

doi:10.3969/j.issn.2095-4344.2012.52.023 [http://www.crter.org/crter-2012-qikanquanwen.html]

张国前, 张书旭, 余辉, 林生趣, 谭剑明, 韩鹏慧, 王琳婧. 基于4D-CT最大呼气相位图像获取三维肺通气的信息[J]. 中国组织工程研究, 2012, 16(52):9807-9812.

基于4D-CT最大呼气相位图像获取三维肺通气的信息***★

张国前, 张书旭, 余辉, 林生趣, 谭剑明, 韩鹏慧, 王琳婧

文章亮点: 文章采用三维变形图像配准算法, 可基本反映出正常肺组织的功能状态, 但在肺气肿、慢性阻塞性肺疾病、特发性肺纤维化等呼吸系统疾病所造成的肺通气功能的改变方面, 文章中的方法得到的通气图像之准确性尚需进一步论证。

关键词: 肺功能; 通气成像; 变形配准; 雅克比行列式; 4D-CT

摘要

背景: 传统的肺功能成像技术存在诸多不便, 利用4D-CT中蕴含的通气信息进行功能图像的快速提取对肺部疾病的诊断和治疗有非常重要的意义。

目的: 探讨基于三维变形图像配准算法从4D-CT最大吸气相位和最大呼气相位图像中获取肺通气的三维分布的可行性。

方法: 利用电影模式采集自由呼吸状态下的胸部CT图像并利用已开发的4D-CT软件进行四维重建, 得到吸气末和呼气末双相位CT图像, 依次进行肺组织分割、利用基于体积的变形图像配准算法进行三维图像配准、量化分析三维空间像素的位移矢量, 最后得到通气度量图即肺功能区的三维分布图。

结果与结论: 利用三维变形图像配准算法, 实现了从4D-CT最大吸气相位和最大呼气相位图像中获取在任意横断位、冠状位和矢状位的肺通气分布。

Three-dimensional pulmonary ventilation imaging based on four-dimensional computed tomography at peak-exhale and peak-inhale phases

Zhang Guo-qian, Zhang Shu-xu, Yu Hui, Lin Sheng-qu, Tan Jian-ming, Han Peng-hui, Wang Lin-jing

Abstract

BACKGROUND: Traditional pulmonary functional imaging techniques have great inconvenience. Using the ventilation information in four-dimensional computed tomography to rapidly obtain the pulmonary functional imaging has important value for the diagnosis and treatment of lung diseases.

OBJECTIVE: To investigate the feasibility of getting the pulmonary ventilation imaging distribution based on paired four-dimensional computed tomography images at the peak-exhale and peak-inhale phases by means of three-dimensional deformable image registration.

METHODS: The computed tomography data of thoracic undergoing free breathing were acquired in Cine mode, and the previously developed four-dimensional computerized tomography software was used for the four-dimensional reconstruction. Computed tomography images at the peak-exhale and peak-inhale phases were obtained, the process of lung segmentation, three dimensional image registration based on deformable image registration algorithm, and quantization analysis of three-dimensional pixel displacement vector were in progress, and the regional ventilation images were obtained finally.

RESULTS AND CONCLUSION: By means of three-dimensional deformable image registration, the goal that extracting pulmonary ventilation images include transverse, coronal and sagittal based on paired four-dimensional computed tomography at the peak-exhale and peak-inhale phases was realized.

Zhang GQ, Zhang SX, Yu H, Lin SQ, Tan JM, Han PH, Wang LJ. Three-dimensional pulmonary ventilation imaging based on four-dimensional computed tomography at peak-exhale and peak-inhale phases. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu. 2012;16(52): 9807-9812.

广州医学院附属肿瘤医院放疗中心, 广东省广州市510095

张国前★, 男, 1985年生, 汉族, 山东省泰安市人, 广州医学院在读硕士, 主要从事图像引导放疗研究。zgqcc@126.com

通讯作者: 张书旭, 博士, 教授, 主任技师, 博士生导师, 广州医学院附属肿瘤医院放疗中心 广东省广州市 510095 gthzxs@163.com

中图分类号:R318
文献标识码:B
文章编号:2095-4344
(2012)52-09807-06

收稿日期:2012-05-05
修回日期:2012-07-09
(20120305016W·C)

