

Artigo Original

Recebido em 04/11/2002 e aceito em 02/07/2003

**Integrando reconstrução
3D de imagens tomográficas
e prototipagem rápida para a
fabricação de modelos médicos**

*Integrating 3D reconstruction
of tomographic images and rapid
prototyping for fabrication of
medical models*

Mauren Abreu de Souza , M. Sc.

Laboratório de Processamento Digital de Imagens
Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná
(CEFET-PR). Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial (CPGEI)
Av. Sete de setembro 3165
80230-901 Curitiba-PR
e-mail: mauren@cpgei.cefetpr.br

Tania Mezzadri Centeno, Ph. D.

Laboratório de Processamento Digital de Imagens
Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná
(CEFET-PR). Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial (CPGEI)
Av. Sete de setembro 3165
80230-901 Curitiba-PR
e-mail: mezzadri@cpgei.cefetpr.br

Hélio Pedrini , Ph. D.

Departamento de Informática
Universidade Federal do Paraná (UFPR)
Centro Politécnico - Jardim das Américas
81531-990 Curitiba-PR
e-mail: helio@inf.ufpr.br

Resumo

Este trabalho descreve um sistema que integra reconstrução tridimensional a partir de um conjunto de imagens tomográficas bidimensionais, técnicas de processamento de imagens e prototipagem rápida (RP), possibilitando a criação de modelos médicos através de dados tomográficos. Tais modelos podem ser manufaturados por meio de processos de RP e podem ser úteis em muitas aplicações médicas, tais como fabricação de próteses, diagnósticos, planejamento de tratamento ou em procedimentos cirúrgicos. Em imageamento médico, a Tomografia Computadorizada (CT) e a Ressonância Magnética (MRI) são duas técnicas comuns para capturar informação da anatomia dos pacientes. A Prototipagem Rápida é uma técnica relativamente recente para produzir objetos com formas complexas diretamente de dados digitais tridimensionais. Estes modelos sólidos são construídos pela adição de camadas de material, camada por camada. Diversos processos de manufatura são atualmente disponíveis, tais como Modelagem por Deposição de Material Fundido (FDM), Estereolitografia (SLA) e Sinterização Seletiva a Laser (SLS). Um método de triangulação é usado para a reconstrução de imagens tridimensionais a partir de um conjunto de seções transversais. O sistema apresentado neste trabalho atua como interface entre as imagens tomográficas e a máquina de prototipagem.

Palavras-chave: Imagens Tomográficas, Modelos Médicos, Prototipagem Rápida, Reconstrução Tridimensional.

Abstract

Three-dimensional reconstruction from a set of bidimensional tomographic images, techniques of image processing, and rapid prototyping techniques (RP) are integrated in this work, providing the construction of medical models from scan data. These models can be applied to several useful medical applications, such as prosthesis fabrication, diagnosis, treatment planning, or surgical planning. In medical imaging, for instance, Computed Tomography (CT) and Magnetic Resonance Imaging (MRI) are two common techniques for capturing detailed anatomical information of patients. Rapid Prototyping is a relatively new technique to rapidly produce 3D objects of complex shapes directly from 3D computer data. These solid models are constructed by the addition of layers of materials, one layer at a time, with each successive layer formed in place and adhered to the stack of previously formed layers. Several manufacturing processes are available today, some of the most commonly used are Fused Deposition Modeling (FDM), Stereolithography (SLA), and Selective Laser Sintering (SLS). A heuristic method of triangulation is proposed to generate three-dimensional images from a set of cross-sectional slices. The system presented in this paper works as an interface between the tomographic images and the prototyping machine.

Keywords: Medical Models, Rapid Prototyping, Three-dimensional Reconstruction, Tomographic Images.

Extended Abstract

Introduction

The use of Rapid Prototyping (RP) technology has significantly improved the design and manufacture of complex models in a wide range of applications. The integration of medical imaging systems with RP systems allow the generation of accurate medical models, providing valuable aid in areas such as surgical planning, implant design, prosthesis fabrication, diagnostic and treatment planning.

In medical imaging, for instance, Computed Tomography (CT) and Magnetic Resonance Imaging (MRI) are two common techniques for capturing detailed anatomical information of patients. Rapid Prototyping is a relatively new technique to rapidly produce 3D objects of complex shapes directly from 3D computer data. These solid models are constructed by the addition of layers of materials, one layer at a time, with each successive layer formed in place and adhered to the stack of previously formed layers. Several manufacturing processes are commercially available today, some of the most commonly used are Fused Deposition Modeling (FDM), Stereolithography (SLA), and Selective Laser Sintering (SLS).

A method for reconstructing three-dimensional objects from a set of 2D cross-sectional tomographic images is proposed in this work. It allows a more efficient design of medical models using cost-effective manufacturing techniques.

Materials and Methods

Initially, a pre-processing step is applied to each parallel slice in order to extract the contours describing the object boundaries. A binarization process is used to reduce a gray-scale image to a binary image. Then, an algorithm of edge detection is applied to each slice, producing the set of points representing each contour. To reduce the amount of information to be processed, the skeleton of each contour is generated by means of a thinning algorithm. After this step, the contours are represented by 1-pixel-wide lines, which are stored using a chain coding scheme.

Surface representations are obtained by connecting

the object boundaries through triangular elements. The triangulation process generates a collection of triangular patches between consecutive pairs of contours, forming a precise approximation to the original object surface. The triangulation algorithm is able to handle cases where there may be several contours in each slice, known as multiple branching problem. It is proposed a technique to the mapping of contours in a slice to the other contours in the adjacent slice.

The reconstruction process consists basically of obtaining a three-dimensional representation of the object under investigation, allowing not only its visualization, but also a more detailed comprehension of its structure through the analysis of the geometric parameters of the object.

Once the surface has been constructed, the resulting data are converted into a file in STL format, which is processed by a prototyping machine to generate the physical models. Each triangular face is identified by the three points defining the triangle and by its normal vector.

Results

Several samples of images have been used to demonstrate the performance of the method. These examples include occurrences of single and multiple branching. From the inspection of the results, it is possible to note that the algorithms have correctly handled such situations.

Conclusion

The use of rapid prototyping associated with automatic three-dimensional reconstruction methods can improve several areas related to medical applications, such as 3D visualization of a specific anatomy, surgical planning, implant design and prosthesis fabrication. Physical models derived from CT or MRI data can offer physicians a direct, intuitive understanding of complex anatomical details which cannot be obtained from imaging on the screen.

The developed software provides a robust interface between the medical imaging system and the rapid prototyping machine, allowing the generation of real objects from virtual models in order to use them in surgical procedures that need bone grafts.

