



Utilização de tomografias computadorizadas de baixa resolução para construção de modelos geométricos detalhados de mandíbulas com e sem dentes



M.A. Amorim Vasco^{a,*}, M. Doblaré Castellano^b, J. Bayod López^b e E. Barbosa de las Casas^c

^a Curitiba, PR, Brazil

^b Depto. Ingeniería Mecánica, Universidad de Zaragoza, Zaragoza, España

^c Universidade Federal de Minas Gerais - Escola de Engenharia, MG, Brazil

INFORMAÇÃO SOBRE O ARTIGO

Historial do artigo:

Recebido a 28 de novembro de 2013

Aceite a 2 de setembro de 2014

On-line a 18 de dezembro de 2014

Palavras-chave:

Mandíbula

Dentes

Análise com elementos finitos

Modelo paramétrico

Processamento de tomografia

computadorizada

Keywords:

Mandible

Teeth

Finite element analysis

Parametric model

Computed tomography processing

R E S U M O

Modelos geométricos detalhados de uma mandíbula podem melhorar a precisão de simulações computacionais, entretanto, custo, tempo e mão de obra qualificada disponível para sua construção podem atrapalhar ou atrasar a pesquisa. O objetivo do presente artigo é descrever uma técnica para reconstrução de mandíbulas com e sem dentes a partir de tomografias computadorizadas clínicas de baixa resolução. A técnica permite a modelagem de detalhes geométricos normalmente difíceis de reconstruir com esses exames, como por exemplo, o ligamento periodontal. Os modelos de uma mandíbula dentada e outra desdentada, resultantes do processo são disponibilizados online para uso não comercial. Os modelos podem ser utilizados em diversas áreas como ortodontia, implantodontia, ortopedia e traumatologia como apresentados ou como base para simulações avançadas com modelos constitutivos.

© 2013 CIMNE (Universitat Politècnica de Catalunya). Publicado por Elsevier España, S.L.U. Este é um artigo Open Access sob a licença de CC BY-NC-ND (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Use of low-resolution CT scans for construction of detailed geometric models of mandibles with and without teeth

A B S T R A C T

Detailed geometric models of a mandible can improve the accuracy of computer simulations. However, cost, time and qualified labor available for their construction may hinder or delay the task. The purpose of this article is to describe a technique for reconstructing a mandible with and without teeth from clinical CT scans of low resolution. The method allows modeling geometric details usually difficult to reconstruct with these scans, such as the periodontal ligament. The models of a toothless and toothed mandible resulting from the process are available online for non-commercial use. The models can be used in various fields such as orthodontics, implantology, orthopedics and traumatology as presented or as a basis for simulations.

© 2013 CIMNE (Universitat Politècnica de Catalunya). Published by Elsevier España, S.L.U. This is an open access article under the CC BY-NC-ND license (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

* Autor para correspondência.

Correios eletrônicos: maavasco@gmail.com (M.A. Amorim Vasco), mdoblar@unizar.es (M. Doblaré Castellano), jbayod@unizar.es (J. Bayod López), estevam.lascasas@gmail.com (E. Barbosa de las Casas).

Palabras clave:

Mandíbula

Dientes

Análisis de elementos finitos

Modelo paramétrico

Procesamiento de tomografía
computarizada**Utilización de la tomografía computarizada de baja resolución para construir modelos geométricos detallados de mandíbulas con y sin dientes****R E S U M E N**

Modelos detallados geométricos de una mandíbula pueden mejorar la precisión de las simulaciones por ordenador. Sin embargo, el costo, tiempo y mano de obra especializada disponible para su construcción pueden interrumpir o retrasar el análisis. El propósito de este artículo es describir una técnica para la reconstrucción de la mandíbula con y sin dientes de tomografías computarizadas clínicas de baja resolución. La técnica permite el modelado de detalles geométricos por lo general difíciles de reconstruir con estos exámenes, como el ligamento periodontal. Modelos de una mandíbula con dientes y otro sin dientes resultante del proceso están disponibles en internet para el uso no comercial. Los modelos pueden ser utilizados en distintas áreas como la ortodoncia, implantología, ortopedia y traumatología, como se presentan o como una base de un simulado avanzado con otros modelos constitutivos.

