

基于磁共振图像的人体膝关节三维模型的建立*

张 宇¹ 郝智秀¹ 金德闻¹ 孙明学²

摘要 目的:建立人体膝关节三维模型,作为膝关节内部运动和受力分析的基础。**方法:**以磁共振图像作为数据源,通过域值法对图像进行预处理,并利用区域生长法进行图像分割,进而通过空间插值建立活体膝关节模型。**结果:**该方法建立的模型不仅包含股骨和胫骨骨端,而且包括了半月板和骨端软骨等软组织,更加符合膝关节内部的真实解剖结构。此外,该模型可以被导入有限元分析平台并用于股胫接触面的受力分析。**结论:**本方法适用于磁共振图像的膝关节模型建立,重建效果可以通过改变图像分割和空间插值的算法得以改善。

关键词 膝关节;图像分割;区域生长;三维重建;磁共振图像

中图分类号:R496,R318 **文献标识码:**A **文章编号:**1001-1242(2007)-04-0339-04

A method of vivo human knee joint 3D model reconstruction based on MR images/ZHANG Yu,HAO Zhixiu,JIN Dewen, et al. //Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2007,22(4):339—342

Abstract Objective:To reconstruct a 3D vivo human knee joint model. It could be used for further kinetics and dynamics analysis of the human knee joint.**Method:**Pretreating the images acquired from MR apparatus using threshold method,segmenting the images using region-growing arithmetic,and then reconstructing the model by using 3-dimension interpolations.**Result:**The reconstructed model consisted of tibia,femur as well as soft tissue such as menisci and cartilages. It can be merged in the FE software for further usages.**Conclusion:**This method is suitable for 3D model reconstruction from MRI,the model could be further improved by changing the segmentation and interpolation arithmetics.

Author's address Division of Intelligent and Biomechanical System,State Key Laboratory of Tribology,Tsinghua University,Beijing,100084

Key words knee joint;image segmentation;region-growing;3D reconstruction;magnetic resonance imaging

对于人体膝关节内部运动和受力规律的研究,一直是康复医学与机械生理学研究的热点,对临床医学与膝关节手术也具有指导意义。随着图像学和计算机科学的广泛应用,利用计算机构造的虚拟人体膝关节三维模型和有限元模型被越来越多地应用于这方面的实际研究,成果显著。国外已有的一些建模的实例,根据各自研究的侧重点不同,在方法和最终效果上各有不同。这些实例给我们构建自己的模型提供了宝贵的经验。基于医学图像建立符合人体实际结构的膝关节模型,是现在较多采用的方法。本文将阐述基于磁共振图像的人体膝关节三维模型的建立方法。该模型除包含股骨胫骨外,还包含属于软组织的股胫骨端软骨和半月板,这比以往的只包含股骨和胫骨骨端的三维模型更加真实^[1],因而更具有实际应用意义。用该方法建立的模型已经成功应用于对人体膝关节的力学分析中。

1 磁共振影像源

磁共振图像尽管灰度分布比 CT 图像复杂,一些组织的边缘较难界定,但由于磁共振图像对于大多数软组织的成像效果较好^[2],且对受试者没有伤

害^[3],因此,采用磁共振图像作为本模型的数据源。

磁共振图像是以层为单位间隔性扫描而成的,层和层之间的间隔越小,重构出的模型表面越连贯。在保证每层信息量的前提下,磁共振扫描采用了 2mm 的层厚和 0mm 的层间距以适应建模需要,因此建模时,每张图像间隔约为 2mm。成像对象为一中年女性左膝关节,所用仪器为 GE 公司的 ESAOTE/Artoscan_C 核磁共振扫描仪,扫描主平面为膝关节的矢状面,扫描 T1 加权像,主扫描面分辨率为 256×256,像素大小 0.70mm,扫描区域 85—90mm。

2 图像分割

图像分割是在磁共振图像上将欲建模的组织提取出来的过程,本例中采用域值分割,区域生长和人

* 基金项目:国家自然科学基金资助项目(30370684)