Department of
 Radiotherapy,
 Guangzhou Medical
 University Cancer
 Institute and Hospital,
 Guangzhou
 510095, Guangdong
 Province, China

Zhang Guo-qian★,
 Studying for master's
 degree, Department
 of Radiotherapy,
 Guangzhou Medical
 University Cancer
 Institute and Hospital,
 Guangzhou
 510095, Guangdong
 Province, China
 zgqcc@126.com

Corresponding
 author: Zhang
 Shu-xu, Doctor,
 Professor, Chief
 technician, Doctoral
 supervisor,
 Department of
 Radiotherapy,
 Guangzhou Medical
 University Cancer
 Institute and Hospital,
 Guangzhou
 510095, Guangdong
 Province, China
 gthzxs@163.com

Supported by: the
 National Natural
 Science Foundation
 of China,
 No.81170078*; the
 Technology Planning
 Project of
 Guangdong Province,
 No.2011B031800111*;
 the Technology
 Planning Project of
 Guangzhou City,
 No.2011J4300131*

Received: 2012-05-05
 Accepted: 2012-07-09

0 引言

目前肺功能的定量测定在肺部疾病的诊断、治疗方案的选择及预后评估方面正呈现着越来越多的应用。临床上对于肺功能的测定多采用肺功能测量仪, 主要的测定指标包括肺总量、残气量、肺活量、第1秒用力呼气量等。但是, 该方法仅仅反映肺的整体功能^[1], 无法对局部细节的肺功能进行量化, 而且由于肺组织具有良好的代偿能力, 只有当肺组织破坏30%以上时, 测定的肺功能才会出现异常^[2]。由于局部肺组织的功能水平可以由通气或者灌注信息来反映, 单光子发射计算机断层扫描(single-photon emission computed tomography, SPECT)、正电子发射计算机断层扫描(positron emission tomography, PET)、MRI、双源CT等技术都可以利用通气或者灌注成像进行局部肺组织功能水平的评价, 但这些技术同样存在一定的局限, 如成像速度慢, 对设备要求高, 检查过程复杂等, 而利用4D-CT图像进行肺功能提取的过程简便、快捷, 仅需以下3个主要步骤: ①肺组织轮廓的分割。②采用变形图像配准技术得到肺三维空间像素的位移矢量。③量化分析位移矢量, 得到通气度量图。文中描述了利用重建的4D-CT中吸气末和呼气末双相位图像进行肺通气成像的过程, 为进一步实现局部肺功能的定量测定及其在疾病中的应用奠定了良好的基础。

1 对象和方法

设计: 肺通气成像实验。

时间及地点: 于2011年3月至2012年1月在广州医学院附属肿瘤医院完成。

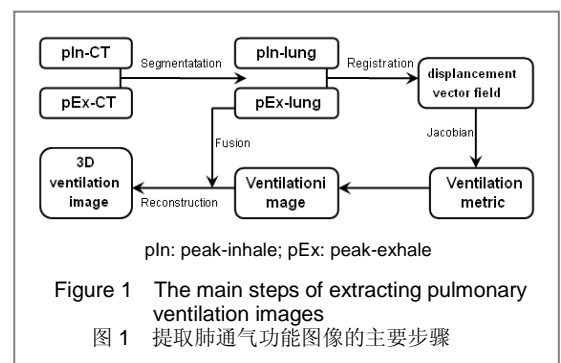
对象:

图像资料: 选取放疗患者治疗前的CT模拟定位图像, CT扫描前患者签署知情同意书并进行呼吸训练以尽可能使呼吸均匀。取仰卧位, 双手臂交叉置于额前, 真空袋固定体位, 对自由呼吸状态下的被检查者进行电影模式(cine模式)扫描, 扫描时管电压120 kV, 管电流150 mA, 螺距1.375。每个床位cine扫描持续

时间大约为一个呼吸周期加1 s, 即4-6 s, 每个床位重建8-15次CT图像, 每次重建16层。完成一个床位的cine扫描后停止扫描, CT床进到下一个位置再开始下一个cine扫描, 如此反复, 使扫描范围覆盖环状软骨至双肺最低位置以下水平, 共采集图像1 040张, 扫描层厚均为2.5 mm, 层距2.5 mm, CT像素矩阵均为512×512×104, 像素间距0.977 mm。扫描后将所得图像(Dicom3.0格式)传至张书旭等^[3]开发的4D-CT重建软件系统进行四维图像重建, 分出10个不同相位图像, 其中提取吸气末(相位1)及呼气末(相位5)双相位图像并传至Inter®Core™双核PC机。