© 2013 CIMNE (Universitat Politècnica de Catalunya). Publicado por Elsevier España, S.L.U. Este es un artículo Open Access bajo la licencia CC BY-NC-ND (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

1. Introdução

A construção de modelos geométricos na área de saúde é um desafio devido à geometria irregular comumente associada com tais estruturas. Com avanços na área de informática, principalmente referente ao poder de processamento das estações de trabalho e clusters, tornou-se viável a utilização de modelos geométricos detalhados, favorecendo assim a aproximação de simulações computacionais a situação real.

Em muitos casos, para que exista um real benefício, é necessário que os modelos utilizados sejam fiéis ou muito próximos da situação clínica. Para tanto é necessário uma série de requisitos, a começar pela disponibilidade de exames de imagens adequados, softwares apropriados, técnicas de reconstrução adequadas e um profissional treinado, além do tempo necessário para confecção do modelo, que pode ser extenso.

Todos esses requisitos e dificuldades levam muitos pesquisadores a utilizarem modelos simplificados e dependendo da pesquisa inadequados. A disponibilidade pública de modelos geometricamente precisos pode facilitar a pesquisa, poupando tempo e viabilizando sua utilização em centros que não disponham dos recursos necessários para construção desses modelos. Nesse contexto uma região extensamente pesquisada é a região da mandíbula [1–6]. Dessa forma a disponibilidade de modelos da mandíbula, tanto dentada quanto desdentada, pode facilitar diversas pesquisas na área, além de favorecer possíveis análises comparativas que utilizam o mesmo modelo geométrico.

Os exames de micro tomografias, devido à sua alta precisão, seriam teoricamente o melhor método para obtenção de modelos anatômicos geometricamente precisos [7–10], entretanto, devido ao alto custo, alta exposição à radiação e limitação quanto ao tamanho da zona analisada, esses são contraindicados para utilização em seres humanos vivos. Aumento na dose de radiação está diretamente relacionado à qualidade da imagem obtida, com melhora no contraste e diminuição de artefatos [11,12] e micro tomógrafos utilizam níveis de radiação muito maiores que o aceitável para aplicação em pacientes vivos. Considerando os efeitos deletérios da radiação [12,13], a utilização de exames de micro-CT se torna inviável em diversas situações de pesquisa. Exames de tomografia computadorizada convencional, viáveis para utilização em seres humanos, não possuem o mesmo nível de precisão que as microtomografias, normalmente não sendo capazes de capturar estruturas anatômicas pequenas e importantes [14], como o ligamento periodontal ao redor dos dentes.

Este trabalho tem por objetivo demonstrar uma técnica para obtenção de modelos geométricos detalhados através de tomografias clínicas de baixa resolução e disponibilizar os modelos obtidos para uso livre (não comercial) da comunidade científica.

2. Material e método

Uma tomografia computadorizada (I-CAT, Xoran Technologies, Ann Arbor, EUA), de um paciente com todos os dentes, exceto os terceiros molares, foi utilizada nessa pesquisa. O objetivo foi examinar a região da mandíbula, em cortes de 0,25 mm para um total de 428 cortes com 640×640 voxels cada. O exame foi salvo no formato Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) e importado para um programa de processamento de imagem e reconstrução digital (Simpleware 4.2, Simpleware Ltd, Exeter, Reino Unido).

Devido ao nível de contraste e definição dos cortes, a segmentação automática das estruturas apresentou resultados insatisfatórios. Foi impossível determinar automaticamente os limites de estruturas como o ligamento periodontal, esmalte e osso medular e cortical. A [figura 1](#) mostra um exemplo de uma imagem 2D da tomografia utilizada. A maioria das imagens provenientes da tomografia computadorizada clínica não tem uma clara definição dos limites das estruturas.

Para obter as geometrias desejadas, os dentes e a superfície óssea externa foram manualmente segmentados e reconstruídos num modelo não paramétrico tridimensional, como mostra [figura 2](#). Esses modelos foram gravados no formato STL (3D Systems, Rock Hill, EUA). No exemplo, o modelo ósseo tinha 676.146 faces polidricas e cada dente aproximadamente 40 mil faces. Um segundo modelo ósseo foi construído para representar uma mandíbula sem dentes, com uma superfície da crista óssea suavizada manualmente e compatível com uma condição clínica sem dentes. Apesar de ser possível a criação de malhas de elementos finitos com esse número de faces, os modelos ainda devem ser ajustados quanto a estruturas que são impossíveis de determinar corretamente com a tomografia utilizada. Ademais, devido ao número de faces, o processo de



Figura 1. Parte ampliada de uma imagem 2D da mandíbula a partir de uma tomografia computadorizada clínica, para evidenciar falta de sem definição suficiente dos limites das estruturas.

