

## 多模态医学图像融合超声检查系统的设计与实现

陈锐锋<sup>a</sup>, 方路平<sup>a</sup>, 潘 清<sup>a</sup>, 曹 平<sup>b</sup>, 高 坤<sup>a</sup>

(浙江工业大学 a. 信息工程学院; b. 之江学院, 杭州 310023)

**摘 要:** 超声检查系统所呈图像中缺乏三维结构信息, 且商业的医学图像分析软件价格昂贵。为此, 开发一款综合病灶部位的三维模型和二维超声图像各自特征以及对应空间关系的检查系统。基于开源的医学图像处理软件、商用的电磁定位系统和超声成像系统, 在局域网环境下, 遵循 OpenIGTLink 协议进行数据共享的超声检查系统。该系统主要由超声图像信息共享模块、超声图像显示模块、超声探头实时跟踪模块、2D/3D 配准融合模块组成。实验结果表明, 该系统可初步应用于临床教学和临床辅助诊断等领域, 具有价格低廉、扩展性强、维护方便等优势。

**关键词:** 医学图像处理; 电磁定位; 超声成像; 三维表面模型; 2D/3D 配准

**中文引用格式:** 陈锐锋, 方路平, 潘 清, 等. 多模态医学图像融合超声检查系统的设计与实现[J]. 计算机工程, 2015, 41(4): 294-299.

**英文引用格式:** Chen Ruifeng, Fang Luping, Pan Qing, et al. Design and Implementation of Multimodality Medical Image Fusion Ultrasound Inspection System[J]. Computer Engineering, 2015, 41(4): 294-299.

## Design and Implementation of Multimodality Medical Image Fusion Ultrasound Inspection System

CHEN Ruifeng<sup>a</sup>, FANG Luping<sup>a</sup>, PAN Qing<sup>a</sup>, CAO Ping<sup>b</sup>, GAO Kun<sup>a</sup>

(a. College of Information Engineering; b. Zhijiang College, Zhejiang University of Technology, Hangzhou 310023, China)

**[Abstract]** For the traditional ultrasound system is lack of three-dimensional anatomical structures in the image information as well as commercial medical image analysis and visualization software is very expensive, develops an ultrasound inspection system which has comprehensive characters of the three dimensional surface model and two-dimensional real-time ultrasound image and their spatial relationships. This system is based on an open source medical image processing and visualizing software and the commercial electromagnetic tracking system, ultrasonic imaging system, which transmits the image and tracking data with each other following OpenIGTLink protocol in the local area network. This system is mainly composed of the ultrasound image information sharing module, ultrasound visualization module, ultrasonic probe real-time tracking module and 2D/3D registration and integration module. The experimental results show that the system can be initially applied to the clinical education and diagnosis. There are three major advantages of this ultrasound inspection system, namely cheapness, scalability, maintenance.

**[Key words]** medical image processing; electromagnetic tracking; ultrasound imaging; 3D surface model; 2D/3D registration

**DOI:** 10.3969/j.issn.1000-3428.2015.04.056

### 1 概述

超声检查是利用超声波的物理特性和人体组织器官声学性质上的差异, 从而生成不同组织器官

相应的图像, 借此进行疾病诊断的一种医学影像学诊断技术<sup>[1]</sup>。其工作原理是利用超声探头向人体发射超声波, 而此波形在人体内不同组织的分界面处会发生反射、折射和衰减等物理现象而产生回

**基金项目:** 浙江省国际科技合作基金资助项目(2012C34G2020027)。

**作者简介:** 陈锐锋(1987-), 男, 硕士研究生, 主研方向: 图像处理, 三维可视化; 方路平, 教授; 潘 清, 讲师; 曹 平, 副教授; 高 坤, 硕士研究生。

**收稿日期:** 2014-03-31    **修回日期:** 2014-05-27    **E-mail:** flp@zjut.edu.cn

波,超声探头接收到此回波后由信号处理单元对此回波信号进行成像处理,形成超声图像。超声检查具有对肌肉和软组织成像良好、所呈图像实时性强、检查价格低廉等优势。在临床上常将超声检查应用于对颅脑疾病、胸腹部脏器疾病、心血管疾病的诊断。然而,该技术的临床应用也具有显著的局限性。一方面,超声成像系统所提供的成像信息是病灶区域的二维实时截面图像信息,缺乏病灶部位的三维解剖结构信息;另一方面,难以确定超声成像图像与周围组织器官间确切的空间位置关系。这些局限性导致临床医生对病灶的大小、形状以及与周围组织的关系等方面的判断难以精确化。

