 a 0,05 (l)	0,022 a 0,05 (l)	0,05 a 0,0783 (l)
V <sub>máx</sub>	0,332		
V <sub>mín</sub>	-0,0625		

Tabela 3. Valores das tensões encontradas no dente (D), osso (O) e ligamento periodontal (LP) nos níveis cervical, médio e apical no modelo 1. v e l significam vestibular e lingual, respectivamente.

### Modelo com ausência do ligamento periodontal

No modelo 1A, as tensões foram menos distribuídas no dente em relação ao modelo 1 e as áreas de tração ocorreram no lado vestibular concentradas no terço cervical da raiz e com menor intensidade nos terços médio e apical. No lado lingual também ocorreram tensões de tração nos terços médio e apical, mas no terço cervical a tensão foi de compressão. Na polpa, as tensões foram de baixa intensidade e variaram de tração nos terços médio e apical e compressão no terço cervical.

No osso, ocorreram tensões de tração tanto no lado vestibular quanto no lado lingual. A intensidade foi maior na vestibular na altura do terço cervical da raiz. Os valores das tensões no dente, osso e ligamento periodontal estão apresentados na tabela 3.

O deslocamento total demonstrou, na inclinação lingual, uma localização mais lingual e apical do Cr em comparação ao modelo 1 (figura 4). A região mais deslocada foi a coroa (0,24 a 0,42  $\mu\text{m}$ ), seguida pelo terço cervical da raiz (0,12  $\mu\text{m}$ ), médio (0,0604  $\mu\text{m}$ ) e o menor deslocamento ocorreu no apical (0,0302  $\mu\text{m}$ ).

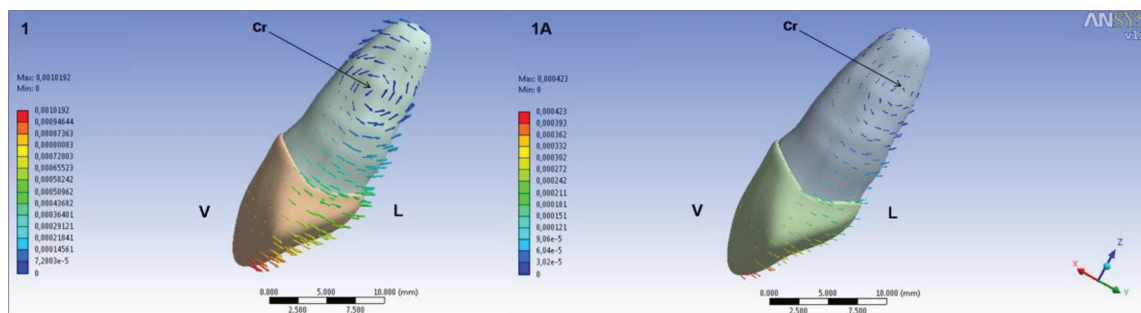


Figura 4. Deslocamento total do dente nos modelos 1 e 1A. As setas indicam a direção do deslocamento e as cores indicam a distancia (em mm), sendo vermelho o valor máximo e azul o valor mínimo. As letras V e L significam vestibular e lingual, respectivamente. A seta maior indica o centro de rotação Cr.

Local	Valores em cada estrutura (em MPa)		
	D	O	LP
Terço cervical	0,094 a 0,259 (v)	0,047 a 0,071 (v)	-
	-0,00059 a -0,07 (l)	0,024 a 0,047 (l)	-
Terço médio	0,047 a 0,94 (v)	0,047 a 0,94 (v)	-
	0,024 a 0,047 (l)	0,024 a 0,047 (l)	-
Terço apical	0,047 a 0,071 (v)	0,047 a 0,071 (v)	-
	0,024 a 0,047 (l)	0,024 a 0,047 (l)	-
Vmáx	0,259		
Vmín	-0,07		

Tabela 3. Valores das tensões encontradas no dente (D), osso (O) e ligamento periodontal (LP) nos níveis cervical, médio e apical no modelo 1A. As letras v e l significam vestibular e lingual, respectivamente.

## DISCUSSÃO

O canino superior é um dente de raiz única, porém com uma morfologia apropriada a suportar forças mecânicas, as quais são transmitidas a um conjunto de estruturas ósseas que compõe o pilar canino (Sycher & DuBrul, 1970). Devido a sua importância mecânica na mastigação e em aplicações clínicas, especialmente na Ortodontia, o desenvolvimento de modelos virtuais deste dente têm sido utilizado para estudos sobre seu centro de resistência, assim como em movimentações ortodônticas de diferentes naturezas, tais como a retração e inclinações no sentido lingual (Daskalogiannakis & McLachlan, 1996; Vollmer et al., 1999; Yoshida et al., 2001; Nakajima et al., 2007; Cataneo et al., 2008).

