

# Thin plate spline deformable registration of liver images

XIE Yao-qin<sup>1</sup>, BAO Shang-lian<sup>1\*</sup>, CHEN Guo-yue<sup>2</sup>

(1. Beijing City Key Lab of Medical Physics & Engineering, Peking University, Beijing 100871, China;

2. Department of Electronics and Information System, Akita Prefectural University, Honjyo Akita 015-0055, Japan)

**[Abstract]** **Objective** To take the discontinuous movements of anatomic structures around liver into account in deformable registration. **Methods** Bi-TPS (thin plate spline) deformable registration was proposed. The method partitioned the feature points according to the physician's segmentation of the template image during treatment planning. **Results** The average error and the standard deviation (SD) in modeling the absolute value of the displacement in the superior/inferior direction were reduced from (11.25 ± 2.60) mm before registration to (1.80 ± 1.39) mm after registration in a patient with liver tumor. **Conclusion** The proposed method can take the different motions of anatomic structures into consideration and allow segmented registration without delineating contours in the target images.

**[Key words]** Four dimensional intensity modulated radiation therapy; Image-guided radiation therapy; Deformable registration; Thin plate spline

## 肝脏影像的薄板样条弹性配准

谢耀钦<sup>1</sup>, 包尚联<sup>1\*</sup>, 陈国跃<sup>2</sup>

(1. 北京大学医学物理和工程北京市重点实验室, 北京 100871; 2. 秋田县立大学

电子情报学系, 日本秋田县 本庄 015-0055)

**[摘要]** **目的** 在弹性配准中考虑肝脏周边解剖结构间运动的不连续性。**方法** 采用双薄板样条弹性配准方法, 利用制定治疗计划过程中于参考影像中勾画的轮廓线信息对特征点进行分区。**结果** 对临床病例进行配准, 沿人体上下方向偏移量绝对值的平均误差从配准前的 11.25 mm 降到配准后的 1.80 mm, 标准方差从 2.60 mm 降到 1.39 mm。**结论** 该方法考虑了脏器间运动的不同模式, 并且不需要在配准中对目标影像进行轮廓线勾画。

**[关键词]** 动态适形调强放疗; 影像导引的放射治疗; 弹性配准; 薄板样条

**[中图分类号]** R445.3; R575 **[文献标识码]** A **[文章编号]** 1003-3289(2009)03-0499-05

目前放射治疗一般把三维的肿瘤影像作为静止目标, 对它实施高剂量的适形调强放疗 (intensity modulated radiation therapy, IMRT)。然而靶区位于胸腹部时, 受呼吸运动的影响, 肿瘤在放疗过程中会偏离射野。最理想的解决方案是使放射源实时跟踪肿瘤运动。动态适形调强放疗 (four dimensional IMRT, 4D IMRT) 由于考虑到呼吸运动的影响而成为放疗的研究热点。胸腹部 4D IMRT 的前提是对呼吸运动的准确建模。常规方法往往将整幅影像视为一个整体, 未考虑不同器官交界处运动的不连续性<sup>[1]</sup>。

医学影像的配准与融合技术<sup>[2]</sup>已应用于医学临床的各个领域。为对肝脏周边组织运动的不连续性建立合理的物理模型, 需要对肝脏和胸壁等不同结构分别进行弹性配准。Brock 等<sup>[3]</sup>在进行肝脏配准时, 在参考影像和目标影像上同时勾画器官轮廓, 这种做法是不现实的, 因为对于动态 CT (4D CT) 的所有十个相位影像的感兴趣区 (region of interest, ROI) 进行手工勾画需耗费大量的时间和精力, 而且这种方法依赖于待配准的两幅影像间 ROI 表面准确的对应关系, 很难对同一 ROI 在两幅影像进行相同精度的勾画, 轮廓线勾画过程中的所有偏差都会给最终的配准结果引入误差。

本文提出双薄板样条 (thin plate spline, TPS) 弹性配准方法, 对呼吸中肝脏运动进行准确建模。

### 1 设计与方法

**1.1 方法概述** 图 1 是双 TPS 方法的流程图。首先采集患者的 4D CT 影像以及治疗计划中参考影像的脏器及肿瘤的轮廓线信息, 之后在两幅影像中自动识别特征点<sup>[4]</sup>; 对于参考影像, 仅识别胸壁轮廓线内部的特征点; 对于目标影像, 由于

