

# Avaliação dos desvios geométricos na cadeia de obtenção de biomodelos

**Maria Regina Kunzler**, GRANTE/LEBm - Departamento de Engenharia Mecânica, UFSC,  
e-mail: [mariareginak@gmail.com](mailto:mariareginak@gmail.com)

**Gustavo Daniel Donatelli**, Centro de Metrologia e Instrumentação, Fundação CERTI,  
e-mail: [gd@certi.org.br](mailto:gd@certi.org.br)

**Jorge Vicente Lopes da Silva**, Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer - CTI,  
e-mail: [jorge.silva@cti.org.br](mailto:jorge.silva@cti.org.br)

**Marcelo Fernandes de Oliveira**, Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer - CTI,  
e-mail: [marcelo.oliveira@cti.org.br](mailto:marcelo.oliveira@cti.org.br)

**Israel Nacaxe**, Spatium Tecnologia 3D, Campinas,  
e-mail: [israel@spatium3d.com](mailto:israel@spatium3d.com)

## Introdução

Um biomodelo é o resultado de uma cadeia de transformações que se inicia com um arquivo de imagens médicas (arquivo DICOM), usualmente obtido por tomografia computadorizada. Após o processo de segmentação, realizado em aplicativos especializados, obtém-se uma representação virtual tridimensional da anatomia de interesse (arquivo STL). Esse arquivo é a base para construir o biomodelo por prototipagem rápida, usando alguma das tecnologias disponíveis.

Ao longo dessa cadeia de transformações atuam diversos fatores que ocasionam desvios geométricos, prejudicando o uso dos biomodelos em situações que requeiram uma representação de boa exatidão. Diversos pesquisadores analisaram a magnitude desses desvios geométricos [1-5]. Na maioria dos casos as imagens foram obtidas de ossos dissecados, comparando-se o osso com o biomodelo ou o arquivo STL com o biomodelo. Em geral as comparações foram feitas através de medidas lineares obtidas com paquímetro.

Os estudos relatados neste documento tiveram como objetivo avaliar os desvios geométricos que se produzem ao longo do processo de obtenção dos biomodelos, procurando remover algumas das limitações dos trabalhos anteriores. Foram separados os desvios gerados pela obtenção da imagem e a segmentação dos produzidos pela prototipagem, permitindo concluir sobre a combinação de processos que resulta na melhor relação custo-benefício.

## Materiais e Métodos

Para simular a aquisição de imagens tomográficas *in vivo*, foi usado um quadril de ovelha completo, com os tecidos moles. Após obter as imagens, o fêmur foi cuidadosamente dissecado para ser usado como referência de comparação para os protótipos.

Obtiveram-se dois conjuntos de imagens, um com espaçamento de 3 mm e outro com espaçamento de 1 mm. Os dois conjuntos de imagens foram submetidos ao processo de segmentação para extrair a imagem 3D do fêmur, usando o software livre *InVesalius - Beta 2.0* [6], desenvolvido pelo CTI. Para o primeiro conjunto usou-se uma faixa de *threshold* (225 a 3197) HU. Para o segundo

conjunto de imagens foram usadas duas faixas de *threshold*, (1446 a 5679) HU e (1496 a 5679) HU.

Utilizando a infraestrutura disponível no CTI foram fabricados biomodelos pelos processos SLS, FDM e 3DP. A tabela 1 mostra a relação dos mesmos:

**Tabela 1** – Lista dos biomodelos fabricados

Protótipo	Espaçamento	Threshold	Prototipagem
1446_5679_SLS	1 mm	1446 - 5679	SLS
1496_5679_SLS	1 mm	1496 - 5679	SLS
1496_5679_3DP	1 mm	1496 - 5679	3DP
1496_5679_FDM	1 mm	1496 - 5679	SLS
225_3197_3DP	3 mm	225_3197	3DP

As comparações geométricas foram realizadas entre biomodelo e osso (processo completo), STL e osso (segmentação), biomodelo e STL (prototipagem). As medições foram realizadas com um sistema óptico (digitalizador de superfícies) desenvolvido pela empresa Spatium Tecnologia 3D [7].

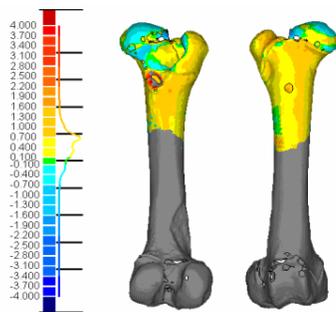
## Resultados

A tabela 2 informa resultados da comparação entre o biomodelo e o osso (tomado como referência).

**Tabela 2** – Resultados da comparação biomodelo x osso

Protótipo	Média (mm)	Desvio-padrão (mm)
1446_5679_SLS	0,832	0,589
1496_5679_SLS	0,616	0,553
1496_5679_3DP	1,051	0,583
1496_5679_FDM	0,741	0,556
225_3197_3DP	1,632	0,819

Na tabela 2 pode-se observar que os piores resultados correspondem ao protocolo obtido com espaçamento de 3mm. Observa-se que o *threshold* tem um efeito não desprezível sobre a média e o desvio padrão (1446\_5679\_SLS e 1496\_5679\_SLS), que o processo SLS apresenta o melhor desempenho com referência ao desvio médio e o 3DP o pior desempenho (1496\_5679\_SLS, \_3DP e \_FDM). A figura 1 mostra o mapa 3D dos desvios do biomodelo 1496\_5679\_SLS com referência ao osso dissecado.



