

Próteses personalizadas e malhas geradas a partir de imagens médicas

Bolsista Thiago Franco de Moraes (CTI) tfmoraes@cti.gov.br

Paulo Henrique Junqueira Amorim (CTI), Jorge Vicente Lopes da Silva (CTI), Hélio Pedrini (Unicamp)

Resumo

Este documento apresenta as atividades desenvolvidas no primeiro ano de bolsa PCI e seus resultados. As envolvidas a implementação de novos métodos de geração de malhas; métodos para suavização de imagens médicas, que mantém detalhes finos; segmentação 3D.

Palavras-chave: próteses, moldes, espelhamento, geração de malhas, reparação de malhas, imagens médicas, manufatura aditiva.

1 Introdução

A criação de próteses personalizadas estão entre as principais atividades de pesquisa e apoio à pesquisa realizadas pelo projeto ProMED (projeto de pesquisa e apoio ao uso de tecnologias tridimensionais nas áreas da saúde) do CTI (Centro de Tecnologia da informação Renato Archer). Criação de próteses é uma tarefa que toma tempo e necessita de um especialista e de softwares proprietários, pouco disponíveis em hospitais e clínicas brasileiras. A criação de próteses personalizadas se inicia da segmentação de um conjunto de imagens médicas do paciente. A segmentação resulta em uma malha de triângulos, que depois é utilizada em softwares de CAD para a geração da própria prótese.

Malhas são importantes para a criação de modelos a serem impressos, que são usados com modelos físicos para ensino e planejamento cirúrgico. A malha também pode ser utilizada em softwares de CAD, para geração de moldes e cirurgia virtual. Atualmente, o software utiliza o algoritmo de Marching Cubes (LORENSEN; CLINE, 1987). Porém, as malhas resultantes desse algoritmo podem não ser bem comportadas, contendo buracos. Além disso, o algoritmo de Marching Cubes cria muitos triângulos e vértices para representar detalhes finos. Devido a esses problemas, é necessário a malha gerada passar por pós-processamentos (como fechamento de buracos e decimação). Algoritmos alternativos como Marching Tetrahedra (AKIO; KOIDE, 1991), Dual Contouring (JU et al., 2002) e Dual Marching Cubes (SCHAEFER; WARREN, 2004) se tornam interessantes por resolverem alguns desses problemas.

O resultado de uma segmentação é um volume binário, que indica os *voxels* selecionados. A malha gerada a partir de um volume binário apresenta artefatos do tipo *staircase*, que aparecem principalmente em regiões de grande curvatura e dão à malha um aspecto voxelizado. Tais artefatos não são naturais à anatomia do paciente. Desse modo, é preciso um pré processamento ou pós processamento após a criação da malha. Esses artefatos podem ser removidos por algoritmos de suavização, que são aplicados antes ou depois da criação da malha. Por se tratar de imagens médicas, é desejável que a suavização não remova detalhes finos presentes na anatomia segmentada. O estudo e implementação de métodos de suavização é outra atividade prevista nesse plano de trabalho.

O InVesalius (AMORIM et al., 2015) é um software para visualização de imagens médicas desenvolvido pelo Núcleo de Tecnologias Tridimensionais. Ele tem mais de 51.000 usuários espalhados por 161 países. É um software importante dentro da estrutura do ProMED, e é utilizado como base em quase todos os casos submetidos ao ProMED. Deste modo, a manutenção e inclusão de novas funcionalidades será uma das atividades a ser desempenhada no plano de trabalho proposto.

2 Metodologia

Tomografia computadorizada (CT, do inglês Computed Tomography) é um equipamento médico que utiliza raios-X para obtenção de imagens de regiões anatómicas de modo não invasivo. Os *voxels* (pixel tridimensional) de uma imagem de CT estão na unidade Hounsfield, que é uma unidade de radiopacidade. Essa medida de densidade pode indicar a qualidade óssea de uma região anatómica (CIARELLI et al., 1991). Falhas de implantes com interface com osso são altamente relacionados com a qualidade óssea (CIARELLI et al., 1991). Alta densidade em imagens de mamografia também estão relacionadas com o risco de desenvolver câncer de mama (BOYD et al., 2007). A medida de densidade em imagens de tomografia também é utilizada para detectar e classificar placas coronárias (LEBER et al., 2004).