**[基金项目]** 国家自然科学基金 (60672104), 北京市自然科学基金 (3073019), 北京教委共建项目 (JD100010607)。

**[作者简介]** 谢耀钦 (1972 -), 男, 福建漳州人, 博士, 讲师。研究方向: 肿瘤放射物理学、医学影像处理。E-mail: xieyaoqin@pku.edu.cn

**[通讯作者]** 包尚联, 北京大学医学物理和工程北京市重点实验室, 100871。E-mail: bao@pku.edu.cn

**[收稿日期]** 2008-11-27 **[修回日期]** 2008-12-23

没有轮廓线信息,需要对整幅影像进行特征点的自动识别;采用尺度不变的特征变换 (scale-invariant feature transformation, SIFT) 方法进行特征点匹配,匹配好的特征点对称为控制点,利用控制点在两幅影像上的坐标差得到该控制点的偏移矢量;在接下来的 TPS 插值变换<sup>[5]</sup>中,利用控制点的偏移矢量插值出参考影像中其他体素的偏移矢量;最后,将参考影像中胸壁内部 (包括肺和肝脏) 同一断层上各体素的偏移矢量沿上下 (superior/inferior, SI) 方向的分量进行平均,得到各断层的平均滑动偏移量。由于在参考影像中特征点只在胸壁轮廓线内部搜索,所得到的平均滑动偏移量不受胸壁相对静止的影响,从而解决了胸壁和内部脏器在呼吸中运动不连续的问题。

最后将参考影像根据各断层的平均滑动偏移量在胸壁轮廓线内部进行平移,得到滑动后的新影像。将该影像与目标影像之间重复进行特征点识别、特征点匹配和 TPS 变换,得到新影像中各体素的偏移矢量。由于平移后胸壁内外的运动已经连续,在参考影像中不需要只在轮廓线内部寻找特征点。将所得出的偏移矢量与所在断层的平均滑动偏移量叠加,计算出参考影像中各体素在目标影像上的对应点。