1 清华大学摩擦学国家重点实验室智能与生物机械分室,北京,100084

2 中国人民解放军总医院骨科研究所

作者简介:张宇,男,硕士

收稿日期:2006-06-05

工修补等步骤。对于膝关节内不同的构造, 如股骨、胫骨和半月板等, 分别分割和建模, 最后合为一体。

2.1 域值分割

磁共振扫描所成图像为灰度图像, 规定图像灰度的上下域值, 去掉不必要的信息, 相当于对图像进行二值化处理。所要建模的组织, 需要在整个图像序列上都被所选定的域值所囊括。经过合适界定的域值预处理的图像, 将大大减少后面的分割中所引入的误差, 计算耗时也将大量减少。

2.2 区域生长图像分割

区域生长法(region growing)以用户给定的一个种子点作为运算的初始条件, 根据用户给定的判定苛刻程度不断寻找灰度相近的关联点, 并实现区域的生长。直到无法找到满足条件的点时, 区域才被固定下来, 即得到了分割的区域。在本例中, 生长点人工给定, 生长准则采用均值和方差进行判定。

设二维图像上除种子点以外的第 n 个点的坐标为 (x_n, y_n) , 当 $n=0$ 时, 即 (x_0, y_0) 为起始点, 种子区域为 R (计算开始时即所选种子点), 定义各像素点的灰度值为 $f(x_n, y_n)$, 则种子区域内的灰度均值为

$$m_n = \frac{1}{n} \sum_{(x_n, y_n) \in R} f(x_n, y_n), n=0, 1, 2, \dots \quad (1)$$

$$\text{均方差为 } \sigma_n = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{(x_n, y_n) \in R} |f(x_n, y_n) - m_n|^2} \quad (2)$$

生长准则为, 若种子区域外第 $n+1$ 个点的灰度满足:

$$|f(x_{n+1}, y_{n+1}) - m_n| \leq T(x_n, y_n) \quad (3)$$

则该点被列入区域 R 内, 同时按照 (1)、(2) 式对 m_n 和 σ_n 进行更新, 准备下次计算。式中

$$T(x_n, y_n) = \left(1 - \frac{\sigma_n}{m_n}\right) T_c \quad (4)$$

其中 T_c 是反映判定苛求程度的常量, 在分割前予以定义^[4]。

种子生长点需要在所要建模的组织内进行选择, 它的灰度应尽量靠近该组织灰度的均值, 周围像素点的灰度尽量均匀。循环计算完成后, 检查整个图像序列的分割情况, 变更种子生长点, 或者改变大小, 直至分割结果在整个序列上接近实际解剖结构为止。如图 1 所示。

2.3 人工修补

经过上面步骤的处理后, 通过人工删补的方法, 填充组织区域内的空洞, 去掉分割边缘的毛刺以及其他位置引入的噪声。尤其需要根据解剖结构, 对组织边缘进行仔细的界定, 边缘的界定将对所重建模型的真实程度造成很大的影响。



图 1 区域生长分割结果(股骨)

3 模型的重建

模型的重建在 Mimics 软件平台上进行, 该平台提供了两种插值方式: 灰度插值和轮廓插值, 用于在分割好的图像层面之间生成插值点。

灰度插值完全将像素点的灰度作为插值标准, 并在三维空间中计算部分体积效应 (partial volume effect), 这使得生成的插值点均在图像分割形成的体素 (voxel) 当中, 因此, 建立的模型将在尺寸及细节程度上更符合图像分割的结果^[5-6]。通过建模实验, 这种算法重构的模型优点是细节表现突出, 并且模型的尺寸比较符合图像分割的结果。但对灰度值要求较高, 灰度变化较复杂的边缘部分会出现较大的噪声, 尤其当重建的模型细节较复杂, 本身体积又较薄较小的组织 (例如骨端软骨和半月板), 相邻层上灰度变化过大, 并且受部分容积效益影响更为严重, 重构出的模型变形很大。对于大体积模型的重建, 灰度插值的效果较好, 鉴于这种插值方法能够使重建的模型的尺寸较为精确, 我们的模型中股骨和胫骨采用了这种插值方法, 股骨和胫骨的尺寸作为模型其他部分的参考标准。插值算法选定后, 在软件平台下建立模型如图 2 所示。