Introdução

Em muitos ramos da ciência aplicada, há um grande interesse em se reconstruir imagens tridimensionais a partir de suas seções transversais, tais como imagens médicas, modelagem geológica e sistemas de fabricação industrial. Essas seções transversais são obtidas interceptando-se o objeto através de planos paralelos. No caso de imagens médicas, pode-se citar a Tomografia Computadorizada (CT) e a Ressonância Magnética (MRI) que são duas técnicas comuns para capturar informações de detalhes anatômicos dos pacientes, as quais são armazenadas como imagens bidimensionais. Os dados obtidos por esses sistemas de imagens médicas são, em geral, um conjunto de fatias paralelas uniformemente espaçadas, representando seções transversais do objeto sob investigação (Pedrini, 1994).

A Prototipagem Rápida (RP) é uma técnica relativamente nova para produzir modelos sólidos 3D de formas complexas diretamente de dados computacionais 3D. Esses modelos sólidos são construídos pela deposição de camadas sucessivas de materiais, de forma a empilhar-se com as camadas formadas anteriormente (Lighman, 1998). Hoje, vários processos de manufatura são viáveis comercialmente. Alguns dos mais comumente usados são Deposição de Material Fundido (*Fused Deposition Modeling - FDM*), Estereolitografia (*Stereolithography - SLA*) e Sinterização Seletiva a Laser (*Selective Laser Sintering - SLS*) (Cimject, 2000).

As similaridades entre as imagens obtidas através das seções transversais de CT e MRI bem como entre os dados bidimensionais utilizados em prototipagem rápida, estimulam a integração destas duas tecnologias. De fato, o uso dos sistemas de prototipagem rápida pode promover muitas vantagens para aplicações médicas, permitindo o planejamento cirúrgico, a visualização de alguma peça anatômica específica e a fabricação de próteses médicas.

Para integrar-se aos sistemas de prototipagem rápida, os dados das seções transversais de CT ou MRI devem ser processados de modo a aproximar as superfícies do objeto analisado. O processo de reconstrução consiste, basicamente, em se obter um modelo tridimensional dos objetos de interesse, possibilitando não apenas sua visualização, mas também uma melhor compreensão de sua estrutura através da extração e análise de parâmetros geométricos dos objetos.

A máquina de prototipagem rápida não pode processar diretamente as imagens adquiridas pelo tomógrafo devido a duas razões principais: o formato de imagem fornecido pelo tomógrafo não é inter-

pretado pela máquina de prototipagem e a espessura das imagens tomográficas é da ordem de 1 a 5 mm, enquanto que as fatias de imagens utilizadas nos processos de prototipagem rápida são em torno de 0,25 mm. Por essas razões, as imagens tomográficas devem ser reconstruídas tridimensionalmente e convertidas para o formato de arquivo STL (*StereoLithography*), que é um dos formatos de imagem utilizados pelos processos de prototipagem rápida.

O propósito deste trabalho é apresentar um método integrado que permite a fabricação de modelos médicos através de uma seqüência de imagens tomográficas, utilizando técnicas de manufatura relativamente baratas, como a prototipagem rápida.

A partir das imagens adquiridas por um tomógrafo, o sistema proposto aplica técnicas de processamento de imagens nas seções transversais bidimensionais, reconstrói a superfície dos objetos por meio de um conjunto de faces triangulares e gera o arquivo STL a ser utilizado pela máquina de prototipagem para confeccionar os modelos médicos. Um diagrama do sistema é ilustrado na Figura 1.

Materiais e Métodos

Este trabalho propõe uma metodologia para a construção de modelos médicos a partir das seções transversais de imagens tomográficas para uso em processos de prototipagem rápida, a qual é baseada em técnicas heurísticas de triangulação e permite a reconstrução 3D automática das seções transversais obtidas por

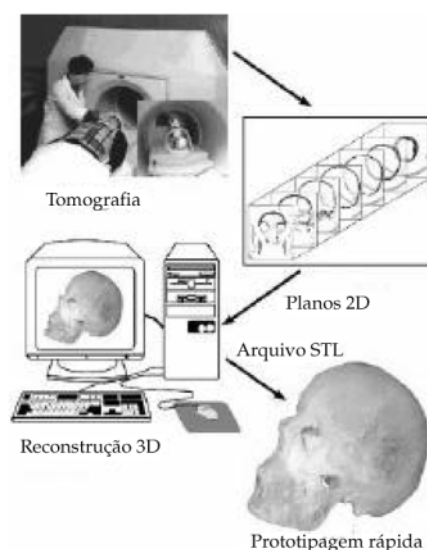


Figura 1. Diagrama do sistema proposto. **Figure 1.** Overview of the proposed system.

meio de dados de tomografia computadorizada. Essa metodologia foi implementada e aplicada tanto em objetos sintéticos quanto em objetos reais complexos.

Existem inúmeros métodos de reconstrução e visualização de objetos 3D a partir de suas seções transversais. Os principais métodos podem ser classificados em duas categorias, os métodos *baseados em volume* e *baseados em superfície*.

Nos métodos baseados em volume o foco principal não é a identificação dos contornos dos objetos. Neste caso, um objeto é representado por um conjunto finito de *voxels*, onde cada *voxel* é um elemento de volume retangular obtido quando o espaço é dividido em três conjuntos de planos paralelos, cada conjunto sendo ortogonal aos outros dois. Além da matriz de *voxels* 3D, outra estrutura que orienta os métodos baseados em volume são as *octrees* (Floater e Westgaard, 1996; Srivastava e Ahuja, 1990). A grande desvantagem dos métodos volumétricos de reconstrução é a quantidade de dados a serem armazenadas, por isso requerem alto esforço computacional.

Uma variedade de métodos baseados em volume são disponíveis, os mais comuns são: *ray-tracing*, métodos de integração e *splatting* (Grevera *et al.*, 2000; Grevera *et al.*, 2001; Levoy, 1990; Udupa e Odhner, 1993).

Por outro lado, os métodos baseados em superfície extraem de cada seção transversal um conjunto de contornos que descrevem os limites do objeto tomografado. Esses limites correspondem à interseção entre as seções transversais e a superfície do objeto e são representados por um número finito de curvas fechadas, denominadas de *contornos*.

A superfície externa é então aproximada unindo-se cada conjunto de contornos entre fatias adjacentes através de uma coleção de elementos de superfície. Estes elementos de superfície podem ser curvos ou planares. Uma variedade de polígonos pode ser utilizada para representar a superfície entre cada par de fatias consecutivas, o mais simples é o triângulo.

Os métodos baseados em superfície podem ser divididos em duas classes: *ótimos* e *heurísticos*. Os métodos ótimos fornecem a melhor triangulação segundo um determinado critério e procuram determinar a melhor dentre todas as coleções de faces triangulares, baseando-se em critérios globais, tais como maximização do volume (Keppel, 1975) ou minimização da área superficial (Fuchs *et al.*, 1977). Apesar de produzir bons resultados, são métodos computacionalmente custosos.