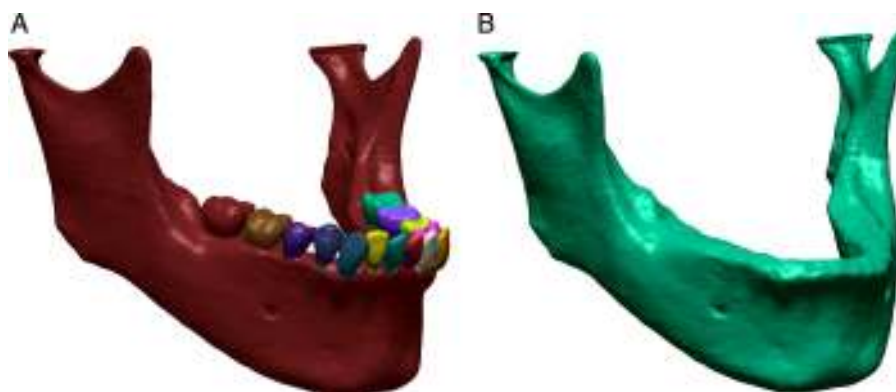


Figura 2. Modelo não paramétrico do osso e dentes. A: mandíbula com dentes, B = mandíbula sem dentes.

discretização e o alto número de nós/elementos resultante dificultaria a simulação dos modelos.

Os modelos foram parametrizados utilizando o software Solidworks Premium «Scan to 3 D» (Dassault Systemes, SolidWorks Corps, EUA). Com esse suplemento, é possível a transformação de modelos não paramétricos em superfícies paramétricas do tipo non uniform rational basis splines (NURBS) com mínima distorção. No exemplo, a transformação para um modelo NURBS resultou numa superfície óssea com 250 faces e cada dente com aproximadamente 250 faces.

Nesse momento, o modelo tinha apenas a definição da geometria externa do osso, dentes e canais mandibulares. A próxima etapa foi definir as regiões correspondentes ao osso medular, ligamento periodontal e osso cortical ao redor do ligamento e do canal mandibular. Considerando que dimensões médias dessas estruturas, como espessura, são fornecidas na literatura, é possível defini-las num software tipo CAD como o Solidworks utilizando recursos como «shell», «offset», «splines», «lofts» e operações de combinação. A figura 3 mostra os passos para determinação do canal mandibular.

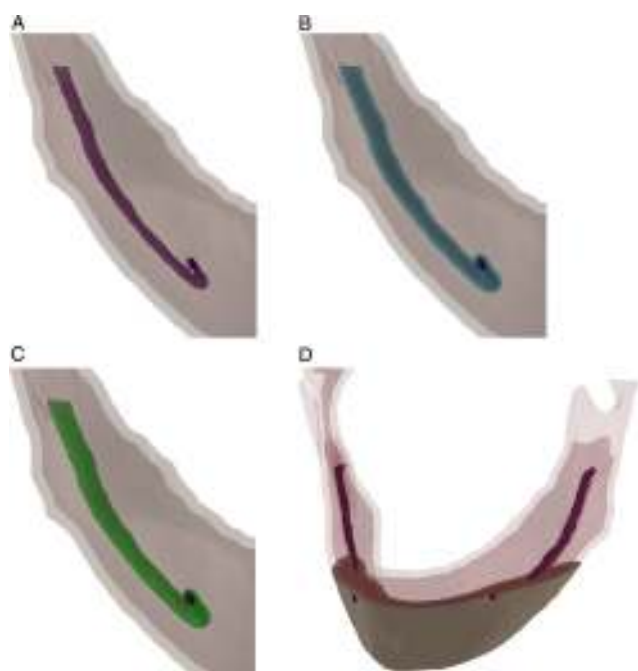


Figura 3. Passos para determinação do canal mandibular. (A) O canal segmentado da tomografia, (B) superfície de offset ao redor do canal, (C) operação de combinação para determinar as áreas comuns entre a mandíbula e o ligamento e remoção da porção interna do canal, (D) resultado final.