轮廓插值是灰度插值在三维方向上的简化, 在 XY 平面上 (指扫描平面) 采用二维的灰度插值, 而在 Z 方向上 (一般是扫描图像的序列方向) 采用线性插值。因此, Z 方向上灰度变化较为强烈的较薄和较小的组织, 在线性插值的算法下也能得到较为圆滑的外形轮廓。由于线性插值不考虑体素的部分容积效益, 轮廓插值所重建出的模型的尺寸往往大于实际分割结果, 计算所得为图像分割所得体素的外轮廓包络。轮廓插值和灰度插值在 Z 方向上的计算差别, 可以用图 3 表示。

为保证半月板和股骨胫骨骨端软骨的形状和表面的连贯性, 这些组织的模型重建采用了轮廓插值的方法。重建后和股骨及胫骨的参考尺寸相比较, 三部分模型的平均误差约为 1.5 个体素大小, 即约为

1mm。

插值算法选定后, 建立的股骨骨端软骨模型如图 4 所示。

按照上面的几个步骤分别建立股骨、胫骨、股胫骨端软骨和半月板 5 个模型, 并按照扫描坐标系将它们组合得到人体膝关节的完整三维模型。如图 5 所示。



图 2 灰度插值建立的胫骨重建模型



图 3 轮廓插值和灰度插值在 Z 方向上的计算差别

左侧为灰度插值结果, 右侧为轮廓插值结果, 二者在灰度变化较复杂的上表面边缘有较大差别



图 4 轮廓插值建立的股骨骨端软骨模型



图 5 组合完成后的人体膝关节完整模型

4 三维模型向有限元模型的转化

用上面方法建立的人体膝关节三维模型最终需要运用到膝关节的力学分析中, 因此需要将三维模型转换为有限元模型, 这样将形成从医学影像到有限元分析的完整流程。通过医学影像建立膝关节有限元模型, 将比以往直接在有限元平台建立的模型和通过坐标扫描仪得到的模型更加真实可信^[7-8]。

经过上面的模型重建, 得到的模型是由三角形连接到一起的点云, 还不具有实体特征。将得到的模型数据按照文本方式输出, 会得到模型上所有插值点的坐标, 将这些坐标重新编排, 并按照 List 文件的格式进行书写, 便可以被 Ansys 有限元分析平台识别。List 文件分为两部分, 第一部分是模型上所有节点的坐标; 第二部分是这些坐标的关联关系, 即结构单元信息, 它书写格式如下:

$k, 1, 122.905600, -150.831700, -12.242284$

$k, 2, 123.008800, -150.754300, -9.790784$

$k, 3, 122.527400, -150.738400, -7.715484$

.....

$a, 80, 85, 58$

$a, 68, 80, 58$

$a, 40, 68, 58$

.....

其中 k 和 a 为起始字符, k 表示本行为节点坐标, 它的后面一行为本节点的顺序编号; a 表示本行为结构单元信息, 它后面的数字为第一部分编排好的节点编号, 表示该单元由哪几个节点构成。通过 Mimics 平台构建的模型都是由三角形单元构成的, 因此将各节点附近的节点以三角形的形式重新关联起来, 即可以得到完整的 list 文件。该 list 文件可以直接导入 Ansys 有限元分析平台。

在 Ansys 中将导入的模型按照实体模型导出 IGES 文件, 即可被其他的有限元平台 (如 Abaqus, Paton 等) 和大多数工程软件所识别, 识别出的模型将成为由三角形面所围成的三维实体, 可以进一步被网格化进行有限元分析。

5 结论

本文介绍了一种由磁共振医学影像重构人体膝关节三维模型的方法, 模型重构的方法包含了图像域值处理、区域生长法图像分割、灰度插值与轮廓插值等几个步骤, 重构出了包含股骨、胫骨、股胫骨端

软骨和半月板 5 个部分的较为完整的膝关节三维模型,并将其导入了有限元分析平台。

该方法重建的三维膝关节模型有如下一些特点:①源于活体膝关节的医学影像,更加真实的反映实际的解剖机构和相对位置关系;②股胫接触面的光滑程度较好,适用于膝关节的力学分析;③包含骨端软骨和半月板软组织,使得研究它们在膝关节运动中的运动规律和力学特性成为可能。

