

# 实时交互的自由臂三维超声成像系统\*

戴亚康<sup>1,2</sup>, 田捷<sup>1,2+</sup>, 薛健<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>(中国科学院 自动化研究所 复杂系统与智能科学重点实验室 医学影像研究室,北京 100080)

<sup>2</sup>(中国科学院 研究生院,北京 100049)

## A Real-Time and Interactive Freehand Three-Dimensional Ultrasound Imaging System

DAI Ya-Kang<sup>1,2</sup>, TIAN Jie<sup>1,2+</sup>, XUE Jian<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>(Medical Image Processing Group, Key Laboratory of Complex Systems and Intelligence Science, Institute of Automation, The Chinese Academy of Sciences, Beijing 100080, China)

<sup>2</sup>(Graduate School, The Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China)

+ Corresponding author: Phn: +86-10-82618465, Fax: +86-10-62527995, E-mail: tian@ieee.org, http://www.mitk.net

**Dai YK, Tian J, Xue J. A real-time and interactive freehand three-dimensional ultrasound imaging system. Journal of Software, 2006,17(Suppl.):28-37.** <http://www.jos.org.cn/1000-9825/17/s28.htm>

**Abstract:** Conventional freehand three-dimensional (3-D) ultrasound imaging systems cannot achieve real-time and interactive reconstruction. The overall design idea, 3-D reconstruction method, and hardware/software system structure of the developed real-time and interactive freehand 3-D ultrasound imaging system, which is called RIF-3DUSIS, is introduced in this article. The characteristics of RIF-3DUSIS are as follows: (1) acquisition, 3-D reconstruction, and interactive manipulation of the reconstructed volume model in real time during scanning process; (2) While scanning, not only displaying reconstructed volume dynamically to provide visual feedback, but also updating display of reconstructed ratio sequentially to conduct reconstruction plan quantitatively; (3) Showing instruction information before each operation step so as to instruct operator's work. Experimental results indicate the effectiveness of real-time reconstruction and the flexibility of dynamic interaction of RIF-3DUSIS.

**Key words:** 3-D ultrasound imaging; freehand; reconstruction; real-time; dynamic interaction

**摘要:** 传统的自由臂三维超声成像系统不能做到实时交互的重建.介绍了实时交互的自由臂三维超声成像系统 RIF-3DUSIS(real-time and interactive freehand three-dimensional ultrasound imaging system),包括其整体设计思想、三维重建方法和软硬件系统结构.RIF-3DUSIS 的特点是:(1) 在扫描过程中,实时进行采集和三维重建,并使得操作者能够对重建体模型进行实时的交互操作;(2) 在扫描的同时,不仅通过动态显示重建体提供可视化的反馈信息,而且不断更新显示已重建的比率,以定量地引导扫描重建的进度;(3) 在每一步操作之前都会给出提示信息,引导操作者进行操作.实验结果表明了 RIF-3DUSIS 实时重建的有效性和动态交互的灵活性.

---

\* Supported by the National Natural Science Foundation of China under Grant No.60532050 (国家自然科学基金); the National Outstanding Youth Foundation of China under Grant No.60225008 (国家杰出青年科学基金); the National High-Tech Research and Development Plan of China under Grant No.2004AA420060 (国家高技术研究发展计划(863)); the Beijing Natural Science Foundation of China under Grant Nos.4042024, 4051002 (北京市自然科学基金)

Received 2006-03-15; Accepted 2006-09-11

关键词: 三维超声成像;自由臂;重建;实时;动态交互

获取三维超声图像的方法称为三维超声成像方法,它是自二维 B 超成像以来医学诊断技术史上的又一次飞跃。目前三维超声成像系统中使用的三维成像方法有直接三维超声成像方法和重建式三维超声成像方法两种<sup>[1]</sup>。由于直接三维超声成像系统的价格比较昂贵,且不适合大区域的三维超声成像<sup>[2]</sup>,因此现在国内外使用的三维超声成像系统大多数还是采用重建式三维超声成像方法。重建式三维超声成像方法具体又包括机械臂三维超声成像、手持机械扫三维超声成像和带有定位器的自由臂三维超声成像这 3 种方法<sup>[1]</sup>。其中自由臂三维超声成像只须在传统的二维 B 超探头的把持端固定上一个定位装置的接收器就可以进行目标体的三维扫描成像,能将任何一台常规的二维超声仪升级成三维超声设备。由于使用方便灵活,使得其成为三维超声成像研究和临床应用领域非常活跃的部分<sup>[3]</sup>。

