

文章编号:1004-7220(2010)06-0460-05

基于单幅 X 线图像和 CT 数据的 2D/3D 配准系统

焦培峰^a, 秦安^b, 赵卫东^a, 欧阳钧^b, 张美超^a, 樊继宏^a, 钟世镇^a, 李鉴轶^a

(南方医科大学 a. 基础医学院人体解剖学教研室生物力学实验室, 广州 510515;

b. 广东省医学图像处理重点实验室, 广州 510515)

摘要: 目的 建立基于统一计算架构(CUDA)下以单幅 X 线图像及 CT 扫描数据为数据源的 2D/3D 配准系统,并应用于膝关节在体运动及植入假体稳定性研究。方法 首先应用张正友标定法对采集 X 线图像设备进行标定;其次基于 CUDA 构架利用光线跟踪算法生成数字影像重建图像,以相关性函数为相似性测度计算 2D/3D 配准参数;最后以三维激光扫描仪所获得的点云数据进行 3D/3D 配准,以验证 2D/3D 配准结果。结果 以标本整体位置变换进行配准实验,6 自由度平均误差中,位移小于 1 mm,旋转小于 1°。结论 此 2D/3D 配准系统达到了运动检测精度的要求,可以作为研究膝关节运动情况和假体在体稳定性研究的计算平台。

关键词: 图像配准; CT 扫描; 统一计算架构; 标定

中图分类号: R318.01 文献标志码: A

2D/3D registration system based on single X-ray image and CT data

JIAO Pei-feng^a, QIN An^b, ZHAO Wei-dong^a, OUYANG Jun^a, ZHANG Mei-chao^a, FAN Ji-hong^a, ZHONG Shi-zhen^a, LI Jian-yi^a (a. *The Biomechanics Laboratory, Department of Human Anatomy, School of Basic Medical Science; b. Key Laboratory for Medical Image Processing of Guangdong Province, Southern Medical University, Guangzhou 510515, China*)

Abstract; Objective To build a 2D/3D registration system based on the compute unified device architecture (CUDA) frame with single X-ray image and CT data of knee joints and apply it in the research of knee motion and stability of implanted prosthesis. **Method** The digital radiography (DR) equipment used in the study was calibrated by the Zhang zhengyou Calibration Method, and then digitally rendered radiographs (DRR) images were generated in the CUDA frame with light-tracing algorithm, and the best 2D/3D registration parameters were calculated with a similarity operator of cross correlation; finally, the results were evaluated by using the method of 3D/3D registration with data obtained from a 3D laser scanner. **Results** With knee specimen X-ray images and CT data, in 6 degrees of freedom, the average errors of transform were below 1 mm, and those of rotation were below 1°. **Conclusions** The 2D/3D registration system can meet the precision requirement of motion detection and be used to study the knee motion and prosthesis location.

Key words: Image registration; CT scans; Compute unified device architecture (CUDA); Calibration

膝关节是人体内最复杂的关节,其正常运动包括屈伸、外展、内收、旋内、旋外等多种简单运动,这

些不同的运动方式在临床诊断及运动医学研究中均具有重要的意义^[1]。目前对膝关节运动或植入体

收稿日期:2010-09-15; 修回日期:2010-10-08

基金项目:国家自然科学基金资助项目(30600302),广东省科技计划项目(2006B36003022)。

作者简介:焦培峰(1977-),男,博士研究生,研究方向:生物力学。

通讯作者:李鉴轶,副教授,E-mail:wuxili@fimmu.com。

稳定性的研究中,有利用运动捕捉系统采集人体表面标记物进行人体运动分析的方法,但这种方法对骨组织的分析不够精确^[2];有利用断层设备多次成像后计算体数据变化来模拟运动的方法^[3],其采样率较低,采样过程不能模拟真实人体运动;还有检测体内置入标记物等方法,手段复杂且对人体有一定损伤。与上述方法相比,利用医学图像进行 2D/3D 配准是一种精确而易行的方法^[4-7]。近年来随着低剂量 X 线设备的广泛应用,辐射损伤大幅降低,基于 X 线图像和 CT 数据计算的 2D/3D 配准的优势更加显现^[8-9]。本研究基于硬件支持的 CUDA 构架,开发了以单幅 X 线图像及 CT 数据来计算的 2D/3D 配准系统,以期利用较少设备实现体内刚性

