#### Revista Brasileira de Engenharia Biomédica,

v. 25, n. 2, p. 89-100, agosto 2009 © SBEB - Sociedade Brasileira de Engenharia Biomédica ISSN 1517-3151 http://dx.doi.org/10.4322/rbeb.2012.069

Artigo Original Recebido em 17/10/2008. aceito em 27/08/2009

# Neuronavegador cirúrgico guiado por imagens de ressonância magnética pré-operatória, baseado num transdutor de posição magnético

Surgical neuronavigator guided by preoperative magnetic resonance images, based on a magnetic position sensor

# Ana Paula Perini

Departamento de Física e Matemática, FFCLRP / USP

Lucas Ferrari de Oliveira Departamento de Informática, Universidade Federal de Pelotas

# Rogério Bulha Siqueira

Departamento de Física e Matemática, FFCLRP / USP

Hélio Rubens Machado Departamento de Neurocirurgia, FMRP / USP

# Antonio Adilton Oliveira Carneiro\*

Departamento de Física e Matemática, FFCLRP / USP 14040-901 Ribeirão Preto, SP – Brasil E-mail: adilton@ffclrp.usp.br

\*Autor para correspondência

#### Resumo

Neurocirurgia guiada por imagem permite ao neurocirurgião navegar dentro do cérebro do paciente, usando imagens préoperatórias como orientação, através do uso de sistemas de rastreamento 3D, durante o procedimento cirúrgico. Seguindo um procedimento de calibração, a posição tridimensional e a orientação dos instrumentos cirúrgicos podem ser transmitidas ao computador. Estas informações espaciais são usadas para acessar a região de interesse nas imagens pré-operatórias com a finalidade de apresentá-las ao cirurgião durante o procedimento cirúrgico. Contudo, quando se faz a craniotomia para a remoção da lesão, o movimento do tecido cerebral pode ser fonte significativa de erro nestes sistemas de navegação. A arquitetura implementada neste trabalho visa o desenvolvimento de um sistema que permite planejamento e orientação cirúrgica guiada por imagem de ultrassom. Para orientação cirúrgica foi desenvolvido um software que permite extrair fatias do volume de imagens de ressonância magnética (IRM), com orientação fornecida por um transdutor espacial baseado em indução magnética (Polhemus®). As fatias extraídas com este software são importantes porque mostram a região do cérebro que o neurocirurgião está observando durante o ato cirúrgico e, além disso, elas podem ser correlacionadas com imagens de ultrassom (IUS) intra-operatórias para detectar e corrigir a deformação do tecido cerebral durante a cirurgia. A ferramenta para navegação per-cirúrgica foi desenvolvida para fornecer três fatias ortogonais obtidas através do volume de imagens. Na metodologia usada para a implementação do software, foi utilizada a linguagem de programação Python™ e a biblioteca gráfica Visualization Toolkit (VTK). O programa para extrair fatias do volume de IRM permitiu a aplicação de transformações ao volume, com base nos valores de coordenadas fornecidos pelo transdutor de posição Polhemus®.

Palavras-chave: Ressonância magnética, Visualization Toolkit (VTK), Visualização volumétrica, Neurocirurgia, Neuronavegação.

#### Abstract

Image guided neurosurgery enables the neurosurgeon to navigate inside the patient's brain using pre-operative images as a guide and a tracking system, during a surgery. Following a calibration procedure, three-dimensional position and orientation of surgical instruments may be transmitted to computer. The spatial information is used to access a region of interest, in the pre-operative images, displaying them to the neurosurgeon during the surgical procedure. However, when a craniotomy is involved and the lesion is removed, movements of brain tissue can be a significant source of error in these conventional navigation systems. The architecture implemented in this work intends the development of a system to surgical planning and orientation guided by ultrasound image. For surgical orientation, the software developed allows the extraction of slices from the volume of the magnetic resonance images (MRI) with orientation supplied by a magnetic position sensor (Polhemus®). The slices extracted with this software are important because they show the cerebral area that the neurosurgeon is observing during the surgery, and besides they can be correlated with the intra-operative ultrasound images to detect and to correct the deformation of brain tissue during the surgery. Also, a tool for per-operative navigation was developed, providing three orthogonal planes through the image volume. In the methodology used for the software implementation, the Python<sup>™</sup> programming language and the Visualization Toolkit (VTK) graphics library were used. The program to extract slices of the MRI volume allowed the application of transformations in the volume, using coordinates supplied by the position sensor.

*Keywords:* Magnetic resonance, Visualization Toolkit (VTK), Volumetric visualization, Neurosurgery.

# **Extended Abstract**

#### Introduction

Neurosurgery is inherently a three-dimensional (3D) activity. It deals with complex structures in the brain and spine that overlap and interact in complicated ways. The neurosurgeon must visualize these structures and try to understand the consequences of a proposed surgical intervention to both the pathology (lesion or tumor) and the surrounding tissue. Surgical instruments can then be reliably guided to these targets with great accuracy, using methods known as stereotactic structures (Hinckley et al., 1997).