将本模型用于膝关节内应力及其他生物力学特性分析的结果表明这种建模方法是行之有效的^[9]。本模型还有一些需要改进的地方,主要问题在于软组织和股骨胫骨采用不同的插值方法,二者的误差范围有所不同。股骨胫骨的误差约为 ± 0.5 个体素大小,约为 $\pm 0.3\text{mm}$;而软组织模型的误差范围在 1 到 2 个体素大小即 1—1.5mm,因此模型在边缘处互相有所渗入,骨端软骨和骨本质之间不能完全吻合。这些有望通过更加合理的插值方法得以改进。

由医学影像进行膝关节三维模型的重构,因各自用途不同具体方法也不尽相同,很多国外引进的磁共振仪器所自带的软件平台也提供一定的三维重建功能,只是重建的效果多数不能满足力学分析的需要。本文所提出的方法是通过实验得到的较为可行的,可用于力学分析的模型重构的一种方法。但不论哪种方法,膝关节的模型重构都要经过医学影像的图像处理、图像分割、空间插值、结果导出等几个必要步骤,其中图像分割和空间插值所采用的方法将对最后模型重建的效果产生较大的影响。图像分割除了本文提到的区域生长法以外,还有模糊连接法^[10],动态捕捉法等^[11]。空间差值对于部分容积的计算也有很多改进的方法^[12],这些算法的讨论都是相应领域的研究热点,任何算法上改进成果都有望使模型重构的结果更加完善。

参考文献

- [1] William JA, Scott Tashman. A method to estimate in vivo dynamic articular surface interaction [J]. Journal of Biomechanics, 2003, 36(9): 1291—1299.
- [2] Jensen MA, Rahmat-Samii Y. EM interaction of handset antennas and a human in personal communications [J]. IEEE Proc, 1995, 83 (1): 7—17.
- [3] Wehrli FW, Shaw D, Kneeland JB. In: Biomedical Magnetic Resonance Imaging: Principles, Methodology and Applications [M]. Weinheim: VCH Publishers, Inc, 1988.
- [4] 罗文村. 基于阈值法与区域生长法综合集成的图像分割法[J]. 现代计算机, 2001, 11(5): 43—46.
- [5] Soltanian-Zadeh H, Windham JP, Yagle AE. Optimal transformation for correcting partial volume averaging effects in magnetic resonance imaging [J]. IEEE TNS, 1993, 40(4): 1204—1212.
- [6] Bello F, Colchester ACF, Röhl SA. A geometry- and intensity-based partial volume correction for MRI volumetric studies [J]. Computerized Medical Imaging and Graphics, 1998, 22(2): 123—132.
- [7] Moglo KE, Shirazi-Adl A. Biomechanics of passive knee joint in drawer: load transmission in intact and ACL-deficient joints [J]. The Knee, 2003, 10(3): 265—276.
- [8] Haut-Donahue TL, Hull ML, Mark M, Rashid, et al. How the stiffness of meniscal attachments and meniscal material properties affect tibio-femoral contact pressure computed using a validated finite element model of the human knee joint [J]. Journal of Biomechanics, 2003, 36(1): 19—34.
- [9] 郝智秀. 含半月板活体膝关节建模及股胫关节生物力学特性研究[D]. 博士学位论文. 北京: 清华大学精密仪器与机械学系, 2006.
- [10] 林瑶, 田捷, 张晓鹏. 基于模糊连接度的 FCM 分割方法在医学图像分析中的应用 [J]. 中国体视学与图像分析, 2001, 6(2): 103—108.
- [11] Falcao AX, Udupa JK, Samarasekera S, et al. User-steered image segmentation paradigms: live wire and live lane [J]. Graphic models and Image Processing, 1998, 60(4): 233—260.
- [12] Hilmi Rifai, Isabelle Bloch, Seth Hutchinson, et al. Segmentation of the skull in MRI volumes using deformable model and taking the partial volume effect into account [J]. Medical Image Analysis, 2000, 4(3): 219—233.