本文针对上述问题,开发一套综合利用病灶部位的三维表面模型特征和二维实时超声截面图像特性及其对应关系的超声检查系统,针对缺乏病灶部位三维解剖结构信息的问题,可对病灶部位进行磁共振成像(Magnetic Resonance Imaging, MRI)<sup>[2]</sup>扫描,这是由于MRI成像技术可对成像部位进行三维成像,因此MRI成像数据中包含成像部位的三维解剖结构信息,再结合三维重建技术<sup>[3]</sup>可获取该部位的三维表面模型,如能将其与实时的二维超声图像融合,则能够综合利用超声成像的实时性和MRI中的三维结构信息,从而解决对病灶部位的形状、大小以及与周围组织的关系等方面的精确化判断问题。对于二维超声图像与三维模型间的融合问题,通过对医学图像配准技术<sup>[4-7]</sup>的研究,采用一种改进的迭代最近点(Iterative Closest Points, ICP)算法,实现二维超声图像与三维模型间的配准,以此确定超声成像部位与病灶区域之间确切的空间关系,解决超声图像与三维表面模型间的融合问题;针对难以确定超声探头空间位置的问题,利用电磁定位技术<sup>[8]</sup>实时地确定超声探头的空间位置,再结合融合过程可实现对超声探头的实时跟踪功能,以精确反映超声图像与成像部位间的空间位置关系。

## 2 系统设计

### 2.1 系统概述

本系统的整体框架如图1所示,其中硬件部分主要由普通计算机(PC)、电磁定位设备(trakSTAR)、超声成像设备(SonixTouch)等组成;软件部分可分为:超声图像信息共享模块,超声图像实时显示模块,超声探头实时跟踪模块以及2D/3D配准融合功能模块。

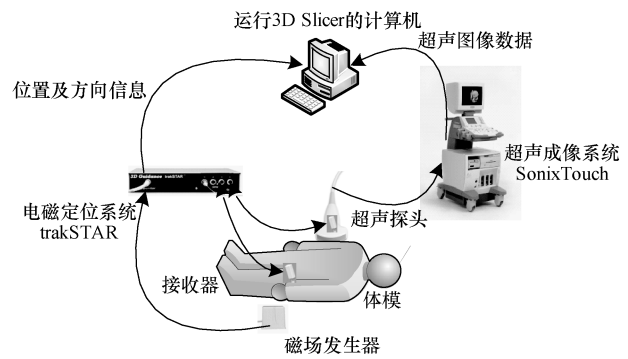


图1 系统整体框图

本文系统的二维实时超声图像和病灶区域的三维表面模型的可视化设计过程,是在医学图像处理软件3D Slicer<sup>[9]</sup>的基础上设计实现的。3D Slicer是在多种开源软件工具包如Qt, VTK, ITK, CTK和DCMTK的基础上开发,它采用MRML节点的形式存储各种类型的数据,并通过该节点的ID值获取此节点,以此取得其中存储的数据值,便于后续对图像进行量化分析及其可视化处理。

### 2.2 超声图像信息共享模块设计

此功能模块在本系统中所起的作用如图2所示,将超声成像系统SonixTouch采集到的超声图像信息,在局域网环境下,以OpenIGTLink通信协议<sup>[10-11]</sup>的方式实时地与图像处理软件3D Slicer进行数据传输。

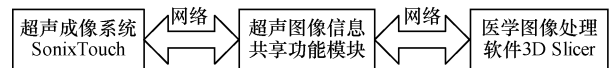


图2 超声图像信息共享模块

OpenIGTLink通信协议是一种可用于不同医疗设备间进行相互通信的标准机制,它是运行在OSI网络模型应用层上的一种网络通信协议。OpenIGTLink协议所支持的数据类型有变换、位置、图像等。