Os métodos heurísticos, por outro lado, baseiam-se em critérios locais para a geração da malha triangular, e permitem aproximações adequadas em rela-

ção ao caso ótimo, sendo computacionalmente mais baratos. Eles possuem grande aplicação quando a velocidade de computação é um elemento mais importante do que a obtenção de resultados ótimos (Barequet *et al.*, 2000; Boissonnat, 1988; Christiansen e Sederberg, 1978; Cook *et al.*, 1980; Cook, 1981; Cook *et al.*, 1983; Ekoule *et al.*, 1991; Ganapathy e Dennehy, 1982; Shantz, 1981; Zyda *et al.*, 1987).

A escolha da reconstrução 3D a partir das técnicas de triangulação deveu-se ao fato de que o arquivo STL utilizado na visualização do modelo virtual reconstruído, é o mesmo arquivo interpretado pela máquina de prototipagem rápida, facilitando a conversão dos modelos virtuais em modelos reais.

O sistema de reconstrução foi desenvolvido utilizando-se um Pentium IV (2 GHz, 523 MBytes de memória RAM), em linguagem de programação C++, utilizando o ambiente Borland / Builder 3.1 em plataforma Windows.

O processo adotado é composto pelas seguintes etapas:

- Pré-processamento das imagens bidimensionais.
- Reconstrução da superfície entre os contornos.
- Geração do arquivo STL e visualização das imagens geradas.
- Fabricação dos modelos de próteses, através da máquina de Prototipagem Rápida.

Pré-Processamento

A etapa de pré-processamento tem a finalidade de preparar uma seqüência de imagens tomográficas adquiridas para que possam ser submetidas ao processo de reconstrução de superfície.

Quando um órgão (ou outro objeto de interesse) é seccionado, os contornos externos das estruturas de interesse aparecem como curvas simples ou polígonos fechados. Cada contorno pode ser especificado por uma seqüência finita de pontos selecionados do limite (borda) do objeto. Cada um desses contornos é aproximado por segmentos de reta unidos às coordenadas dos pontos selecionados que fazem parte do respectivo contorno.

No entanto, para obter esses contornos de forma correta é necessário que se faça um tratamento sobre eles, utilizando técnicas de processamento de imagens. Por essa razão, o propósito do pré-processamento é extrair de cada contorno (em cada fatia), um conjunto de pontos representando seus limites, de modo que a triangulação possa ser feita usando esses pontos da amostragem de cada contorno, entre duas fatias consecutivas.

Inicialmente, as imagens tomográficas que estavam no formato DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) foram convertidas para o formato BMP (Bitmap). Para isso utilizou-se o programa *dicom2* (Barré, 2001). Desse modo, foi feita a quantização das imagens tomográficas de 12 bits para as imagens BMP com 256 níveis de cinza (8 bits).

Em seguida, as regiões de interesse do objeto a ser reconstruído devem ser identificadas no conjunto de imagens fornecidas pelo tomógrafo. Isto é feito por meio de um método de segmentação de imagens. Além disso, as seções transversais são fornecidas em formato matricial, desta forma, estas precisam ser convertidas para o formato poligonal através de um processo de vetorização. A seguir são destacados os passos realizados durante o pré-processamento:

Segmentação: neste estágio, identificam-se as estruturas de interesse para a reconstrução 3D, através da segmentação de imagens, ou seja, extrai-se a imagem do osso (objeto de interesse) de outros tecidos (pele, gordura ou músculo). Tal segmentação é primeiramente realizada através da redução do número de cores (ou dos níveis de cinza) da imagem original. Na maioria dos casos, uma opção de recorte das imagens também é conveniente para selecionar o objeto de interesse do restante da imagem, de modo a excluir artefatos, ou outras estruturas que não sejam interessantes durante a reconstrução 3D. Quando existem outras estruturas comprometendo a definição dos contornos, elas são retiradas manualmente. Nesse caso, a interação com o usuário é conveniente, pois esta etapa é semi-automática. Em seguida, para finalizar a segmentação, aumenta-se o contraste, brilho e intensidade das imagens em 100%. Verifica-se qual o resultado do aumento do contraste para uma imagem da seqüência e depois aplica-se automaticamente o mesmo contraste para todas as imagens.

Limiarização: Nesta etapa, as imagens são limiarizadas de modo a transformá-las em imagens binárias. O fundo da imagem é representado como branco e os objetos representados como preto. Após a realização de alguns testes, observou-se que o método que ofereceu o melhor resultado visual para imagens tomográficas foi o de *Otsu* (Parker, 1997).

Deteção de bordas: um algoritmo de deteção de bordas é aplicado a cada fatia transversal, definindo cada contorno. Depois de alguns testes com diversos algoritmos de deteção de bordas, verifi-

cou-se que o algoritmo de *Kirsch* (Parker, 1997) foi o mais satisfatório para os propósitos desse trabalho.

Afinamento de bordas: para reduzir as informações que serão processadas, o esqueleto de cada contorno é gerado através do algoritmo de afinamento de bordas de *Stentiford* (Parker, 1997), de modo a reduzir o número total de pontos amostrados. Obtém-se cada contorno com a largura de um pixel para facilitar a especificação dos pontos que definem cada contorno.

Rotulação de contornos: neste estágio, identifica-se as regiões da imagem, ou seja, a cada objeto é atribuído um rótulo (*label*) que o identifica. Esse procedimento é útil para definir o número de contornos existentes em cada fatia e para determinar o tipo de ligação entre os contornos (possíveis casos de ramificação).

Seleção de pontos: O último passo na fase de pré-processamento é a seleção dos pontos que realmente são relevantes em cada contorno para a interpolação entre pares de fatias. Um conjunto maior de pontos é selecionado em regiões de grande curvatura, buscando-se preservar as características representativas de cada contorno. Nesse estágio, aplicou-se uma versão personalizada do algoritmo de *Chain Code* (algoritmo da cadeia) (Gonzalez e Woods, 1993). Este método encontra somente os pontos onde há mudança de orientação, visto que só os pontos que possuem orientação diferente é que são relevantes para a triangulação. Pontos situados em uma mesma linha reta não são considerados como dominantes, portanto, podem ser excluídos.

Como exemplo da aplicação da etapa de pré-processamento em imagens tomográficas, pode-se observar as Figuras 2, 3, 4, 5 e 6, que correspondem às imagens da escápula. A Figura 2 ilustra duas imagens tomográficas em formato BMP. Na Figura 3, observa-se as imagens após o recorte para selecionar o objeto de interesse. A Figura 4 ilustra as mesmas imagens após a segmentação e a Figura 5 após a limiarização. A Figura 6 ilustra as imagens após a deteção e afinamento das bordas.

Reconstrução da Superfície entre os Contornos

Nesta seção, apresenta-se uma descrição do método de reconstrução utilizado. Uma vez que os contornos de todas as seções transversais tenham sido extraídos, a reconstrução da superfície entre eles pode ser realizada.