结构快速定位,从而应用于人体运动及假体稳定性研究中。

1 方法

本系统采用基于 2D/3D 配准技术,其原理为利用图像技术对 CT 体数据进行虚拟投影处理,生成数字影像重建图像(digitally rendered radiographs, DRR);构造相似性测度函数比较 DRR 图像与真实 X 线图像之间的相似性,通过变换体数据空间位置获得实时更新 DRR,相似性测度值达到极值时,体数据 6 自由度即是其对应的空间位置^[10-11]。本系统研发中,2D/3D 配准方法的实现及验证包括 3 个独立的部分,其流程图如图 1 所示。

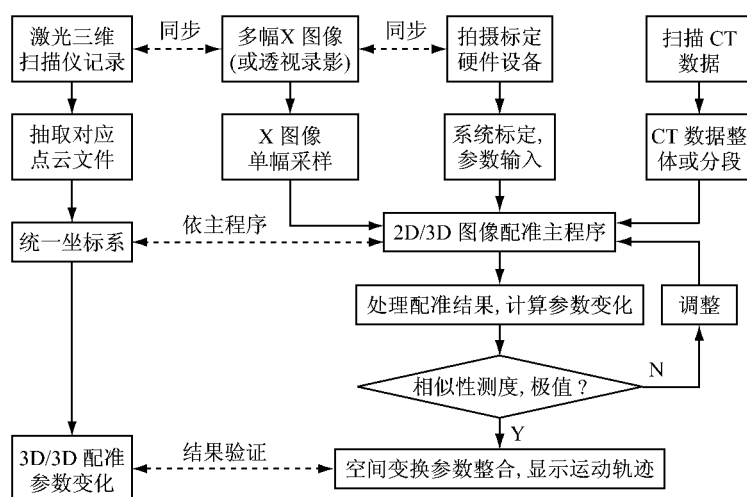


图 1 2D/3D 医学图像配准方法流程图

Fig. 1 Method flow chart of 2D/3D medical image registration

1.1 DR 拍摄条件的标定

2D/3D 配准应用中关键的第 1 步是 X 线图像拍摄条件的标定,此结果将作为参数设置为产生 DRR 的虚拟光源与影像接收屏的相对位置条件。

X 线成像原理与相机小孔成像原理相似,可以利用相机标定法来计算 X 线成像设备(digital radiography, DR)的拍摄条件^[12],本研究中采用张正友标定法^[13]来对 DR 设备进行标定。根据 X 射线特性,利用印刷电路板制作高精度的正方格标定板,以有机玻璃板夹持保证其始终为一平面,标定板及其 X 线图像如图 2 所示。拍摄时,DR 设备固定,连续拍摄标定板不同方位的透视图像 6 幅。处理时,首先

提取标定板图像中的直线,拟合直线方程,然后计算直线交点,获得其图像内所有 11×11 的交点坐标。在 Matlab Calibration Toolbox 的程序中对这些坐标点进行处理,计算光源与标定板空间位置关系,即 DR 拍摄条件,设置为 2D/3D 配准程序中虚拟光源与影像接收屏相对位置参数。

1.2 CUDA 构架下的 2D/3D 配准程序

DRR 成像模拟 X 线曝光过程,可认为其图像与 X 线图像为同源获得。本研究采用 DRR 和参考图像的互相关(cross correlation, CC)函数作为两种图像的相似性测度,其公式可表示如下:设图像 $F(i, j)$ 和图像 $R(i, j)$ 分别表示浮动图像(即 DRR 图像)

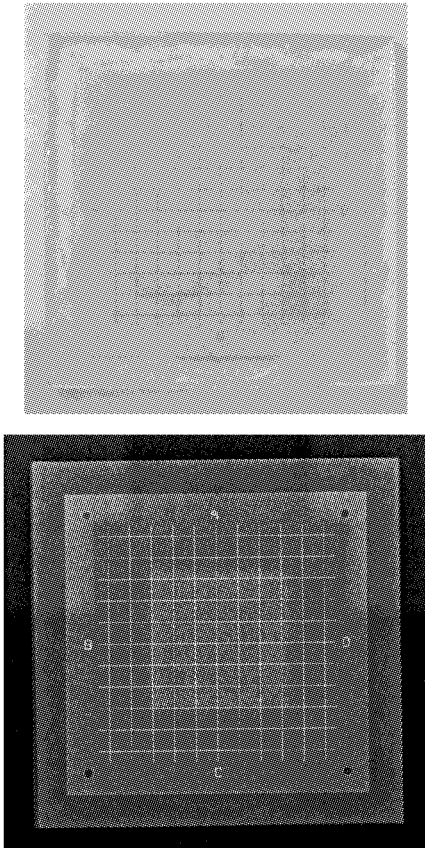


图2 标定板及其 X 线图像
Fig. 2 Calibration board and its X-ray image

和参考图像(即 X 线图像),

$$CC(F, R, T) = \frac{\sum (F(i, j) - \bar{F})(R_T(i, j) - \bar{R}_T)}{((\sum (F(i, j) - \bar{F})^2)(\sum (R_T(i, j) - \bar{R}_T)^2))^{\frac{1}{2}}} \quad (1)$$