在此功能模块的实现过程中,分别调用SonixTouch平台提供的Ulterius工具包以及开源的OpenIGTLink库,以实现超声成像系统SonixTouch与医学图像处理软件3D Slicer间的数据共享功能。首先通过调用Ulterius库中的方法,分别实现本模块与超声成像系统建立连接、设置图像数据类型、设置回调函数,其形式为:bool newFrame( void \* data, int type, int sz, bool cine, int frmnum),函数中的变量data存储了所采集的图像数据,对此图像数据再进行图像滤波和图像增强等处理,以提高成像质量,再将处理后的图像数据遵循OpenIGTLink协议发送给3D Slicer以实现超声图像数据共享的功能。当3D Slicer接收到此数据时,将根据接收的数据类型创建

一个与之相对应的 MRML 节点,这时 3D Slicer 场景中就包含了一个存储着二维超声图像数据的节点,而此节点中的数据将显示于二维视图窗口。

### 2.3 超声图像实时显示功能设计

此模块的主要目的是为了便于在 3D Slicer 的三维视图以任意视角对超声成像部位进行观测,为下一步的 2D/3D 配准功能的实现作铺垫。此功能通过开发一个功能模块,以实现将接收到的超声图像数据通过贴图的方式显示于三维视图窗口,此功能模块的设计流程如图 3 所示。

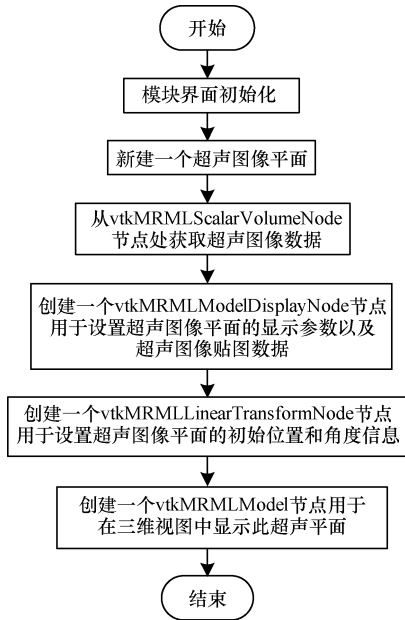


图 3 超声图像实时显示模块设计流程

首先对此模块的界面进行初始化处理,如设置模块名称、模块所属类别、模块使用帮助文档等信息;使用 VTK 库中的 `vtkPlaneSource()` 类,创建一个用于指示超声图像的平面,并设置此平面的大小、法向量和原点等信息;再通过场景中节点的 ID 值获取某一存储着超声图像数据的节点,此节点的类型为 `vtkMRMLScalarVolumeNode`,并通过该节点的 `GetImageData()` 方法获取超声图像数据;随后新建一个 `vtkMRMLModelDisplayNode` 节点的变量,用于指定模型的显示参数以及贴图的图像数据,此处的图像数据应为超声图像数据;创建一个 `vtkMRMLLinearTransformNode` 节点,用于指定模型的初始位置和方向信息;创建一个 `vtkMRMLModelNode` 类型的模型节点,用于在三维视图窗口中显示此超声图像平面,通过此模型节点中的方法分别获取显示的超声平面模型、模型的可视化参数、模型的初始位置等信息。并将这些新建的节点通过 `AddNode()` 方法添加进 3D Slicer 的场景中,这样就实现了超声图像平面实时地显示于三维视图窗口,并可以以任意角

度对此图像进行观察。

### 2.4 2D/3D 配准融合模块设计

医学图像配准是图像融合的基础,配准算法中常使用的有点配准法和图谱配准法。点配准法中较常用的是迭代最近点 (Iterative Closest Point, ICP) 算法,此算法提出后不断有研究人员对此算法在不同层面上进行优化和改进,如对点集的选择、特征度量方法的选取、空间对应点的搜索方法以及点对的权重等方面进行了不同程度的改进,以适应临床诊断需求。

本功能模块采用了一种改进的 ICP 方法,以实现 2D/3D 配准功能。此算法通过选取最佳的点空间领域的方法对特征度量方法进行了改进,其数学描述形式如下:设空间中有一点  $p$ ,并以该点为中心,半径为  $r$  的空间区域内的所有点组成一个空间点集  $V'$ ,对  $V'$  进行主成分分析 (Principal Component Analysis, PCA) 可获得此点集的 3 个特征值 ( $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ ),并且  $\lambda_1 \geq \lambda_2 \geq \lambda_3 \geq 0$ ,与之相对应的 3 个特征向量分别为 ( $v_1, v_2, v_3$ ),  $v_3$  表示此点所在曲面的切平面的法向量。特征值的标准偏差定义如下:

$$\forall i \in [1, 3], \sigma_i = \sqrt{\lambda_i} \quad (1)$$

引入 3 个空间特征变量 ( $a_{1D}, a_{2D}, a_{3D}$ ),分别表示为点空间区域  $V'$  中的线性特征、平面特征和立体特征。

$$a_{1D} = \frac{\sigma_1 - \sigma_2}{\sigma_1}, a_{2D} = \frac{\sigma_2 - \sigma_3}{\sigma_1}, a_{3D} = \frac{\sigma_3}{\sigma_1} \quad (2)$$

