

三维点云重构和体显示在医学辅助诊断中的应用

贾高杰,邱崧,蔡茗名,李庆利
华东师范大学信息科学技术学院,上海 200241

【摘要】为了利用CT、核磁共振成像(MRI)等医学图像确定病变部位的大小、形状与周围组织的空间关系,本文提出一套完整的数据源获取、点云压缩、旋转和显示的方案。以CT、MRI医学图像为数据源,运用Mimics软件对人体组织MRI图像进行分割以及三维重建。针对数据量的大问题,提出基于八叉树均匀化的压缩算法;为了医生多视角观察模型周围情况,提出基于柱坐标系的旋转算法,在点云库中实现上述算法。最后模型在体扫描显示屏上显示,辅助医生准确确定病变部位的情况,为手术规划提供一种模拟平台。

【关键词】核磁共振成像;图像分割;八叉树;点云库;三维体扫描显示;医学辅助诊断

【中图分类号】R445; TP312

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2016)06-0593-06

Application of three-dimensional point cloud reconstruction and swept volume display in medical assistant diagnosis

JIA Gao-jie, QIU Song, CAI Ming-ming, LI Qing-li

School of Information Science Technology, East China Normal University, Shanghai 200241, China

Abstract: A complete set of data source acquisition, point cloud compression, rotation and display program was proposed in the paper to accurately determine the size, shape of pathological positions and their spatial relationship with surrounding tissues by observing CT and MRI images. With the data source of CT and MRI images, human tissue MRI images were segmented and reconstructed by using Mimics software. Regarding the large amount of cloud data, the compression algorithm based on octree homogenization was proposed, and the rotation algorithm based on the cylindrical coordinate system was proposed to assist the doctor in observing the surrounding condition of model from multi perspectives. The proposed algorithms were implemented in point cloud library. Finally, the model was displayed on a three-dimensional swept volume display screen, assisting doctors in accurately determining the pathological location, and providing a simulation platform for surgical planning.

Key words: magnetic resonance imaging; image segmentation; octree; point cloud library; three-dimensional swept volume display; medical assistant diagnosis

前言

CT、核磁共振成像(MRI)在临床医学上的成功应用,使得影像技术成为现代医疗诊治中不可或缺的手段^[1]。凭借二维CT、MRI图像及医生的经验去确定病变体的大小、形状和位置是很难实现的。随着计算机图像处理技术的普及,使得感兴趣区域CT、MRI图像的三维重建成为可能,对医生辨别病变器

官有着重要应用价值。本文利用MRI图像数据,使用Mimics软件进行人体股骨MRI图像的分割、三维建模和显示,辅助医生诊断股骨方面的疾病和制定股骨手术方案,促进医学教学研究的发展。

本实验室研制的体扫描三维显示系统主要部件是1个LED屏,在下端电机的驱使下进行高速旋转,显示屏旋转到某一角度位置时,三维模型的相应位置的切片图像在程序控制下被点亮显示(图1)^[2]。由于显示屏转速超过人眼视神经反应速度,可以提供360°裸眼立体成像。

目前已开发出3种不同规格的系统,显示屏面积由小到大分别为24 cm×32 cm、48 cm×64 cm、96 cm×128 cm。图2为小型体扫描显示机外观,本文的后续章节将在小型体扫描显示机上完成相关数据处理和演示。

【收稿日期】2016-01-11

【基金项目】国家自然科学基金(61377107)

【作者简介】贾高杰(1987-),硕士研究生,研究方向:图像处理, Tel: 15921916918, E-mail: jiagaojie001@163.com

【通信作者】邱崧(1981-),博士,讲师,研究方向:数字图像处理技术, Tel: 021-54344004, E-mail: sqiu@ee.ecnu.edu.cn