No exemplo, o osso cortical ao redor do ligamento foi modelado com 0,7 mm de espessura, o osso cortical superficial com 2 mm de espessura sendo as demais porções internas do osso determinadas como osso medular, representando um osso tipo III de acordo com uma das classificações mais utilizadas para densidade óssea, a de Lekholm e Zarb [15]. Não existe critério objetivo definido para separar um tipo de densidade óssea de outra, sendo a descrição subjetiva do autor de «uma cortical fina» para o osso tipo III utilizada. O ligamento periodontal foi modelado com uma espessura de 0,25 mm ao redor de cada dente [16]. Os modelos finais podem ser vistos nas figuras 4 e 5.

Após terminados, os modelos geométricos foram exportados para o software de elementos finitos Ansys Workbench V14 (Ansys Inc., Canonsburg, PA, EUA), diretamente através de suplemento específico do próprio Ansys. O objetivo foi verificar se a geometria apresenta problemas de discretização e realizar testes de simulação para verificar o desempenho dos modelos. Duas malhas foram construídas com configurações normais do software e sem nenhum tipo de recurso adicional a fim de

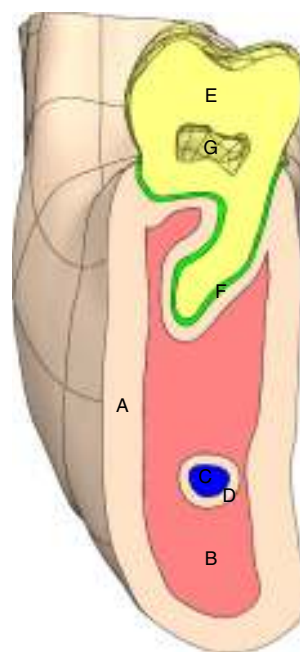


Figura 4. Vista das estruturas internas com arestas plotadas para facilitar a identificação dos limites das estruturas. A: osso cortical, B: osso medular, C: canal mandibular, D: osso cortical ao redor do canal mandibular, E: dente, F: ligamento periodontal, G: câmara pulpar.

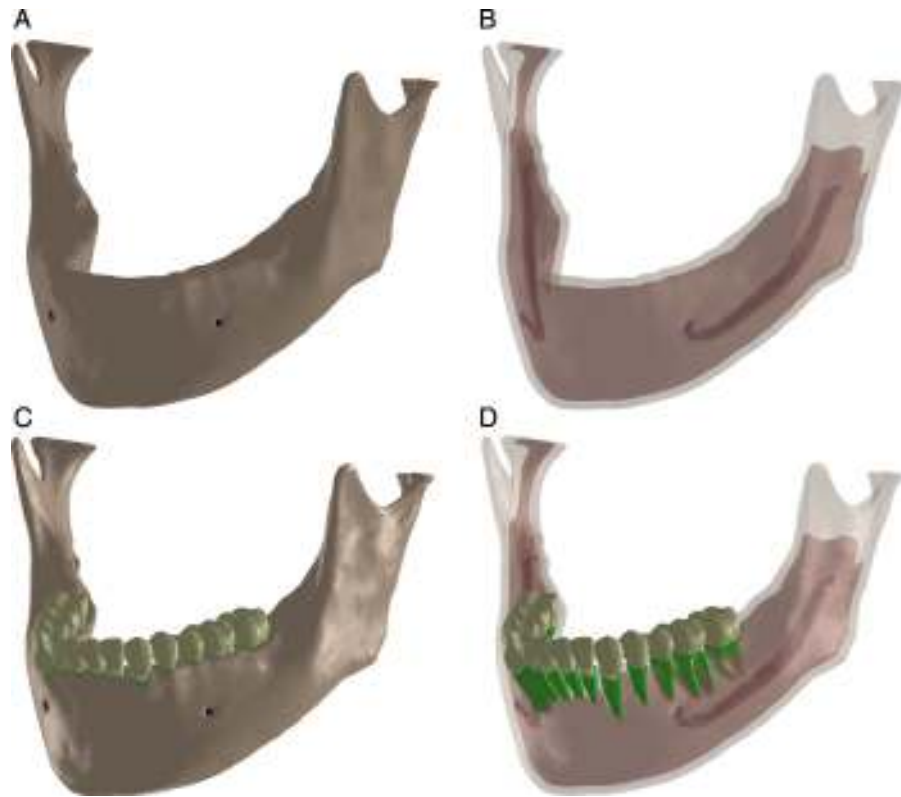


Figura 5. Diferentes vistas dos modelos obtidos. Na parte B e D o osso foi plotado como semitransparente para visualização das estruturas internas.

testar se o modelo apresenta geometrias problemáticas de difícil discretização. Com um elemento de 2 mm o modelo desdentado resultou em uma malha de 135.642/75.028 nós/elementos e o modelo dentado numa malha de 320.882/178.369 utilizando elementos tetraédricos quadráticos de 10 nós (Ansys solid 187). Uma análise linear foi realizada com a última malha para testar seu desempenho.