Spatial tracking can broadly be classified by tracking technology, volume of operation and tracking performance in terms of accuracy and measurement rate. The most common spatial sensors used as guide for 3D tracking are magnetic, optical and acoustic. For magnetic tracking (Ascension®, Polhemus®), a transmitter emits a magnetic field that is detected by sensor coils (Polhemus Inc., 2004).

Surgical navigation requires both 3D visualization and advanced navigation tools. Interaction with the 3D data sets allows a pre-operative surgical planning. Surgical instruments are tracked and their positions registered within the reference frame of the 3D reconstruction. The exact position of internal probes whose tips are not directly visible can then be established. To date, the majority of surgical navigation applications address neurosurgery, due the little internal movement of the anatomy, obtained by keeping the patient's head in a fixed position. Other surgical specialties requiring minimally invasive procedures will also be beneficiated. Polhemus® offers a complete family of products to capture 3D data in real-time for motion capture, scanning and overall tracking applications. Due its dimensions, Polhemus® is very easy to use in an operation room, when compared to optical devices.

In this paper we describe a created pre-surgical planning tool that allows a thorough review of all obtained images. Furthermore, the surgeon is able to interact with a 3D data by changing the viewing angle and adjusting the contrast. Also, we implemented a program to interact with the magnetic position sensor. Through the data supplied by the sensor, a rigid body transformation, with three degrees of freedom to translation and three degrees of freedom to rotation, was applied to the MRI volume. This allows the extraction of a slice from this volume to detect possible anatomical displacements after the craniotomy.

#### Materials and Methods

In Magnetic Resonance Imaging (MRI) procedures the patient is placed inside a strong magnetic field, usually generated by a large superconducting magnet. MRI is used to obtain images as a function of proton spin density and relaxation times. It is primarily used as a technique to produce anatomical images, but it can also provide physical-chemical information.

The MRI machine used in this work was a Siemens (Magneton Vision 1.5 T) equipped with gradient coils of 25 mT/m and receiving/transmitting main coil of circular polarization, commercially available, using the software supplied by the manufacturer.

The position of a point in space may be fully described by its relationship to any fixed and convenient three axis (x, y, z) coordinate system. Orientation means direction related to that position and may be fully described by three parameters, or angles, known as azimuth (yaw), elevation (pitch), and roll (rotation).

A typical Polhemus<sup>®</sup> system with six degrees of freedom (6DOF) tracking system based on magnetic sensor (model Fastrack II) was used as 3D position sensor. The communication interface with the host computer was a RS-232 serial port.

Our program was implemented in Python<sup>™</sup> using the opensource software Visualization ToolKit<sup>®</sup> (VTK) on Microsoft Windows<sup>®</sup> platform. During implementation, some VTK classes had been used (Figure 2).

Linear transformations in VTK are represented internally as  $4 \times 4$  matrices. This enables the use of a single operation to capture both a translation as well as a combination of rotation/shear/scale.

#### Results

With the developed system's architecture is possible to navigate by a MRI volume, supplying to the user three orthogonal plans, beyond the rendering volume. The images supplied by the software, with the Polhemus<sup>(®)</sup> data, were in agreement with its spatial location. This shows that our software is capable to select slices from a volume using a magnetic position sensor.

#### Discussion and Conclusion

Volume visualization of medical images can bring a lot of benefits to both clinician and patient. Applications range from diagnostics and to pre-operative planning on patient's specific data. For surgical guidance, is essential the integration of a volume visualization tool with a position sensor.

Our surgical guidance system provides several advantages in relation to the optical position sensors, such as less bulky and less expensive. As shown on Figure 4, we can use the 3D magnetic sensor itself as a mouse to set up the field-of-view on data volume according to surgical plan of interest. Moreover, in our tests the surgical devices didn't affect its functionality.

When the 3D sensor is used coupled to ultrasound transducer, its output should be used as spatial reference to allow the registration between pre-operative images and intra-operative ultrasound images.

# Introdução

Cirurgia é muitas vezes a forma de tratamento mais viável para muitas doenças. Por exemplo, pacientes com epilepsia, um distúrbio cerebral, necessitam intervenção cirúrgica para cessar ou diminuir o número de crises epiléticas. Nestes casos, onde o tratamento envolve procedimento cirúrgico, são necessárias duas etapas fundamentais: o planejamento pré-cirúrgico e a orientação cirúrgica (Peters, 2000).

O planejamento pré-cirúrgico é indispensável para um bom resultado operatório em neurocirurgia. Por isso, um dos fundamentos do ato operatório consiste em determinar previamente o local em que deverá ser realizada a abertura do crânio (craniotomia), de tal forma que o acesso ao conteúdo intracraniano seja o mais preciso, permitindo uma exploração mais segura através de fissuras, sulcos e giros, minimizando o comprometimento dos tecidos sadios. Para tal, é indispensável que o neurocirurgião correlacione o espaço do volume da ressonância magnética pré-operatória com o espaço do paciente, durante a neurocirurgia.