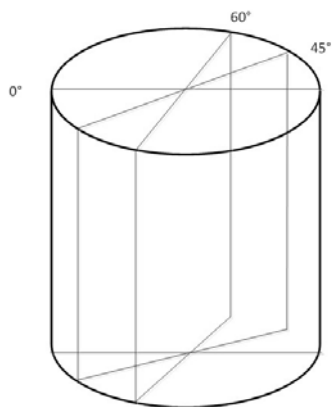


图1 三维体扫描显示系统成像原理

Fig.1 Imaging principle of three-dimensional swept volume display system



a: Appearance of small machine b: Control module of small machine

图2 小型三维体扫描显示机

Fig.2 Small machine of three-dimensional swept volume display

针对真三维显示技术的研究,国内外均取得了显著的成果,并且在医学影像领域有着重要的应用价值^[3]。本文基于CT成像、三维重建以及真三维技术实现计算机辅助股骨修复手术导航系统。该系统有效克服了传统技术存在的创伤大、精度低和辐射多等缺陷,使得股骨手术规划的准确性、安全性、直观性等方面得到了有效提高。

目前国外手术导航技术已相当成熟,国内的相关研究还刚刚起步,本文手术导航系统基于实验室的真三维显示技术,包括影像数据处理、影像空间位置调整

和影像真三维显示3部分。手术导航系统避免了医生经验不足而造成手术失误,使手术更安全、更可靠、更精确、更科学,具有极其广阔的应用前景^[4]。

1 数据源的生成研究方案

1.1 图像采集

某医院获取成年男子的股骨MRI文件,层间距为0.625 mm,连续扫描214层,导入到Mimics软件中。

1.2 图像处理流程

由于214层MRI图片的灰度、结构的差异性,首先对MRI图像进行去噪、分割等处理,最后进行三维建模,图像处理的整个流程见图3。

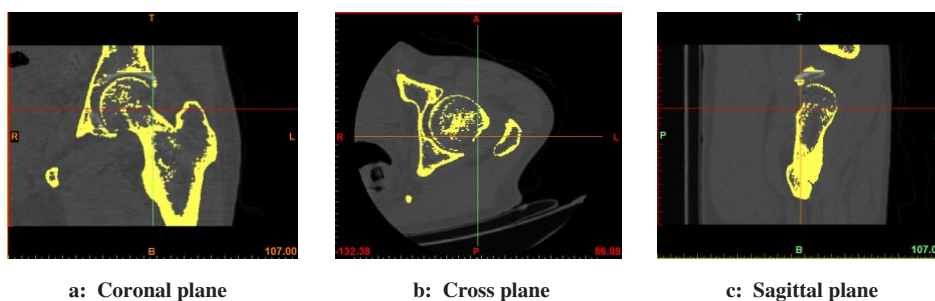


图3 Mimics医学图像处理流程图

Fig.3 Flowchart of Mimics for medical image processing

1.2.1 图像预处理 在实际成像环境下和处理传输过程中,医学图像不可避免地存在各种噪声^[5]。为了提高图像对比度和便于图像分割,首先对MRI图像进行去噪、平滑等操作。

1.2.2 图像的分割 医学图像分割的目的是将感兴趣的区域进行分离,在构建三维模型时可以分别对不同区域进行重建^[6]。根据不同的组织、器官灰度值差异的实际情况,采用不同分割方法,常用方法包括阈值和区域生长分割两种。阈值分割则是借助灰度级门限,将灰度直方图划分为目标和背景两段,结合图像灰度值来分割目标与背景^[7]。其中,阈值分割法用于骨骼与其它组织的分离,Mimics软件Segmentation工具Thresholding模块分割出骨骼的Mask,如图4所示。针对非相连小区域的情况,区域生长分割效果较好,利于股骨和其它骨骼分离,再利用Region Growing模块等操作分离出股骨的Mask(图5)。