国内外在自由臂三维超声成像方面的研究已经有十多年的历史,取得了很大的成果。自由臂三维超声成像已逐步进入了临床应用阶段。现在国际上已有自由臂三维超声成像系统这类产品提供,如 Fraunhofer IGD 开发的 Invivo ScanNt<sup>[4]</sup>,但它们是在采集完成所有数据后再进行重建和显示,因此不能达到实时的目的。也有很多研究实验室有自己开发的自由臂三维超声成像系统,如英国剑桥大学(University of Cambridge)医学成像组的 Stradx<sup>[5]</sup>。Stradx 没有进行重建,而是交互地选择任意切平面,并显示一系列 B 超扫描图像在该切平面上的投影图像,但其仍需要临床医生在自己大脑中想象出被扫描组织的三维结构。这些自由臂三维超声成像系统都各有其特点,但大部分并不能够做到实时的重建和显示。文献[6]提出了构建实时自由臂三维超声成像系统的方法。但这种自由臂三维超声成像系统是面向外科手术引导而设计的,没有考虑三维成像内容的完备性,不适合应用于临床诊断。文献[7]开发了在扫描的同时进行采集、重建和显示的自由臂三维超声成像系统。但这种自由臂三维超声成像系统显示的只是重建体的 3 个正交切平面的图像,而不是整个体的图像,不能给操作者提供扫描重建的比较完整的信息,而且操作者不能对重建体模型进行实时的交互操作。

我们针对现有自由臂三维超声成像系统的这些缺陷,设计并实现了一个实时交互的自由臂三维超声成像系统 RIF-3DUSIS。本文首先介绍自由臂三维超声成像系统,然后介绍 RIF-3DUSIS 的整体设计思想、三维重建方法和软硬件系统结构,最后给出 RIF-3DUSIS 的部分实验结果以及总结。

## 1 自由臂三维超声成像系统

在临床医生利用自由臂三维超声成像系统对诊断部位进行检查的过程中,自由臂三维超声成像系统主要完成数据采集、三维重建和可视化这 3 个部分的工作<sup>[8]</sup>。其整体过程的示意图为图 1。图中的被扫描物体是我们实验用的胎儿模型,可参见第 5 节。Transmitter(发射器)和 Receiver(接收器)分别是 6 自由度定位仪的发射端和接收端。接收器被固定在常规 B 超探头的把持端,发射器被固定在相对于诊断部位的某个方位。定位仪所测得的是接收器和发射器之间的相对方位,用于决定三维重建时 B 超扫描平面和固定发射器之间的相对方位。重建体空间 RVS(reconstruction volume space)是一个长方体的包围盒,它将诊断部位所在的空间区域,也即我们感兴趣的区域 ROI(region of interest)包围在其中,并作为生成最终规则体数据集(regular volume data set)的基准空间。在扫描过程中,操作者手持探头对 ROI 区域进行任意的扫描,同时系统将采集到的二维 B 超图像和与二维 B 超图像相关的方位信息保存在缓存中。在三维重建过程中,系统对采集得到的二维 B 超图像及其相关的方位信息进行重建计算,并将计算结果放入与 RVS 相对应的规则体数据集中。在可视化过程中,可采用各种三维显示方法对重建得到的规则体数据进行显示。

传统的自由臂三维超声成像系统将扫描、三维重建和可视化分离,或是在采集完成所有扫描数据后再进行重建和显示,或是在扫描的同时进行采集、重建,并在扫描完成后再进行显示,不能做到实时的重建和显示。此外,这些自由臂三维超声成像系统不能提供必要的反馈信息,临床医生只能在其重建完成并显示后才能看到扫描成像的结果,而不能在扫描的过程中实时掌握已扫描数据的信息,从而不能根据诊断的需要自由、灵活地进行扫描。文献[6,7]开发了在扫描的同时进行采集、重建和显示的自由臂三维超声成像系统,可以在扫描重建过程中

提供一些反馈信息,引导操作者进行扫描,但这两种自由臂三维超声成像系统都不能给操作者提供扫描重建的比较完整的信息,而且操作者不能对重建体模型进行实时的交互操作。

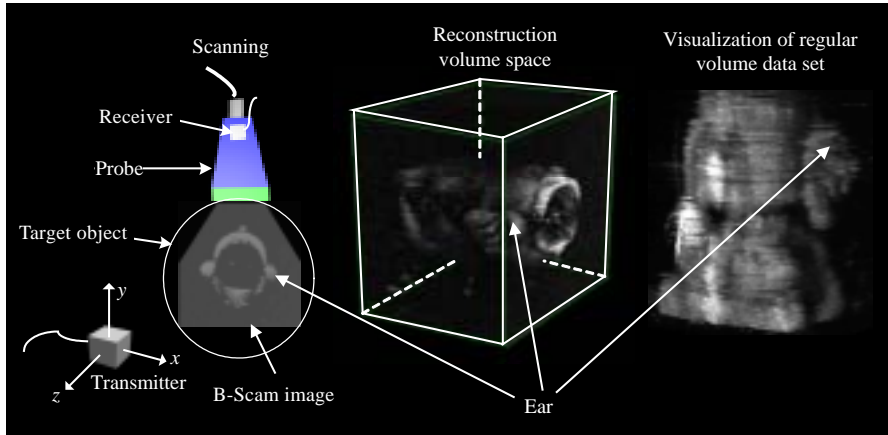


Fig.1 Whole process of freehand 3-D ultrasound

图 1 自由臂三维超声成像的整体过程

为了克服上述缺陷,我们设计并实现了一个实时交互的自由臂三维超声成像系统 RIF-3DUSIS.下面具体介绍 RIF-3DUSIS,包括其整体设计思想、三维重建方法和软硬件系统结构。