**Figura 1** – Desvios biomodelo 1446\_5679\_SLS x osso.

A tabela 3 apresenta as estatísticas dos desvios vetoriais do arquivo STL com referência ao osso, para as duas faixas de *threshold* analisadas:

**Tabela 3** – Resultados da comparação STL x osso

<i>Threshold</i>	Média (mm)	Desvio-padrão (mm)
1446_5679	0,953	0,556
1496_5679	0,764	0,524

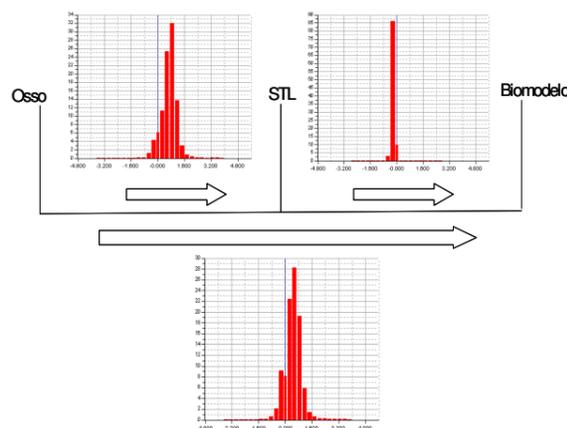
A tabela 4 mostra as estatísticas dos desvios vetoriais do biomodelo com referência ao arquivo STL (obtido por segmentação com faixa de *threshold* 1496-5679), para os três processos de prototipagem analisados:

**Tabela 4** – Resultados da comparação biomodelo x STL

<i>Biomodelo</i>	Média (mm)	Desvio-padrão (mm)
1496_5679_SLS	-0,214	0,170
1496_5679_3DP	0,416	0,344
1496_5679_FDM	0,043	0,079

A análise conjunta das tabelas 3 e 4 mostra que os desvios gerados na primeira parte da cadeia são em geral, maiores que os desvios causados pelo processo de prototipagem. Na tabela 3 observa-se que pequenas alterações na faixa de *threshold* produzem mudanças significativas de tamanho. Na tabela 4 percebe-se que o processo SLS produz uma redução de tamanho do biomodelo com referência à malha STL, compensando parcialmente a expansão devida ao *threshold*, enquanto que o processo 3DP produz um aumento geral de tamanho.

Os histogramas da figura 2 mostram, para o protótipo 1495\_5679\_SLS, a dispersão dos desvios vetoriais de todos os pontos medidos na superfície do objeto sob análise.



**Figura 2** – Histogramas do protótipo 1496\_5679\_SLS.

Pode-se observar que a distribuição dos desvios é aproximadamente normal e que a dispersão de valores está influenciada principalmente pelos processos da primeira parte da cadeia, os quais também são responsáveis por desvios extremos da ordem de 4 mm. A figura 1 mostra que esses desvios extremos estão localizados em regiões com alta curvatura, apontando para uma baixa capacidade de reproduzir estruturas detalhadas ou complexas.

### Conclusões

O presente estudo, embora tenha utilizado um único osso de fêmur ovino, permitiu mostrar a viabilidade do método aplicado na pesquisa e suas vantagens com referência a outras abordagens.

Com referência ao processo de obtenção da imagem DICOM, mostrou-se que o espaçamento deve ser mantido em valores baixos para conseguir uma representação adequada à fabricação de biomodelos. Mostrou-se também que a escolha do *threshold* durante a segmentação é decisiva para a obtenção de biomodelos geometricamente exatos. Também ficou evidenciado que o processo de prototipagem SLS, embora menos exato que o FDM, é o mais vantajoso desde o ponto da representação geométrica, porquanto compensa parte dos acréscimos de tamanho gerados durante a segmentação. O processo 3DP mostrou-se significativamente menos exato que o SLS e o FDM. Entretanto, dado o baixo custo dos biomodelos construídos com esse processo, ele pode ser usado com vantagens quando não houver a necessidade de representações muito exatas ou quando as estruturas finas não sejam de interesse.

### Referências

1. ARVIER, J. F. et al. Maxillofacial Biomodelling. British J of Oral & Maxillofacial Surgery. Vol. 32(5), pp. 276-283, 1994.
2. CHOI, J. et al. Analysis of Errors in Medical Rapid Prototyping Models. Int. J. of Oral Maxillofacial Surgery. Vol. 31(1), pp 23-32, 2002.
3. SILVA, D.N. Análise do Erro Dimensional dos Biomodelos de Sinterização Seletiva a Laser e de Impressão Tridimensional a Partir de Imagens de Tomografia Computadorizada, na Reprodução da Anatomia Craniomaxilar: Estudo "in vitro". Tese de doutorado. PUC Rio Grande do Sul, 2004.
4. NIZAM, A. et al., Dimensional Accuracy of the Skull Models Produced by Rapid Prototyping Technology Using Stereolithography Apparatus. Orofacial Sciences. Vol. 1, pp 60-66, 2006.
5. WINDER, J.; BIBB, R. Medical Rapid Prototyping Technologies: State of the Art and Current Limitations for Application in Oral and Maxillofacial Surgery. J of Oral Maxillofacial Surgery. Vol. 63(7), pp.1006-1015, 2005.
6. BARBARA, S. Ailton. Processamento de Imagens Médicas Tomográficas para Modelamento Virtual e Física – O Software InVesalius. Tese de doutorado, Universidade Estadual de Campinas, 2006.
7. www.spatium3D.com.br.

