



ESTUDO DA PRECISÃO DIMENSIONAL DE MODELOS MÉDICOS CONSTRUÍDOS ATRAVÉS DE PROTOTIPAGEM RÁPIDA

Prof. Eng. Marco Antonio Oliveira COELHO E-mail: coelho@sc.usp.br
Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná
Av. Alberto Carazzai, 1640
CEP : 86300-000 – Cornélio Procópio – PR – BRASIL

Prof. Dr. Jonas de CARVALHO E-mail: prjonas@sc.usp.br
Laboratório CAD/CAE e Novos Materiais
Depto. Eng. Mecânica - USP - S.Carlos
Av. Trabalhador São-carlense, 400
CEP : 13566-590 - São Carlos – SP - BRASIL.

Resumo: A geração de modelos físicos para a área médica a partir de imagens tomográficas utilizando prototipagem rápida envolve várias etapas como: aquisição de dados, tratamento gráfico da imagem, e posterior tratamento dos dados visando sua construção. Cada uma delas envolve aproximações que levam à imperfeição do modelo físico obtido. Este trabalho apresenta um estudo detalhado de cada etapa envolvida no processo com relação às aproximações e imprecisões geradas no modelo, visando sua minimização a ponto de tornar confiável e segura a sua utilização na área médica. Um exemplo de aplicação é apresentado e os resultados discutidos.

Palavras-Chave: Engenharia Reversa, Modelos Médicos, Prototipagem Rápida.

1. INTRODUÇÃO

Inicialmente criada dentro da área de engenharia visando principalmente a redução do ciclo de desenvolvimento de novos produtos, a prototipagem rápida encontrou grande receptividade na área médica, por sua facilidade em reproduzir superfícies complexas e cavidades internas em relação aos modelos usinados. Arvier et al (1994) já informavam as aplicações clínicas de biomodelamento com o aparato de estereolitografia. Os modelos médicos gerados através desta nova tecnologia tem sido bem aproveitados tanto na Ortopedia como em Cirurgia Ortognática e Biomodelamento Maxilofacial, entre outras especialidades.

Erickson et al, (1999) relataram o uso destes modelos na comunicação entre os cirurgiões tanto com seus pacientes como com seus colegas de trabalho, no planejamento e implementação de procedimentos cirúrgicos, na melhoria da diagnose e na redução do tempo operatório e de anestesia, atenuando também o tempo de convalescência do paciente.

Apesar das notáveis vantagens a favor da prototipagem rápida, existe a preocupação com sua precisão geométrica e dimensional, e em se desenvolver técnicas para verificar seu grau de precisão, que assegurem uma maior confiabilidade de seus modelos. Basicamente os seguintes passos são necessários para a geração do modelo médico:

- Exame tomográfico da região de interesse, Fig. (1a);
- Segmentação da imagem e realce das áreas de interesse, Fig. (1b);
- Geração do modelo tridimensional a partir das camadas, Figs. (1c) e (1d);
- Conversão do modelo tridimensional para o formato STL, Fig. (1e);
- Geração das camadas (*slices*) a serem utilizadas na prototipagem rápida, Fig. (1f);

Cada uma destas etapas envolve aproximações que levam à imprecisões no modelo físico obtido. O objetivo deste trabalho é desenvolver uma metodologia que possibilite identificar os erros dimensionais e geométricos existentes nos protótipos produzidos pela técnica de prototipagem rápida visando sua minimização a ponto de tornar confiável e segura a sua utilização na área médica.