a: Coronal plane

b: Cross plane

c: Sagittal plane

图4 阈值分割图

Fig.4 Image of thresholding

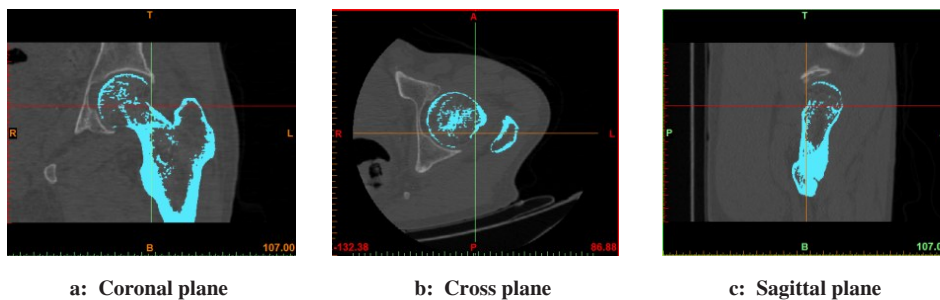


图5 区域增长后分割图

Fig.5 Image of region growing

股骨经过分割后产生的Mask有许多毛刺和空洞,必须进行光滑和填充处理。本文使用方法包括形态学调整(开运算、闭运算等)、布尔运算和容积填充。开运算经过先腐蚀后膨胀的过程,具有消除微小物体,分离目标物体的作用。先膨胀后腐蚀的过

程称为闭运算,它具有填充物体内部细小空洞,连接邻近物体和平滑边界的作用^[8]。结果表明,形态学调整与布尔运算、容积填充方法相结合使用效果更好。本文主要使用Mimics 软件中的Morphology Operations模块,分割结果如图6所示。

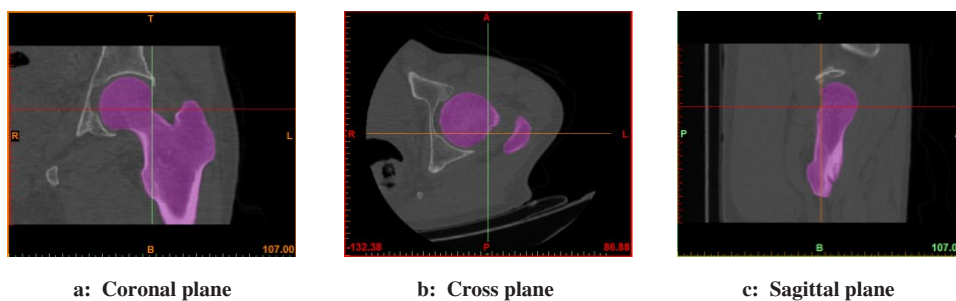


图6 形态学调整后的分割图

Fig.6 Image of morphology operation

1.2.3 股骨的三维重建 分割后的Mask利用Mimics软件中的Calculate 3D 模块重建出完整的股骨几何表面模型,与真实的股骨外形特征相吻合(图7)。最后输出STL文件格式,用于体扫描显示屏进行显示,辅助医生全方位观察股骨病变情况。

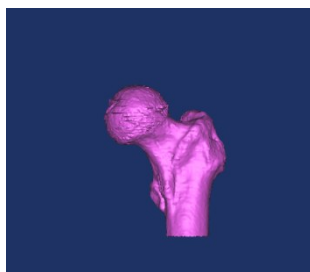


图7 股骨三维重建图

Fig.7 Three-dimensional reconstruction image of femur

2 压缩算法的研究

2.1 八叉树基本模型

八叉树结构模型是Hunter 博士于1978年首次提出的一种树状数据结构,包括规则八叉树和线性八

叉树两种^[9]。规则八叉树节点父子关系由指针表示,每个中间节点要存储1个父节点和8个子节点的指针以及本节点的属性值,因此内存消耗极大,一般仅用于数据索引或图形索引。而线性八叉树只存储叶节点的地址码和属性值,因而更适用于点云的高效压缩^[10-11]。

首先确定点云数据最小外接立方体,作为点云线性八叉树的根节点。然后分割成大小相同的8个子立方体作为子节点,如此递归划分,直至无法划分或子立方体的边长等于给定的距离。至此,将点云空间划分为 2^n (n 为树的深度)次方个子立方体^[12]。

2.2 八叉树均匀化压缩理论

在八叉树结构中,中间节点常用Morton 码编码,定义为: $Q = \text{Morton}(n, x, y, z)$, n 为树的深度, x, y, z 分别表示X、Y、Z方向上的编码, Q 是Morton 码编码值^[13]。图8表示每个节点编码顺序。