A [figura 6](#) mostra um resumo do método utilizado para obtenção do modelo final.

A [figura 7](#) mostra resultados do teste de simulação estática estrutural utilizando o modelo dentado, com contatos friccionais entre os dentes.

O modelo final pode ser baixado nos formatos paramétricos: Solidworks 2013 [17], STEP 214 [18], Parasolid Binary [19] e ACIS [20]. Pode ser também baixado no formato não paramétrico PDF 3D [21] para fácil visualização. Os autores dão permissão para o uso parcial ou total do modelo em pesquisa não comercial desde que o presente trabalho seja citado.

3. Discussão

Com o método descrito, foi possível a criação de modelos geometricamente anatômicos e viáveis para uma série de estudos, principalmente na área odontológica nas especialidades de ortopedia, implantes, odontologia restauradora, prótese e endodontia entre outras. Embora provavelmente o modelo tenha distorções em relação ao paciente original a que foi submetido o exame, o resultado final está dentro de padrões de normalidade de humanos, sendo, portanto, adequado para diversas pesquisas e simulações e a viabilidade de sua utilização deve ser analisada caso a caso. Considerando o grande número de estudos que utilizam modelos anatomicamente incorretos devido à falta de perícia e recursos para construção do mesmo, o método bem como modelos

disponibilizados podem ser de grande valia para facilitar a pesquisa na área.

Um cuidado foi facilitar o processo de discretização, que muitas vezes se torna um desafio em modelos geometricamente complexos. Para tanto foram suavizadas geometrias indesejáveis, como

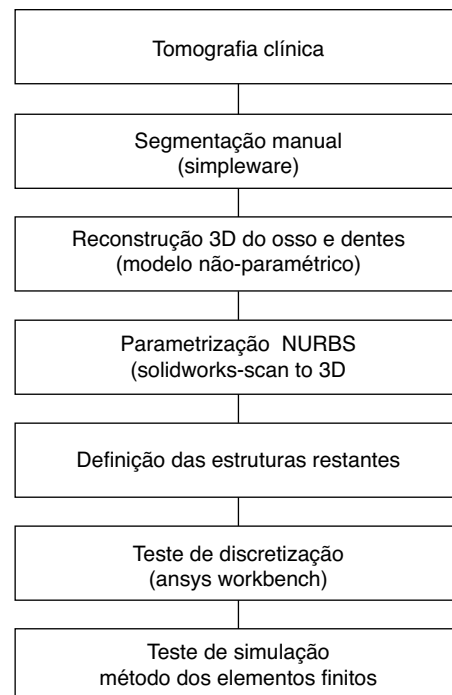


Figura 6. Passos para obtenção e teste dos modelos.