其中,  $a_{1D} + a_{2D} + a_{3D} = 1$ 。最佳空间领域的半径  $r^*$  的计量方式如下,设熵函数  $E_f$  的表达式为:

$$E_f(v_p^r) = -a_{1D} \ln(a_{1D}) - a_{2D} \ln(a_{2D}) - a_{3D} \ln(a_{3D}) \quad (3)$$

$$r_p^* = \min E_f(V_p^r) \quad (4)$$

此功能模块在实现过程中,通过在二维超声图像上标记出一系列的解剖特征点,设为点集  $\{X\}$ ;同时在被检查物体的三维表面模型上标记出与之相对应的解剖特征点,设为点集  $\{Y\}$ ,并选取目标函数为:

$$F(T) = \sum_{i=1}^m \omega_i ((T \times P_i^X - P_i^Y) \cdot n_i)^2 \quad (5)$$

其中,  $P_i^X$  表示点集  $\{X\}$  中的第  $i$  点;  $P_i^Y$  表示点集  $\{Y\}$  中第  $i$  点;  $n_i$  为点的切平面的法向量;  $\omega_i$  表示第  $i$  个点对所占的权重;空间变换矩阵  $T$  由一个  $3 \times 3$  的旋转矩阵  $R$  和一个平移向量  $t$  构成,如式(6)所示。

$$T = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & t_x \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & t_y \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (6)$$

最佳的空间变换矩阵  $T^*$  即当目标函数  $F(T)$  为最小值时  $T$  的取值。而  $\omega_i$  的取值为:



$$\omega(P_X, P_Y) = 1 - \frac{d(P_X, P_Y)}{d_{\max}} \quad (7)$$

其中,  $d(P_X, P_Y) = \sum_{i=1}^3 (a_{iD}^X - a_{iD}^Y)^2$ 。

此模块的工作流程如图 4 所示,首先在二维超声图像中选取  $n$  个具有解剖学意义的特征点,再在三维表面模型上标记出与之相对应的特征点;随后设置变换  $T$  的类型,可供选择的类型有刚性变换和相似性变换;最后记录下本模块运行的结果,并将此变换  $T$  作用于超声平面,即可获取二维超声图像平面与三维表面模型之间确切的对应空间关系,即完成了二维实时超声截面图像与三维表面模型间的融合。

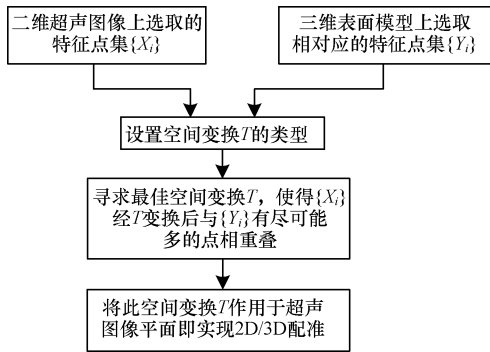


图 4 2D/3D 配准融合功能模块设计流程

$$\mathbf{M} = \begin{bmatrix} \cos E \cos A & \cos E \sin A & -\sin E \\ -\cos R \sin A + \sin R \sin E \cos A & \cos R \cos A + \sin R \sin E \sin A & \sin R \cos E \\ \sin R \sin A + \cos R \sin E \cos A & -\sin R \cos A + \cos R \sin E \sin A & \cos R \cos E \end{bmatrix} \quad (10)$$

其中,  $R$  为翻滚角;  $E$  为俯仰角;  $A$  为方位角。

$P_{\text{trakSTAR}}$  表示 trakSTAR 系统坐标系下的位置和方向信息,其表示形式与式(9)相似,也由一个位移向量和  $3 \times 3$  的方向矩阵组成;  $T$  为 trakSTAR 坐标系与 Slicer 坐标系之间的空间变换矩阵,此空间变换矩阵  $T$  可通过 2D/3D 配准融合功能模块求解得到的,其形式如式(6)所示。按式(8)对定位系统采集到的位置和方向信息进行转换,以使跟踪到的超声探头的位置和方向信息与二维超声图像平面和三维表面模型间的方位信息相一致,从而准确地反映出此两者之间确切的空间关系。