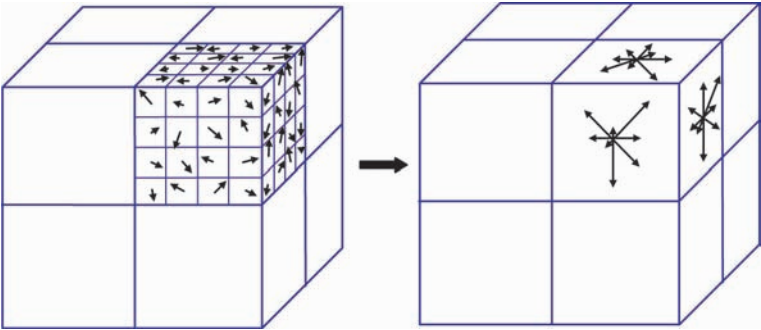


图 2 三维 SIFT 方法中的方向直方图

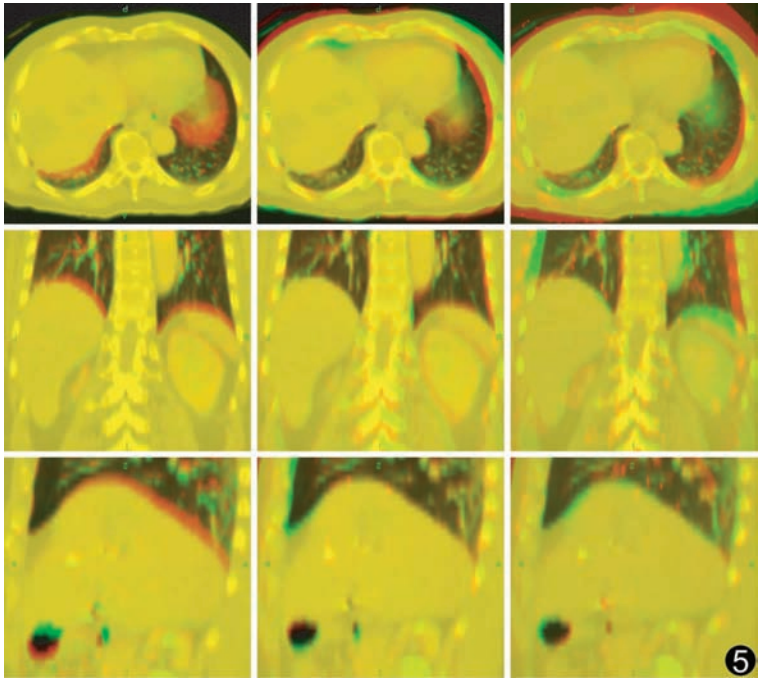


图 5 两种方法的肝脏弹性配准结果比较 三行分别代表轴状面、冠状面和矢状面;三列分别代表配准前两幅影像的融合像、用双 TPS 方法配准后的融合像和用常规的 TPS 方法配准后的融合像

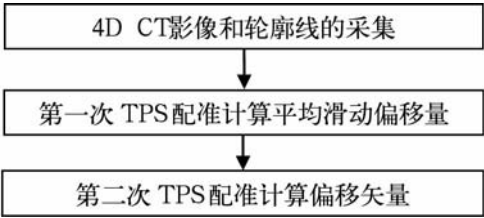


图 1 双 TPS 弹性配准方法流程图

1.2 对特征点按脏器进行分区 为区分不同脏器的不同运动模式,除需要利用轮廓线信息外,最核心的技术是如何对两幅影像中的特征点进行自动匹配,以达到对目标影像的特征点自动地按脏器分区的目的。本研究把二维 SIFT 方法<sup>[4,6]</sup>推广到三维条件下,以适应当前放疗领域采

用大量三维影像 (例如 4D CT 和锥束 CT 等) 的需求。利用影像灰度的梯度信息来描述一个点周围的特征属性,即在三维空间中,用一个点周围的  $8 \times 8 \times 8$  个体素所构成的八个象限的方向直方图来描述该点的组织特征 (图 2)。为得到每个象

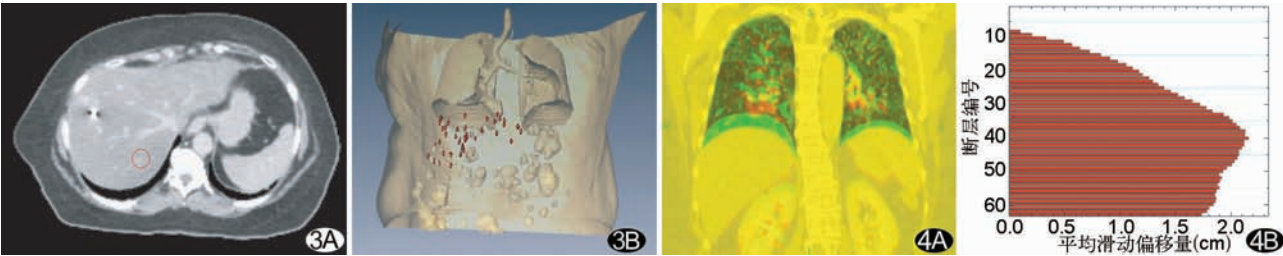


图 3 肝脏影像血管分叉点的选取为肝脏内血管分叉点的选取示意图 层影像上是能够分辨出来的; B. 为所选取的 42 个分叉点的三维分布两相的融合影像; B. 示各断层中肺和肝脏的平均滑动偏移量

图 4 临床病例中各断层肺和肝脏的平均滑动偏移量 A. 所示是

表 1 血管分叉点用两种方法配准结果比较 (mm)