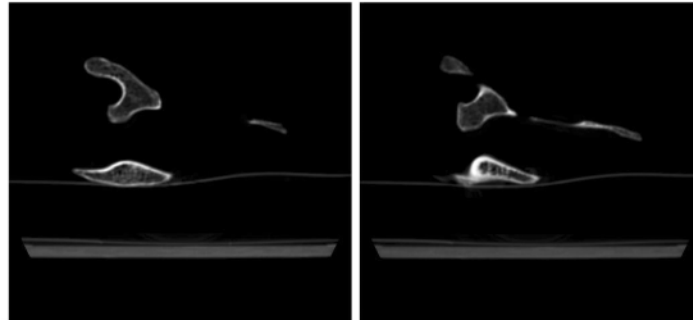


Figura 2. Imagens tomográficas da escápula. **Figure 2.** Tomographic images of scapula.

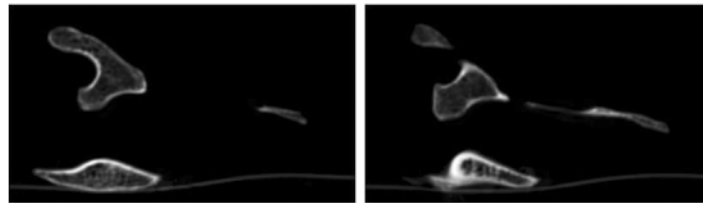


Figura 3. Imagens após o recorte. **Figure 3.** Images after clipping.

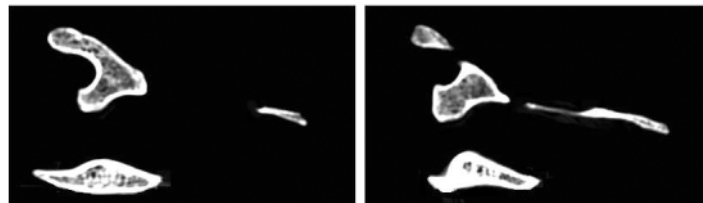


Figura 4. Imagens após a segmentação. **Figure 4.** Images after segmentation.



Figura 5. Imagens após a limiarização. **Figure 5.** Images after thresholding.

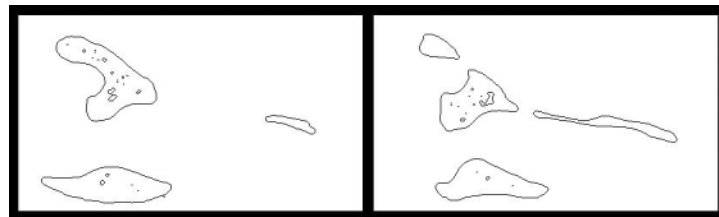


Figura 6. Imagens após a detecção e afinamento de bordas. **Figure 6.** Images after edge detection and skeletonization.

Objetos complexos podem ser convexos ou côncavos e podem ter múltiplos contornos em cada fatia (seção transversal). O algoritmo deve identificar quais contornos de uma fatia devem ser ligados a quais contornos de outra fatia, para a formação das superfícies resultantes. Deste modo, precedendo a triangula-

ção, o processo de reconstrução deve realizar o chamado *mapeamento dos contornos* para identificar qual tipo de conexão será realizada.

Para isso, avalia-se qual é o grau de sobreposição entre cada par de contornos, em diferentes fatias, ou seja, analisa-se um determinado contorno numa fatia

em relação a outro contorno na fatia seguinte. Este caso composto de vários contornos em uma única fatia é chamado de ramificações (*multiple-branching*: caso 1:n, que se caracteriza pela ligação de um contorno em uma fatia com vários contornos em outra fatia e caso n:m, que considera a ligação de múltiplos contornos em ambas as seções transversais). A solução é decompor este problema em um conjunto de casos possuindo um único ramo (*single-branching*: caso 1:1, que é o caso mais simples, onde ocorre a ligação de apenas um contorno em cada seção transversal) (Souza, 2002).

Uma matriz bidimensional é usada para avaliar o valor da percentagem do grau de sobreposição entre dois contornos. O valor está normalizado entre 0 e 1 e é comparado com um limiar previamente especificado. Se o grau de sobreposição for maior que esse limiar, então ocorre a ligação entre os dois contornos adjacentes analisados (Ekoule *et al.*, 1991). Ou seja, este valor vai indicar qual contorno de uma fatia vai se conectar com outro contorno de outra fatia. O valor 0 indica que não há sobreposição entre os contornos. Quando um alto grau de percentagem ocorre entre um par de contornos, o valor 1 é obtido. Na metodologia adotada, a percentagem do grau de sobreposição entre os retângulos que englobam os contornos corresponde a um valor de 50% (ou 0,5). Um exemplo ilustrando a estimativa de sobreposição e os mapeamentos dos contornos é mostrado na Figura 7.

Após o mapeamento dos contornos, é realizada a reconstrução do objeto através da aproximação das superfícies entre os contornos adjacentes. O método utiliza um algoritmo heurístico baseado na técnica de triangulação, cuja superfície do objeto é formada por uma coleção de faces triangulares para cada par de contornos consecutivos.

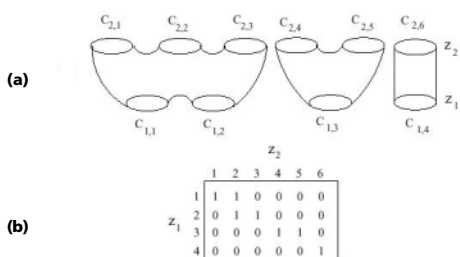


Figura 7. Exemplo de ligação entre contornos: (a) contornos situados em duas fatias adjacentes. (b) matriz de sobreposição (ou mapeamento). **Figure 7.** Example of mapping between contours: (a) contours located in two adjacent slices. (b) matrix of overlapping (or mapping).

Esse algoritmo de triangulação heurístico foi escolhido devido ao fato de que a busca de uma solução ótima exigiria maior tempo de resposta e maior quantidade de memória. Além disso, sua heurística foi de fácil implementação e não impõe a atribuição dos pontos iniciais nos contornos inferior e superior, por onde o processo de triangulação deve necessariamente iniciar a geração das faces triangulares (Souza *et al.*, 2002). Essa possibilidade consiste em uma vantagem, pois fornece uma flexibilidade na escolha dos pontos.

O método proposto utiliza uma combinação do algoritmo de Ekoule *et al.* (1991) e de Christiansen e Sederberg (1978), os quais são baseados no critério da aresta de comprimento mínimo. Um exemplo de triangulação entre dois contornos adjacentes é ilustrado na Figura 8.