### 3 系统实验结果

为了验证本文系统的有效性,首先通过 Slicer 开发者社区中提供的配准库,对系统的配准效果进行定量分析。然后设计一个在超声和 MRI 环境下成像清晰的肝脏体模,用于分析系统的运行效果。

#### 3.1 配准效果分析

目前,常用的配准效果评价方法为目标配准误差(Target Registration Error, TRE)<sup>[12]</sup>,其定义为配准后的源点集与目标点集间相对应点之间的空间距离的均方差,其计算方法如下:

#### 2.5 超声探头实时跟踪功能模块设计

超声探头实时跟踪功能模块主要实现的目的是实时地采集超声探头的空间位置信息,并结合 2D/3D 配准功能模块计算出的变换  $T$ ,将此变换  $T$  作用于定位设备采集到的超声探头的空间位置信息,就可以将此信息从定位系统坐标系转化成 3D Slicer 坐标系下的位置信息,并最终在三维视图窗口中显示超声成像平面与目标成像物体三维表面模型间的相互对应关系。此模块选用的定位设备是 Ascension 公司的 trakSTAR 电磁定位系统,该系统具有定位精度高、抗干扰能力强、操作简便等优点。

对超声探头的实时跟踪模式可依据下式进行:

$$P_{\text{Slicer}} = T P_{\text{trakSTAR}} \quad (8)$$

其中,  $P_{\text{Slicer}}$  表示 3D Slicer 坐标系下的位置和方向信息,其具体表现形式如下:

$$P_{\text{Slicer}} = \begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} & x \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} & y \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} & z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (9)$$

其中,向量  $[x \ y \ z]^T$  表示采集到的位移信息;  $3 \times 3$  的方向矩阵  $\mathbf{M}$  表示采集到的角度信息,矩阵  $\mathbf{M}$  中的具体含义如下:

$$TRE(std) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \left( \|R x_i + t - y_i\| - \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \|R x_i + t - y_i\| \right)^2} \quad (11)$$

其中,  $R$  为旋转矩阵;  $t$  为平移向量;  $x_i$  和  $y_i$  是 2 组点集中相对应的解剖特征点。

配准点的数量对配准效果有较大影响。表 1 显示了在选取不同数目配准点的条件下,系统的配准效果。

表 1 不同数目配准点对配准效果的影响

配准点数	TRE( std )
3	0.56
4	0.47
5	0.42
6	0.52
7	0.51
8	0.44

从表 1 中可以看出,当选取的配准点数目为 5 时,  $TRE(std)$  最小,说明此时系统的配准效果达到最佳。

#### 3.2 体模实验

体模实验的流程为:(1)使用 3D 打印技术制作一个肝脏体模。(2)对肝脏体模进行 MRI 扫描,得

到 MRI 数据后对其进行感兴趣区域 (Region of Interest, ROI) 分割, 再对 ROI 进行三维重建以获取该部分的三维模型。(3) 运行本系统中的超声图像信息共享模块和超声图像显示模块, 在医学图像处理软件中将实时地显示超声图像, 经 2D/3D 配准融合后可确切地获取超声图像平面与三维模型间的空间位置关系。(4) 超声探头实时跟踪功能模块可在系统运行时, 实时、准确地反映超声平面与三维模型间的空间位置关系。

### 3.2.1 体模制作

使用 3D 打印技术制作了一个肝脏模型, 其材料为尼龙, 将此肝脏模型浸入琼脂溶液中, 制成了一个在超声和 MRI 环境下, 成像清晰的体模, 如图 5 所示。

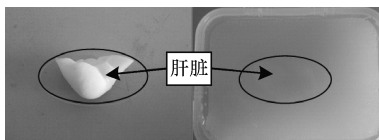


图 5 肝脏体模

### 3.2.2 系统运行结果

本文系统的运行方式及其运行结果如下:

(1) 对此体模进行 MRI 扫描, 获取肝脏模型三维结构数据。

(2) 将此数据加载到 3D Slicer 进行可视化, 显示效果如图 6 所示。

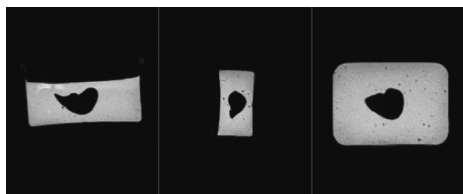


图 6 体模 MRI 成像结果

(3) 对 MRI 扫描得到的体数据进行 ROI 分割, 并使用三维重建算法对提取出的 ROI 进行三维表面建模, 运行效果如图 7 所示。

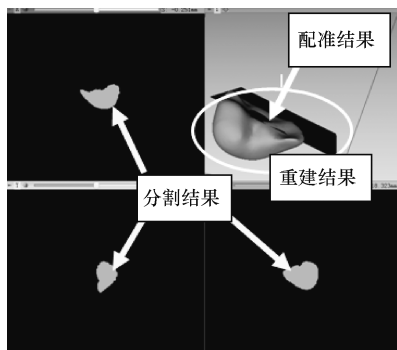


图 7 体数据分割、三维重建和配准结果

(4) 运行超声图像信息共享功能模块和超声图像实时显示功能模块后的结果如图 8 所示, 再运行 2D/3D 配准融合功能模块实现二维超声图像与三维表面模型间的配准功能。

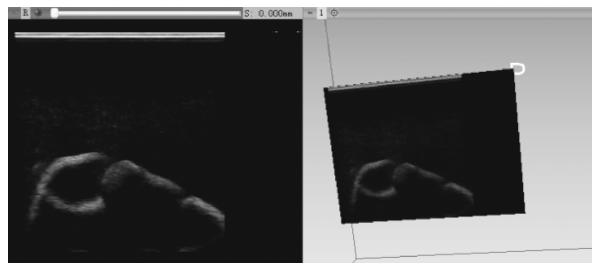


图 8 超声图像

(5) 运行超声探头实时跟踪功能模块, 将在 3D Slicer 的三维视图窗口中实时地反映二维超声平面与三维表面模型间的相对位置及方向关系, 如图 9 所示。

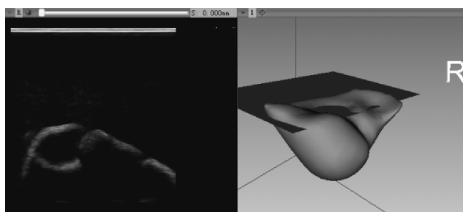


图 9 超声图像与表面模型间的对应关系

### 3.2.3 实验结果分析

从系统运行结果中可知, 图 7 中对 MRI 数据分别进行了 ROI 提取和三维重建处理, 得出的三维表面模型真实地反映了肝脏模型的三维结构以及经 2D/3D 配准融合模块处理后得到的超声图像与三维模型间确切的空间位置关系; 图 8 清晰地显示了实时超声图像, 并可在三维视图窗口中以任意视角对超声图像进行观察; 图 9 显示了经超声探头实时跟踪模块作用后, 可实时地确定超声图像平面与三维模型间的空间关系, 并可以以任意视角对其进行观测。

本文系统的设计能够保证检查的实时性。一方面, 超声成像系统输出图像的分辨率为  $640 \times 480$ , 像素类型为 8 位灰度图像, 帧率为 15 f/s, 其数据传输速率大约为 5 Mb/s。系统运行于 10 Mb/s, 100 Mb/s 自适应以太网环境下, 能够确保超声图像在成像系统与医学图像处理软件间实时地传输。另一方面, 在超声探头实时跟踪过程中, 电磁定位系统的采样频率为 240 Hz, 数据类型为双精度浮点型, 要求数据传输速率大于 100 Kb/s, 通过 USB2.0 能够保证电磁定位信息实时地传输到医学图像处理平台。

在系统设计过程中, 重点对病灶部位的二维实时超声图像与三维表面模型间的融合问题以及超声探头的实时跟踪技术进行了深入研究, 采用一种改进的 ICP 算法实现配准融合功能并提供了一种有效的空间跟踪方式。并通过实验对本系统进行了验证, 从实验结果可以得出, 本文系统可初步应用于临床疾病辅助诊断和临床教学等领域。