| 血管分叉点坐标                | 呼气相与吸气相坐标差          | 常规方法配准的误差           | 双 TPS 方法配准的误差       |
|------------------------|---------------------|---------------------|---------------------|
| (89.42,13.14,127.25)   | (2.82,-1.63,10.00)  | (0.09,0.54,-2.41)   | (-1.43,1.20,1.99)   |
| (101.92,21.85,127.25)  | (1.67,-3.55,15.00)  | (0.67,-0.19,-2.34)  | (-0.48,-0.41,2.72)  |
| (103.81,32.83,127.25)  | (-3.10,-4.31,15.00) | (0.14,-0.57,3.33)   | (-2.47,-1.10,2.00)  |
| (102.30,-23.96,134.75) | (3.40,-4.31,15.00)  | (-0.70,0.58,-0.79)  | (-1.41,-0.49,-0.03) |
| (118.95,50.86,137.25)  | (0.72,-2.01,15.00)  | (-1.54,-0.15,-1.54) | (-2.03,-0.99,0.69)  |
| (117.42,45.89,144.75)  | (-0.81,-3.93,12.50) | (1.03,-0.59,1.23)   | (-1.59,-2.68,-2.91) |
| (81.48,39.78,147.25)   | (3.02,-2.78,10.00)  | (-1.78,1.03,-2.83)  | (0.64,-1.90,1.68)   |
| (53.08,46.83,144.75)   | (0.72,-3.55,12.50)  | (-0.60,-0.67,0.60)  | (-1.61,-1.18,1.56)  |
| (55.73,48.73,152.25)   | (-2.34,1.81,12.50)  | (-1.64,-1.08,1.92)  | (0.40,2.30,0.36)    |
| (101.75,68.07,152.25)  | (-1.57,-1.63,12.50) | (0.54,-0.19,2.42)   | (0.03,-0.97,1.12)   |
| (68.67,47.04,154.75)   | (-0.04,2.57,12.50)  | (-1.25,-0.41,-0.41) | (-1.67,-1.43,0.85)  |
| (58.73,51.25,154.75)   | (0.71,-4.31,12.50)  | (0.16,-1.72,-3.46)  | (-0.68,0.05,-0.71)  |
| (66.76,48.19,164.75)   | (-2.72,-3.16,12.50) | (-0.41,-1.12,-3.52) | (0.30,-0.56,-1.57)  |
| (-43.36,113.95,169.75) | (2.25,-2.40,7.50)   | (-1.42,-0.98,-1.75) | (0.27,-0.89,-1.90)  |
| (52.62,68.83,164.75)   | (0.33,-2.78,12.50)  | (-0.90,-0.67,-2.32) | (-1.37,0.77,-0.21)  |
| (93.14,61.19,167.25)   | (-2.44,-3.68,12.50) | (1.63,-0.20,-3.28)  | (0.50,1.18,-0.14)   |
| (76.05,80.80,167.25)   | (-1.44,-2.97,12.50) | (-1.05,-2.00,-2.16) | (-2.22,0.55,-0.05)  |
| (17.92,80.02,169.75)   | (1.53,-2.84,10.00)  | (0.98,-2.06,3.56)   | (-1.25,1.81,2.85)   |
| (75.27,43.35,172.25)   | (2.91,-2.12,10.00)  | (2.28,2.62,3.01)    | (0.21,-0.02,-0.05)  |
| (69.06,45.89,172.25)   | (1.78,0.83,7.50)    | (0.48,-1.57,-3.03)  | (1.73,-0.71,2.31)   |
| (49.56,67.69,169.75)   | (1.75,-3.66,12.50)  | (-2.78,-1.17,3.13)  | (1.99,1.46,-1.82)   |
| (73.32,113.96,172.25)  | (-2.41,-0.38,12.50) | (-1.09,1.41,-1.48)  | (1.67,-1.24,-0.48)  |
| (45.62,58.56,174.75)   | (-1.86,2.37,12.50)  | (-1.48,2.65,-3.87)  | (0.23,2.20,0.90)    |
| (86.19,63.24,174.75)   | (0.14,-1.97,12.50)  | (3.43,2.88,-0.87)   | (-1.96,0.46,-0.86)  |
| (56.93,103.03,174.75)  | (-1.46,-2.07,12.50) | (0.35,-0.66,-2.39)  | (-0.44,-0.28,-1.36) |
| (25.72,58.95,177.25)   | (-0.36,-3.31,12.50) | (1.90,-0.65,4.11)   | (0.27,-1.80,1.51)   |
| (10.51,20.33,177.25)   | (0.47,-3.60,12.50)  | (4.06,-0.48,2.82)   | (-0.12,0.27,2.61)   |
| (17.92,88.60,179.75)   | (-0.41,-3.68,12.50) | (-1.83,-1.23,2.23)  | (-0.25,-1.42,1.56)  |
| (49.52,74.56,179.75)   | (0.80,-2.86,10.00)  | (-0.51,0.00,-2.23)  | (1.00,-0.44,1.43)   |
| (47.96,88.60,179.75)   | (4.50,-0.58,7.50)   | (1.00,0.57,-0.57)   | (1.54,0.91,1.06)    |
| (40.55,65.58,182.25)   | (0.79,-2.67,15.00)  | (0.05,1.33,-1.88)   | (0.30,-1.10,1.25)   |
| (94.77,57.00,184.75)   | (-0.01,-3.54,15.00) | (-0.69,-1.71,1.72)  | (-0.89,-2.82,-0.33) |
| (8.95,21.50,184.75)    | (-0.04,-2.79,5.00)  | (-1.30,-1.47,-4.87) | (-2.41,-0.54,-2.13) |
| (68.64,30.47,192.25)   | (0.17,-3.52,7.50)   | (2.02,0.24,1.93)    | (2.61,-0.78,-2.43)  |
| (37.73,-4.29,194.75)   | (-1.54,-1.51,7.50)  | (0.95,1.13,1.78)    | (0.81,0.48,-2.59)   |
| (69.40,80.59,192.25)   | (0.76,-1.92,7.50)   | (-0.93,0.94,-1.06)  | (2.36,-0.17,0.27)   |
| (93.47,34.14,199.75)   | (0.84,-2.76,7.50)   | (-1.18,-3.34,-2.77) | (0.74,1.22,1.51)    |
| (115.00,59.05,197.25)  | (-0.38,-1.80,7.50)  | (0.81,1.52,2.34)    | (-1.29,0.53,2.01)   |
| (100.22,51.87,202.25)  | (0.33,-3.51,12.50)  | (2.01,3.01,3.97)    | (-2.57,0.39,2.16)   |
| (6.48,34.56,214.75)    | (-0.56,-1.39,10.00) | (0.36,1.56,-0.09)   | (-1.67,-0.26,-0.47) |
| (23.79,58.21,227.25)   | (0.56,0.04,10.00)   | (1.12,0.43,-0.40)   | (-0.92,-0.81,-1.04) |
| (23.37,52.72,229.75)   | (-1.04,-3.63,10.00) | (-0.01,-3.72,-4.17) | (-0.48,-2.06,1.83)  |