Neurocirurgia é uma atividade inerentemente tridimensional (3D). Neste tipo de cirurgia o cirurgião precisa interagir com estruturas complexas no encéfalo, que é constituído pelos hemisférios cerebrais, tronco encefálico e cerebelo, e na medula espinhal. O neurocirurgião necessita visualizar estas estruturas para poder fazer um planejamento cirúrgico confiável para remover a lesão, mas preservando as regiões sadias.

A precisão da orientação e localização da ferramenta cirúrgica dentro do cérebro é essencial para o sucesso de vários procedimentos neurocirúrgicos, como biópsias e ressecção de tumores. Além disso, quanto menor for a interferência dentro do tecido cerebral saudável, menor será o risco de complicações pós-operatórias para o paciente (Pagoulatos *et al.*, 1999).

Visando aumentar a precisão para localizar a lesão no encéfalo, instrumentos cirúrgicos podem ser orientados por estruturas denominadas sistemas estereotáxicos.

Cirurgias estereotáxicas necessitam de um sistema de coordenadas 3D para localizar pequenos alvos, lesões ou tumores, dentro do corpo. Estes sistemas de coordenadas 3D podem ser baseados em transdutores de posição: rastreadores espaciais que medem em tempo real a posição e a orientação angular de objetos no espaço. Os tipos mais comuns de transdutores utilizados em orientação 3D são: óptico, acústico e magnético. Cada um destes transdutores apresenta vantagens e desvantagens, que serão brevemente descritas abaixo.

Os transdutores ópticos funcionam rastreando a posição de marcadores infravermelhos sobre a ferramenta cirúrgica. Eles apresentam boa precisão, porém apresentam certas desvantagens quando usados em cirurgia, devido ao seu tamanho e ao fato de que a aglomeração de pessoas e equipamentos pode distorcer seu campo de visão. Este tipo de transdutor vem atualmente sendo utilizado em alguns sistemas de neuronavegação comerciais.

Os transdutores acústicos utilizam ondas ultrassônicas para medir distâncias (Dong *et al.*, 2003). Estes transdutores apresentam uma grande desvantagem porque num ambiente ruidoso e com geração de ecos eles são sujeitos a interferências, o que descarta o seu uso em cirurgias.

Optou-se então por trabalhar com o transdutor magnético, que ainda não foi usado em sistemas de neuronavegação comerciais. O princípio de funcionamento deste transdutor é baseado em emissão e detecção de campo magnético alternado (Polhemus Inc., 2004). Quando este transdutor de posição é acoplado, por exemplo, a um transdutor de ultrassom (US), é possível mostrar imagens de ressonância magnética (IRM) pré-operatórias, correspondentes a imagens de ultrassom (IUS) intra-operatórias. Com base nos testes realizados na sala cirúrgica, pôde-se constatar que o transdutor de posição magnético foi uma boa escolha visto que não sofreu interferência, é compacto e, portanto, apropriado para ser usado em uma sala cirúrgica.

O objetivo neste trabalho foi, portanto, desenvolver uma ferramenta para auxiliar o cirurgião no planejamento cirúrgico e durante a cirurgia, baseada em um transdutor de posição magnético. Para isto foi desenvolvido um programa que explora um volume de IRM, possibilitando a navegação através deste volume de maneira rápida e intuitiva. Além disso, durante a cirurgia o programa seleciona uma IRM segundo o sistema de coordenadas fornecido por um transdutor de posição 3D (Polhemus®).

# Metodologia

A Figura 1 mostra um diagrama esquemático das várias etapas desenvolvidas neste trabalho e a ligação entre elas. Primeiramente, as IRM do cérebro de um voluntário assintomático são adquiridas durante o procedimento pré-operatório. Estas imagens são uma série de fatias bidimensionais (2D) e, portanto, o passo seguinte é a reconstrução volumétrica. Nesta etapa é utilizado



Figura 1. Diagrama esquemático das etapas desenvolvidas neste trabalho. Figure 1. Schematic diagram showing the steps taken in this work.

o processo de renderização que permite a visualização volumétrica das fatias de IRM adquiridas.

Durante o procedimento cirúrgico, o transdutor de posição, que fornece informação espacial 3D, é acoplado à ferramenta cirúrgica para informar a localização da mesma no interior do cérebro. Este transdutor (Polhemus<sup>®</sup>, modelo Portrait) consiste de uma fonte e um sensor de campo magnético acoplados a uma base de controle que fornece como saída a posição espacial relativa entre o sensor a fonte. Neste trabalho, o sensor magnético foi acoplado à ferramenta cirúrgica e a fonte foi mantida fixa a uma distância de aproximadamente 30 cm. Este transdutor espacial tem uma resolução de 0,038 mm na medida de translação e 0,1º na rotação, quando a distância relativa entre o sensor e a fonte magnética é menor que 1,5 m.