$$T_{opt} = \arg \max_{\max} CC(F, R, T) \quad (2)$$

使目标函数 T_{opt} 取得最小值的参数即是最佳的配准参数。

系统实现过程中,为了突出膝关节的骨结构,对原始 CT 数据做了分段线性变化,突出骨窗内的灰度信息,对 X 线图像也做类似变化,将 DRR 和 X 线图像的骨结构灰度值调整到同一个区间。经过统一坐标系,在系统虚拟 DR 成像环境中,根据标定结果设置点光源和影像接收屏,由连接点源和影像接收屏上的像素得到穿越包含 CT 体数据的长方体的光线,累加穿越方向上的衰减系数,生成 DRR 影像。在 CUDA 构架下,利用 GPU 可以并行计算每根穿过

CT 体数据的光线上的累积 CT 值,得到对应像素点的灰度值,生成 DRR 图像,最后计算 X 线图像与浮动 DRR 图像的相关性 CC,利用 Powell 优化方法在 CPU 上计算参数优化方向,逐步减少 DRR 图像和 X 线图像的差异,完成配准的计算过程^[14-16]。

本研究中硬件设备为 Intel Pentium D 820 Processor(2.8 GHz)处理器,2 GB DRR2 内存,NVIDIA GeForce GTS 250 显卡,编程环境为 Visual Studio C++ .NET 2005。

1.3 激光三维扫描仪同软件组合的验证方法

采用高精度激光三维扫描仪和逆向工程软件相配合对 2D/3D 配准结果进行实测验证^[17],激光三维扫描仪型号为 RealScan USB Scanner Model 200,软件为 Raindrop Geomagic 8.0。实验中,在拍摄标本 X 线透视图像的同时以激光三维扫描仪记录每次拍摄标本的三维点云空间位置。在 Geomagic 8.0 中,对不同位置下的标本点云进行 3D/3D 配准,以此结果验证本系统 2D/3D 配准结果。激光三维扫描仪在 20 ~ 30 cm 距离内扫描时,其精度可达 0.01 mm,在 Geomagic 8.0 中对三维点云数据进行配准,其配准精度均值最大误差 0.05 mm。X 线图像及其对应点云如图 3 所示。

2 2D/3D 配准系统实验验证

2.1 材料和方法

新鲜人体膝关节标本 1 只,胫腓骨端长约 130 mm,股骨端长约 230 mm,标本两端用牙托粉筑模固定,以利于姿势摆放和激光扫描参照。广州军区总医院 CT 设备扫描(CT 型号:Siemens Somatom Definition 2008G,参数:80 kV、269 mA、1 s)。获得数据参数为:512 × 512 像素,层厚 0.75 mm。南方医院放射科 DR 设备下拍摄标定板图像 6 幅,标本 X 线透视图像 8 幅(DR 设备型号:Siemens AG,拍摄参数:60 kV、450 mA、10 ms)。拍摄时标本呈冰冻状态,每次拍摄变换位置,同时以固定的三维激光扫描仪记录每次拍摄 X 图像时的空间位置。X 线图像拍摄场景及激光扫描如图 4 所示。

首先利用标定板 X 线图像对 DR 设备采集条件进行标定,标定结果设置为配准程序中虚拟光源与影像接收屏位置关系。其次,在 2D/3D 配准主程序中,将 8 幅 X 线图像与 CT 数据分别进行配准,计算