Este estudo avaliou a distribuição das tensões mecânicas no canino superior e suas estruturas de suporte com a presença e a ausência do ligamento periodontal sob forças ortodônticas. Verificou-se que no dente as tensões se concentraram no terço cervical da raiz nos dois casos, semelhante ao que ocorreu em estudos prévios tanto no canino superior (Nakajima et al., 2007) quanto no inferior (Cataneo et al., 2008; Field et al., 2009), sendo que estes estudos avaliaram em modelos com a presença do ligamento periodontal. Com o ligamento periodontal ausente, as tensões foram mais intensas no osso comparado ao modelo com ligamento, demonstrando que o ligamento periodontal transfere parte das forças realizadas. Outros estudos também demonstraram essa propriedade mecânica do ligamento periodontal em dentes como os incisivos (Poiate et al., 2009), pré-molares (Cataneo et al., 2008; Field et al., 2009) e molares (Nakajima et al., 2007). De acordo com o estudo Nakajima et al. (2007), a dissipação de tensões pelo ligamento periodontal não ocorre totalmente. Este autor demonstrou que a dissipação das tensões pelo ligamento periodontal foi reduzida em até 10% sobre o osso alveolar.

A indução de tensões de forma ideal no ligamento periodontal é fundamental para a realização de movimentações ortodônticas desejáveis (Tripuwanhrut et al. (2010). Devido às variações anatômicas dos dentes de cada indivíduo, a AEF auxilia na determinação precisa destas áreas de tensões (Vollmer et al., 1999). No presente estudo, pode-se observar que as tensões de compressão no modelo 1 se localizaram no terço apical da raiz no lado vestibular e no terço cervical, no lado lingual. Sugere-se que este fato ocorreu devido ao Cr do canino superior, já determinado em estudos prévios (Vollmer et al., 1999). Entretanto, com a ausência do ligamento periodontal, a mesma condição induzida ao dente determinou uma alteração da localização do centro de rotação. Assim, sugere-se que, além das variações anatômicas, a presença ou não do ligamento periodontal influencia na localização do centro de rotação e, conseqüentemente, alterando a localização das tensões mecânicas dissipadas (figura 4).

Quando a força de inclinação lingual (lingualização) foi aplicada, verificou-se que as tensões máximas (tração) e mínimas (compressão) foram observadas, principalmente, no terço cervical da raiz, ligamento periodontal e osso a nível cervical. A concentração de tensões na região cervical pode estar associada com a remodelação óssea ou perda óssea, resultando em movimentos ortodônticos esperados (Nakajima et al., 2007). Este estudo verificou também que no terço apical da raiz ocorreu concentração de tensão. De fato, estudos anteriores (Beck & Harris, 1994; Sameshima & Sinclair, 2001) mostraram que em dentes unirradiculares, as concentrações de tensão no terço apical revelam maior incidência de reabsorção radicular durante a movimentação dentária ortodôntica.

Tripuwanhrut et al. (2010) afirmaram que reabsorção causada por forças ortodônticas parece estar associada a uma reação inflamatória limitada devido à compressão no ligamento periodontal. No presente estudo, verificou-se que uma força de inclinação lingual gerou compressão no terço apical do ligamento, podendo-se relacionar este tipo de movimento ortodôntico como sendo causa de reabsorção radicular. Assim, verificou-se que é possível prever resultados clínicos a partir da análise de evidências mecânicas (Vollmer et al., 1999)