Com esta configuração, qualquer movimento de translação e rotação na ferramenta cirúrgica é identificado pela posição relativa entre o sensor e a fonte. Esta posição é representada por seis coordenadas: três de translação ( $x, y \in z$ ) e três de rotação ( $\alpha, \beta \in \gamma$ ). Estas coordenadas espaciais são usadas na matriz transformação de corpo rígido que é aplicada ao volume de IRM anteriormente reconstruído (equação 1). Depois que o volume de IRM é transformado para a base de referência do transdutor de posição 3D, fatias do volume de IRM podem ser extraídas de forma dinâmica usando as coordenadas do transdutor de posição durante o procedimento cirúrgico. Essas imagens de IRM são usadas pelo cirurgião como guia para a intervenção cirúrgica. Neste trabalho, os testes foram realizados usando um transdutor ultrassônico microconvexo como ferramenta cirúrgica. Desta forma, o cirurgião poderá confirmar o seu campo de visão no início da cirurgia, comparando as imagens adquiridas com o ultrassom em tempo real com as imagens de ressonância magnética pré-operatória.

Para desenvolver um sistema flexível, portátil e fácil de ser aperfeiçoado em futuras contribuições, op-

tou-se pela utilização de *softwares* livres: linguagem de programação Python<sup>™</sup> e a biblioteca gráfica VTK 5.0.

O VTK é uma ferramenta de visualização científica disponibilizada gratuitamente pela Kitware Inc. (Avila *et al.*, 2004). O VTK possui código fonte aberto e é totalmente portável. Ele consiste em uma biblioteca de classes implementada em C++ que possui diversos níveis de interface para linguagens interpretadas, incluindo Tcl/Tk, Java e Python<sup>™</sup>. Estas classes implementadas em C++ são largamente usadas para o processamento de imagens e visualização científica.

# Implementação do programa de planejamento précirúrgico

A arquitetura desenvolvida inclui várias classes do VTK. A Figura 2 mostra um esquema das principais classes utilizadas para realizar a renderização de volume, com uma classe servindo de entrada para outra (seguindo a orientação da seta). Nos próximos parágrafos serão descritas em detalhes as várias classes do VTK usadas e como elas foram utilizadas para efetuar a renderização do volume de IRM.

Primeiramente foram lidas as séries de fatias 2D de IRM que compõem o volume, através da classe *vtkDICOMImageReader*. Esta classe permite que seja indicado o diretório onde as IRM se encontram, além do que ela é específica para ler imagens no formato

DICOM. Após as IRM serem lidas, elas são armazenadas usando a classe vtkImageData. Esta classe é definida pelas dimensões, espaçamento e origem (Avila *et al.*, 2004). As dimensões são o número de *voxels* ou *pixels* ao longo de cada um dos eixos x,  $y \in z$ . A origem é a posição da coordenada real do canto esquerdo inferior da primeira fatia de dados. O espaçamento é a distância entre os *pixels* ao longo dos eixos x,  $y \in z$ . Portanto, a utilização desta classe também permitiu que fossem definidas as dimensões, espaçamento e origem do volume de IRM.

Um dos mais importantes benefícios de renderização do volume de imagens médicas é a possibilidade de distinguir entre diferentes tecidos no volume. Isto é chamado de classificação, e é efetuada pela função de transferência, que mapeia as propriedades dos dados extraídos ou calculados de um dado ponto no volume, para propriedades ópticas como cor e opacidade (Schroeder et al., 2004). O processo de classificação tem a finalidade principal de identificar as estruturas internas do volume, ou seja, o médico pode isolar diferentes elementos, tais como gordura, músculo e osso, em um exame de ressonância magnética ou outra modalidade de exame. Portanto, o próximo passo no programa foi mapear os dados, usando uma função de transferência que no VTK foi implementada com as seguintes classes: vtkColorTransferFunction e



Figura 2. Esquema das principais classes do VTK para renderização de volume. Figure 2. Classes and relationships for typical VTK volume rendering application.

vtkPiecewiseFunction. A classe vtkColorTransferFunction é usada para especificar o mapeamento entre valores escalares e cores, enquanto a classe vtkPiecewiseFunction é usada para criar a função de transferência de opacidade escalar. Esta função é inserida na classe vtkVolumeProperty usando SetScalarOpacity (função de transferência). A tarefa de especificar as funções de transferência que gerem imagens de qualidade e que transmitam as informações requeridas não é trivial, e tem sido amplamente discutida (Schroeder *et al.*, 2004). A função de transferência de cor e opacidade foi obtida de forma empírica.

Na seqüência foi usada a classe vtkVolumeRay-CastCompositeFunction que foi inserida na classe vtkVolumeRayCastMapper. A classe vtkVolumeRayCast-Mapper é responsável pelo mapeamento de volume que emprega a técnica de Ray Casting para fazer a renderização de volume. O mecanismo básico do algoritmo de Ray Casting consiste em traçar raios paralelos a partir da posição do observador através dos dados. Assume-se que a imagem é um retângulo medindo N×M pixels (plano de projeção) e que o raio é lançado para cada um deles. Para cada raio são então obtidas amostras, com um espaçamento constante, onde a cor e opacidade para cada voxel são calculadas e acumuladas para no final ser determinada a cor do pixel (Levoy, 1988).