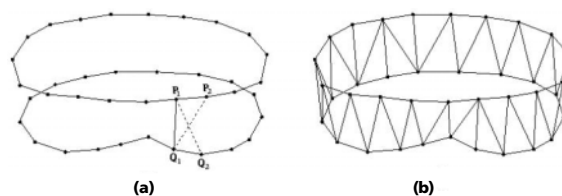


Figura 8. (a) Geração das faces triangulares; (b) triangulação de dois contornos adjacentes. **Figure 8.** (a) Generation of the triangular faces; (b) triangulation between two adjacent contours.

Geração do Arquivo STL

Uma vez que as imagens das seções transversais de CT foram reconstruídas tridimensionalmente e aproximadas por um conjunto de faces triangulares, há a necessidade de converter a imagem tridimensional gerada para um formato que seja compreensível pelo sistema de prototipagem rápida (RP).

Vários formatos de imagem (arquivos) interpretados pelos processos de RP podem ser citados: STL (*STereoLitography*), SLC (*Slice*), IGES (*Initial Graphics Exchange Specification*), STEP (*Standard for The Exchange of Product*), CLI (*Common Layer Interface*) e RPI (Cimject, 2000; Jacob, 1999). O formato STL é aceito como padrão e é o mais utilizado como interface entre os processos de RP. Por ser um formato aberto e simples, o STL ganhou a preferência dos sistemas de RP (Cimject, 2000).

Desde que uma das finalidade deste trabalho é a construção de modelos médicos, é necessária a geração de um arquivo no formato STL (*STereoLitography*), o qual é utilizado na máquina de prototipagem. A reconstrução da superfície entre os contornos das imagens de CT fornece uma lista (arquivo) com todos

os triângulos gerados. O arquivo STL (o qual é composto por essas listas de triângulos) é gerado diretamente através da reconstrução 3D, e é utilizado como interface para a máquina de prototipagem, responsável pela construção dos modelos físicos.

No formato STL, a superfície é subdividida em vários mosaicos formando uma série de pequenos triângulos (faces) (Burns, 1993; Kumar e Dutta, 1997). O arquivo STL consiste de uma lista com os dados das faces triangulares, no qual cada face é unicamente identificada por uma normal unitária (um vetor perpendicular ao triângulo cujo comprimento é uma unidade arbitrária) e por três pontos representando os vértices do triângulo. Tanto a normal como cada vértice são especificados por três coordenadas (x, y, z), portanto, tem-se 12 valores para cada face.

As faces definem a superfície de um objeto tridimensional. Cada face faz parte do limite entre o interior e o exterior do objeto. A orientação das faces é especificada de duas formas que devem ser consistentes: 1) a direção da normal de cada triângulo é para fora (como ilustra a Figura 9), tal que a orientação das faces no modelo proposto estejam todas voltadas para o lado de fora da peça, ou seja, o lado que não possui material na peça; 2) os vértices são listados na direção anti-horária (quando o objeto é visualizado a partir do lado de fora); neste caso aplica-se a regra da mão direita (Figura 9) (Burns, 1993).

Solid name

Facet normal N_i, N_j, N_k

Outer loop

vertex $V_{1x'}, V_{1y'}, V_{1z}$

vertex $V_{2x'}, V_{2y'}, V_{2z}$

vertex $V_{3x'}, V_{3y'}, V_{3z}$

endloop

endfacet

endsolidname

Para a visualização das imagens 3D geradas são utilizadas funções do *software Magics* (Magics, 1998). O *Magics* importa diretamente os arquivos STL, de modo que as imagens 3D reconstruídas possam ser visualizadas.

Fabricação dos Modelos de Próteses através da Máquina de Prototipagem Rápida

A manufatura em prototipagem rápida refere-se aos processos que constroem partes (camada por camada) de forma aditiva. A prototipagem rápida é muito utilizada em processos de manufatura na indústria automotiva,

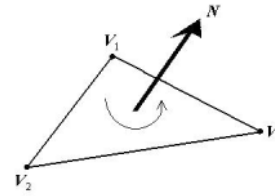


Figura 9. A orientação da face é determinada pela direção do vetor normal (para fora) e pela ordem em que os vértices são listados, neste caso no sentido anti-horário. **Figure 9.** The orientation of the face is determined by the direction of the normal vector and by the order in which the vertices are listed, in this case in the counter-clockwise direction.

aeroespacial, telecomunicações e máquinas industriais. No entanto, outras possibilidades de aplicação estão emergindo, entre as quais o uso do processo de prototipagem rápida aplicada à área médica.

No processo de prototipagem rápida, os objetos são construídos em camadas, iniciando pela camada mais baixa e assim sucessivamente, construindo o objeto através de pilhas de camadas. Esses sistemas são bastante precisos, de modo que as camadas podem ter espessuras de 0,1 mm.

Com base no modelo geométrico 3D da peça, que é dividido em seções planas (fatias) por programas especiais, os sistemas de prototipagem rápida constroem protótipos pela adição sucessiva de finas camadas de materiais específicos, tais como plásticos, cerâmicas, aços e papéis, entre outros (Ferreira e Lafratta, 1998). Dessa forma, o protótipo é construído formando-se cada camada no processo de fabricação. Estes dados, em camadas, apresentam forte semelhança com os dados obtidos a partir de sistemas de tomografia computadorizada.

De maneira genérica, a prototipagem rápida possibilita a obtenção de modelos tridimensionais através de um modelo CAD (*Computer Aided Design*) modelado em 3D, ou através de imagens que foram obtidas através de scanners (CT e MRI) que, em seguida, são reconstruídas (Cimject, 2000). Isto proporciona a criação de modelos reais a partir de modelos virtuais.

Neste trabalho, os processos podem ser resumidos da seguinte maneira:

- O processo inicia-se pela geração do arquivo STL obtido a partir da reconstrução das superfícies triangulares entre os contornos.
- O arquivo STL é então interpretado pelo *software* que acompanha a máquina de RP, e é feita a geração das camadas e preenchimento de cada camada.

- O arquivo é transferido para a máquina e inicia-se a geração do protótipo.

O Laboratório de Prototipagem Rápida utilizado compõe-se de uma máquina FDM 2000, integrada com um microcomputador. A máquina FDM 2000, fabricada pela empresa *Stratasys Inc.*, utiliza o polímero ABS (*acrylonitrile-butadiene-styrene*) no estado pastoso. Pode-se produzir camadas de 0,17 e 0,25 mm, conforme a qualidade desejada no acabamento da peça. Existe também a possibilidade da utilização do ABS esterelizável.

Resultados

A metodologia aplicada neste trabalho é avaliada através da análise das imagens e das próteses geradas. Para esse propósito, vários exemplos sintéticos e reais foram submetidos à reconstrução tridimensional.

Alguns exemplos de imagens obtidas através da aplicação desta metodologia são ilustrados na Figura 10. Através da inspeção desses resultados, é possível notar que o algoritmo tem reconstruído os objetos sob consideração, com precisão adequada aos objetivos planejados.