## 2 RIF-3DUSIS 的整体设计

RIF-3DUSIS 是面向临床诊断,以能实时交互地进行扫描重建、能自由灵活地进行操作和能进行分析与诊断为目的而设计的.基本设计思想是:(1) 将扫描、三维重建和可视化有机地结合为一个整体,并具有动态交互能力,从而实现了实时交互的扫描重建;(2) 从实用化的角度设计,使得整个系统可以很灵活地进行操作;(3) 能对扫描重建得到的体数据进行处理、分析和和管理.以下对这 3 点进行具体阐述。

### 2.1 实时交互性

在扫描的同时,RIF-3DUSIS 连续不断地采集 B 超图像和方位信息,实时对最新采集到的 B 超图像进行三维重建,不断更新显示已重建的比率,并由重建率增量驱动重建体的重新体绘制(如每当重建率增加百分之  $r$  以上时进行重绘).RIF-3DUSIS 可以根据鼠标交互事件驱动重建体的实时重绘.此外,RIF-3DUSIS 还可以根据阻光度传递函数的调整来驱动重建体的实时重绘.这样,在扫描过程中,操作者可以同时观察到重建体的体绘制图像和扫描重建的进度,可以利用鼠标旋转、平移和缩小放大重建体模型,从而能在不同角度和状态下进行观察,还可以调整阻光度传递函数来选择适当的显示效果,以能更清晰地观察重建体.根据这一系列的反馈信息和交互操作,临床医生就能实时交互地扫描重建得到满足具体诊断所需要的三维图像。

### 2.2 实用化

现有自由臂三维超声成像系统的操作过程大都都很专业化,RIF-3DUSIS 从实用化的角度设计,能让临床医生比较方便、灵活地进行操作.操作者只需根据扫描的需要设置一些参数,且多数参数只需设置一次.RIF-3DUSIS 会给出提示信息引导操作者进行操作,并在扫描重建的过程中实时提供反馈信息.操作者不需了解 RIF-3DUSIS 的技术原理,而只要根据提示和反馈信息,就可以专注于诊断部位的扫描成像.由于 RIF-3DUSIS 中的三维重建是数据驱动的,因此临床医生在扫描重建过程中的任意时刻暂停扫描都不会损坏已扫描重建的数据,而且之后可继续进行扫描重建,为扫描检查过程提供了很大的自由度.此外,借助这一灵活性和循环呼吸的特点有可能克服呼吸对扫描重建产生的影响。

### 2.3 分析和管理的

RIF-3DUSIS 专注于提供一个实时、交互和方便的环境,使得临床医生能够根据实际需要,自由灵活地扫描重建得到诊断部位的三维图像.但考虑到在临床诊断中,医生不仅要得到诊断部位的三维图像,还需要对其进行分析和诊断.因此 RIF-3DUSIS 提供了一些必要的扩展功能,包括对重建体数据进行简单的在线处理、在线分析和数据管理的功能.这样既满足了临床医生可进行实时分析和诊断的需要,同时又能保持 RIF-3DUSIS 的专一性.RIF-3DUSIS 中的数据管理功能提供了一个输出接口,这样临床医生不仅可以将扫描数据存档,作为复检的依据,还可以使用更专业的三维医学图像处理和分析平台对其进行后处理和分析.

## 3 RIF-3DUSIS 的三维重建方法

三维重建是自由臂三维超声成像系统的核心.RIF-3DUSIS 采用了实时三维重建方法(由实时采集到的 B 超图像驱动三维重建),从而满足了实时交互的需要.RIF-3DUSIS 的三维重建过程总体上可分为对二维图像像素进行坐标变换和在 RVS 中对像素进行体采样(volume sampling)两个阶段.

### 3.1 三维重建的框架

RIF-3DUSIS 中三维重建的框架如图 2 所示.在扫描重建前,RIF-3DUSIS 预先根据需要或按一定准则适当地选取体素 voxel(volume pixel)的大小,并将 RVS 网格化为一个规则的体素场,其中每个体素都是具有相同大小的长方体块.在扫描重建过程中,RIF-3DUSIS 获得二维图像和与该二维图像相关的方位信息,利用一系列坐标变换将二维图像的每一个像素(pixel)都变换到 RVS 所在的坐标系下,坐标变换过程参见第 3.2 节.在规则的体素场中,对 RVS 坐标系下的每一个像素进行体采样,即按一定准则将这些像素的像素值赋给体素场中合适的体素,从而完成了二维图像的三维重建.随着扫描的继续,RIF-3DUSIS 不断地进行二维图像的三维重建,最终得到一个规则的体数据集,也即重建体数据.