A utilização da classe *vtkVolumeRayCastComposite-Function* tem por objetivo fazer a composição do volume de acordo com as propriedades definidas na classe *vtkVolumeProperty*. Esta, por sua vez, tem o propósito de armazenar os parâmetros necessários à renderização de volume, como: funções de transferência e tipo de interpolação para reamostragem.

Depois de obter o volume renderizado, foram inseridos três planos sobre este volume. A classe usada para esta finalidade foi *vtkImagePlaneWidget*, que permite colocar interativamente um plano sobre um volume de imagens. Cada um dos planos foi especificado com uma origem e dois pontos que, juntos, definem dois eixos para o plano.

Para mostrar as estruturas internas do volume renderizado foram criadas novas janelas, permitindo visualizar a imagem que está sendo mostrada no plano sobre o volume. Esta etapa foi feita exportando a textura do *plane widget* para um plano que foi criado com a classe *vtkPlaneSource*. A textura foi transferida para o plano usando a classe *vtkTextureMapToPlane*. Para se ter um melhor controle e deixá-lo com o mesmo tamanho do *plane widget*, o plano criado com *vtkPlaneSource* foi especificado com os três pontos que foram determinados para o *plane widget*. Estas especificações foram feitas dentro da classe *vtkPlaneSource*.

Muitas aplicações em VTK necessitam explicitamente criar a classe *vtkLight* ou *vtkCamera*. A classe *vtkLight* é responsável pela iluminação da cena, enquanto a classe *vtkCamera* é a câmera virtual para renderização 3D. Uma vez que uma câmera é criada, pode-se acessar o volume renderizado, ajustando alguns parâmetros como posição, ponto focal e campo de visão, para que a primeira cena que apareça na tela seja uma cena pré-determinada. A câmera contém alguns métodos convenientes de rotação ao redor de uma posição ou ponto focal como elevação, giro, etc.

Para visualizar os dados foi necessário abrir uma janela sobre a tela do computador. Para isto foi utilizada a classe *vtkRenderWindow*. A funcionalidade desta janela foi permitir a visualização do volume de IRM. Além disso, esta janela também é utilizada para permitir a interação deste volume com o mouse. A interação padrão do *vtkRenderWindow* é a interação com o mouse. Isto significa que, com o mouse, o usuário pode rotacionar e transladar as IRM.

# Implementação do programa de extração de fatias do volume de IRM

O principal objetivo deste programa é extrair fatias de um volume de IRM. A fatia extraída é de fundamental importância para o neurocirurgião, pois permite visualizar a IRM da região que ele está observando durante a cirurgia. Além disso, a fatia extraída pode ser correlacionada com IUS intra-operatórias para detectar qualquer deformação cerebral após a craniotomia. Este programa conta basicamente com a leitura do volume de IRM, leitura dos dados do transdutor de posição, transformação geométrica para transformar o volume de IRM e a extração propriamente dita.

Para implementar o programa de extração de fatias foram usadas várias classes do VTK, sendo as principais: *vtkDICOMImageReader*, *vtkMatrix4x4*, *vtkImage-ChangeInformation*, *vtkImageReslice* e *vtkImageViewer*.

A leitura do volume de IRM foi feita com a classe *vtkDICOMImageReader*. Os dados do Polhemus<sup>®</sup> foram lidos através de uma biblioteca destinada a fornecer, na seguinte ordem, as coordenadas (x,  $y \in z$ ) e os ângulos de Euler ( $\alpha$ ,  $\beta \in \gamma$ ). O Polhemus<sup>®</sup> consiste de um transmissor de campo magnético triaxial, um receptor indutivo triaxial e uma unidade de controle. A unidade de controle é conectada ao computador através da porta serial ou USB. O transmissor permanece estacionário (sistema de coordenada de referência), enquanto o receptor é acoplado ao objeto móvel. Quando o

receptor se move com o objeto, a unidade de controle calcula a nova posição a partir da transformação de corpo rígido que associa os sistemas de coordenadas do transmissor e receptor (Pagoulatos *et al.* 1999). Este cálculo é feito baseado na variação do campo magnético induzido na bobina receptora, quando sua distância relativa à bobina transmissora é modificada.

Os dados lidos pelo Polhemus<sup>®</sup> são inseridos no programa de extração de fatias e usados na matriz transformação de corpo rígido que é adotada para fazer a transformação de um sistema de coordenadas para outro (neste caso, do sistema de coordenadas do volume de IRM para o *phantom* de cabeça, que estaria representando o paciente), como mostrado na Figura 4 adiante.

A matriz transformação de corpo rígido genérica adotada neste trabalho é dada por (Varandas *et al.*, 2004):

T =	$\cos \alpha \cos \beta$ $\sin \alpha \cos \beta$	$\frac{\cos\alpha\sin\beta\sin\gamma-\sin\alpha\cos\gamma}{\sin\alpha\sin\beta\sin\gamma+\cos\alpha\cos\gamma}$	$\cos\alpha\sin\beta\cos\gamma+\sin\alpha\sin\gamma\\\sin\alpha\sin\beta\cos\gamma-\sin\alpha\sin\gamma$	x y	(1)
	-sinβ	cosαsinβsinγ	$\cos \alpha \sin \beta \cos \gamma$	z	
	0	0	0	1	

sendo  $\alpha$ ,  $\beta$  e  $\gamma$  os graus de liberdade referentes à rotação, e *x*, *y* e *z* os graus de liberdade referentes à translação. Os ângulos  $\alpha$ ,  $\beta$  e  $\gamma$  são as rotações ao redor dos eixos *x*, *y* e *z* respectivamente.