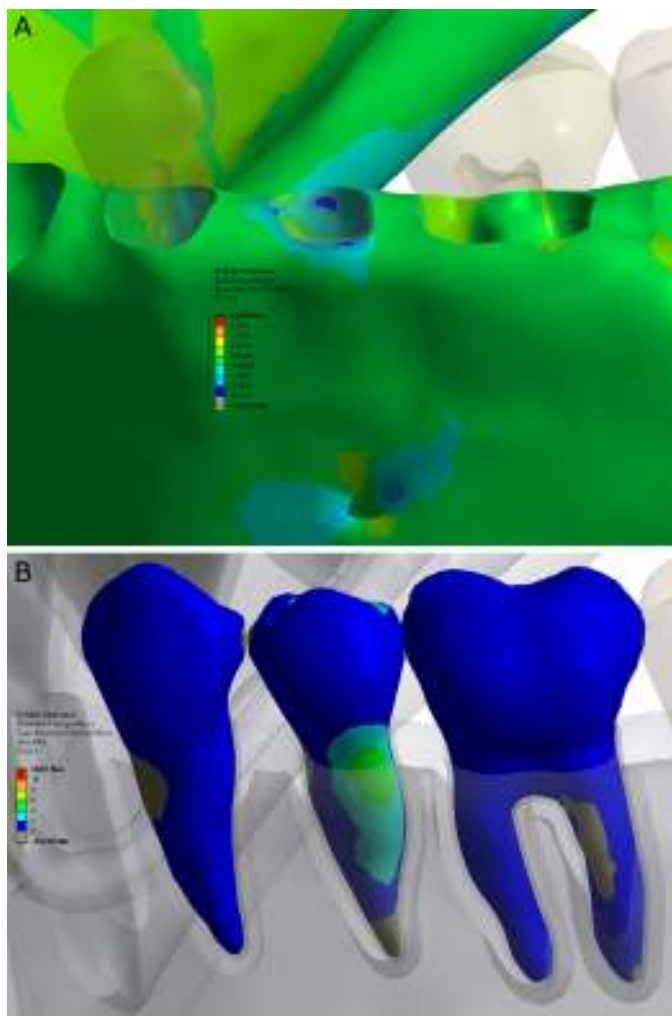


Figura 7. Resultados do teste de simulação. Tensão hidrostática no osso cortical (A) e tensão máxima principal em alguns elementos dentários (B).

pontas e bordas finas e o número de arestas foi diminuído através da parametrização do modelo, facilitando a criação da malha de elementos finitos e diminuindo o número de nós e elementos necessários em alguns métodos de discretização. De forma geral, uma das metas foi obter um modelo tão padronizado quanto possível, mas que facilite os passos para a futura simulação considerando diferentes tipos de problemas. Detalhes como anisotropia de materiais não foram incluídos na presente versão do modelo.

A metodologia apresentada já foi utilizada para a criação de uma maxila dentada [22] e outros modelos para pesquisas em odontologia, entretanto diversos estudos exigem a utilização específica de uma mandíbula. Ademais, dentro do conhecimento dos autores, não existe um modelo de mandíbula dentada disponível para uso público.

Para diminuir o peso computacional foi criada também uma mandíbula desdentada. Com a vantagem de ter menos detalhes anatômicos, essa pode ser uma opção ideal para simulações de implantes dentários e ortopedia, por apresentar normalmente um número de nós e elementos bem inferior ao modelo dentado.

Os modelos podem ser segmentados e/ou modificados conforme o objetivo da pesquisa. Próteses, implantes dentários e outras estruturas podem ser adicionados utilizando os modelos fornecidos como base. Modelos constitutivos podem ser definidos em função da análise, bem como a definição de características de anisotropia do osso.

Modelos como os apresentados já foram utilizados em simulações lineares e não lineares com resultados satisfatórios, entretanto cautela é recomendada dependendo do tipo de não linearidade devido ao número de nós/elementos das malhas. As limitações na metodologia utilizada incluem: imprecisão quanto à geometria específica do paciente analisado devido a segmentação manual e imprecisão da tomografia, ausência de propriedades dos materiais e estruturas considerando mecânica do contínuo, como por exemplo, a falta de trabéculas no osso medular. A técnica se mostrou adequada para diminuir a dose de radiação necessária para reconstrução de pequenas estruturas anatômicas, viabilizando a utilização de tomografias computadorizadas de seres vivos com alto nível de detalhe e mínimo impacto na saúde do paciente. Também evita a necessidade de equipamento de alto custo e difícil acesso, como os microtomógrafos, facilitando o processo de pesquisa.

Agradecimentos

Os autores gostariam de agradecer à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pelo financiamento de parte do estudo.