Imagens médicas também são utilizadas para a geração de próteses customizadas, de acordo com a anatomia do paciente, utilizando as técnicas de impressão 3D (RENGIER et al., 2010). Para isso, um profissional segmenta a região de interesse (uma região com fratura por exemplo). A partir da segmentação, um modelo CAD (uma malha

de triângulos) é gerado. Utilizando ferramentas CAD, é criado um modelo virtual de prótese é criado. Essa prótese pode ser impressa, ou criado um molde, que pode ser utilizado para a criação do modelo físico.

Ray casting (LEVOY, 1990) é um dos principais métodos para a visualização tridimensional de imagens médicas. Nesse método, raios são lançados a partir do observador (os pixels da tela) em direção ao objeto de interesse (as imagens médicas). Durante o percurso, os valores de cor e opacidade dos *voxels* interceptados pelos raios são acumulados para gerar a imagem final. É possível utilizar esse característica de projeção desse método para realizar segmentação 3D. Por exemplo, desenhando um quadrado na tela, os *voxels* interceptados pelos raios lançados dos pixels internos ao quadrado podem ser removidos ou mantidos de uma segmentação. Ademais, *ray casting* também pode ser utilizado para a visualização tridimensional de uma segmentação.

Outro método para visualização tridimensional de imagens médicas é extrair uma representação geométrica da região de interesse. Uma das principais representações geométricas é a malha de triângulos. Malha de triângulos é uma representação superficial. Uma malha de triângulos é formada por vértices e triângulos (que conectam os vértices). Os vértices indicam a forma e a posição da superfície. Além dos vértices e triângulos, um vetor normal indica os lado externo e o interno de cada triângulo.

Marching Cubes (LORENSEN; CLINE, 1987) é um dos principais métodos para extrair uma malha de triângulos de uma imagem tridimensional. A entrada desse método são a imagem tridimensional e o iso-valor. Valores maiores ou iguais ao iso-valor são localizados dentro da superfície. Valores menores estão fora. Neste método, um *grid* 3D formado por cubos é sobreposto à imagem 3D de modo que os vértices dos cubos casem com os *voxels*. Para cada cubo, checa-se quais de suas arestas foram interceptadas pela superfície. Uma aresta é interceptada pela superfície quanto um dos vértices é maior que o iso-valor e a outra é menor. Para encontrar o ponto da aresta interceptada pela superfície, uma interpolação linear é utilizada. Esse ponto de intersecção será um vértice na malha de triângulos. Depois de encontrar todas as intersecções dentro de um cubo, triângulos são criados para conectar esse vértices seguindo uma tabela de 256 configurações de triângulos.

Outro importante método para extrair uma malha de triângulos é o Marching Tetrahedra (AKIO; KOIDE, 1991). É uma variação do Marching Cubes que utiliza um *grid* 3D formado por tetraedros. Os tetraedros são criados dividindo os cubos do Marching Cubes em 6 tetraedros. Esse método também utiliza uma tabela de configurações de triângulos, que no caso são 8 configurações possíveis por tetraedro.

Métodos como Dual Contouring (JU et al., 2002) e Dual Marching Cubes (SCHAEFER; WARREN, 2004) são denominados duais por usarem uma topologia diferente quando comparado ao Marching Cubes, que é considerado um método primal. Nos métodos duais, cada aresta interceptada pela superfície gera um triângulo. Já em um método primal, uma aresta interceptada gera um vértice. Ambos métodos duais citados utilizam uma Octree (REDDY; RUBIN, 1978) como *grid*. Essa Octree é refinada em regiões com detalhes finos. Desse modo, a malha de triângulos extraída por esses métodos tende a ser menos densa, com menos vértices e triângulos.

Em geral, algoritmos de segmentação geram como resultado volumes binários, em que 1 indica um *voxel* como parte de um objeto segmentado e 0 como não fazendo parte. Malhas de triângulos extraídas de volumes binários podem apresentar ruídos do tipo *staircase*, em que a malha fica com aspecto voxelizada. Esses ruídos não são naturais à anatomia de um paciente. Para atenuar esse problema, é possível suavizar o volume antes de extrair a superfície usando o filtro gaussiano, por exemplo. Entretanto, o filtro gaussiano pode levar a perda de detalhes finos na superfície gerada.