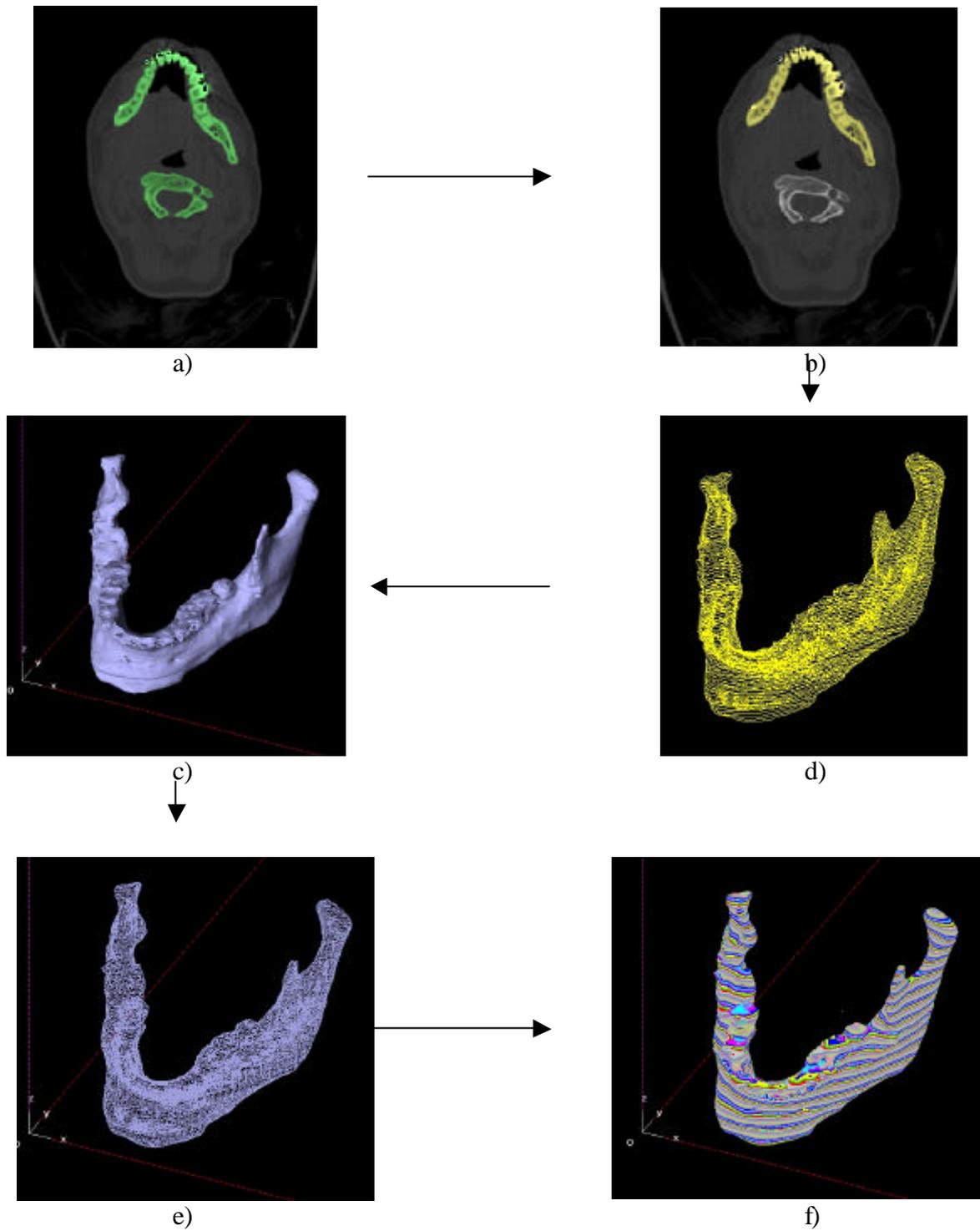


Figura 1. Etapas para geração de modelo médico a partir de Tomografia Computadorizada e Prototipagem Rápida

2. MATERIAIS E MÉTODOS:

A experiência inicial descrita a seguir, consistiu em comparar o modelo prototipado de uma mandíbula, produzida a partir dos dados da tomografia computadorizada, com a original. A utilização da mandíbula de um cadáver, Fig. (2), possibilita a comparação do original com o modelo através de medições dimensionais acuradas, o que não seria facilmente realizável em pacientes.



Figura 2. Mandíbula original.

A construção do modelo da Fig. (3) foi feita a partir da tomografia computadorizada da mandíbula original e sua prototipagem foi realizada em uma máquina de prototipagem rápida, cuja tecnologia é a conhecida por *Fused Deposition Modeling (FDM)*. A *FDM* cria modelos físicos a partir de um material termoplástico aquecido, extrudado através de um bico controlado por computador posicionado sobre uma mesa. A mesa é movimentada para receber o material até que uma fina camada (*slice*) seja formada. A próxima camada é construída em cima desta, e assim sucessivamente, até que o objeto esteja completamente formado. O sistema utiliza uma variedade de materiais, sendo o mais comum o plástico ABS, segundo Hubinger et al (1999).