A Tabela 1 indica o tempo de pré-processamento (tempo necessário para o tratamento das imagens, através da aplicação das técnicas de processamento de imagens, tais como limiarização, detecção e afinamento das bordas), o tempo de reconstrução 3D (tempo gasto para a reconstruir os objetos e para gerar o arquivo STL), o número de seções transversais (fatias) envolvidas e o número de triângulos gerados para cada objeto reconstruído. Através da análise da Tabela 1, pode-se observar que tanto o tempo de pré-processamento quanto o tempo de reconstrução 3D variam de acordo com o tamanho de cada imagem e do número de fatias (seções transversais) utilizadas para reconstruir o objeto. Quando o objeto possui muitas ramificações (múltiplos e diferentes contornos em cada fatia), o tempo de execução pode apresentar um comportamento diferente, como é o caso da mandíbula, em que o número de fatias é apenas 73, no entanto o tempo gasto na reconstrução 3D é de 10 s, devido ao tamanho de cada imagem (seção transversal).

Finalmente, o último passo após a geração do arquivo STL, é a construção dos modelos médicos através da máquina de prototipagem rápida.

A Figura 11 ilustra a mandíbula original que foi tomografada. Algumas das seções transversais utilizadas para reconstruir a mandíbula são mostradas na Figura 12. Esta figura também mostra uma reta na porção anterior da mandíbula, que corresponde a uma

régua utilizada para sustentar a mandíbula durante o processo de captura das imagens pelo tomógrafo.

Modelos Médicos

Imagens dos modelos das próteses gerados a partir do método de reconstrução são apresentadas a fim de comprovar os resultados. Os modelos foram gerados através de uma máquina de Prototipagem Rápida FDM, a partir da qual se obteve as seguintes próteses: Escápula, Falange e Mandíbula, que podem ser observadas na Figura 13.

Discussão e Conclusão

Este trabalho apresenta um método de reconstrução tridimensional da superfície de objetos a partir de uma sequência de seções transversais de CT aplicada à Prototipagem Rápida (RP), sendo o objetivo principal a criação de modelos médicos a partir de dados tomográficos.

Os modelos médicos gerados pelas técnicas de prototipagem rápida simplificam a comunicação entre médicos e pacientes, pois os modelos são úteis em várias aplicações médicas, como por exemplo diagnósticos, planejamento de tratamentos, auxiliar em procedimentos cirúrgicos complexos, visualização 3D de alguma área anatômica específica, fabricação de próteses e de implantes, modelos para guiar cirurgias, tratamento de tumores, planejamento de radio-terapias e outras aplicações (Lighman, 1998; Grenda, 2000). Os modelos físicos derivados dos dados de CT e MRI podem oferecer aos médicos uma compreensão direta e intuitiva de anatomias complexas, detalhes que não poderiam ser obtidos somente através da imagem na tela do computador.

Na oncologia, realiza-se a confecção de enxertos a serem usados em cirurgias de extração de partes ósseas atingidas pelo câncer. A área de ortopedia pode ser consideravelmente beneficiada com a construção de próteses ou moldes para próteses com características geométricas iguais à parte atingida ou para reconstrução maxilo-facial e mandibular (Grenda, 2000).

Sugestões de melhoria do método de reconstrução incluem o desenvolvimento de uma ferramenta automática para segmentação de imagens e a reconstrução de estruturas que apresentem aberturas ou cavidades interiores. Neste último caso, o algoritmo deve identificar os contornos externos e internos.

Uma aplicação prática na área de cirurgia odontológica utilizando o método desenvolvido, foi a construção de uma prótese de parte da maxila de um paciente. Neste caso, o modelo médico foi desenvolvido