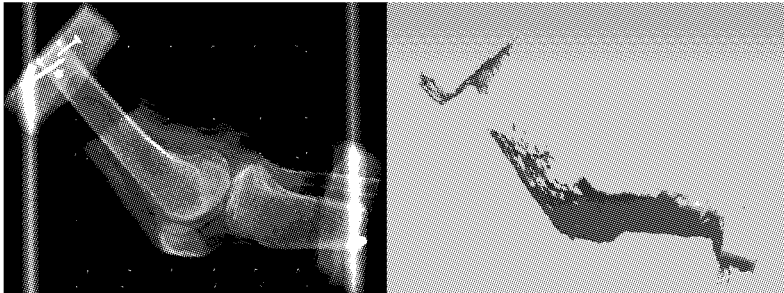


图3 标本 x 线图像及其对应点云
 Fig.3 X-ray image and point cloud of the specimen

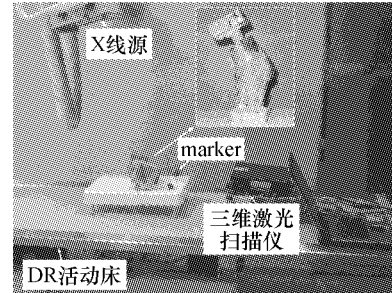


图4 X 线拍摄场景及激光扫描
 Fig.4 Scene of X-ray shooting and laser scanning

不同位置 X 线图像之间的空间变换关系。最后,经过统一坐标系后,在 Geomagic 8.0 中对点云数据进行 3D/3D 配准,以此验证 2D/3D 配准结果。

2.2 结果

配准结果的 6 自由度误差如表 1 所示,原始 X 线图像及其与 DRR 图像差值与拼接图如图 5、6 所示。

表 1 6 自由度误差分析

Tab.1 Error analytical table of 6 degrees of freedom

自由度	平移/mm			旋转/(°)		
	X	Y	Z	X	Y	Z
误差范围	0.31 ~ 1.26	0.02 ~ 1.18	0.05 ~ 1.13	0.01 ~ 0.94	0.19 ~ 1.54	0.15 ~ 1.00
(平均绝对值)	(0.840 549)	(0.337 531)	(0.620 327)	(0.320 102)	(0.799 087)	(0.526 254)
标准差	0.404 504	0.441 793	0.480 623	0.297 561	0.861 269	0.280 367

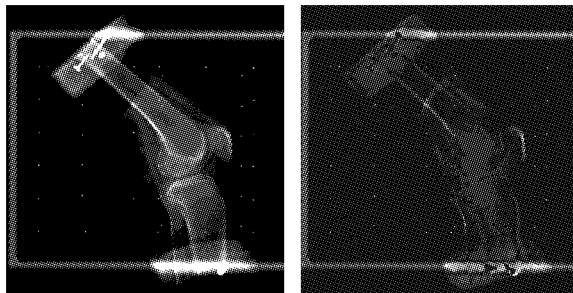


图5 X 线图像及其与 DRR 图像差值图
 Fig.5 X-ray image and difference image of X-ray image and DRR image

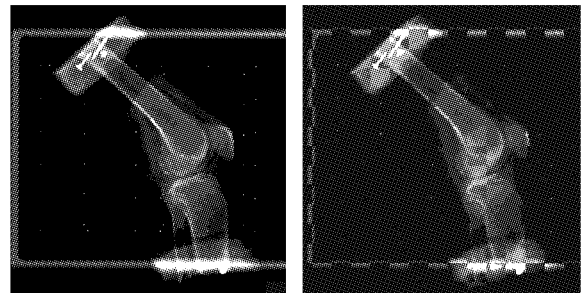


图6 X 线图像及其与 DRR 图像拼接图
 Fig.6 X-ray image and splicing image of X-ray image and DRR image

2.3 讨论

2D/3D 配准技术是医学图像研究领域一个热门的领域。目前国内外众多应用研究中,大多基于双透视设备图像和 CT 体数据。利用双透视设备采集图像过程繁杂,虽然配准效果较好,但对成像时目标所处位置要求较高,国内医院也较难以开展,因此以单幅 X 线透视图像和 CT 为数据源的配准具有更广泛的应用前景。随着硬件设备的加速发展,对 3D 数据的处理进入到 GPGPU 时代,本研究利用 CUDA

构架的显卡加速技术解决 2D/3D 配准中的 3D 投影问题,缩短了运算时间。

对单个刚体的空间定位是关节运动研究和计算植入假体空间位置的基础,本研究以膝关节整体冰冻标本作为单个刚体,验证 2D/3D 配准系统的计算精度。结果显示,本系统配准误差平均值绝对值,位移小于 0.84 mm,旋转小于 0.86°。综合分析误差来源,本研究认为有以下几点:(1) 在系统设计上,CT 数据体素大小为 mm 或亚 mm 级,而 X 线穿透的实