限的方向直方图,对每个象限中的 64 个体素分别计算在 xy、yz 和 zx 三个正交平面上的梯度分量,并将其分别在这三个平面上分为八组,例如梯度分量的方向在 0°~45°之间的为第一组,以此类推。其中一个象限三个正交平面上的方向直方图的示意图见图 2B。因此,对于每个特征点共需计算 8×3×8=192 个参数。这些参数构成该点的 SIFT 算子,代表了该点

的局部特征。当每个特征点的 SIFT 算子计算完成后,利用相似性测度将两幅影像中具有相似 SIFT 算子的特征点匹配起来,并用于 TPS 插值中。这样参考影像的轮廓线信息将控制点分成局部连续的不同区域。由于两幅影像上的控制点已经用 SIFT 方法匹配起来,在目标影像上的控制点归属也就相应地确定了。

2 结果

2.1 临床病例的弹性配准

采用双 TPS 法对临床病例进行算法评估。采用 GE Light Speed QX/I 型 CT 机对第一个病例进行 4D CT 扫描。影像采集的厚度为 2.50 mm,每个断层的影像分辨率为 1.00 mm×1.00 mm。为定量评估配准质量,在待配准的两幅影像上手动选取了一些血管分叉点,根据分叉点的坐标得出这些点的偏移矢量,以此作为“金标准”,将用弹性配准方法计算出来的分叉点的偏移矢量与之进行比较(图 3)。

选取 4D CT 中的呼气结束相和吸气结束相进行配准(图 4)。这种相对胸壁的滑动从上肺部到下肺部逐渐增加,在肺底部和肝脏的顶部达到最大值,沿足向胸腹腔内各软组织的塑性力与这种滑动运动相抵消,减少了滑动的偏移量。