与商业系统相比,本文系统具有以下显著优势:本文系统是在商业的超声成像设备和电磁定位设备的基础上,采用多种免费、开源、跨平台的软件开发工具库进行系统架构的设计,降低了系统的开发和运行成本。同时,这些开源软件库都具有强大的开源社区对其进行技术支持,其开发文档丰富,有利于降低系统功能的维护成本;采用了通用的医学图像处理平台 3D Slicer 对系统的各个功能模块进行了集成,第三方开发的功能模块可通过插件机制方便地集成到该平台,使得系统具有较强的功能扩展性。

系统中各个模块的作用如下:超声图像信息共享功能模块,实现超声成像系统采集到的二维实时超声截面图像数据信息实时地与医学图像处理软件进行数据共享;在 3D Slicer 中的三维视图窗口中实时显示超声图像数据通过超声图像实时显示功能模块实现;超声图像与三维表面模型间的对应关系通过 2D/3D 配准融合功能模块获取,从而实现二维超声图像与三维模型间的融合功能;超声探头实时跟踪功能模块通过综合运用上述各种信息,实现对超声探头的实时跟踪功能。

#### 4 结束语

本文针对传统超声检查系统提供的图像信息中缺少三维解剖结构信息以及难以精确地获取超声探头空间位置的问题,结合病灶部位的三维表面模型和二维实时超声图像各自的特征,以及两者之间相应的空间关系等信息,开发了一款多模态医学图像融合超声检查系统。该系统是在开源的医学图像处理软件和商用的超声成像系统、电磁定位系统的基础上实现的。

本文系统也存在一些需要改进的方面,如在系统中只使用了电磁定位系统,而电磁定位系统存在易受铁磁性物质的干扰以及操作空间有限等不利因素,可将电磁定位系统与光学定位系统等多种定位系统结合使用,以发挥多种定位系统各自的优势,达到更精确的定位结果;在超声图像与三维表面模型配准融合的过程中需要人为地标记一些解剖结构特征点,降低了配准的自动化程度,增加了人为因素的干扰,可通过结合图像特征识别、图像感兴趣区域分割和归一法互信息等方法进行 2D/3D 配准融合处理,以提高配准融合过程的自动化程度和准确率。

#### 参考文献

- [1] 施红,蒋天安.实用超声造影诊断学[M].北京:人民军医出版社,2013.
- [2] 熊国欣,李立本.核磁共振成像原理[M].北京:科学出版社,2007.
- [3] 陈家新.医学图像处理及三维重建技术研究[M].北京:科学出版社,2010.
- [4] Besl P J, McKay N D. A Method for Registration of 3-D Shapes[J]. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 1992, 14(2): 239-256.
- [5] Pluim J P, Maintz J B, Viergever M A. Mutual-information-based Registration of Medical Images: A Survey[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2003, 22(8): 986-1004.
- [6] Valsecchi A, Damas S, Santamaria J. Evolutionary Intensity-based Medical Image Registration: A Review[J]. Current Medical Imaging Reviews, 2013, 9(4): 283-297.
- [7] Wang Peng, Ecabert O, Ostermeier M, et al. Image-based Co-registration of Angiography and Intravascular Ultrasound Images[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2013, 32(12): 2238-2249.
- [8] Na Youngjin, Seo Jong-Mo, Kim Jung. Electromagnetic Tracking of Needle Intervention for Sacral Nerve Stimulation Using the Image-guided Surgery Toolkit (IGSTK)[J]. International Journal of Precision Engineering and Manufacturing, 2013, 14(11): 2015-2020.
- [9] Fedorov A, Beichel R, Kalpathy C J, et al. 3D Slicer as an Image Computing Platform for the Quantitative Imaging Network[J]. Magnetic Resonance Imaging, 2012, 30(9): 1323-1341.
- [10] Tokuda J, Fischer G S, Papademetris X, et al. OpenIGTLink: An Open Network Protocol for Image-guided Therapy Environment[J]. International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, 2009, 5(4): 423-434.
- [11] Egger J, Tokuda J, Chauvin L, et al. Integration of the OpenIGTLink Network Protocol for Image-guided Therapy with the Medical Platform MeVisLab[J]. International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, 2012, 8(3): 282-290.
- [12] Reuben R S, Leo J, Sergey S, et al. Localization and Registration Accuracy in Image Guided Neurosurgery: A Clinical Study[J]. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, 2009, 4(1): 45-52.

编辑 顾逸斐