Figura 3. Modelo prototipado.

O equipamento de Prototipagem Rápida utilizado foi o modelo *FDM 8000* da empresa americana Stratasys® com capacidade volumétrica de 457 x 457 x 609mm. As imagens tomográficas foram tratadas individualmente através do software OSIRIS® [5] e posteriormente convertidas para o formato IGES para entrada no sistema CAD ProEngineer®, onde foi gerado o

modelo sólido tridimensional a partir das curvas de cada seção (*slice*). Os dados gerados pelo sistema CAD foram então convertidos para o formato STL e interpretados pelo programa QuickSlice[®] também desenvolvido pela Stratasys[®], que é também responsável pela operação da máquina FDM.

Foram tomadas a seguir as medidas do comprimento do corpo mandibular; comprimento do ramo ascendente da mandíbula; distância intergoniaca e distância intercondilar para que se pudesse estabelecer uma base clínica de comparação entre as duas Mandíbulas.

Os resultados obtidos são apresentados na Tab. (1).

Tabela 1. Comparação entre as medidas do osso original e seu protótipo

Medida	original	protótipo	desvio
Comprimento do corpo mandibular	119,2	119,4	0,17%
Comprimento do ramo ascendente esquerdo da mandíbula	62,4mm.	63,2mm.	1,28%
Comprimento do ramo ascendente direito da mandíbula	66,3mm.	67,5mm.	1,81%
Distância intergoniaca	92,9mm.	92,6mm.	-0,32%
Distância intercondilar	111,9mm.	111,4mm.	-0,45%

Fazendo a comparação do modelo final com o elemento original, obtém-se o erro do processo total de modelamento médico por prototipagem rápida. Segundo Schneider et al (1999) estas técnicas envolvem três etapas principais: A obtenção dos dados do paciente através de uma varredura por tomografia computadorizada; a segmentação da imagem combinada com o processamento dos dados e a própria construção do modelo na máquina de prototipagem rápida. Cada uma destas etapas tem suas próprias fontes para erros e distorções geométricas, apresentados na Tab. (2).

Sabendo como isolar estes erros, modificações e correções podem ser sugeridas para que estes erros possam ser minimizados em casos específicos em que se exija uma precisão maior do que a obtida nos resultados acima.

Tabela 2: principais fontes de erros

Principais Fontes de Erros:		
Tomografia computadorizada:	Processamentos dos dados:	Construção do modelo:
Características intrínsecas de cada sistema de tomografia	Tratamento gráfico	Tecnologia e aparato de Prototipagem
Parâmetros de varredura (<i>scanning</i>)	Algoritmo de segmentação	Contração e deformação do modelo

No caso geral dos ossos humanos, existe ainda uma grande dificuldade em se obter medidas significativamente precisas devido à sua forma irregular. Visando minimizar estes tipos de problemas, é proposta a utilização de um modelo padrão de mandíbula para as aferições geométricas e dimensionais de equipamentos de Prototipagem Rápida que forneçam modelos físicos a serem utilizados na área ortognática. A finalidade é a obtenção de uma comparação mais precisa entre o elemento original e o modelo prototipado e ainda poder identificar melhor a participação efetiva com que cada fonte de erro contribui no erro final do processo.

O modelo padrão, Fig. (4), representa de maneira aproximada uma mandíbula, sendo constituído em sua maior parte por formas geométricas bem definidas, que será usado como elemento original na comparação. Este padrão apresenta as dimensões aproximadas do osso a ser estudado para minimizar os efeitos da contração e da distorção do material plástico durante a fase

de solidificação do modelo, sendo ao mesmo tempo suficientemente simplificado a fim de facilitar a sua medição.