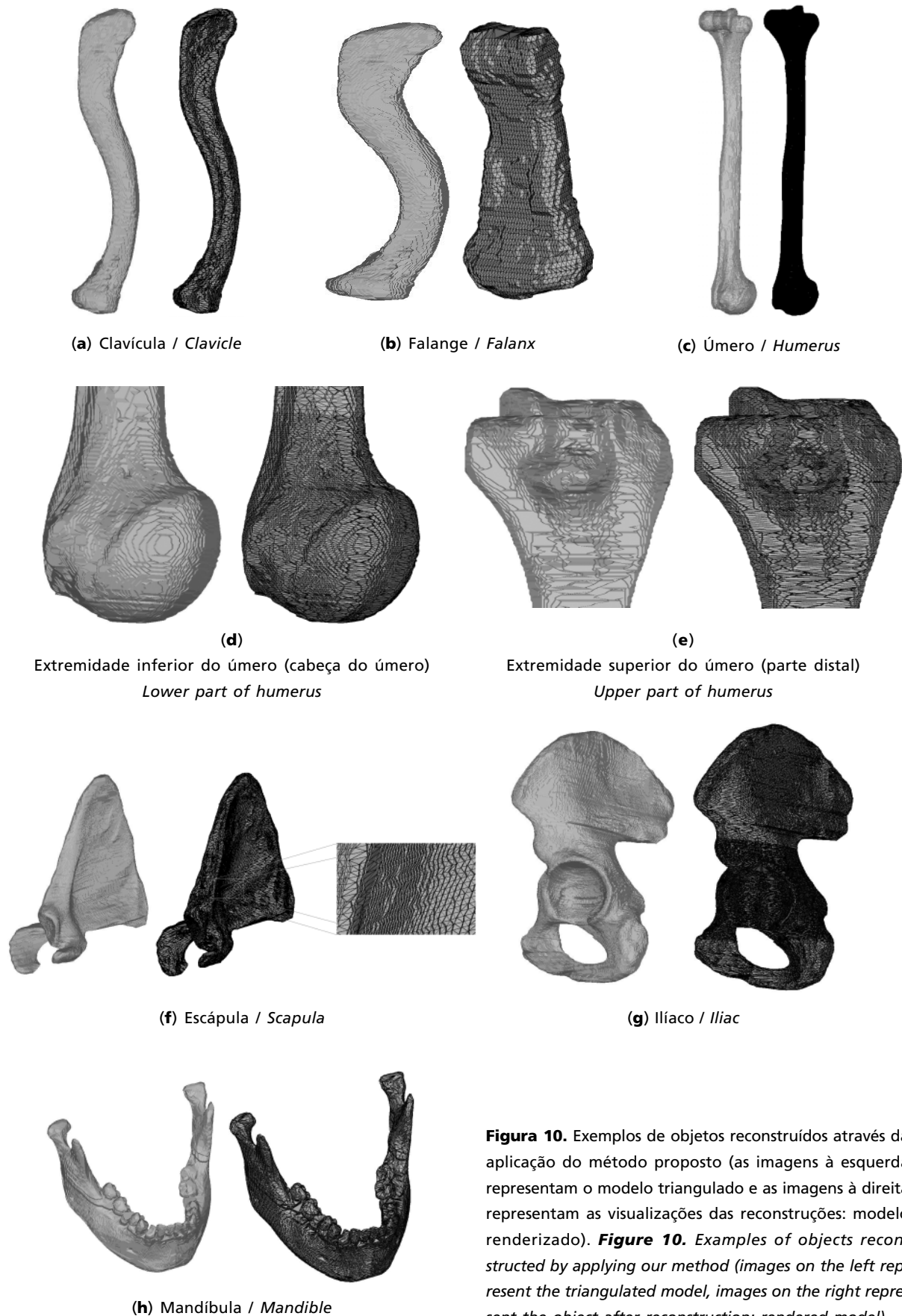


Figura 10. Exemplos de objetos reconstruídos através da aplicação do método proposto (as imagens à esquerda representam o modelo triangulado e as imagens à direita representam as visualizações das reconstruções: modelo renderizado). **Figure 10.** Examples of objects reconstructed by applying our method (images on the left represent the triangulated model, images on the right represent the object after reconstruction: rendered model).

Tabela 1. Resultados obtidos na reconstrução tridimensional **Table 1.** Three-dimensional reconstruction results

	Clavícula	Falange	Úmero	Escápula	Iliaco	Mandíbula
Tempo de Pré-Processamento	5 min	20 s	4 min 22 s	5 min 31 s	9 min 22 s	2 min 46 s
Tempo de Reconstrução 3D	2 s	2 s	15 s	10 s	13 s	10 s
Nº de Fatias	141	58	411	149	254	73
Nº de Triângulos Gerados	15476	3196	84.712	56.804	95.634	38.738



Figura 11. Mandíbula original que foi tomografada. **Figure 11.** Original mandible that was scanned.

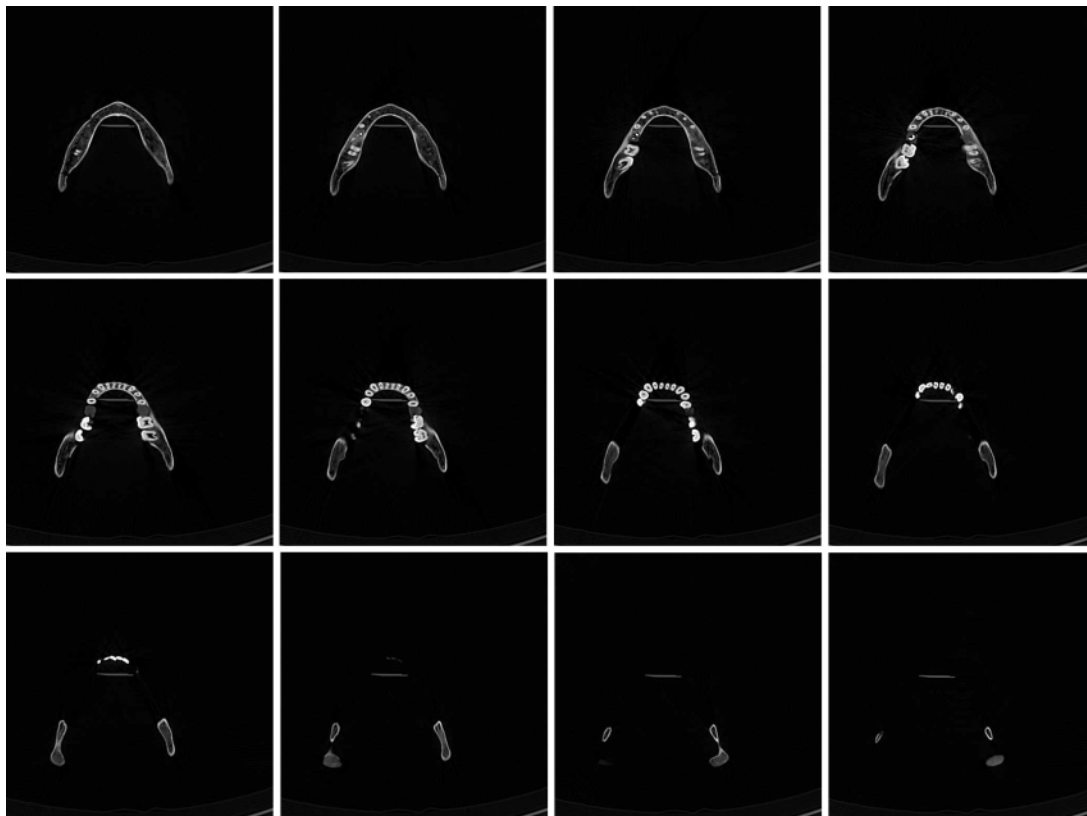


Figura 12. Representação matricial de algumas seções transversais utilizadas para a reconstrução tridimensional da mandíbula. **Figure 12.** Matricial representation of some cross sections used for the three-dimensional reconstruction of the jaw.

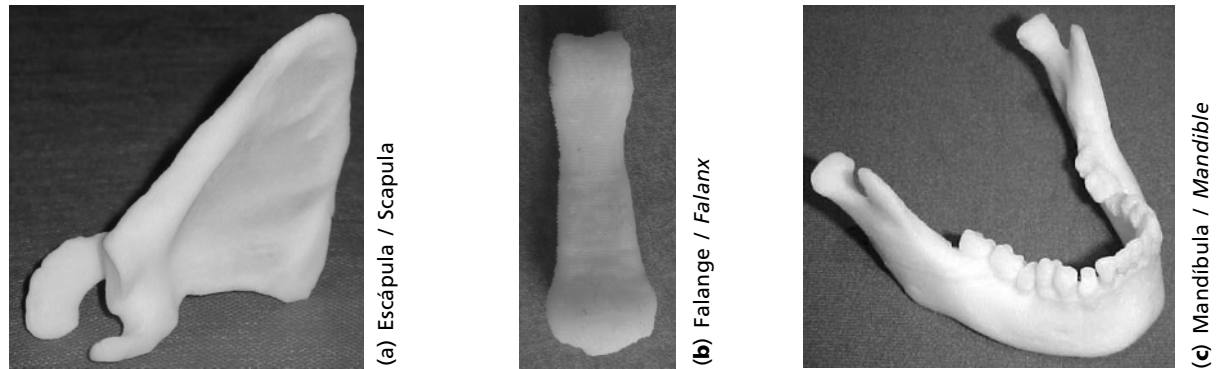


Figura 13. Modelos de próteses. **Figure 13.** Models of prosthesis.

com a finalidade de auxiliar a inserção de enxertos ósseos em uma região específica da maxila, onde posteriormente serão adaptados implantes dentários.