设备软件: 配有2.0 GHz Inter®Core™双核处理器的PC机上进行, 配置好Matlab 7.0、分割配准工具包ITK 3.2(insight segmentation and registration toolkit, 3.2)、VTK 5.6(Visualization ToolKit, 5.6)及Elastix V4.4, 基于Microsoft Visual C++ 2008平台进行。

方法: 由4D-CT中提取的双相位图像进行肺功能成像的整个流程见图1。



肺组织轮廓的分割: 图像分割是指把图像分解成各具特性的区域并提取出感兴趣目标的技术和过程。为达到从胸部CT图像中分离出肺组织并保留肿瘤病灶, 去除气管和主支气管, 平滑肺边缘的目的, 实验采用基于阈值和区域生长法的算法在Microsoft Visual C++ 2008平台上实现肺组织分割。

肺组织轮廓的初步分割: 肺实质区域的初步分割采用一种改进的自适应阈值分割方法实现^[4], 二维图像的最优阈值 \hat{T} 由图像的平均梯度G来确定, 如式(1), 式(2)所示:

$$G = \frac{\sum_{i,j \in Z} g(i,j)}{\sum_{i,j \in Z} p(i,j)} \quad (1)$$

$$\hat{T} = \arg \max_{T \in Z} [G(T)] \quad (2)$$

$$P(i, j) = \begin{cases} 1, & g(i, j) > 0; \\ 0, & g(i, j) = 0. \end{cases} \quad (3)$$

其中 i, j 分别代表图像的行和列; T 为灰度, $f(i, j)$ 代表图像被 \hat{T} 剪切后的结果; $g(i, j)$ 代表 $f(i, j)$ 的梯度图像; $p(i, j)$ 代表图像中非零梯度像素的总和, 如式(3)所示。计算出最优阈值之后, 本文采用如下算法流程^[5]:

首先分别对每层图像进行阈值 \hat{T} 二值化处理, 肺内图像像素标定为 1, 背景像素标定为 0, 当前图像的层数记为 i , 初始化为 1, 统计标定为 1 的像素个数记为 N_i 。然后, 当 $N_i > 0$ 时像素保留, 否则去除, θ 为像素个数统计经验值。由于本算法只对图像非零梯度像素进行计算, 算法执行效率较高, 无时间延迟。

去除气管和主支气管: 气管和主支气管的去除采用区域生长的算法实现, 首先在关键肺门区自动定位种子点, 在种子点的 $3 \times 3 \times 3$ 邻域内进行增长, 气管区 CT 阈值定为 $-1\ 000$ Hu, 当区域增长进入肺组织时, 增长终止, 标定所有体素并分割。

左右肺区的分离: 为有效的进行左右肺区的分离, 实验采用曹蕾等^[6]提出的快速自适应分割算法, 首先, 利用基于部件分析的连接判断方法进行左右肺是否连接的快速判断, 由于左右肺区为目标区域内面积最大的两部分, 其他解剖区域面积会小很多, 此时引入一个经验阈值 $t=0.5$ 作为判断条件, 当目标区域内第一、二大区域面积相差过大超过此阈值时, 判断结果为左右肺区相连, 否则为不相连。其次, 基于投影积分数据快速的定位左右肺相连的矩形区域, 并根据矩形区域内的 CT 灰度值特征, 利用基于分水岭变换的分割方法, 对该矩形内相连肺组织进行分离, 避免了对整张 CT 图像进行重新分割, 提高了分割效率。

肺实质的边缘修补: 当被检查者肺部无异常病变时, 分割效果较为理想。当出现周围型肺癌胸壁粘连或中央型肺癌与纵膈出现粘连时上述方法得到的肺实质区域可能未包含该类肿瘤, 此时则采用人工辅助分割的方式。然后由有经验的影像诊断医师对分割结果进行评价。

双相位图像配准: 双相位图像配准工作是本研究中最重要的一环, 配准的精度将影响肺通气图像最后的结果。图像配准的目的是要找到一种空间映射关系, 将浮动图像最大可能的对齐到参考图像上, 在本环节将最大吸气相位和最大呼气相位 CT 图像分别作为参考图像