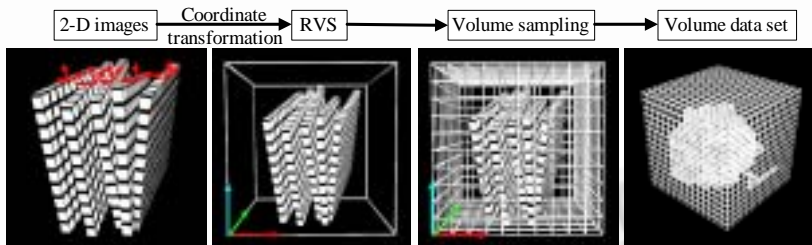


Fig.2 Framework of 3-D reconstruction

图 2 三维重建框架

### 3.2 二维图像像素空间坐标变换的数学模型

RIF-3DUSIS 的三维重建坐标系统中共有 4 个坐标系,如图 3 所示. $P$  是建立在 B 超扫描平面上的坐标系,其  $X$  轴和  $Y$  轴都在扫描平面内,分别沿着二维扫描图像的横向和纵向.因为每一幅二维 B 超图像平面都与扫描平面一致,所以任何一个像素在  $P$  坐标系中的  $Z$  坐标值都为 0. $R$  是建立在接收器上的坐标系, $T$  是建立在发射器上的坐标系,这两个坐标系一般分别采用 6 自由度定位仪的接收器和发射器的默认坐标系. $C$  是建立在 RVS 中的坐标系,一般选取  $C$  的坐标原点在 RVS 的一个顶点,而其 3 个轴向分别在经过这个顶点的 3 条棱上.

二维 B 超图像像素从  $P$  坐标系到  $C$  坐标系的坐标变换过程可参见图 3 中黑线的运动路径.其坐标变换关系可以用 3 个坐标变换矩阵连乘的形式<sup>[8]</sup>来表示:

$$C_X = {}^C T_T \cdot {}^T T_R \cdot {}^R T_P \cdot {}^P X \quad (1)$$

其中  ${}^P X = [s_x \cdot \mu \quad s_y \cdot \nu \quad 0 \quad 1]^T$  是二维图像像素在  $P$  坐标系下坐标值的齐次形式. $s_x$  和  $s_y$  分别是二维图像像素在横向和纵向的间距, $\nu$  和  $\mu$  分别是用于存储二维图像的二维数组的行和列的索引值. ${}^R T_P$  是  $P$  坐标系到  $R$  坐标

系的坐标变换矩阵,  ${}^T T_R$  是  $R$  坐标系到  $T$  坐标系的坐标变换矩阵,  ${}^C T_T$  是  $T$  坐标系到  $C$  坐标系的坐标变换矩阵,  $C_x$  是像素经变换后在  $C$  坐标系下坐标值的齐次形式.  ${}^R T_P$ ,  ${}^T T_R$  和  ${}^C T_T$  可以写成一个统一的矩阵形式<sup>[8]</sup>:

$${}^J T_I = \begin{bmatrix} \cos\alpha \cos\beta & \cos\alpha \sin\beta \sin\gamma - \sin\alpha \cos\gamma & \cos\alpha \sin\beta \cos\gamma + \sin\alpha \sin\gamma & x \\ \sin\alpha \cos\beta & \sin\alpha \sin\beta \sin\gamma + \cos\alpha \cos\gamma & \sin\alpha \sin\beta \cos\gamma - \cos\alpha \sin\gamma & y \\ -\sin\beta & \cos\beta \sin\gamma & \cos\beta \cos\gamma & z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

表示  $I$  坐标系到  $J$  坐标系的坐标变换矩阵. 其中  $x, y, z, \alpha, \beta, \gamma$  是  $I$  坐标系到  $J$  坐标系的 6 自由度参数.