际物体其最小单位是微粒,因此模拟光线穿透 CT 体素与真实 X 线穿透物体两种成像方式之间差别甚大,同时 DR 接收板与程序中模拟影像接收器也存在很大的差别;(2) DRR 模拟 X 线成像,但 CT 数据本身即是重建后数值,因此模拟光线穿过程与真实拍摄物体差别很大。尽管在研究中着力提高 DRR 成像质量,但其细节部分与真实 X 线图像仍相差较大;(3) 由于 DR 拍摄 X 线图片距离通常在 1 m 左右,因此 DRR 成像时,光源与屏连线方向,即“景深方向”的自由度微小改变往往导致 DRR 图像无变化,使得配准参数出现钝化,这也是单成像系统相比双成像系统配准最大的劣势,只能靠提高数据源的质量来解决;最后,还有相似性测度比较等因素都影响配准精度,文献中多有分析,不再赘述。

3 结语

本研究开发的利用单幅 X 线图像和 CT 数据,基于 CUDA 架构的 2D/3D 配准系统,主要解决了 3 方面问题,即 X 线设备标定、2D/3D 配准以及三维点云数据验证。通过以刚性标本图像进行的实验测试,本系统精度达到实用要求,可进行植入刚体运动检测及稳定性分析。在此基础上,对数据进行分割计算处理,可用来对人体运动进行精确定位还原,这也是下一步的研究目标。

致谢:感谢广州军区广州总医院放射线科柏瑞医生的大力协助。

参考文献:

- [1] 李鉴轶,焦培峰,张美超,等. 膝关节在体稳定性评价系统的建立. 中国骨与关节损伤杂志[J]. 2007, 22(6):471-473.
- [2] 刘龙,孟光,张建国. 三维摄像测量系统测量人体上肢运动的算法研究[J]. 北京生物医学工程,2005,24(2):89-92.
- [3] Ryutaro Fujii, Hironobu Sakaura, Yoshihiro Mukai, *et al.* Kinematics of the lumbar spine in trunk rotation: in vivo three-dimensional analysis using magnetic resonance imaging [J]. *Eur Spine J*, 2007, 16(11): 1867-1874.
- [4] Zheng GY. Unifying energy minimization and mutual information maximization for robust 2D/3D registration of X-ray and CT images[C]//DAGM, 2007, LNCS 4713:547-557.
- [5] Jeffrey Bingham, Guoan Li. An optimized image matching method for determining in-vivo TKA kinematics with a dual-orthogonal fluoroscopic imaging system[J]. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2006,128:588-595.
- [6] Tomazevic D. 3-D/2-D registration of CT and MR to X-ray images[J]. *IEEE transactions on medical imaging*, 2003, 22(11):1407-1416.
- [7] Yamazaki T, Watanabe T, Nakajima Y, *et al.* Improvement of depth position in 2-D/3-D registration of knee implants using single-plane fluoroscopy [J]. *IEEE transactions on medical imaging*, 2004, 23(5):602-612.
- [8] Chen Y, Gao DZ, Nie C, *et al.* Bayesian statistical reconstruction for low-dose X-ray computed tomography using an adaptive-weighting nonlocal prior[J]. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 2009,33(7):495-500.
- [9] Chen Y, Ma JH, Feng QJ, *et al.* Nonlocal prior bayesian tomographic reconstruction[J]. *J Math Imaging Vis*,2008, 30(2): 133-146.
- [10] 梁玮,鲍旭东,罗立民. 基于互信息的 2D-3D 医学图像配准[J]. 生物医学工程研究,2004,23(1):14-16.
- [11] 张薇,黄毓瑜,栾胜,等. 基于灰度的二维/三维图像配准方法及其在骨科导航手术中的实现[J]. 中国医学影像技术, 2007,23(7): 145-149.
- [12] Schreiner S, Funda J, Barnes AC, *et al.* Accuracy assessment of a clinical biplane fluoroscope for three-dimensional measurements and targeting [C]//Proceedings of SPIE, 1997,3031:160.
- [13] Zhang ZY. Flexible camera calibration by viewing a plane from unknown orientations[C]//Proceedings of the 7th International Conference on Computer Vision, 1999:666-673.
- [14] 秦安,徐建,冯前进,等. 基于 GPU 的快速三维医学图像刚性配准技术[J]. 计算机应用研究,2010,27(3):1198-1200.
- [15] 徐建,秦安,卜祥磊,等. 基于 CUDA 的 2D-3D 配准技术的研究[J]. 计算机工程与应用,2010,46(11):56-59.
- [16] 徐建,秦安,孟晓林,等. 基于 CUDA 的 2D、3D 刚性配准方法[J]. 中国医学物理学杂志,2010,27(2):1721-1725.
- [17] Shah S, Sundaram G, Bartlett D, *et al.* The use of a 3D laser scanner using superimpositional software to assess the accuracy of impression techniques[J]. *Journal of Dentistry*,2004,32(8):653-658.