## **CONCLUSÃO**

Pode-se concluir que a presença do ligamento periodontal, durante uma movimentação ortodôntica de inclinação lingual, interferiu na dissipação das tensões tanto no dente quanto no osso adjacente. Verificou-se que o centro de rotação localizou-se no terço médio da raiz numa posição média, no sentido vestibulo-lingual e que a ausência do ligamento periodontal alterou o centro de rotação para uma posição mais lingual.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Adler P. Effect of some environmental factors on sequence of permanent tooth eruption. *J Dent Res.* 1963; 42: 605-16.
2. Ammar HH, Ngan P, Crout RJ, Mucino VH, Mukdadid OM. Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011; 139: e59-e71.
3. Beck BW, Harris EF. Apical root resorption in orthodontically treated subjects: analysis of edgewise and light wire mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1994; 105: 350-61.
4. Bishara SE. Impacted maxillary canines: a review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1992; 101(2): 159-71.
5. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. Moment-to-force ratio, center of rotation, and force level: A finite element study predicting their interdependency for simulated orthodontic loading regimens. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008; 133: 681-9.
6. D'Amico A. Functional occlusion of the natural teeth of man. *J Prosthet Dent.* 1961, 11: 899-915.
7. Daskalogiannakis J, McLachlan KR. Canine retraction with rare earth magnets: An investigation into the validity of the constant force hypothesis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996; 109: 489-95.
8. Ericsson I, Lindhe J. Effect of longstanding jiggling on experimental marginal periodontitis in the beagle dog. *J Clin Periodontol* 1982;9:497-503.
9. Farah JW, Craig RG, Meroueh KA (1989). Finite element analysis of three- and four-unit bridges. *J Oral Rehabil* 16:603-611.
10. Farah JW, Craig RG. Finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Dent Res* 1974; 53: 859-866.
11. Field C, Ichim, I, Swain MV, Chan E, Darendeliler MA, Li W, Li Q. Mechanical responses to orthodontic loading: A 3-dimensional finite element multi-tooth model.
12. Karring T, Nyman S, Thilander B, Magnusson I. Bone regeneration in orthodontically produced alveolar bone dehiscences. *J Periodontal Res* 1982;17:309-315.
13. Lindhe J, Lang NP, Karring T. *Clinical Periodontology and Implant Dentistry.* Oxford: Blackwell Publishing; 2003:279-295.



14. Lindhe J, Svanberg G. Influences of trauma from occlusion on progression of experimental periodontitis in the Beagle dog. *J Clin Periodontol* 1974; 1: 3-14.
15. Matsushita Y, Kihara M, Koyano K, Murakami Y (2000). Evaluation of Young's modulus of human mandible by ultra-microindentation method. *J Jpn Soc Biomater* 18:247-252.
16. McNeill C. Objectives of the treatment. In: McNeill, C. *Science and practice of the occlusion*. eds. Hanover Park: Quintessence Publishing Co., Inc. 2000. p. 307.
17. Meitner SW. Co-destructive factors of marginal periodontitis and repetitive mechanical injury. Lindhe J, Lang NP, Karring T, eds. *Clinical Periodontology and Implant Dentistry*. Oxford: Blackwell Publishing; 2008:279-295.
18. Motoyoshi M, Ueno S, Okazaki K, Shimizu N. Bone stress for a mini-implant close to the roots of adjacent teeth - 3D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2009; 38(4): 363-8.
19. Mühlemann HR, Zander HA. Tooth mobility (III). The mechanism of tooth mobility. *J Periodontol* 1954;25: 128-137.
20. Nakajima A, Murata M, Tanaka E, Arai Y, Fukase Y, Nishi Y, Sameshima G, Shimizu N. Development of three-dimensional FE modeling system from the limited cone beam CT images for orthodontic tipping tooth movement. *Dent Mat J*. 2007; 26(6): 882-91.
21. O'Mahony AM, Williams JL, Katz JO, Spencer P (2000). Anisotropic elastic properties of cancellous bone from a human edentulous mandible. *Clin Oral Implants Res* 11:415-421.
22. Ona M, Wakabayashi N. Influence of Alveolar Support on Stress in Periodontal Structures. *J Dent Res*. 2006; 85: 1087-91.
23. Poiate IAVP, Vasconcellos AB, Santana RB, Poiate Jr E. Three-dimensional stress distribution in the human periodontal ligament in masticatory, parafunctional, and trauma loads: finite element analysis. *J Periodontol*. 2009; 80: 1859-67.
24. Sameshima GT, Sinclair PM. Predicting and preventing root resorption: Part II. Treatment factors. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2001; 119: 511-15.
25. 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.

26. Sicher H, DuBrul, EL. Oral Anatomy. St Louis: Ishiyaku EuroAmerica 1970.
27. Tripuwabhrut P, Brudvik P, Fristad I, Rethnam S. Experimental orthodontic tooth movement and extensive root resorption: periodontal and pulpal changes. *Eur J Oral Sci* 2010; 118: 596–603.
28. Vollmer D, Bourauel C, Maier K, Jäger A. Determination of the centre of resistance in a non upper human canine and idealized tooth model. *Eur J Orthod.* 1999; 633-48.
29. Weinstein AM, Klawitter JJ, Cook SD. Implant-bone interface characteristics of bioglass dental implants. *J Biomed Mater Res* 1980;14:23-29.
30. Yoshida N, Koga Y, Mimaki N, Kobayashi K. In vivo determination of the centres of resistance of maxillary anterior teeth subjected to retraction forces. *Eur J Orthod.* 2001; 529-34.