和浮动图像进行多分辨率 B 样条弹性配准, 其函数变换可以用仿射变换与径向基函数的线性组合来表示:

$$f(X) = AX + B + \sum_{i=1}^n W_i U(P_i - X) \quad (4)$$

其中, X 是向量坐标, A 和 B 定义一个仿射变换, U 是径向基函数, 在进行三维配准时

$$U(r) = |r| \quad (5)$$

$$r = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2} \quad (6)$$

实验所采用的该变形配准算法为五层金字塔结构, 每层循环迭代 256 次, 由粗到精不断循环迭代寻找最优形变转换函数, 配准过程使用基于 ITK 3.2 和 VTK 5.6 的 Elastix V4.4 工具包完成^[7], 其主要模块见图。

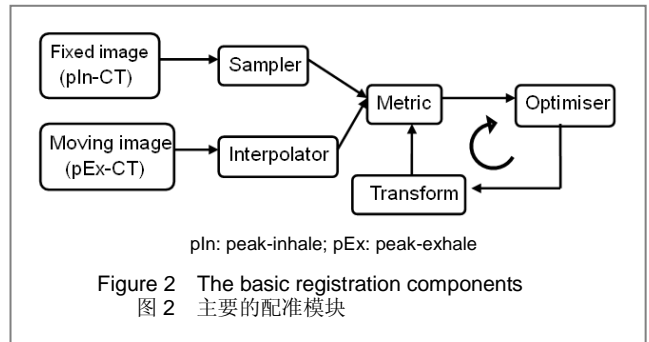


Figure 2 The basic registration components
图 2 主要的配准模块

首先对参考图像和浮动图像分别进行采样和插值, 得到变换后的两幅新图像, 计算二者的相似度。如不满足给定的相似度要求, 则采用某种参数寻优算法改变空间变换参数, 继续作用于浮动图像, 再计算变换后的新图像与固定图像的相似度; 如满足要求, 则停止寻参, 得到最终的空间变换。其中有 5 个关键模块: **sampler** 是采样器; **Interpolator** 是插值器, 用于估计浮动图像中非网格位置的灰度值; **Metric** 用来衡量两幅图像相似性的测度; **Optimizer** 是参数寻优算法, 也叫优化器。 **Transform** 是从浮动图像到参考图像的空间变换方式。

由于改变任意一个模块参数都会对配准结果产生一定的影响, 为了获得较好的配准效果, 作者做如下设置: **sampler** 采用随机坐标采样, 每次循环后重新进行采样, 空间采样数目设为 2 048; **Interpolator** 采用双线性图像插值, 简单且有效; **Metric** 采用高维互信息测度, 该测度不仅能够反映图像的灰度统计信息, 而且能够反映图像的空间信息, 具有较高的准确性。 **Optimizer** 选定为梯度下降优化参数法, 该法是利用梯度方向来决定每次迭代的新的搜索方向, 使得每次迭代能使待优化的目标函数逐步减小, 最大迭代次数设为 500, 最大步长设为 1。 **Transform** 采用三次 B 样条弹性变换, 最终的栅格

间距设为16个物理单位。

量化分析三维像素的位移矢量：肺通气成像通过量化分析三维像素的位移矢量实现，而三维像素的位移矢量可以用 Jacobian 行列式的值表示。在数学中，假设 $F:R^n \rightarrow R^m$ 是一个从欧式 n 维空间转换到欧式 m 维空间的函数。这个函数由 m 个实函数组成： $y_1(x_1, \dots, x_n), \dots, y_m(x_1, \dots, x_n)$ 。这些函数的偏导数(如果存在)可以组成一个 m 行 n 列的矩阵，这就是雅可比矩阵，其表达式如式(7)所示。

$$F = \begin{bmatrix} \frac{\partial y_1}{\partial x_1} & \dots & \frac{\partial y_1}{\partial x_n} \\ \dots & \dots & \dots \\ \frac{\partial y_m}{\partial x_1} & \dots & \frac{\partial y_m}{\partial x_n} \end{bmatrix} \quad (7)$$