点云数据模型便可以用 n 层八叉树表示,每个子节点的八叉树编码 Q 可用公式(1)表示:

$$Q = q_{n-1} \dots q_m \dots q_1 \cdot q_0 \quad (1)$$

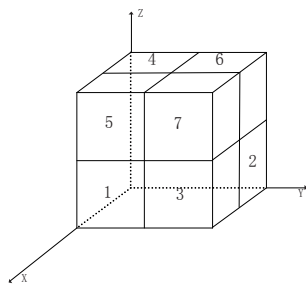


图8 八叉树编码规则

Fig.8 Rule of octree encoding

其中, q_m 为八进制数, 表示该节点在第 m 层的序号; Q 完整表达每个子节点的位置和它到根节点的路径。

为保留原有点云模型的密度分布特征, 本文提出一种基于区域密度的压缩算法, 通过统计子节点

中点的个数来计算该处的点密度, 若密度大于给定阈值, 则继续划分, 反之停止划分, 最后密度大的区域保存了较多的点^[14]。针对本文采用的体扫描显示屏, 本文提出一种基于中心点的压缩算法, 任一子立方体代表点的选择都是几何立方体中心点, 压缩后模型的点云分布得到了均匀化。

本文选用成人股骨模型文件仿真上述算法, 股骨模型如图 9a 所示, 含 209 550 个点, 基于中心点的八叉树算法压缩精度为 1.0 mm, 原始八叉树、基于密度八叉树和基于中心点八叉树压缩后的效果分别如图 9b、图 9c 和 9d 图所示, 压缩后的点数依次为 6 642、6 642、4 499。以上 3 种算法的压缩比分别为 3.17%、3.17%、2.15%, 图 9d 所示算法压缩比高于图 9b 和图 9c 所示算法。

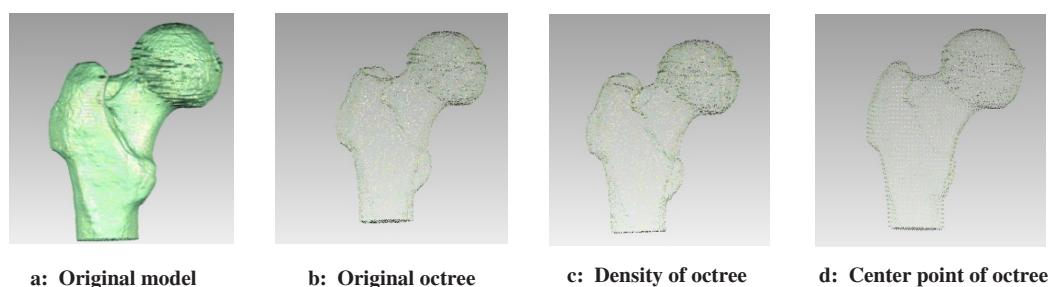


图9 3种算法对比图

Fig.9 Comparison of three algorithms

针对模型大小和显示屏分辨率, 用户可以自定义基于中心点八叉树压缩算法的压缩精度, 选择最适合于本实验室体扫描显示系统。Morton 编码提高了数据的传输效率, 且压缩后的模型得到均匀化, 从而提高整个系统的处理效率。

3 基于点云库(PCL)压缩算法实现

PCL 是处理 2D、3D 图像和三维点云数据跨平台的大型开源 C++ 程序开发库^[15-17]。在吸收国内外有关点云数据研究的基础上, PCL 实现了大量最新点云数据处理技术的通用算法, 其中 PCL 的 Octree 模块提供了 16 个类, 用于对点云数据进行压缩。为了最大利用体扫描显示屏, 首先应确定压缩精度 d , 假设体扫描显示系统显示屏的水平方向和垂直方向上的宽和高分别为 n 和 h , 有效显示空间中最大值为 N_d 和 N_h , 则:

$$\begin{cases} N_d = \frac{n}{\sqrt{2}} \\ N_h = h \end{cases} \quad (2)$$

为充分利用显示屏 LED, N_d 选择向上取整。在图 2 所示的小型体扫描显示系统中, $n=96, h=128$ 。假

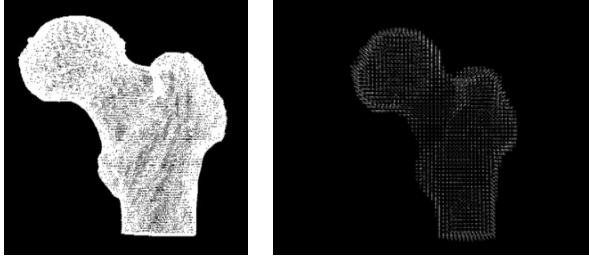
设三维模型在笛卡尔坐标系中各坐标轴方向上的尺寸分别为 L_x, L_y, L_z , 规定单位为 mm, 则模型的边界尺寸与显示空间分辨率之比即为每一个有效体素的占用空间。为提高数据量压缩效率和保证模型显示时的尺寸比例, 3 个比值中的最大值表示压缩精度 d , 则:

$$d \leq \text{Max}(L_x/N_d, L_y/N_h, L_z/N_d) \quad (3)$$

Mimics 获取的股骨数据用于压缩仿真, 尺寸 91.723 mm×55.594 mm×113.153 mm, 点数为 209 550 个, 其中 $N_d=68, N_h=128$, 由式(2)和式(3)计算得到 $d \leq 1.66$ mm, 取 $d=1.66$ mm, 压缩后模型点数为 5 879, 采样压缩比约为 2.81%, 压缩前后的模型分别如图 10a 和图 10b 所示。压缩编码统计信息如图 11 所示。

4 旋转算法的实现

为了利于医生多角度观察股骨模型, 股骨三维模型需要进行旋转, 易于医生操控模型, 数据在体扫描显示屏上显示, 给医生 3D 可视化感知, 建立一套完整的手术导航系统, 进而辅助医学诊断。在进行三



a: Before compression

b: After compression

图10 股骨压缩前后对比图

Fig.10 Image before and after spinal cord compression

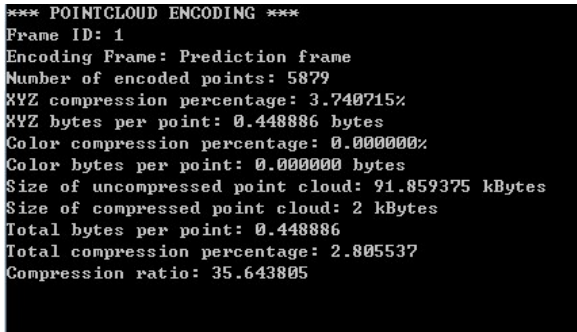


图11 压缩编码统计信息

Fig.11 Statistics of compression

维模型显示时,经常需要对模型进行旋转处理,旋转分为绕坐标轴旋转和绕任意轴旋转。本文三维模型是由大量点组成,相当于模型上每一个点绕旋转轴旋转。假设模型上任意一点 $P=(x,y,z)$,绕X、Y、Z轴旋转角度分别 a_x 、 a_y 、 a_z ,旋转之后为 $P'=(x',y',z')$,如图12所示。

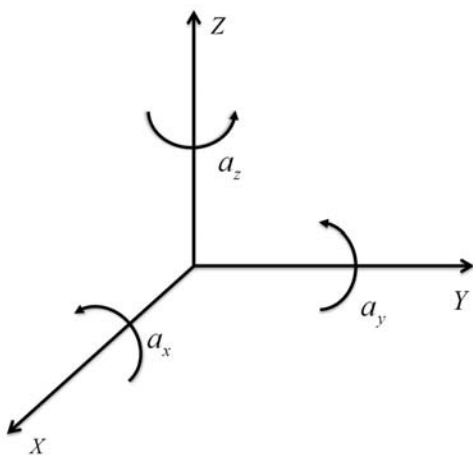


图12 绕坐标轴旋转示意图

Fig.12 Schematic diagram of axis rotation

(1)点 P 绕X轴旋转 a_x 角度变为 P' ,如图12所示,其坐标变换关系为:

$$x' = x$$

$$y' = y \cos a_x - z \sin a_x \quad (4)$$

$$z' = y \sin a_x + z \cos a_x$$

旋转矩阵表示为:

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos a_x & -\sin a_x \\ 0 & \sin a_x & \cos a_x \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} \quad (5)$$