### **III. CONCLUSÃO**

As tensões avaliadas apresentaram diferentes valores, possibilitando indicar que há concentração de tensões em locais diferentes. Por isso, as tensões são transmitidas de maneira não uniforme, ou seja, sugere-se que há regiões no pilar canino que são menos adaptadas a suportar forças mecânicas habituais.

As tensões MP demonstraram as regiões de compressão e tração nas áreas correspondentes ao pilar. O dente canino superior transmitiu as tensões em todas as regiões da coroa e raiz, se concentrando apenas nas regiões de contato.

#### **IV. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS\***

1. Adams V, Askenazi, A. Building better products with finite element analysis. Santa Fé: OnWord Press. 1999.
2. Akpınar I, Anil N, Parnas L. A natural tooth's stress distribution in occlusion with a dental implant. *J Oral Rehabil.* 2000; 27: 538-45.
3. Biewener, AA. Biomechanics of mammalian terrestrial locomotion. *Science.* 1990; 250: 1097-103.
4. Boschian PL, Guidotti S, Pietrabissa R, Gagliani M. Stress distribution in a post-restored tooth using the three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil* 2006; 33: 690-7.
5. Bourke J, Wroe S, Moreno K, mchenry C, Clausen P. Effects of gape and tooth position on bite force and skull stress in the Dingo (*Canis lupus dingo*) Using a 3-Dimensional Finite Element Approach. *Plos ONE.* 2008; 3: e2200.
6. Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *Am J Orthod.* 1980; 77(4): 398-409.
7. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: A finite element study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003; 123: 367-73.
8. 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.
9. Clausen PD, Wroe S, McHenry CR, Moreno K, Bourke J. The vector of jaw muscle force as determined by computer generated three dimensional simulation: A test of Greaves' model. *J Biomech.* 2008; 41: 3184-88.
10. D'Amico A. Functional occlusion of the natural teeth of man. *J Prosthet Dent.* 1961, 11: 899-915.
11. 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.
12. Dumont ER, Piccirillo J, Grosse IR. Finite-Element Analysis of Biting Behavior and Bone Stress in the Facial Skeletons of Bats. *Anat Rec.* 2005; 283 A: 319-30.
13. Einhorn TA. The bone organ system: form and function. *Osteoporosis.* 1996; 3-22.

14. Farke A. Evolution and function of the supracranial sinuses in ceratopsid dinosaurs and the frontal sinuses in bovid mammals. *J Vertebr Paleontol.* 2008; 28 (Suppl 3): 76.
15. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review literature. *J Prosthet Dent* 2001; 85: 585-98.
16. Gross MD, Arbel G, Hershkovitz I. Three-dimensional finite element analysis of the facial skeleton on simulated occlusal loading. *J Oral Rehabil.* 2001; 28: 684-94.
17. Hirose M, Tanaka E, Tanaka M, Fujita R, Kuroda Y, Yamano E, et al. Three-dimensional finite-element model of the human temporomandibular joint disc during prolonged clenching. *Eur J Oral Sci.* 2006; 114: 441-8.
18. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis-A two dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol.* 1998; 24: 80-8.
19. Hylander WL, Picq PG, Johnson KR. Masticatory-stress hypotheses and the supraorbital region of primates. *Am J Phys Anthropol.* 1991; 86(1): 1-36.
20. Hylander WL, Johnson KR. In vivo bone strain patterns in the craniofacial region of primates. In: McNeill C, editores. *Science and Practice of Occlusion.* 1. ed. Hanover Park: Quintessence Publishing Co., Inc; 2000. p. 170
21. Jemt T, Rubenstein JE, Carlsson L, Lang BR. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent.* 1996; 75(3): 314-25.
22. Junqueira LC, Carneiro J. *Histologia básica.* 9. ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 1999. p. 111-28.
23. Koriath TWP, Romilly DP, Hannam AG. Three-Dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible. *Am J Phys Anthropol.* 1992; 88: 69-96.
24. Lan TH, Huang HL, Wu JH, Lee HE, Wang CH. Stress analysis of different angulations of implant installation: the finite element method. *Kaohsiung J Med Sci.* 2008; 24: 138-43.
25. Lanyon LE, Rubin CT. Functional adaptation in skeletal structures. In: Hildebrand N, Bramble DM, Liem KF, Wake DB. *Functional vertebrate morphology,* editores. Cambridge: Harvard Univ. 1985. p. 1-25.
26. Madeira MC. *Anatomia da face.* 3. ed. São Paulo: Sarvier. 2001.