将Jacobian行列式的数学理论类比到图像中，如果有一幅图像，经过形变之后形成一幅新的图像，求出原图中的每个点的Jacobian值，可以得到一个Jacobian矩阵。许多文献描述了Jacobian矩阵在医学图像形变中所表达的物理含义^[8-9]：它测量了一幅图像形变到另一幅图像时局部体素的扩张和收缩度，如果Jacobian>1，那么原图经过形变后，该体素体积要扩张；如果Jacobian<1，那么该体素体积就要收缩。如果Jacobian=1，那么该体素无体积变化。当Jacobian<0时，说明形变场在局部体素是不可逆的，出现负值意味着形变场在该体素处估计失败。在实验中，吸气相位CT图像通过三维弹性配准形变到呼气相位CT图像的过程中，每个像素点的Jacobian值反映了该处肺体积的变化，即该处肺组织通气程度。利用双相位图像配准的形变场计算得到的Jacobian行列式的值就可以对三维空间内的肺组织进行通气功能的量化。实验中利用Elastix工具包转换双相位图像配准形变函数得到三维jacobian矩阵，然后基于Matlab7.0平台将三维Jacobian矩阵中的每一层二维矩阵转换为灰度图像，并进行彩色化处理，见图3，然后与相应层面参考CT图像进行融合，即可得到该患者肺组织所有横断面、矢状面、冠状面的通气CT图像。

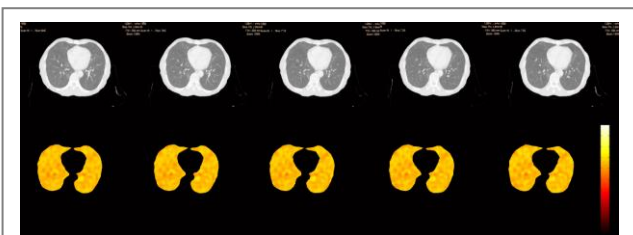
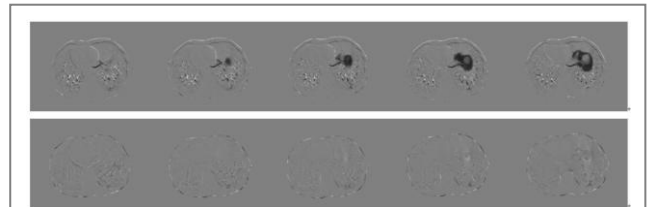


Figure 3 Partial CT images and corresponding ventilation pseudocolor
图3 部分CT图像及对应层面的通气伪彩图

2 结果

基于双相位CT进行的双肺轮廓的分割和配准都获得了良好的效果，初步实现了肺通气功能成像的目标。其中，在对104张肺组织图像进行自动及人工分割后，经资深影像诊断师目测检验，得到平均分割满意率为97%，平均每层分割时间为20 s。对于B样条弹性配准结果的准确性，许多文献中都对此进行了报道^[10-12]，实验中应用的多分辨率B样条配准方法可以满足配准精度的要求，在对同体双相位CT图像进行变形配准后，首先，为了从主观方面评价配准效果，将参考图像分别与浮动图像和配准结果图像相减，见图4。



注：上图为1例4D-CT中82到86层参考图像与浮动图像相减后的结果；下图为相同层面参考图像与配准结果图像相减后的结果，通过对比可发现参考图像与配准结果图像的重合性能明显提高，二者差异明显降低，配准效果显著

Figure 4 Difference of images from slice 82 to 86 in four-dimensional computed tomography before and after registration
图4 4D-CT中82-86层配准前后的图像差异

客观参数评价结果显示：灰度均方根误差(the root mean square error, RMSE)从2.365 6下降至0.291 9。归一化互信息值(normal mutual information, NMI)由0.735 6上升至0.817 0。良好的配准结果证明了形变场的实际意义，同时实验中由配准形变场计算得到的Jacobian值均无负值出现，一定程度上反映了通气图像的准确性。