A transformação dada pela equação 1 foi gerada e armazenada com a classe *vtkMatrix4x4*. Esta classe do VTK fornece um meio de armazenar matrizes 4×4, além de possuir vários métodos que podem ser empregados para manipulação de matrizes. O método utilizado neste trabalho foi o *SetElement* que permite escrever os elementos da matriz. Os elementos desta matriz foram calculados mediante os dados fornecidos pelo Polhemus<sup>®</sup>.

É interessante entender como ocorre a aplicação de uma transformação geométrica sobre o volume, com a utilização do VTK. A explicação seguinte se refere ao funcionamento interno das classes do VTK que permitem esta transformação. A transformação, de corpo rígido T (equação 1), é aplicada ao volume de dados V, ou seja, ao volume de IRM. A transformação T é uma matriz 4×4, contendo uma combinação de rotações e translações.

Como mostra a equação 2, o volume V a ser transformado tem K fatias, cada uma compreendendo J linhas de I voxels (Avila *et al.*, 2004):

$$T \in \Re^{4x4}$$

$$V = \{v_{ijk}\} \begin{cases} i = 1, ..., I \\ j = 1, ..., J \\ k = 1, ..., K \end{cases}$$
(2)

As considerações feitas em VTK são de que a origem do volume V está localizada no canto inferior esquerdo do conjunto de dados, e que o mesmo tem um espaçamento regular de 1,0 mm, como mostra a equação 3:

$$p_{ijk} = \begin{pmatrix} x_{pijk} \\ y_{pijk} \\ z_{pijk} \\ w_{pijk} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} i-1 \\ j-1 \\ k-1 \\ 1 \end{pmatrix}$$
(3)

Na equação 3,  $p_{ijk}$  denota a posição do *voxel*  $v_{ijk}$  nas coordenadas do mundo real. Também é possível notar, nesta equação, a utilização de coordenadas homogêneas  $w_{vijk}$ .

A ordem de transformar o volume é processada seqüencialmente, sendo as fatias distribuídas de frente para trás. Cada posição do *voxel* (i j k) que é gerada no processo é transformada de acordo com a matriz transformação. Isto é feito por uma simples multiplicação entre uma matriz e um vetor.

$$\overline{p_{ijk}} = T \cdot p_{ijk} = T \cdot \begin{pmatrix} i-1\\ j-1\\ k-1\\ 1 \end{pmatrix}$$

$$\tag{4}$$

A equação 4 mostra a transformação da posição do *voxel* para a posição do *voxel* transformado  $\overline{P_{ijk}}$ . É importante notar que esta transformação é aplicada para todos os *voxels* do volume. Depois da transformação, é utilizado um método de interpolação para aproximar os valores dos *voxels*. O método mais simples é a interpolação linear, que foi utilizada na realização deste trabalho.

Para centralizar o volume e permitir que a transformação fosse uniforme, utilizou-se a classe *vtkImageChangeInformation*. Uma das configurações usadas para esta finalidade foi *CenterImageOn*.

A classe fundamental para a extração de fatias de um volume de imagens é a *vtkImageReslice* (Avila *et al.*, 2004). Esta classe desempenha várias funções, sendo as principais: aplicação de rotações, translações e escalonamentos sobre uma imagem e a extração de fatias de um volume de imagens. A partir do uso desta classe, puderam-se configurar alguns parâmetros referentes à transformação aplicada ao volume e à extração de fatias. Alguns destes parâmetros são: a origem da transformação, tipo de interpolação, entre outros. As principais configurações usadas na implementação apresentada foram: *SetResliceAxesOrigin*, *SetResliceAxes* e *SetInterpolateMode*. Depois que o volume de IRM foi transformado e fatiado, a imagem da fatia foi mostrada usando a classe *vtkImageViewer*, que além de permitir a visualização das imagens, possibilitou também configurar o tamanho e a cor da janela onde a imagem era mostrada, além do nível de cinzas das mesmas. A Figura 3 mostra um esquema das classes principais usadas para o procedimento de extração de fatias.

#### Validação do programa de extração de fatias de IRM

Após a implementação do programa, foi proposto um experimento para realizar testes qualitativos, e verificar o seu funcionamento com base na aplicação proposta.

Primeiramente foi colocado um protótipo de cabeça e o transmissor do Polhemus<sup>®</sup> sobre uma mesa, tomando-se cuidado para que os mesmos ficassem alinhados e fixos (Figura 4). O elemento receptor do Polhemus<sup>®</sup> foi acoplado a um transdutor ultrassônico microconvexo. Este transdutor ultrassônico é o mesmo utilizado para obtenção das IUS intra-operatórias, no acompanhamento da remoção da lesão, durante a cirurgia.