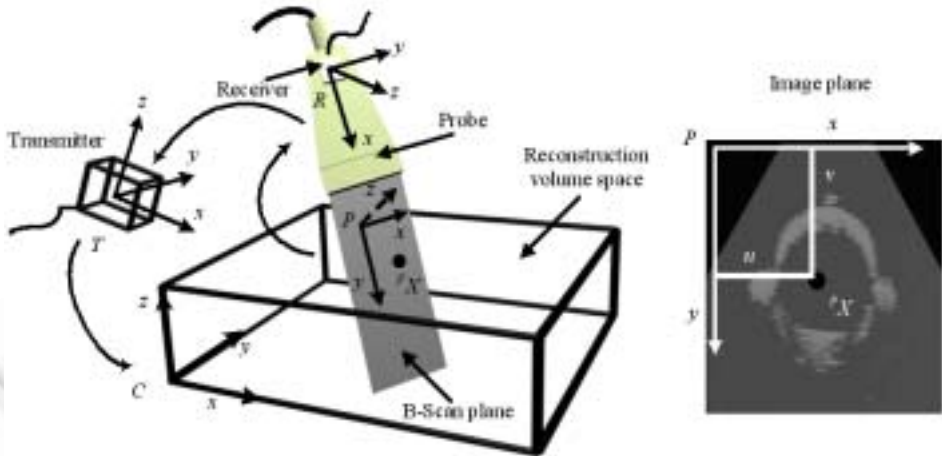


Fig.3 Coordinate system of 3-D reconstruction  
图 3 三维重建的坐标系统

### 3.3 二维图像与位置的时间匹配

由公式(1)可知,将二维图像像素从  $P$  坐标系下变换到  $C$  坐标系下必须要知道与这个二维图像相关的一系列变换矩阵.  ${}^R T_P$  可以通过空间校准得到<sup>[9-11]</sup>,  ${}^C T_T$  是根据实际扫描需要而交互选择的矩阵参数,两者都可以预先得到.因此只需得到与二维图像相关的  ${}^T T_R$  就可以将该二维图像像素变换到  $C$  坐标系下.这就要求在采集二维 B 超图像的同时采集得到  ${}^T T_R$ .但是对二维 B 超图像和方位数据的采集是异步地进行的,并且两者的采集时间间隔也不相同,因此实际上达不到这一同时性.一个简单的方法是将和二维图像采集时间最接近的方位数据作为与该二维图像匹配的方位数据,但是为了减小误差,达到更好的重建效果,可以用和二维图像采集时间最接近的前、后两个方位数据插值出与该二维图像匹配的方位数据<sup>[12]</sup>.

我们设计了一个循环缓存结构和 3 个线程来实现这个匹配,匹配过程如图 4 所示.循环缓存的长度为  $N$ ,用于循环存放最新读入的方位数据及其时间标记.循环存放的方法如下:

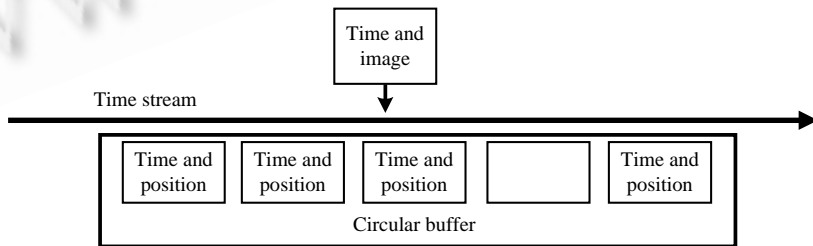


Fig.4 Marching process  
图 4 匹配过程

- (1) 开辟一个长度为  $N$  的数据缓存,设置一个对该缓存的索引,记为  $n$ ,且  $0 \leq n \leq N-1$ ;

- (2) 在每增加一个数据存放前,将  $n = n + 1$ ,若  $n = N$ ,则置  $n = 0$ ,并将新增数据放入数据缓存中  $n$  所索引的位置.

使用循环缓存不仅能将未知数量的数据存放在一个有限大小的内存空间,而且还避免了内存搬移带来的额外开销,在 RIF-3DUSIS 这样一个要求实时的系统中明显提高了效率.

3 个处理线程分别是位置采集线程、二维图像采集线程和匹配线程,具体实现如下:

- (1) 位置采集线程持续不断地从定位仪读入  $R$  坐标系与  $T$  坐标系间的方位数据,同时为其标记上经校准的采集时间<sup>[13,14]</sup>,记为  $T_p$ ,并将 6 自由度参数及其时间标记存入循环缓存;
- (2) 二维图像采集线程持续不断地采集二维 B 超图像,并将其存入 PC(personal computer)机的内存中,同时为其标记上经校准的采集时间,记为  $T_i$ ;
- (3) 匹配线程实时根据最新采集到的二维 B 超图像的时间标记到循环缓存中去查找.若存在两个相邻的方位数据,其对应时间标记分别为  $T_{p1}$  与  $T_{p2}$ ,且有  $T_{p1} < T_i < T_{p2}$ ,则取出与  $T_{p1}$  和  $T_{p2}$  对应的方位数据,线性插值出与该二维图像匹配的方位数据.若  $T_i$  大于循环缓存中的最大  $T_p$ ,则立即追加一个方位数据的读入,用循环缓存中最大  $T_p$  所对应的方位数据和追加读入的方位数据,线性插值出与该二维图像匹配的方位数据.若  $T_i$  小于循环缓存中的最小  $T_p$ ,则舍弃该二维图像,不对其进行三维重建.由于图像数据的采集时间比方位数据的采集时间长,因此一般都不会出现最后一种情况.

### 3.4 体采样

在扫描重建前,RIF-3DUSIS 就已经将 RVS 网格化为了一个规则的体素场,并将所有体素的初值置 0.规则的体素场如图 5 所示.由第 3.3 节中的匹配线程,RIF-3DUSIS 得到了最新采集到的二维 B 超图像和与其匹配的  $R, T$  坐标系间的 6 自由度参数.在 6 自由度参数转换为矩阵  $T_{T_k}$  之后,就可以利用公式(1)将二维图像像素变换到  $C$  坐标系下.对变换到  $C$  坐标系下的每一个像素点进行体采样,便得到了该像素在规则体素场中的重建结果.我们采用了类似于最近邻 PNN(pixel nearest neighbour)<sup>[15]</sup>的方法对像素进行体采样,以比较快速地完成三维重建.方法如下:

- (1) 设像素  $p$  在  $C$  坐标系下的位置坐标为  $P$ ,像素值为  $V_p$ ;
- (2) 设体素  $v$  在  $C$  坐标系下所占的空间区域为  $R$ ,体素值为  $V_v$ ;
- (3) 若像素  $p_i$  在 RVS 内,且其  $P_i$  落在  $R_j$  中,同时体素  $v_j$  尚未被赋值,则使  $V_{vj} = V_{pi}$ ,否则舍弃  $p_i$ .