Referências

- [1] S.H. Liao, R.F. Tong, J.X. Dong, Anisotropic finite element modeling for patient-specific mandible, *Comput. Methods Programs Biomed.* 88 (3) (2007) 197–209.
- [2] A.N. Natali, E.L. Carniel, P.G. Pavan, Modelling of mandible bone properties in the numerical analysis of oral implant biomechanics, *Comput. Methods Programs Biomed.* 100 (2) (2010) 158–165.
- [3] S. Seipel, I.V. Wagner, S. Koch, W. Schneider, Three-dimensional visualization of the mandible: A new method for presenting the periodontal status and diseases, *Comput. Methods Programs Biomed.* 46 (1) (1995) 51–57.
- [4] G.D. Greco, E.B. las Casas, T.P. Cornacchia, C.S. Magalhaes, A.N. Moreira, Standard of disocclusion in complete dentures supported by implants without free distal ends: analysis by the finite elements method, *J. Appl. Oral Sci.* 20 (1) (2012) 64–69.
- [5] G.D. Greco, W.C. Jansen, J. Landre Junior, P.I. Seraidarian, Biomechanical analysis of the stresses generated by different disocclusion patterns in an implant-supported mandibular complete denture, *J. Appl. Oral Sci.* 17 (5) (2009) 515–520.
- [6] E.B. las Casas, C.A. Cimini Jr., T.P.M. Cornacchia, P. Gouvêa, F. Carvalho Filho, A.C.B.V. Barbosa, et al., On the use of computational mechanics in the study of problems of clinical dentistry, in: S. Idelsohn, V. Sonzogni (Eds.), *Applications of Computational Mechanics in Structures and Fluids*, CIMNE, Barcelona, 2005, pp. 77–88.
- [7] C. Gonzales, H. Hotokezaka, Y. Arai, T. Ninomiya, J. Tominaga, I. Jang, et al., An in vivo 3D micro-CT evaluation of tooth movement after the application of different force magnitudes in rat molar, *Angle Orthod.* 79 (4) (2009) 703–714.
- [8] P. Magne, Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data, *Dent. Mater.* 23 (5) (2007) 539–548.
- [9] K. Tajima, K.K. Chen, N. Takahashi, N. Noda, Y. Nagamatsu, H. Kakigawa, Three-dimensional finite element modeling from CT images of tooth and its validation, *Dent. Mater. J.* 28 (2) (2009) 219–226.
- [10] U. Andreaus, M. Colloca, D. Iacoviello, Coupling image processing and stress analysis for damage identification in a human premolar tooth, *Comput. Methods. Programs Biomed.* (2010).
- [11] J.A. Bauhs, T.J. Vrieze, A.N. Primak, M.R. Bruesewitz, C.H. McCollough, CT dosimetry: Comparison of measurement techniques and devices, *Radiographics* 28 (1) (2008) 245–253.
- [12] I.A. Tsalafoutas, G.V. Koukourakis, Patient dose considerations in computed tomography examinations, *World J. Radio.* 2 (7) (2010) 262–268.
- [13] D.J. Brenner, E.J. Hall, Computed tomography—an increasing source of radiation exposure, *N. Engl. J. Med.* 357 (22) (2007) 2277–2284.
- [14] G. Gavidia, E. Soudah, M. Martín-Landrove, M. Cerrolaza, Generación de modelos discretos de tejidos del ser humano através de preprocesamiento y segmentación de imágenes médicas, *Rev. int. métodos numér. cálc. diseño ing.* 27 (3) (2010) 200–226.
- [15] U. Lekholm, F.L. Zarb, Patient selection and preparation. *Tissue integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry*, Quintessence, Chicago, 1985.
- [16] J. Lindhe, N.P.N. Lang, T. Karring, The anatomy of periodontal tissues. *Clinical periodontology and implant dentistry*, Wiley-Blackwell, 2008.
- [17] N.L. Corah, E.N. Gale, S.J. Illig, Assessment of a dental anxiety scale, *J. Am. Dent. Assoc.* 97 (5) (1978) 816–819.
- [18] H.L. Wang, L. Boyapati, PASS principles for predictable bone regeneration, *Implant. Dent.* 15 (1) (2006) 8–17.

- [19] C.B. Ward, The assessment and control of anxiety in dental practice. A review of the literature, *Meharri Dent.* 29 (1) (1969) 8–11.
- [20] L. Calvani, K. Michalakis, H. Hirayama, The influence of full-arch implant-retained fixed dental prostheses on upper lip support and lower facial esthetics: Preliminary clinical observations, *Eur. J. Esthet. Dent.* 2 (4) (2007) 420–428.
- [21] D. Bellini, M.B. dos Santos, V. de Paula Prisco Da Cunha, L. Marchini, Patients' expectations and satisfaction of complete denture therapy and correlation with locus of control, *J. Oral Rehabil.* 36 (9) (2009) 682–686.
- [22] M.A.A. Vasco, J.T.A. Souza, E.B.D. las Casas, A.L.R.D. Castro e Silva, M. Hecke, A method for constructing teeth and maxillary bone parametric model from clinical CT scans, *Rev. int. métodos numér. cálc. diseño ing.* (2014).