27. Mah RT, McEvoy SP, Hatcher DC, Faulkner MG. Engineer principles and modeling strategies. In: McNeill C, editores. *Science and Practice of Occlusion*. 1 ed. Hanover Park: Quintessence Publishing Co., Inc. 2000. p. 159.
28. Manson PM, Hoopes JE, Su CT. Structural pillars of the facial skeleton: an approach to the management of Le Fort fractures. *Plast Reconstr Surg*. 1980; 66: 54.
29. Mchenry CR, Wroe S, Clausen PD, Moreno K, Cunningham E. 2007. Supermodeled sabercat, predatory behavior in *Smilodon fatalis* revealed by high-resolution 3D computer simulation. *Proc Natl Acad Sci*. 141: 1-6.
30. Misch CE, Bidez MW. Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale. *Compendium*. 1994; 15(11): 1330-44.
31. Moore UC. *Principles of oral and maxillofacial surgery*. 5 ed. Edinburgh: Blackwell Science Ltd. 2001. p. 197.
32. Moreno K, Wroe S, Clausen P, McHenry C, D'Amore DC, Rayfield EJ, et al. Cranial performance in the Komodo dragon (*Varanus komodoensis*) as revealed by high-resolution 3-D finite element analysis. *J Anat*. 2008; 212: 736-46.
33. Moss ML, Young RW. A functional approach to craniology. *Am J Phys Anthropol*. 1960; 18: 281-92.
34. Natali AN, Pavan PG, Ruggero AL. Analysis of bone-implant interaction phenomena by using a numerical approach. *Clin Oral Impl Res*. 2006; 17: 67-74.
35. Oliveira SG, Seraidarian PI, Landre Junior J, Oliveira DD, Cavalcanti BN. Tooth displacement due to occlusal contacts: a three-dimensional finite element study. *J Oral Rehabil*. 2006; 33: 874-80.
36. Peterson J, Wang Q, Dechow PC. Material Properties of the Dentate Maxilla. *Anat Rec*. 2006; 288A: 962-72.
37. Preuschoft H, Witzel U. Functional structure of the skull in hominoidea. *Folia Primatol*. 2004; 75: 219-52.
38. Preuschoft H, Witzel U. Functional shape of the skull in vertebrates: Which forces determine skull morphology in lower primates and ancestral synapsids? *Anat Rec*. 2005; 282A: 402-13.
39. Rayfield E. Using finite-element analysis to investigate suture morphology: A case study using large carnivorous dinosaurs. *Anat Rec*. 2005; 283A: 349-65.
40. Rayfield E, Milner AC. The evolution of piscivory in theropod dinosaurs. *J Vertebr Paleontol*. 2006; 26: 114A.

41. Rayfield E. Finite element analysis and understanding the biomechanics and evolution of living and fossil organisms. *Annu Rev Earth Planet Sci.* 2007; 35: 541-76.
42. Rayfield E, Milner AC. Establishing a framework for archosaur cranial mechanics. *Paleobiology.* 2008; 34: 494-15.
43. Ravosa NJ. Browridge development in anthropoid primates. *Am J Phys Anthropol.* 1989; 78: 287-88.
44. Razavi R, Zena RB, Khan Z et al. Anatomic site evaluation of edentulous maxillae for dental implant placement. *J Prosthet Dent.* 1995; 4(2): 90-4.
45. 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.
46. Roberts WE, Garetto LP, Arbuckle GR et al. What are the risk factors of osteoporosis? *J Am Dent Ass.* 1991; 122(2): 59-61.
47. Roberts WE, Hohlt WF, Arbuckle GR. The support structures and dental adaptation. In: McNeill C, editor. *Science and Practice of Occlusion.* 1. ed. Hanover Park: Quintessence Publishing Co., Inc. 2000. p. 81.
48. Ross CF. In vivo function of the craniofacial haft: the interorbital "pillar." *Am J Phys Anthropol.* 2001; 116: 108-39.
49. Ross CF. Finite element analysis in vertebrate biomechanics. *Anat Rec.* 2005; 283A: 253-8.
50. Ross CF, Patel BA, Slice DE, Strait DS, Dechow PC, Richmond BG, et al. Modelling masticatory muscle force in finite-element analysis: Sensitivity analysis using principal coordinates analysis. *Anat Rec.* 2005; 283A: 288-99.
51. Rubin CT. Skeletal strain and the functional significance of bone architecture. *Calcif Tissue Int.* 1984; 36(Suppl 1): 11-8.
52. Sicher H, DuBrul EL. *Oral Anatomy.* 5 ed. Saint Louis: Ishiyaku EuroAmerica. 1970.
53. Strait DS, Wang Q, Dechow PC, Ross CF, Richmond BG, Spencer MA, et al. Modeling elastic properties in finite element analysis: How much precision is needed to produce an accurate model? *Anat Rec.* 2005; 283: 275-87.
54. Strait DS, Richmond BG, Spencer MA, Ross CF, Dechow PC, Wood BA. Masticatory biomechanics and its relevance to early hominid phylogeny: An examination of palatal thickness using finite-element analysis. *J Hum Evol.* 2007; 52: 585-99.