O método desenvolvido por Whitaker (WHITAKER, 2000) suaviza iterativamente as bordas do objeto em direção ao seu gradiente para gerar a superfície de menor área. O método *Context Aware Smoothing* (MOENCH et al., 2011) suaviza a superfície gerada. Para mitigar a perda de detalhes finos, esse método trabalha com pesos que controlam o nível de suavização. Num primeiro momento, esse método localiza as regiões com ruído *staircase* procurando por regiões cuja formadas por ângulos aproximadamente retos. Pesos maiores são atribuídos à essas regiões. Desse modo, regiões com a presença desses ruídos são mais suavizadas que as outras, reduzindo perdas. Então, é aplicado um método de suavização em malhas de triângulos, como o método de Taubin (TAUBIN, 1995), levando em conta os pesos anteriormente calculados.

3 Resultados

Foram desenvolvidas ferramentas como experimentos para a geração de malhas, segmentação 3D e suavização de malhas. Essas ferramentas foram desenvolvidas em Python (ROSSUM, 2019) e Cython (BEHNEL, 2019) em conjunto com as bibliotecas Numpy (OLIPHANT, 2007) e VTK (SCHROEDER et al., 2004). Essa seção apresenta os resultados obtidos nesses experimentos com capturas de telas das ferramentas desenvolvidas.

A figura 1 demonstra a diferença das malhas geradas a partir de um volume em formato esférico utilizando os métodos de *Marching Cubes* e *Dual Contouring*. A malha gerada pelo Marching Cubes tem 4.728 vértices e 9.452 polígonos. Enquanto que a malha gerada pelo Dual Contouring tem 3.242 vértices e 3.240 polígonos. Essa dife-

rença é perceptível visualmente quando comparadas as figuras 1a e 1b. Essa diferença se deve ao Dual Contouring utilizar apenas 1 vértice por célula, enquanto que o Marching Cubes pode utilizar um número maior. E também por o Dual Contouring utilizar *quads* (polígonos de quatro lados) ao invés de triângulos. Por gerar menos vértices e polígonos, o método de Dual Contouring gera malhas menores e que necessitam de menor poder computacional. Ademais, comparando a malha gerada pelo Marching Cubes (figura 1a) com a malha gerada pelo método Dual Contouring (figura 1b) é possível perceber que a malha gerada pelo Dual Contouring está mais regular e limpa. O que facilita qualquer edição posterior em algum software de CAD.

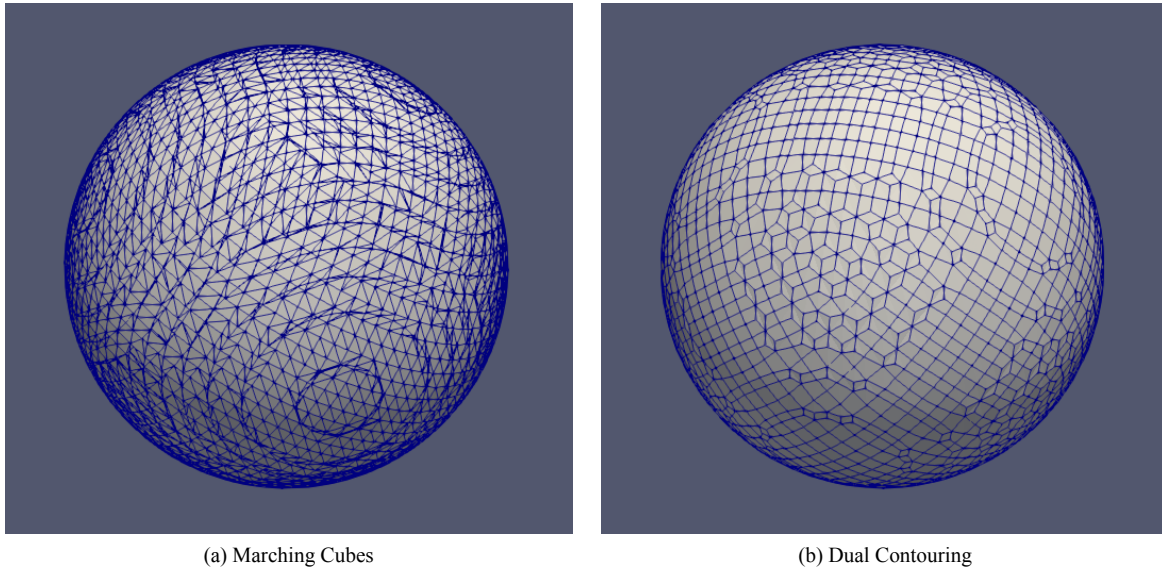


Figura 1: Esferas geradas utilizando Marching Cubes e Dual Contouring.