Para o procedimento de calibração foram amostrados três pontos: um sobre o nariz, outro no topo e um na parte posterior do protótipo. Estes pontos serviram de referência para certificar que as fatias selecionadas através do uso do programa estavam coerentes com o que se estava observando no protótipo. Embora as IRM não sejam do protótipo mostrado na Figura 4, as mesmas foram usadas para permitir uma análise morfológica do desempenho do programa.

# Resultados

#### Planejamento pré-cirúrgico

Para o planejamento pré-cirúrgico foi implementado um programa que utiliza além da visualização 3D, planos de corte obtidos com a utilização de *widgets*, como visto anteriormente. Estes planos tiveram suas texturas exportadas para três janelas que permitem a visualização dos três planos da cabeça (Figura 5). Os planos podem ser movidos livremente com a utilização do mouse. À medida que os planos são movidos sobre o volume, as imagens correspondentes à posição dos planos, sobre o volume renderizado, são visualizadas imediatamente nas três janelas.

#### Orientação cirúrgica

O programa para orientação cirúrgica desenvolvido permite a extração de fatias do volume de IRM guiado pelas coordenadas do transdutor magnético 3D(x, y, z e os ângulos de Euler).

Os resultados obtidos podem ser vistos nas Figuras 6 a 9. A Figura 6 ilustra os pontos de referência espaciais na cabeça sendo adquiridos com o transdutor 3D (Polhemus<sup>®</sup>) acoplado ao transdutor ultrassônico microconvexo. As Figuras 7 a 9 mostram



Figura 3. Esquema das principais classes do VTK para extração de fatias de um volume. Figure 3. Scheme of the main VTK classes to extract slices from a volume.



Figura 4. Configuração do experimento. Figure 4. Experiment setup.

testes de varredura do transdutor ultrassônico sobre a janela cirúrgica, realizados nas direções x, y e z, bem como as IRM extraídas do volume de imagens a partir da informação espacial 3D, obtidas com o transdutor Polhemus<sup>®</sup>. Os planos dessas IRM correspondem ao plano do "campo de visão" do ultrassom.

O transdutor ultrassônico foi usado como guia do sensor espacial porque o plano das imagens de ressonância extraído deve coincidir com o plano das imagens adquiridas com o ultrassom. Este procedimento foi adotado porque essas imagens de ultrassom, adquiridas em tempo real durante o processo cirúrgico, serão correlacionadas com as imagens de ressonância para identificar deslocamento dos tecidos durante o



**Figura 5.** Interface do navegador pré-cirúrgico, mostrando o modelo tridimensional bem como os três planos ortogonais. *Figure 5.* Interface of the pre surgical navigator, showing the three-dimensional model as well as three orthogonal magnetic resonance images.



**Figura 6.** Fatias de IRM, com "campo de visão" do ultrassom, obtidas de alguns pontos de referência sobre o protótipo. *Figure 6. MRI slices with US field of view obtained from some reference points on the prototype.* 



**Figura 7.** Fatias de IRM obtidas com o programa, pela rotação do transdutor de US sobre o eixo z. A seta indica o sentido da rotação. *Figure 7. MRI slices obtained with the program by the z-axis rotation of the US transducer. The arrow indicates the rotation direction.* 



**Figura 8.** Fatias de IRM obtidas com o programa pela translação do transdutor de US sobre o eixo y. A seta indica o sentido da translação. *Figure 8. MRI slices obtained with the program by the y-axis translation of the US transducer. The arrow indicates the translation direction.* 



**Figura 9.** Fatias de IRM obtidas com o programa, pela rotação do transdutor de US sobre o eixo x. A seta indica o sentido da rotação. **Figure 9.** MRI slices obtained with the program by the x-axis rotation of the US transducer. The arrow indicates the rotation direction.

processo cirúrgico. O corregistro das imagens de ultrassom com as imagens de ressonância não faz parte do escopo deste trabalho.

Analisando os resultados mostrados nas Figuras 6 a 9, observa-se que a posição das imagens de IRM extraídas está paralela ao "campo de visão" do transdutor ultrassônico (sagital, coronal, axial).

# Discussão e Conclusão

O sucesso das cirurgias depende de diversos fatores, dentre os quais a precisão nos procedimentos précirúrgicos e a remoção completa da lesão, por isso é fundamental que a distribuição espacial da lesão seja conhecida antes e durante a cirurgia. Por exemplo, quando se trata de corticectomia (remoção de parte do córtex cerebral) como forma de tratamento de epilepsia, esta distribuição espacial da lesão necessita ser bem precisa, uma vez que qualquer erro pode acarretar sérias conseqüências para o paciente. Visando proporcionar a localização espacial da lesão antes e depois da craniotomia, foram implementados programas destinados a auxiliar no planejamento e orientação cirúrgica.