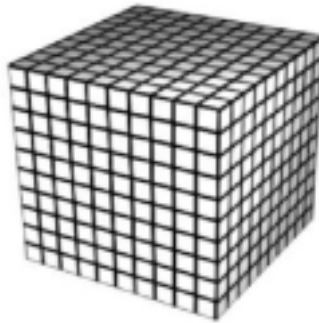


Fig.5 Regular voxel array

图 5 规则的体素场

## 4 RIF-3DUSIS 的系统结构

RIF-3DUSIS 以实时交互的自由臂三维超声成像方法为基础,以传统 B 超仪、数字图像采集硬件和位置追踪设备为接口,在常规 PC 机上实现临床中对诊断部位的实时交互的三维超声重建、三维显示和诊断.

#### 4.1 RIF-3DUSIS的硬件系统

RIF-3DUSIS 的硬件系统是由常规 B 超仪、磁定位仪、视频采集卡和 PC 机组成的,其结构如图 6 所示.B 超探头的自由空间定位采用磁定位仪,它根据磁场偶合原理,利用三维磁场发射和接收传感器构成定位追踪环境,从而达到接收器和发射器间的 6 自由度精确定位.B 超仪在采集二维超声图像的同时,会把已经采集完成的二维超声图像转换成模拟视频信号输出.利用视频采集卡对 B 超仪的输出视频信号进行采集和 A/D 转换就得到计算机可以处理的二维数字超声图像.PC 机是 RIF-3DUSIS 硬件系统的核心.PC 机的配置为 CPU P4 2.4GHz,内存 512M,操作系统 Windows XP.

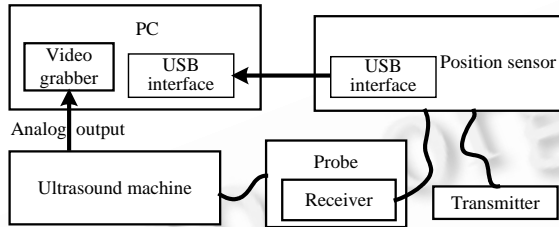


Fig.6 Structure of hardware system

图 6 硬件系统结构

在 RIF-3DUSIS 中,磁定位仪和视频采集卡都是异步工作的.磁定位仪连续不断地计算测量出接收器和发射器间的 6 自由度参数,并将其送入输出缓存供 PC 机读取.视频采集卡以 25 帧/s 的速度连续不断地采集得到二维数字超声图像,并将之送入 PC 机的内存中.RIF-3DUSIS 中的其它工作,包括三维重建、三维显示、交互操作等都由 PC 机来完成.

#### 4.2 RIF-3DUSIS的软件系统

在 RIF-3DUSIS 的软件系统中,除了核心的三维重建算法外,还采用了我们实验室开发的三维医学影像处理与分析开发包 MITK(medical imaging toolkit)<sup>[16,17]</sup>.RIF-3DUSIS 的软件系统采用 QT<sup>[18]</sup>设计友好的操作界面,底层集成了扫描重建过程中使用到的数据采集模块、三维重建模块、三维绘制模块、三维交互模块和引导反馈模块.此外,还集成了提供分析管理功能的体数据处理模块、分析模块和数据管理模块.

数据采集模块实时采集二维 B 超图像数据和方位数据,并为最新采集到的二维图像数据匹配上其相关的方位数据.三维重建模块利用数据采集模块输出的二维图像数据及其相关的方位数据重建出二维图像的三维结构.三维绘制模块对扫描重建得到的规则体数据进行三维绘制(体绘制采用 MITK 中实现的经典 Ray Casting 算法<sup>[19]</sup>),并由此为临床医生提供扫描重建的可视化反馈信息和诊断信息,可以由三维重建的数据增量、三维交互事件和阳光度传递函数的调整事件来驱动体数据的实时重绘.三维交互模块可以实时捕捉鼠标消息,临床医生可以通过鼠标进行交互操作,从而在不同角度和状态下进行观察.引导反馈模块在每一步操作之前都会给出提示信息,引导临床医生进行操作,并且会在扫描重建过程中实时显示已重建的比率,定量地引导扫描重建的进度.扫描重建完成后的体数据仍然有一些空的体素点,而且有很多斑点噪声,处理模块采用了自适应中值滤波算法,不仅完成了对空体素的插值,而且对重建体数据进行了保真性滤波.分析模块用于捕捉阳光度传递函数的调整事件,临床医生可以通过鼠标交互地调整灰度透明度传递函数,从而可以根据诊断需要改变重建体模型的透明显示效果,并结合三维交互操作对重建体进行在线的分析和诊断.数据管理模块提供了一个输出接口,将重建体数据存档为标准的医学图像文件,为临床诊断提供了更自由的空间.

## 5 实验

本文设计了一个实验来模拟临床中胎儿的扫描成像过程.