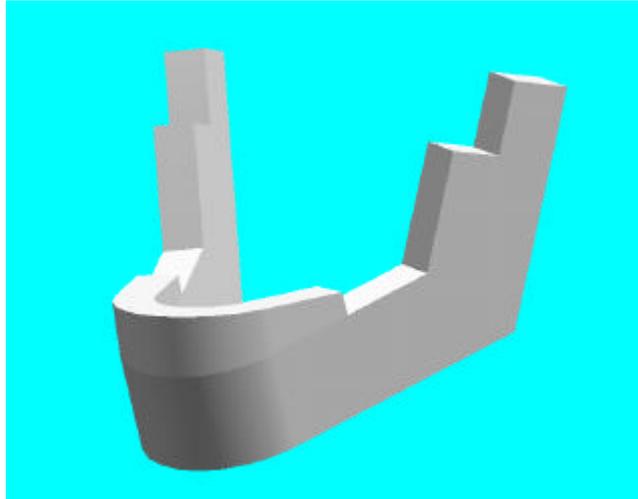


Figura 4. Mandíbula Padrão

Através dele é criada uma nova base de comparação e eliminados os erros oriundos da tomografia computadorizada. Os erros obtidos na comparação do padrão físico com os do padrão original do sistema CAD, são devidos às aproximações na geração do arquivo STL e aos erros do processo de prototipagem rápida, Fig (5). Comparando este último com o erro total do processo, é isolado o erro do tomógrafo.

A partir deste princípio pode-se determinar os erros das outras etapas variando os parâmetros que se quer avaliar e mantendo constantes os demais.