A figura 2 demonstra a aplicação da ferramenta de corte 3D, que utiliza *ray casting* para determinar os *voxels* a serem removidos. A figura 2a demonstra a visualização de uma imagem de crânio. A região a ser cortada será a maxila, a figura 2b mostra o delineamento dessa região. O delineamento é feito desenhando um polígono em cima da área a ser removida. Por fim, a figura 2c com o resultado do corte. Essa ferramenta pode agilizar a segmentação manual por o delineamento não ser feito por fatias, como é com a segmentação 2D, e também facilita a localização das regiões a serem segmentadas.

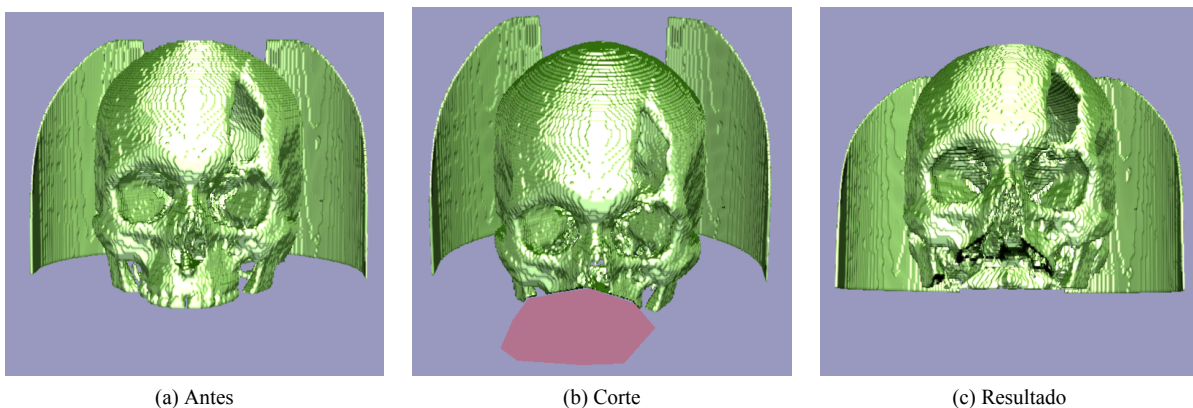


Figura 2: Corte 3D utilizando projeção por raycasting.

A figura 3 demonstra a aplicação dos métodos de suavização Context Aware Smoothing (figura 3c) e Whitaker (figura 3d). A malha Context Aware Smoothing foi gerada a partir da suavização da malha binária, que foi criada de uma segmentação binária (figura 3b). A malha Whitaker foi criada suavizando essa imagem binária. A malha normal (figura 3a) foi criada a partir de uma imagem em níveis de cinza, sem suavização. A ideia é suavizar a malha binária, e obter uma malha mais próxima a normal. Comparando as malhas geradas pelos métodos Context Aware Smoothing e Whitaker é possível perceber que a malha Whitaker é mais suave, porém perdeu alguns detalhes, com na região dos dentes frontais. O que pode ser um impeditivo para o uso desse método nas áreas da saúde. Também foi realizada uma comparação entre os dois métodos usando a distância Hausdorff (CIGNONI; ROCCHINI; SCOPIGNO, 1998). A distância foi calculada entre a malha normal e as malhas suavizadas. Quanto

menor a distância, maior a semelhança entre duas malhas. O método Context Aware Smoothing gerou uma malha com distância média de 0.0878. O método de Whitaker gerou uma malha com distância média de 0.7215. O que indica que o método Context Aware Smoothing gerou uma malha mais fiel ao original que o método de Whitaker.