O software desenvolvido atua, portanto, como interface eficiente entre as imagens tomográficas e a máquina de prototipagem rápida, permitindo a criação de modelos reais através de modelos virtuais. A partir dos resultados obtidos, pode-se dizer que o método adotado fornece precisão adequada para a criação de próteses a serem utilizadas em aplicações cirúrgicas e ou clínicas.

Agradecimentos

Os autores agradecem à CAPES pela bolsa de mestrado cedida a Mauren Abreu de Souza, ao CNPq pelo apoio financeiro a este projeto e ao Centro Diagnóstico Água Verde, na pessoa do Dr. Nilton Tadashi Hagi, que disponibilizou algumas imagens tomográficas.

Referências

- Barequet, G., Shapiro, D., Tal, A. (2000), "Multilevel sensitive reconstruction of polyhedral surfaces from parallel slices", *The Visual Computer*, v. 16, n. 2, p. 116-133.
- Barré, S. (2001), *Dicom2*. Documento eletrônico <http://www.barre.nom.fr/medical/dicom2/> [acessado em 19/07/2001].
- Boissonnat, J.D. (1988), "Shape reconstruction from planar cross sections", *Computer Vision, Graphics and Image Processing*, v. 44, p. 1-29.
- Burns, M. (1993), "Automated Fabrication: Improving Productivity in Manufacturing", *Stereolithography Interface Specification*, 3D Systems. Automated Fabrication: Improving Productivity in Manufacturing, Englewood Cliffs: Prentice Hall, 369 p.
- Christiansen, H.N., Sederberg, T.W. (1978), "Conversion of complex contour line definitions into polygonal element mosaics", *Computers & Graphics*, v. 12, n. 3, p.187-192.
- Cimject (2000), *Prototipagem Rápida*. Documento eletrônico http://www.cimject.ufsc.br/port/rp/inicial_rp.html [acessado em 10/12/2000].

- Cook, L.T., Cook, P.N., Lee, K.R., Batnitzky, S., Wong, B.Y.S., Fritz, S.L., Ophir, J., Dwyer III, S.J., Bigongiari, L.R., Templeton, A.W. (1980), "An algorithm for volume estimation based on polyhedral approximation", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 2, n. 9, p. 493-500.
- Cook, P.N., Batnitzky, S., Lee, K.R., Cook, L.T., Fritz, S.L., Dwyer III, S.J., Charlson, E.J. (1981), "Three-dimensional reconstruction from serial sections for medical applications", In: *Proceedings of the 14th Hawaii International Conference on System Sciences*, v. 2, p. 358-389.
- Cook, T., Dwyer III, S. J., Batnitzky, S., Lee, K.R. (1983), "A three-dimensional display system for diagnostic imaging applications", *IEEE Computer Graphics and Applications*, v. 3, n. 5, p. 13-19.
- Ekoule, A.B., Peyrin, F.C., Odet, C.L. (1991), "A triangulation algorithm from arbitrary shaped multiple planar contours", *ACM Transactions on Graphics*, v. 10, n. 2, p. 182-199.
- Ferreira, A.C., Lafratta, F.H. (1998), "Conheça alguns meios para a obtenção de protótipos de peças injetadas". *Plástico Industrial*, p. 24-30.
- Floater, M., Westgaard, G. (1996), *Smooth Surface Reconstruction from Cross-Sections Using Implicit Methods*, SINTEF Report, n. STF42 A96023, Oslo.
- Fuchs, H., Kedem, Z.M., Uselton, S.P. (1977), "Optimal surface reconstruction from planar contours", *Communications of the ACM*, v. 20, n. 10, p. 693-702.
- Ganapathy, S., Dennehy, T.G. (1982), "A new general triangulation method for planar contours", *Computer Graphics*, v. 16, n. 3, p. 69-75.
- Grenda, E. (2000), *Medical Applications of Rapid Prototyping*, Tutorial Section. Documento eletrônico http://home.att.net/~castleisland/med_lks.htm [acessado em 16/09/2000].
- Grevera, G.J., Udupa, J.K., Odhner, D. (2000), "An order of magnitude faster isosurface rendering in software on a PC than using dedicated, general purpose rendering hardware", *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, v. 6, n. 4, p. 335-345.
- Grevera, G.J., Udupa, J.K., Odhner, D. (2001), "T-shell rendering", In: *SPIE Proceedings, Medical Imaging*, San Diego [CD-ROM].

- Gonzalez, R. C., Woods, R. E. (1993), *Digital Image Processing*, Boston: Addison-Wesley.
- Jacob, G.G.K., Kai, C.C., Mei, T. (1999), "Development of new rapid prototyping interface", *Computers in Industry*, v. 39, p. 61-70.
- Keppel, E. (1975), "Approximating complex surfaces by triangulation of contour lines", *IBM Journal of Research and Development*, v. 19, p. 2-11.
- Kumar, V., Dutta, D. (1997), "An assessment of data formats for layered manufacturing". *Advances in Engineering Software*, v. 28, p. 151-164.
- Levoy, M. (1990), "Efficient ray tracing of volume data", *ACM Transactions on Graphics*, v. 9, n. 3, p. 245-261.
- Lighman, A. (1998), "Image realization: Physical models from scan data", In: *SPIE Symposium, Medical Imaging*, San Diego [CD-ROM].
- Magics (1998), Rapid Prototyping Software, http://www.materialise.be/magics-rp/main_ENG.html [acessado em 16/10/2001].
- Parker, J. R. (1997), *Algorithms for Image Processing and Computer Vision*, New York: Wiley Computer.
- Pedrini, H. (1994), *Reconstrução 3D a partir de Seções Transversais de Objetos*, Dissertação de Mestrado, Departamento de Engenharia da Computação e Automação Industrial, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 98 p.
- Shantz, M. (1981), "Surface definition for branching contour defined objects", *Computer & Graphics*, v. 15, n. 2, p. 242-270.
- Souza, M.A. (2002), *Integrando Reconstrução 3D de Imagens Tomográficas e Prototipagem Rápida para a Fabricação de Modelos Médicos*, Dissertação de Mestrado, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, CPGEI, Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná, Curitiba, 153 p.
- Souza, M.A., Pedrini, H., Costa, J.C., Centeno, T.M. (2002), "Modelagem tridimensional de dados tomográficos utilizando prototipagem rápida", In: *Anais do XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, São José dos Campos, v. 5, p. 311-316.
- Srivastava, S.K., Ahuja, N. (1990), "Octree generation from object silhouettes in perspective views", *Computer Vision, Graphics and Image Processing*, v. 49, p. 68-84.
- Udupa, J.K., Odhner, D. (1993), "Shell rendering", *IEEE Computer Graphics and Applications*, v. 13, n. 1, p. 58-67.
- Zyda, M.J., Jones, A.R., Hogan, P.G. (1987), "Surface Construction from Planar Contours", *Computer & Graphics*, v. 11, n. 4, p. 393-408.