实验得出的部分CT与通气图像的融合效果图见图5。

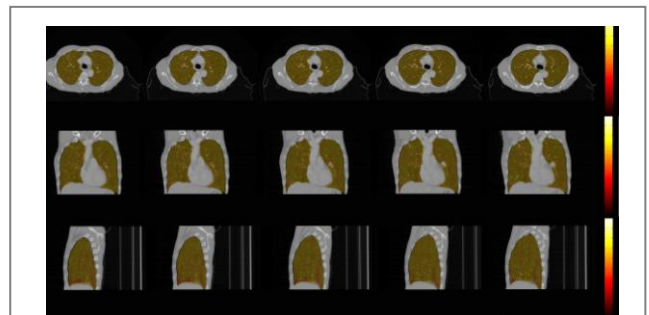


Figure 5 Fusion images of five continuous slices of ventilation images and CT, transverse section, coronal section and sagittal section from top to bottom respectively
图5 五个连续层面通气图像与CT的融合效果图，由上到下依次为横断面、冠状面和矢状面

高通气肺组织由红色区域表示, 颜色越浓则表示通气功能越好, 反之则为白色, 仔细观察发现双肺高通气区域及低通气区域均呈现均匀连续性变化, 双下肺高通气区域体积高于肺尖, 该特点与正常肺组织生理学特点基本吻合。由于Elastix V4.4工具包集成了多种图像配准方法, 可迅速的对大容量的医学图像进行弹性配准, 整个肺功能提取的过程简便、快捷, 在Inter®Core™双核PC机上对该例104层CT序列进行通气成像需20 min。

3 讨论

在已有的基于CT图像进行肺功能的研究中, 多采用螺旋CT、呼吸门控、自动化评估软件三者相结合的方式, 通过测算双相位CT肺容积的各项指标来对总体肺功能进行评价, 与同期测得的肺活量、肺总量、残气量相比, 经统计学分析呈显著相关^[13]。但是, 该方法仍然无法对局部细节肺功能进行量化, 特别是在肺部肿瘤的放射治疗过程中, 除影像学方法外现有的肺功能测量方法仍无法对局部高通气肺组织区域进行识别。实验开发的肺通气成像方法可实现对局部的肺组织区域功能进行量化, 在肺癌放射治疗时对于功能肺的保护具有重要的意义。有证据表明, 在肺癌的放射治疗中对局限性肺功能降低的区域进行照射^[14-15], 对高通气肺组织区域进行保护, 可以有效的减少放射性肺炎和肺纤维化等放疗副作用的发生。另外, 对于肺气肿和慢性阻塞性肺疾病的定量评价, 肺脏手术后肺功能的预测及肺移植后肺功能的检测方面同样具有潜在的积极意义。

实验中肺通气图像提取涉及肺组织的分割, 双相位图像配准及三维像素位移矢量的量化分析, 每个环节的准确进行是保证如实反映肺通气状况的基础。首先, 在配准之前进行肺组织轮廓分割是必要的, 获得准确的肺组织图像可排除配准过程中胸部其他组织的干扰, 目前的算法中绝大多数都是先进行图像的二值化处理, 在二值图上进行分割。该方法快速、简单, 但易导致胸膜连接结节以及肺内血管连接结节的丢失^[16], 本文中所采用分割方法可以实现肺组织的分割要求, 由于完全的自动化分割在遇到周围型肺癌胸壁粘连或中央型肺癌与纵膈出现粘连时仍可能出现过分割或欠分割的现象, 人工辅助工作仍不可避免, 如何在保证准确分割的基础上最大可能的减少人工辅助分割的工作量, 这将是下一步工作中将解决的问题之一。其次, 图像配准的精度对通气图像的准确量化有着非常重要的影响, 许多文献都对胸部CT图像不同的配准方法进行了报道, 如Matsopoulos等^[17]和