## 5.1 实验设计

实验环境如图 7 所示.实验设计如下:

- (1) 利用水室(装了一定量水的塑料水箱)模拟胎儿的体环境.水的声阻抗与人体软组织,尤其是胎儿体环境的声阻抗相近,因此利用水环境能很好地模拟胎儿的生长环境;
- (2) 利用塑料象模拟胎儿;
- (3) 用 RIF-3DUSIS 对模拟胎儿体环境中的胎儿模型进行实时交互的扫描重建.



Fig.7 Experiment environment

图 7 实验环境

## 5.2 实验结果

我们选择驱动重建体重新体绘制的重建率增量阈值为 5%,也即每当重建增量达到整个体的 5%以上时进行重建体的重新体绘制.在整个扫描重建过程中,RIF-3DUSIS 实时获取二维图像数据及其方位信息,实时进行三维重建计算,定量或交互地进行实时三维显示.扫描重建的动态过程如图 8 所示,分别显示了在完成整个体的 30%,60%,85%和 92%的重建时的体绘制图像.扫描重建完成后,对重建得到的胎儿模型进行简单的实时处理和分析,如图 9 所示.利用 RIF-3DUSIS 提供的输出接口,将重建体数据存档为标准的医学图像文件,并用我们实验室开发的三维医学图像处理和分析平台 3DMed<sup>[20]</sup>进行更专业的后处理和分析,部分处理结果如图 10 所示.