55. Strait DS, Weber GW, Neubauer S, Chalk J, Richmond BG, Lucas PW, Spencer MA, et al. The feeding biomechanics and dietary ecology of *Australopithecus africanus*. *Proc Natl Acad Sci*. 2009; 106: 2124-9.
56. Tappen NC. A functional analysis of the facial skeleton with split-line technique. *Am J Phys Anthropol*. 1953; 11(4): 503-32.
57. Toms SR, Eberhard AW. A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2003; 123: 657-65.
58. Tucker MR. Treatment of facial fractures. In: Peterson LJ, editores. *Contemporary Oral and Maxillofacial Surgery*. 3. ed. Saint Louis: Mosby-Yearbook, Inc. 1998. p. 583.
59. Wroe S, Moreno K, Clausen P, McHenry CR, Curnoe D. High-resolution computer simulation of hominid cranial mechanics. *Anat Rec*. 2007; 290: 1248-55.

---

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



# V. ANEXOS

## Anexo 1

Comitê de Ética em Pesquisa - Certificado

Página 1 de 1



**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 na região do canino superior e estruturas de suporte (pilar canino) por meio do método do elemento finito tridimensional (MEF)**", protocolo nº 171/2009, dos pesquisadores Alexandre Rodrigues Freire 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 19/01/2010.

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 the maxillary canine and structures of support (pillar canine) using the method of three-dimensional finite element (FEM)**", register number 171/2009, of Alexandre Rodrigues Freire 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 01/19/2010.

**Prof. Dr. Pablo Agustín Vargas**  
Secretário  
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.

## Anexo 2



Editor-in-Chief: Dagnan de Paula Queluz, DDS, MSPH, PhD  
Piracicaba Dental School  
University of Campinas  
Av. Limeira 901  
13414-010 - Piracicaba - SP - Brazil  
Phone: 55 19 2108 5700  
Fax: 55 19 2108 5210  
Web: [www.fop.unicamp.br/bjorals](http://www.fop.unicamp.br/bjorals)  
e-mail: [bjorals@fop.unicamp.br](mailto:bjorals@fop.unicamp.br)

February 01, 2011

Dear Dr. Freire,

Thank you for submitting your manuscript entitled "Evaluation of the mechanical stress dissipation in upper canine pillar by finite element analysis" to the Brazilian Journal of Oral Sciences. Please, refer to manuscript #789 in all further correspondence.

In accordance with the new policy of the Brazilian Journal of Oral Sciences, the approved manuscripts will be submitted to a Technical Review in order to fit them to the standards of the journal. The costs (120 to 200 Brazilian reais) will be charged to the author. **Submission of a manuscript to Brazilian Journal of Oral Sciences implies in the acceptance of these terms.** For more details, please see <http://www.fop.unicamp.br/bjorals>.

Moreover, Brazilian Journal of Oral Sciences reserves the right to edit manuscripts to ensure conciseness, clarity, and stylistic consistency and to fit articles to available space. Please, send us an e-mail at [bjorals@fop.unicamp.br](mailto:bjorals@fop.unicamp.br) confirming your agreement with these conditions otherwise the peer review process **WILL NOT START**. We will contact you again as soon as we have the necessary information for an editorial decision.

Sincerely yours,

DP Queluz  
Scientific Editor  
Brazilian Journal of Oral Sciences