Margrit等^[18]通过提取解剖特征点和肺表面点等实现肺组织的全局变换和局部形变配准, 周颖玥等^[19]则利用仿射变换和多分辨率Demons算法实现了肺部高分辨率CT图像的配准。本文中应用的三维B样条弹性配准算法在配准精度及配准速度方面均可达到满意的效果。然而, 不同的配准算法对肺通气图像的影响尚不得而知。需指出的是, 4D-CT图像伪影对配准误差的影响同样不可忽视。实验中应用的三维非刚性配准算法较二维图像配准可以更加准确的反映肺组织在呼吸运动过程中的三维体积变化^[20], 但该算法中不同的配准参数如循环迭代次数, 相似性测度器及寻优算法等对最终得到的通气图像的影响, 文中尚未对此进行量化。另外, 在利用Jacobian行列式的值对三维空间内的肺组织进行通气度量的计算方面, 国外已有学者基于4D-CT应用变形图像配准算法对此进行了研究。Simon^[21]和Thomas等^[22]分别应用手动配准和光流法对双相位CT进行肺通气图像的提取并与Hu值代表的体积变化进行了比较, 取得了基本满意的结果。Castillo等^[23]和Yamamoto等^[24]均应用雅可比行列式(Jacobian)法和CT值(HU)变化法分别从二维和三维方向上量化计算了肺组织通气并对两种方法得出的结论进行了比较。Reinhardt等^[25]对麻醉后的羊进行4D-CT扫描后基于Jacobian行列式法进行通气成像后发现其结果与氦气增强的CT通气结果之间有着较高的相关性。本文采用的方法可基本反映出正常肺组织的功能状态, 但在肺气肿、慢性阻塞性肺疾病、特发性肺纤维化等呼吸系统疾病所造成的肺通气功能的改变方面, 本方法得到的通气图像的准确性尚需进一步论证, 目前大量的病例分析工作正在进行中。需要特别指出的是, 核医学即通过吸入放射性气体进行SPECT/CT成像依然是临床上应用的评价局部肺通气功能的标准手段, 实验方法所得通气图像的生理学精度仍需要与SPECT/CT的结果做出进一步的分析和比较, 在肺通气图像真正进行临床应用之前其生理学的验证是必要的。

致谢: 感谢广州医学院附属肿瘤医院放射科汤日杰主任对实验的协助及支持!

4 参考文献

- [1] Han XY, Ge Y, Li ZY. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu yu Linchuang Kangfu. 2011, 15(4):753-756. 韩晓雨, 葛莹, 李智勇. CT肺功能成像与其临床应用[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2011, 15(4):753-756.
- [2] Akira M, Toyokawa K, Inoue Y, et al. Quantitative CT in chronic obstructive pulmonary disease: inspiratory and expiratory assessment. AJR Am J Roentgenol. 2009; 192(1):267-272.