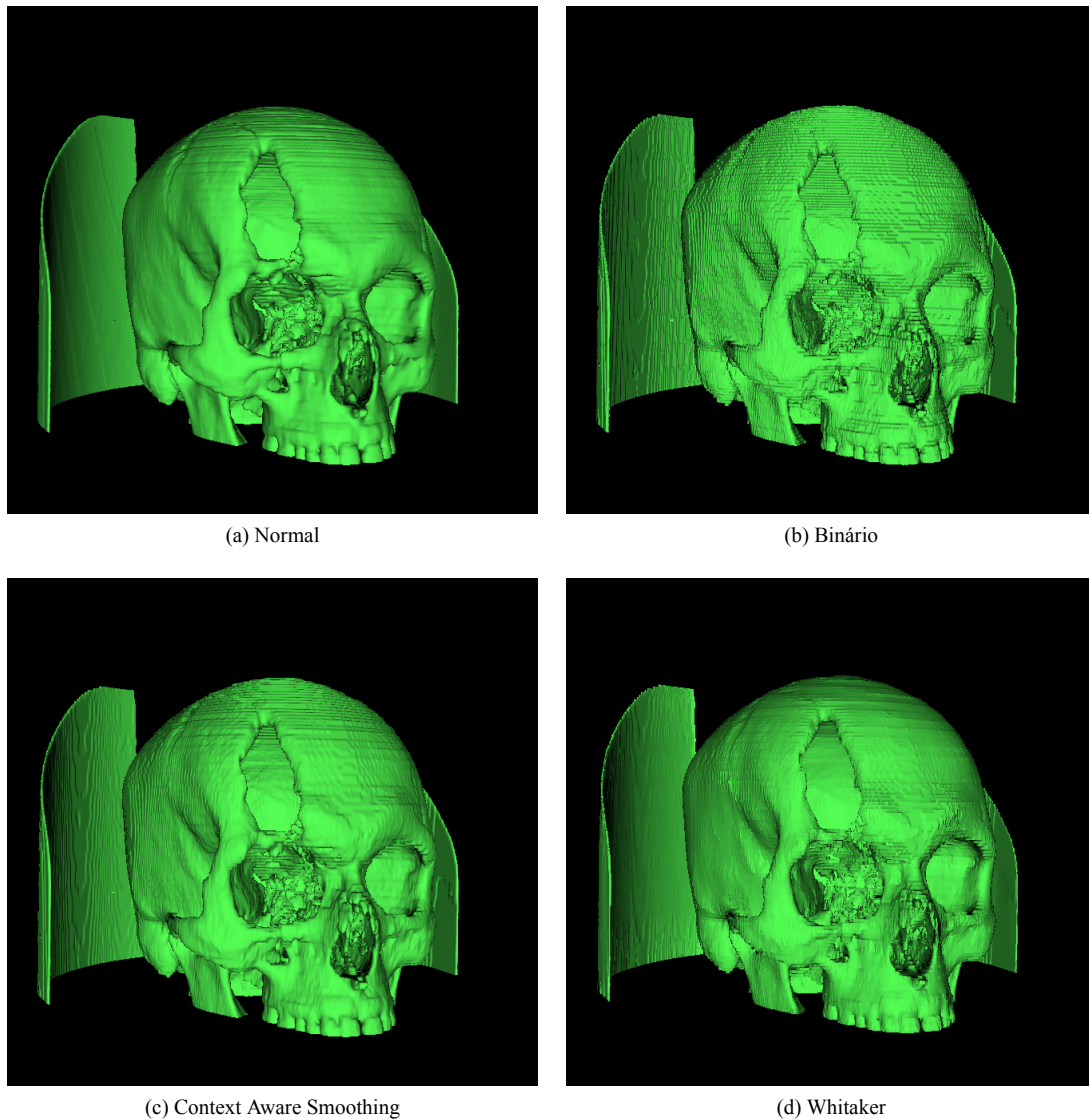


Figura 3: Diferença entre os métodos de suavização.

4 Conclusões

Este artigo apresentou as principais atividades desenvolvidas no primeiro ano de bolsa PCI, uma fundamentação teórica para e os resultados obtidos. Os resultados obtidos foram promissores. Podendo, assim, os softwares e módulos desenvolvidos serem adaptados e adicionados ao InVesalius. O que poderá levar a melhorias nas atividades desenvolvidas pelo projeto ProMED e usuários externos ao CTI. Por fim, esses módulos novos serão importantes para o desenvolvimento das atividades do próximo ano de bolsa.

Referências

AKIO, D.; KOIDE, A. An Efficient Method of Triangulating Equi-Valued Surfaces by Using Tetrahedral Cells. *IEICE Transactions on Information and Systems*, The Institute of Electronics, Information and Communication Engineers, v. 74, n. 1, p. 214–224, 1991.