更简洁的形式为:

$$P' = R_x P \quad (6)$$

(2)点 P 绕Y轴旋转 a_y 角度变为 P' ,如图12所示,其坐标变换关系为:

$$x' = z \sin a_y + x \cos a_y \quad (7)$$

$$y' = y$$

$$z' = z \cos a_y - x \sin a_y$$

旋转矩阵形式为:

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos a_y & 0 & \sin a_y \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin a_y & 0 & \cos a_y \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} \quad (8)$$

(3)点 P 绕Z轴旋转 a_z 角度变为 P' ,如图12所示,其坐标变换关系为:

$$x' = x \cos a_z - y \sin a_z$$

$$y' = x \sin a_z + y \cos a_z \quad (9)$$

$$z' = z$$

旋转矩阵为:

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos a_z & -\sin a_z & 0 \\ \sin a_z & \cos a_z & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} \quad (10)$$

本文采用体扫描显示屏坐标采用的是柱坐标系,需要把点的笛卡尔坐标系转化为柱坐标系。在应力矩阵下,笛卡尔坐标系可以表示为:

$$P' = \sigma_d = \begin{bmatrix} \sigma_x & \tau_{yx} & \tau_{zx} \\ \tau_{xy} & \sigma_y & \tau_{zy} \\ \tau_{xz} & \tau_{yz} & \sigma_z \end{bmatrix} \quad (11)$$

其中, d 代表笛卡尔坐标系, x 、 y 、 z 代表其坐标值。

圆柱坐标系可以表示为:

$$Q = \sigma_c = \begin{bmatrix} \sigma_r & \tau_{\theta r} & \tau_{zr} \\ \tau_{r\theta} & \sigma_\theta & \tau_{z\theta} \\ \tau_{rz} & \tau_{\theta z} & \sigma_z \end{bmatrix} \quad (12)$$

其中, c 代表圆柱坐标, r 、 θ 、 z 代表其坐标值。

圆柱坐标系下3个坐标的方向在笛卡尔坐标系可以分别表示为:

$$r \text{ 方向: } [\cos \theta \quad \sin \theta \quad 0]$$

$$\theta \text{ 方向: } [-\sin \theta \quad \cos \theta \quad 0]$$

$$z \text{ 方向: } [0 \quad 0 \quad 1]$$

组成方向矩阵:

$$M = \begin{bmatrix} \cos \theta & \sin \theta & 0 \\ -\sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (13)$$

那么圆柱坐标系下的点 Q 用在笛卡尔坐标系下

点 P' 和方向矩阵表示为:

$$Q = MP'M^T \quad (14)$$

笛卡尔坐标系下点 P 经过旋转到点 P' , 转换到柱坐标系下点 Q 的矩阵关系表达式为:

$$Q = MRPM^T \quad (15)$$

目前在实际应用中,模型很难实现绕任意轴旋转,本文采用绕坐标轴旋转,显示屏采用的是柱坐标系,高度为 h ,半径为 r ,模型长度为 l ,旋转 θ 角度,若 $l \sin \theta > 2r$,此时旋转后模型长度调整为 $l = 2r / \sin \theta$,模型上任一点坐标旋转后始终不超过显示屏最大显

示范围。原始模型显示效果如图 13a 所示,压缩后的股骨模型绕 Z 轴分别旋转 45° 和 90°,在体扫描显示屏上进行显示,如图 13b 和图 13c 所示。这样可以多视角观察股骨模型,有效辅助医生诊断疾病,对医学研究有着重大意义。

目前本实验室手术导航系统还没有应用于临床的真实病例,但是以上实验结果基本可以满足临床需求。因此,该系统有效克服了传统手术规划技术存在的主要问题^[18]。接下来将进一步升级完善系统并使其符合更高的临床应用标准。