Neste trabalho foi apresentada uma aplicação interativa para visualização volumétrica e extração de fatias de um volume de imagens, com a finalidade de auxiliar o neurocirurgião. Através do uso de diferentes técnicas de visualização volumétrica e da interação com os dados volumétricos é possível realizar um planejamento cirúrgico.

A arquitetura do sistema desenvolvido possibilita a adição de novas classes do VTK, permitindo que novas funcionalidades sejam rapidamente integradas, se necessário, em contribuições futuras. Quanto à utilização do Polhemus<sup>®</sup> durante o procedimento cirúrgico, pôde-se perceber que este sistema apresentou algumas vantagens em relação aos transdutores de posição existentes, como melhor desempenho e funcionamento durante a realização de testes na sala cirúrgica, além de baixo custo.

Por ser compacto, o Polhemus® não interfere a rotina das cirurgias e, além disso, seu campo de visão não é distorcido pela aglomeração de pessoas e equipamentos. Isto o diferencia dos transdutores de posição ópticos que, em geral, são volumosos e as câmeras, que fazem parte do transdutor óptico, necessitam todo tempo ficar "enxergando" o objeto que está sendo rastreado, sendo assim, qualquer equipamento ou pessoa pode causar interferência em seu campo de visão. Estas desvantagens são bem críticas quando considerado o espaço restrito de uma sala cirúrgica com vários equipamentos e uma equipe de profissionais médicos, principalmente em centro de treinamento cirúrgico onde vários residentes ficam em torno do paciente.

Outra desvantagem apresentada por alguns sistemas de neuronavegação comerciais é o seu preço relativamente elevado quando comparado com o sistema proposto neste trabalho.

Em relação ao uso da biblioteca gráfica VTK empregada, pode-se afirmar que ela foi adequada, pois o algoritmo desenvolvido para o planejamento précirúrgico proporcionou uma rápida visualização dos cortes ortogonais e oblíquos de IRM. Com esta ferramenta fica fácil para o médico visualizar qualquer anomalia, como um tumor no cérebro, visto que ele pode rastrear todo o volume de IRM e visualizar o corte que considera mais útil para descobrir em que região da cabeça ele iniciará a craniotomia. Além disso, o programa é rápido e interativo, o que permite ao usuário interagir com o volume de IRM em tempo real.

Uma das principais fontes de erros na navegação cirúrgica está relacionada com a integração das coordenadas espaciais do transdutor de posição 3D com o sistema de referência espacial das imagens de ressonância magnética. Isto tem sido feito geralmente por meio de referenciais externos acoplados à cabeça do paciente, durante a obtenção da imagem de ressonância magnética. No sistema de navegação apresentado neste trabalho, a sobreposição dessas referências espaciais é feita por meio do corregistro entre as imagens de ultrassom e de ressonância magnética. Este procedimento elimina o uso de referenciais externos e permite maior precisão na navegação cirúrgica. Este protocolo de corregistro está sendo desenvolvido por uma equipe do grupo de Inovação em Instrumentação Médica e Ultrassom (GIIMUS) da Universidade de São Paulo, campus de Ribeirão Preto, em colaboração com o centro de Neurocirurgia do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto.

# Agradecimentos

Este trabalho foi financiado pela CAPES e pela Universidade de São Paulo. As imagens foram obtidas no Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto.

# Referências

- AVILA, L. S.; BARRÉ, S.; BLUE, R.; GEVECI, B.; HENDERSON, A.; HOFFMAN, W. A.; KING, B.; LAW, C. C.; MARTIN, K. M.; SCHROEDER, W. J. The VTK user's guide. New Jersey: Kitware, Inc., 2004.
- DONG, S.; BAI, F.; LI, J. F.; VIEHLAND, D. An acoustic position sensor. **Review of Scientific Instruments**, v. 74, n. 11, p. 4863-4868, 2003.
- HINCKLEY, K.; PAUSCH, R.; DOWNS, J. H.; PROFFITT, D.; KASSELL, N. F. The props-based interface for surgical visualization. Studies in Health Technology and Informatics, v. 39, p. 552-562, 1997.
- LEVOY, M. Display of surfaces from volume data. **IEEE Computer Graphics and Applications**, v. 8, n. 3, p. 29-37, 1988.
- PAGOULATOS, N.; EDWARDS, W. S.; HAYNOR, R. D.; KIM, Y. Interactive 3-D registration of ultrasound and magnetic resonance images based on a magnetic position sensor. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, v. 3, n. 4, p. 278-288, 1999.
- PETERS, T. M. Image-guided surgery: from X-rays to virtual reality. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering**, v. 4, n. 1, p. 27-57, 2000.
- POLHEMUS INC. Manual 3D Space® Isotrak II®, Colchester, 2004.
- SCHROEDER, W. J.; MARTIN, K.; LORENSEN, B. The Visualization Toolkit: an object-oriented approach to 3D graphics. New Jersey: Kitware, Inc., 2004
- VARANDAS, J.; BAPTISTA, P.; SANTOS, J.; MARTINS, R.; DIAS, J. VOLUS - a visualization system for 3D ultrasound data. **Ultrasonics**, v. 42, n. 1-9, p. 689-694, 2004.