AMORIM, P.; MORAES, T.; SILVA, J.; PEDRINI, H. InVesalius: An Interactive Rendering Framework for Health Care Support. In: BEBIS, G.; BOYLE, R.; PARVIN, B.; KORACIN, D.; PAVLIDIS, I.; FERIS, R.;

- MCGRAW, T.; ELENDET, M.; KOPPER, R.; RAGAN, E.; YE, Z.; WEBER, G. (Ed.). *Lecture Notes in Computer Science*. [S.l.]: Springer International Publishing, 2015. v. 9474, p. 45–54.
- BEHNEL, S. *Cython C-Extensions for Python*. 2019. [Http://www.cython.org/](http://www.cython.org/). Accessed 22-September-2019. Disponível em: <<https://cython.org/>>.
- BOYD, N. F.; GUO, H.; MARTIN, L. J.; SUN, L.; STONE, J.; FISHELL, E.; JONG, R. A.; HISLOP, G.; CHIARELLI, A.; MINKIN, S. et al. Mammographic density and the risk and detection of breast cancer. *New England Journal of Medicine*, Mass Medical Soc, v. 356, n. 3, p. 227–236, 2007.
- CIARELLI, M.; GOLDSTEIN, S.; KUHN, J.; CODY, D.; BROWN, M. Evaluation of orthogonal mechanical properties and density of human trabecular bone from the major metaphyseal regions with materials testing and computed tomography. *Journal of Orthopaedic Research*, Wiley Online Library, v. 9, n. 5, p. 674–682, 1991.
- CIGNONI, P.; ROCCHINI, C.; SCOPIGNO, R. Metro: measuring error on simplified surfaces. In: WILEY ONLINE LIBRARY. *Computer Graphics Forum*. [S.l.], 1998. v. 17, n. 2, p. 167–174.
- JU, T.; LOSASSO, F.; SCHAEFER, S.; WARREN, J. Dual contouring of hermite data. In: ACM. *ACM transactions on graphics (TOG)*. [S.l.], 2002. v. 21, n. 3, p. 339–346.
- LEBER, A. W.; KNEZ, A.; BECKER, A.; BECKER, C.; ZIEGLER, F. von; NIKOLAOU, K.; RIST, C.; REISER, M.; WHITE, C.; STEINBECK, G. et al. Accuracy of multidetector spiral computed tomography in identifying and differentiating the composition of coronary atherosclerotic plaques: a comparative study with intracoronary ultrasound. *Journal of the American College of Cardiology*, Elsevier, v. 43, n. 7, p. 1241–1247, 2004.
- LEVOY, M. Efficient ray tracing of volume data. *ACM Transactions on Graphics (TOG)*, ACM, v. 9, n. 3, p. 245–261, 1990.
- LORENSEN, W. E.; CLINE, H. E. Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm. *Computer Graphics*, v. 21, n. 4, p. 163–169, jul. 1987.
- MOENCH, T.; GASTEIGER, R.; JANIGA, G.; THEISEL, H.; PREIM, B. Context-Aware Mesh Smoothing for Biomedical Applications. *Computers & Graphics*, Elsevier, v. 35, n. 4, p. 755–767, 2011.
- OLIPHANT, T. E. Python for Scientific Computing. *Computing in Science & Engineering*, v. 9, n. 3, p. 10–20, 2007.
- REDDY, D. R.; RUBIN, S. *Representation of Three-Dimensional Objects*. [S.l.], abr. 1978. 78–113 p.
- RENGIER, F.; MEHNDIRATTA, A.; TENGG-KOBLIGK, H. V.; ZECHMANN, C. M.; UNTERHINNINGHOFFEN, R.; KAUCZOR, H.-U.; GIESEL, F. L. 3d printing based on imaging data: review of medical applications. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, Springer, v. 5, n. 4, p. 335–341, 2010.
- ROSSUM, G. V. *Python Programming Language - Official Website*. 2019. [Http://www.python.org/](http://www.python.org/). Accessed 22-September-2019. Disponível em: <<http://www.python.org/>>.
- SCHAEFER, S.; WARREN, J. Dual marching cubes: Primal contouring of dual grids. In: IEEE. *Computer Graphics and Applications, 2004. PG 2004. Proceedings. 12th Pacific Conference on*. [S.l.], 2004. p. 70–76.
- SCHROEDER, W.; MARTIN, K.; MARTIN, K. W.; LORENSEN, B. *The Visualization Toolkit*. [S.l.]: Prentice Hall PTR, 2004.
- TAUBIN, G. A Signal Processing Approach to Fair Surface Design. In: *Proceedings of the 22nd Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques*. New York, NY, USA: [s.n.], 1995. p. 351–358. ISBN 0-89791-701-4.
- WHITAKER, R. T. Reducing Aliasing Artifacts in Iso-Surfaces of Binary Volumes. In: IEEE. *IEEE Symposium on Volume Visualization*. [S.l.], 2000. p. 23–32.