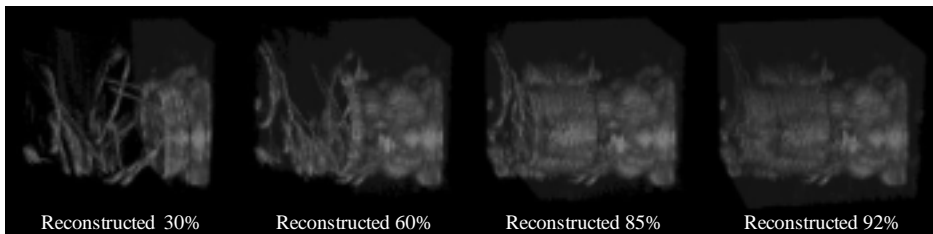


Fig.8 Dynamic visualization of real-time reconstruction

图 8 实时重建的动态可视化

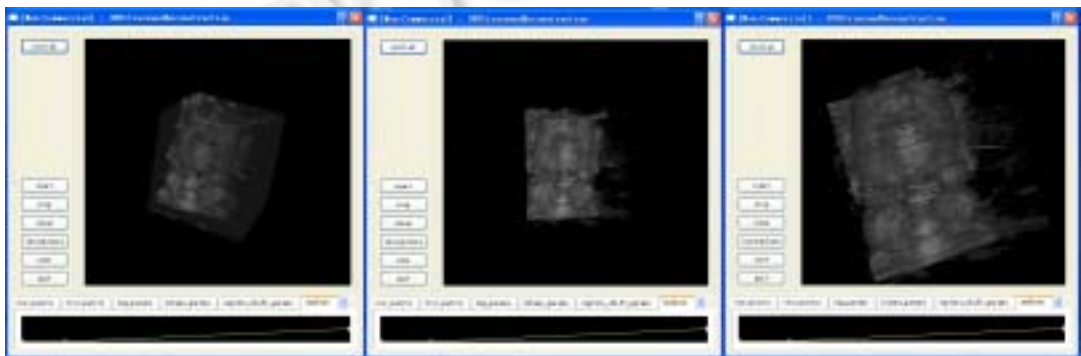


Fig.9 Real-Time processing and analyzing

图 9 实时处理和分析



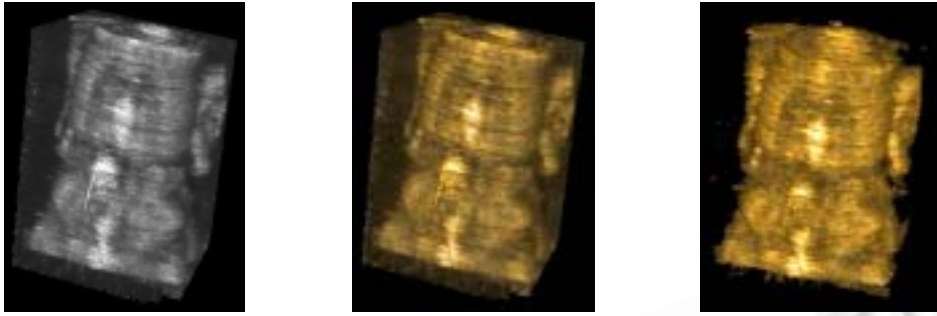


Fig.10 Processing results on 3DMed

图 10 在 3DMed 中的处理结果

## 6 总 结

本文介绍了实时交互的自由臂三维超声成像系统 RIF-3DUSIS 的整体设计思想、三维重建方法和软硬件系统结构.现有自由臂三维超声成像系统在扫描过程中不能为操作者提供扫描重建的比较完整的信息,也不能使操作者对重建体模型进行实时的交互操作.RIF-3DUSIS 将扫描、三维重建和可视化有机地结合为一个整体,并具有动态交互能力,从而克服了这些缺陷.这一点具体表现为:在扫描过程中,RIF-3DUSIS 实时采集,实时三维重建,不仅通过动态显示重建体以提供可视化的反馈信息,而且不断更新显示已重建的比率以定量地引导扫描重建的进度,还能通过三维交互操作和阳光度调整操作来驱动重建体的实时绘制以更好地显示扫描重建的动态过程,从而实现了实时交互的扫描重建.RIF-3DUSIS 从实用化的角度设计,使得整个系统可以方便灵活地进行操作.RIF-3DUSIS 能对扫描重建得到的体数据进行处理、分析和和管理,使得操作者不仅可以对重建体数据进行简单的在线分析和诊断,还可以使用更专业的三维图像处理与分析平台对其进行后处理与分析.实验结果表明了 RIF-3DUSIS 实时重建的有效性和动态交互的灵活性.RIF-3DUSIS 中实时、交互和灵活的思想对自由臂三维超声成像系统能更广泛地应用于临床诊断有一定的指导意义.

## References:

- [1] Fenster A. 3-Dimensional ultrasound imaging. <http://www.imagingeconomics.com/library/200412-08.asp>
- [2] José-Estépar RS, Martín-Fernández M, Caballero-Martínez PP, Alberola-López C, Ruiz-Alzola J. A theoretical framework to three-dimensional ultrasound reconstruction from irregularly sampled data. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 2003,29(2): 255-269.
- [3] Gee A, Prager R, Treece G, Berman L. Engineering a freehand 3D ultrasound system. *Pattern Recognition Letters*, 2003,24(4-5): 757-777.
- [4] Invivo ScanNt. <http://a7www.igd.fhg.de/projects/invivo/medicine/freehand>
- [5] Stradx. <http://mi.eng.cam.ac.uk/~rwp/stradx>
- [6] Welch JN, Johnson JA, Bax MR, Badr R, Shahidi R. A real-time freehand 3-D ultrasound system for image-guided surgery. *IEEE Trans. on Ultrasonics Symposium*, 2000,2:1061-1064.
- [7] Gobbi DG, Peters TM. Interactive intra-operative 3D ultrasound reconstruction and visualization. In: Dohi T, Kikinis R, eds. *Proc. of the MICCAI 2002*. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 2002. 156-163.
- [8] Prager RW, Rohling RN, Gee AH, Berman L. Rapid calibration for 3-D freehand ultrasound. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 1998,24(6):855-869.
- [9] Mercier L, Lango T, Lindseth F, Collins DL. A review of calibration techniques for freehand 3-D ultrasound systems. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 2005,31(4):449-471.
- [10] Pagoulatos N, Haynor DR and Kim Y. A fast calibration method for 3-d tracking of ultrasound images using a special localizer. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 2001,27(9):1219-1229.

- [11] Rousseau F, Hellier P, Barillot C. Confusius: A robust and fully automatic calibration method for 3-D freehand ultrasound. *Medical Image Analysis*, 2005,9:25–38.
- [12] Prager RW, Gee A, Berman L. Stradx: Real-Time acquisition and visualization of freehand three-dimensional ultrasound. *Medical Image Analysis*, 1998,3(2):129–140.
- [13] Treece GM, Gee AH, Prager RW, Cash CJC, Berman LH. High-Definition freehand 3-D ultrasound. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 2003,29(4):529–546.
- [14] Gooding MJ, Kennedy SH, Noble JA. Temporal calibration of freehand three-dimensional ultrasound using image alignment. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 2005,31(7):919–927.
- [15] Rohling R, Gee A, Berman L. Three-Dimensional spatial compounding of ultrasound images. *Medical Image Analysis*, 1997, 1(3):177–193.
- [16] MITK (Medical Image Toolkit). <http://www.mitk.net>
- [17] Zhao MC, Tian J, Xue J, Zhu X, He HG, Lü K. Design and implementation of MITK for 3D medical image processing and analyzing. *Journal of Software*, 2005,16(4):485–495 (in Chinese with English abstract). <http://www.jos.org.cn/1000-9825/16/485.htm>
- [18] QT. <http://www.trolltech.com>
- [19] Levoy M. Display of surface from volume data. *IEEE Trans. on Computer Graphics and Applications*, 1988,8(3):29–37.
- [20] 3DMed (3-dimensional medical image processing and analyzing system). <http://www.3dmed.net>

## 附中文参考文献:

- [17] 赵明昌,田捷,薛健,朱珣,何晖光,吕科. 医学影像处理与分析开发包 MITK 的设计与实现. *软件学报*,2005,16(4):485–495. <http://www.jos.org.cn/1000-9825/16/485.htm>



戴亚康(1982 - ),男,江苏常州人,博士生,主要研究领域为三维可视化.



薛健(1979 - ),男,博士生,主要研究领域为三维可视化.



田捷(1960 - ),男,博士,教授,博士生导师,主要研究领域为医学影像处理,生物特征识别.