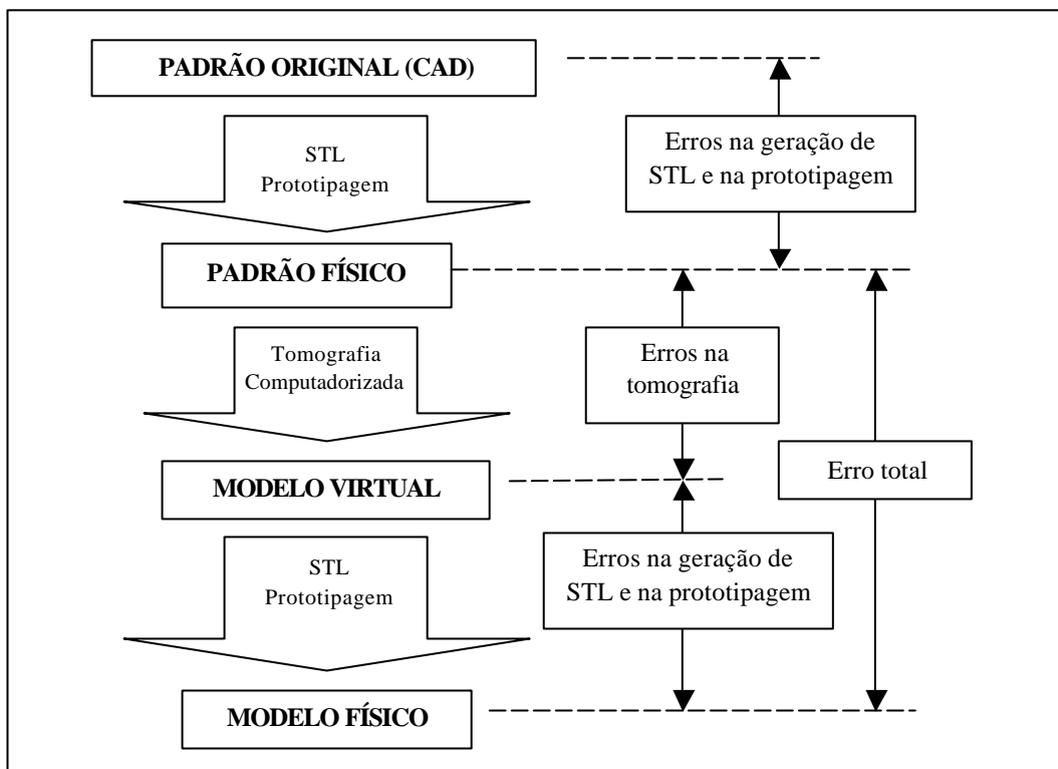


Figura 5. Diagrama de erros

3. CONCLUSÕES:

Pela comparação das medidas obtidas do osso original da mandíbula e de seu protótipo apresentadas na Tab. (1), vê-se que o erro geral não ultrapassou a 2%. Pode-se observar, pelas medidas dos ramos ascendentes, que houve uma expansão das dimensões lineares, enquanto o ângulo entre os dois lados da mandíbula sofreu uma contração, observada na medida das distâncias intergoniaca e intercondilar. Neste caso específico a contração angular da mandíbula agiu como efeito contrário à expansão linear, diminuindo, à exceção do comprimento dos ramos ascendentes que não sofrem influência da distorção angular, as demais dimensões, minimizando o desvio do comprimento do corpo mandibular, bem como das próprias distâncias intergoniaca e intercondilar. Pode-se observar ainda, que estes desvios apresentam dificuldade em serem visualizados e quantificados satisfatoriamente. Com a utilização da mandíbula padrão pode-se facilitar tanto a quantificação destes desvios como uma melhor identificação da participação dos erros relacionados com cada uma das fases do modelamento médico.

Através desta técnica, tem-se uma ferramenta eficaz não apenas para detectar o nível de precisão dos modelos médicos gerados por prototipagem rápida, bem como isolar as fontes de erros deste processo podendo então partir-se para a aferição e minimização das fontes geradoras de erros. Este procedimento pode ser estendido ao restante dos ossos do crânio ou do corpo, servindo como modelo para aqueles que fazem uso de modelos médicos.

Os modelos padrões também podem ser alterados devido à necessidade de estudo de cada caso ou aplicação.

Como última observação, ressalta-se que os erros obtidos estão bastante razoáveis para a grande maioria das aplicações, validando o uso das técnicas de prototipagem rápida na geração de modelos e padrões na área médica.

4. AGRADECIMENTOS

Ao engenheiro de aplicações Rodrigo Machado de Godoy, do Centro de Modernização Empresarial – CME da Fundação ParqTec - São Carlos, pela fabricação do protótipo físico.

5. REFERÊNCIAS

Arvier, J.F., Barker, T.M., Yau, Y.Y., et al: “Maxillofacial biomodelling”, *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 276, 1994.

Erickson, D.M., Chance, D., Schmitt, S., et al: “An opinion survey of reported benefits from the use of stereolithographic models”, *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 57:1040, 1999.

Hubinger, A. Z., Carvalho, J. and Lirani, J., 1999, “Rapid prototyping – concepts, techniques, applications and future trends”, XV Congresso Brasileiro de Engenharia Mecânica, Águas de Lindóia – SP, 1999.

Schneider, J., Decker, R., Kalender, W.A., “Geometric accuracy in medical modeling: Proposal for a new study within the PHIDIAS network”, *Phidias: rapid prototype in medicine*, 5, 1999.

Osiris Imaging Software. Hospital Universitário de Genebra, 1995-1996.

6. DIREITOS AUTORAIS

Os autores são os únicos responsáveis pelo conteúdo do material impresso incluído no seu trabalho.

RAPID PROTOTYPING MEDICAL MODELING DIMENSIONAL ACCURACY STUDY

Prof. Eng. Marco Antonio Oliveira COELHO

E-mail: coelho@sc.usp.br

Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná

Av. Alberto Carazzai, 1640

CEP : 86300-000 – Cornélio Procópio – PR – BRASIL

Prof. Dr. Jonas de CARVALHO

E-mail: prjonas@sc.usp.br

Laboratório CAD/CAE e Novos Materiais

Depto. Eng. Mecânica - USP - S.Carlos

Av. Trabalhador São-carlense, 400

CEP : 13566-590 - São Carlos – SP - BRASIL.

Abstract: *Rapid prototyping generation of physical models for clinical uses based on tomographic images involves some stages as: data acquisition, image graphical treatment, and posterior data treatment aiming at its manufacturing. Each one of them involves approaches that lead to the unaccuracies of the physical model. This work presents a detailed study of each stage involved along the process with relation to the errors generated in the model, aiming at its minimization so that the physical model becomes reliable and safe to be used in clinical applications. An application example is presented and the results are discussed.*

Keywords: *Reverse Engineering, Medical Modeling, Rapid Prototyping.*