- [3] Zhang SX, Yu H, Yang J, et al. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu yu Linchuang Kangfu. 2010;14(26):4818-4822. 张书旭, 余辉, 杨俊, 等. 基于体积变化的四维计算机断层图像重建研究[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2010, 14(26):4818-4822.
- [4] Blahut RE. Algebraic codes for data transmission. Cambridge: Cambridge University Press, 2003:38-60.
- [5] Jia T, Meng L, Zhao DZ, et al. Dongbei Daxue Xuebao: Ziran Kexueban. 2008, 29(7):965-967, 975. 贾同, 孟磊, 赵大哲, 等. 基于CT图像的自动肺实质分割方法[J]. 东北大学学报: 自然科学版, 2008, 29(7):965-967, 975.
- [6] Cao L, Zhan J, Yu XE. Jisuanji Gongcheng yu Yingyong. 2008; 44(12):178-181. 曹蕾, 占杰, 余晓镔. 基于自动阈值的CT图像快速肺实质分割算法[J]. 计算机工程与应用, 2008, 44(12):178-181.
- [7] Klein S, Staring M, Murphy K, et al. elastix: a toolbox for intensity based medical image registration. IEEE Trans Med Imaging. 2010; 29(1):196-205.
- [8] Davatzikos. Measuring biological shape using geometry-based shape transformations. Image and Vision Computing. 2001; 19: 63-74.
- [9] Christian Gaster, Hans-Peter Volz, Stefan Kiebel et al. Detecting structural changes in whole brain based on nonlinear deformations-application to schizophrenia research. NeuroImage. 1999; 10: 107-113.
- [10] Kybic J, Unser M. Fast parametric elastic image registration. IEEE Trans on Image Processing. 2003; 12(11):1427-1442
- [11] Krucker JF, LeCarpentier GL, Fowlkes JB, et al. Rapid elastic image registration for 3-D ultrasound. IEEE Trans on Medical Imaging. 2002; 21(11):1384-1394.
- [12] Rueckert D, Sonoda L, Hayes C, et al. Nonrigid registration using free-form deformations: application to breast MR images. IEEE Trans on Medical Imaging. 1999; 18(8):712-721.
- [13] Zhang WH, Mu WB, Zhu JM, et al. Zhonghua Fangshexue Zazhi. 2001; 35(11):832-836. 张伟宏, 牟文斌, 朱杰敏, 等. CT肺功能成像技术研究[J]. 中华放射学杂志, 2001, 35(11):832-836.
- [14] Christian JA, Partridge M, Nioutsikou E, et al. The incorporation of SPECT functional lung imaging into inverse radiotherapy planning for non-small cell lung cancer. Radiother Oncol. 2005; 77:271-277.
- [15] Lavrenkov K, Singh S, Christian JA, et al. Effective avoidance of a functional SPECT-perfused lung using intensity modulated radiotherapy (IMRT) for non-small cell lung cancer (NSCLC): an update of a planning study. Radiother Oncol. 2009; 91: 349-352.
- [16] Chen H, Xu Y, Ma BR. Zhongguo Yixue Wulixue Zazhi. 2008; 25(6):883-886. 陈卉, 徐岩, 马斌荣. 针对肺结节检测的肺实质CT图像分割[J]. 中国医学物理学杂志, 2008, 25(6):883-886.
- [17] Matsopoulos GK, Pantelis A, Asvestas PA, et al. Thoracic non-rigid registration combining self-organizing maps and radial basis functions. Medical Image Analysis. 2005; (9): 237-254.
- [18] Margrit Betke, Harrison Hong, Deborah Thomas, et al. Land-mark detection in the chest and registration of lung surfaces with an application to nodule registration. Medical Image Analysis. 2003; (7):265-281.
- [19] Zhou YY, Feng HQ, Li CF. Hangtian Yixue yu Yixue Gongcheng. 2009; 22(3):198-204. 周颖玥, 冯焕清, 李传富. 同体呼气相和吸气相肺部高分辨率CT体积图像的配准[J]. 航天医学与医学工程, 2009, 22(3):198-204.
- [20] Yu H, Zhang SX. Yiliao Zhuangbei. 2011; 24(7):6-8. 余辉, 张书旭. 4DCT图像二维配准与三维配准的区别[J]. 医疗装备, 2011, 24(7):6-8.
- [21] Simon BA. Non-invasive imaging of regional lung function using x-ray computed tomography. J Clin Monit Comput. 2000; (16):433-442.
- [22] Thomas G, Kevin S, Josue NM et al. Quantification of regional ventilation from treatment planning CT. Radiation Oncology Biol. Phys. 2005; 62(3):630-634.
- [23] Castillo R, Castillo E, Martinez J, et al. Ventilation from four-dimensional computed tomography: density versus Jacobian methods. Phys Med Biol. 2010; 21; 55(16):4661-4685.
- [24] Yamamoto T, Kabus S, Klinder T, et al. Four-dimensional computed tomography pulmonary ventilation images vary with deformable image registration algorithms and metrics. Med Phys. 2011; 38(3):1348-1358.
- [25] Reinhardt J M, Ding K, Cao K, et al. Registration-based estimates of local lung tissue expansion compared to xenon CT measures of specific ventilation. Med Image Anal. 2008; 12(6):752-763.

来自本文课题的更多信息--

基金资助: 国家自然科学基金面上项目(81170078); 广东省科技计划项目(2011B031800111); 广州市科技计划(2011J4300131)。

作者贡献: 课题设计、指导实验过程及论文写作为第二作者, 实验实施为第一、三、六作者, 评估为第五、七作者, 资料收集为第一、六作者, 第二作者审校, 第一作者成文并对文章负责。

利益冲突: 课题未涉及任何厂家及相关雇主或其他经济组织直接或间接的经济或利益的赞助。

伦理要求: 参与实验的患病个体自愿相关资料。

文章概要:

文章要点: 假设基于三维变形图像配准算法从4D-CT最大吸气相位和最大呼气相位图像中获取肺通气的三维分布是可行的。

关键信息: 描述了利用重建的4D-CT中吸气末和呼气末双相位图像进行肺通气成像的过程。

研究的创新之处: 研究完成后, 不需要辅助SPECT、PET、MRI等影像设备, 仅利用4D-CT投影和变形图像配准技术, 就能实现简便、快捷的肺通气功能成像, 对肺部疾病的诊断和治疗具有积极意义。

作者声明: 文章为原创作品, 数据准确, 内容不涉及泄密, 无一稿两投, 无抄袭, 无内容剽窃, 无作者署名争议, 无与他人课题以及专利技术的争执, 内容真实, 文责自负。