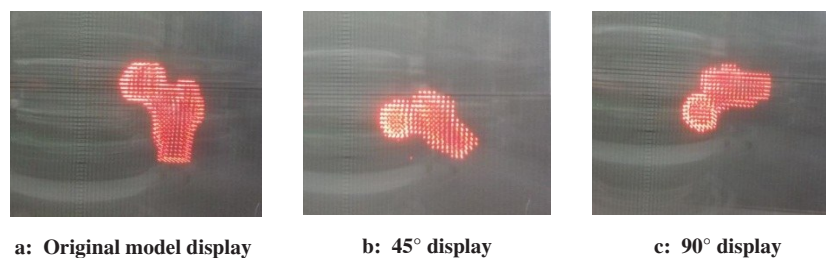


图 13 模型体扫描旋转显示图

Fig.13 Rotation display image of model swept volume scan

5 结论和展望

本文以“体扫描显示系统”课题为背景,提出高效、统一的数据处理方案,将 Mimics 和 PCL 等技术引入体扫描显示领域,提出完整的片源获取、点云压缩、旋转和数据生成方案,得到一套实用完整的“数据源采集—压缩—旋转—显示”真三维立体手术导航系统。目前手术导航已经成为骨外科领域中一种较成熟的先进技术,基于真三维技术的手术导航系统提高了手术的安全性和准确性。真三维显示技术在很大程度上克服了常规 CT、MRI 显示的弊端,医生能够以 3D 形式感知器官,有助于临床更准确地制定更加高效的治疗方案,辅助医生诊断疾病,建立信息化的医学平台,推进体扫描显示技术的发展和应

另外,手术导航系统只是作为一种精确定位并能完成部分操作的手术辅助工具,并不能完全替代骨科医生的临床经验。由于本文采用体扫描显示屏是原型机,存在着分辨率低的问题,造成图像部分细节丢失,还不能完全达到医学图像处理要求。实验室正在不断升级体扫描显示屏,进一步提高显示屏分辨率,以适应现代医学图像的要求。

【参考文献】

- [1] 何叶松,杨华哲,李阳,等. 人体颅脑 MRI 图像中下颌骨的分割及三维建模[J]. 中国医学物理学杂志, 2010, 27(3): 1876-1880.
HE Y S, YANG H Z, LI Y, et al. Mandible segmentation and three-

- dimensional modeling in human craniocerebral MRI images [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2010, 27(3): 1876-1880.
- [2] 潘文平,沈春林,李莉,等. 基于数字微镜器件和旋转螺旋屏的体三维显示系统[J]. 光电工程, 2010, 37(10): 144-150.
PAN W P, SHEN C L, LI L, et al. Volumetric three-dimensional display system based on DMD and a spinning helical screen [J]. Opto-Electronic Engineering, 2010, 37(10): 144-150.
- [3] 田丰,夏雪,王鹤. 真三维显示在医学教育与仿真中的应用[J]. 液晶与显示, 2012, 27(4): 535-538.
TIAN F, XIA X, WANG H. Applications of volumetric three-dimensional display in medical simulation and education [J]. Chinese Journal of Liquid Crystals and Displays, 2012, 27(4): 535-538.
- [4] 郝颖明,朱枫. 外科手术计算机辅助导航技术[J]. 生物医学工程学杂志, 2004, 21(2): 306-310.
HAO Y M, ZHU F. Computer-assisted surgical navigation technique [J]. Journal of Biomedical Engineering, 2004, 21(2): 306-310.
- [5] 李浩,杨金云. 基于偏微分方程的医学图像去噪[J]. 微计算机信息, 2006, 22(9): 276-277.
LI H, YANG J Y. Medical image denoising based on PDE [J]. Micro-computer Information, 2006, 22(9): 276-277.
- [6] 杨加,吴祈耀,田捷,等. 几种图像分割算法在 CT 图像分割上的实现和比较[J]. 北京理工大学学报, 2007, 20(6): 720-723.
YANG J, WU Q Y, TIAN J, et al. Several image segmentation algorithm in the CT image segmentation on the realization and comparison [J]. Transactions of Beijing Institute of Technology, 2007, 20(6): 720-723.
- [7] 钟柳花,樊庆文,赵益,等. 基于 MRI 切片的人体复杂结构的三维建模方法[J]. 中国医学物理学杂志, 2014, 31(3): 4885-4888.
ZHONG L H, FAN Q W, ZHAO Y, et al. The 3D modeling method of human body complex structure with MRI slices [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2014, 31(3): 4885-4888.
- [8] 吕晓琪,孟会含,任晓颖,等. 基于三维区域增长的脑部 MR 图像

(下转 618 页)