采用两种方法对该病例中的肝脏进行配准,三行分别代表轴状面、冠状面和矢状面。三列分别代表配准前

两幅影像的融合像、用双 TPS 方法配准后的融合像和用常规的 TPS 方法配准后的融合像。由图 5 可见,用双 TPS 方法配准后的融合影像优于常规方法。

为定量评估两种方法的配准精度,分别记录了 42 对血管分叉点在两幅影像中的坐标,然后与用两种方法的配准结果进行了比较。表 1 列出了血管分叉点在吸气相的坐标、吸气

相和呼气相的坐标差以及用两种方法配准结果的误差。表中 X、Y、Z 坐标分别沿左右 (left/right, LR)、前后 (anterior/posterior, AP) 和 SI 方向。由表可见, 呼吸运动主要沿 SI 方向, 而沿 LR 和 AP 方向则幅度较小, 且方向有正有负。这主要是由于胸骨和肋骨的限制, 使得运动主要朝向软组织集中的腹腔运动。对该病例重复进行 3 次试验, 每次试验中对参数进行微调。由图 6 可见, 配准前沿 SI 方向的平均偏差是 11.25 mm, 标准方差为 2.60 mm; 用常规方法配准后, 平均偏差降到 2.47 mm, 标准方差降到 1.89 mm; 采用双 TPS 方法后进一步下降, 平均偏差 1.80 mm, 标准方差 1.39 mm。

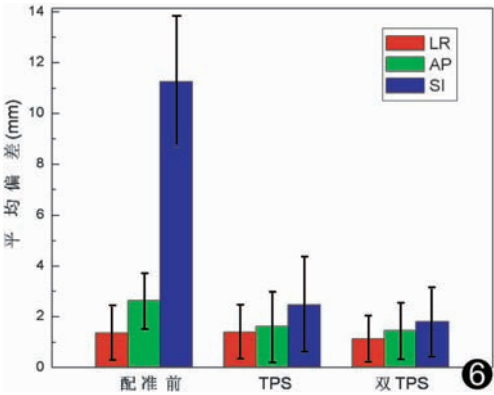


图 6 血管分叉点偏移矢量的平均误差图 所示是 4 次试验的综合测评结果, 表示这些分叉点用两种方法以及配准前在 SI、LR 和 AP 方向偏移量绝对值的平均误差

2.2 轮廓线的自动推衍 轮廓线的自动推衍是指利用 4D CT 的影像信息和弹性配准得到的变形场, 将治疗计划中手工勾画的参考影像的轮廓线自动地变换成 4D CT 中各目标影像的轮廓线, 大大节省了制定 4D IMRT 治疗计划时物理师耗费的时间和精力, 在放疗领域、尤其是在 4D IMRT 领域用途广泛。

对于第二个病例, 采用双 TPS 方法对肝脏肿瘤的轮廓线进行了自动推衍, 并与物理师手工勾画的目标影像的轮廓线相比较 (图 7)。用配准前后轮廓线的吻合度  $r$  来衡量轮廓线自动推衍的效果, 其定义如下<sup>[7]</sup>:

$$r = \frac{V_A \cap V_B}{V_A \cup V_B} \tag{1}$$

其中  $V$  表示轮廓线  $A$  或  $B$  所包围的体积。

对轮廓线进行重复勾画, 结果见表 2, 平均吻合度从配准前的 62.34% 上升到了配准后的 90.43%, 有效地改进了对肿瘤的跟踪效果。

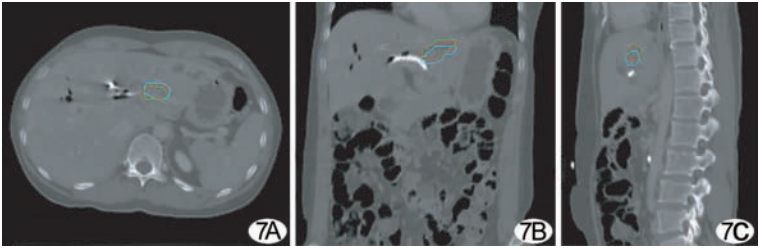


图 7 肝癌肿瘤的轮廓线自动推衍 A. 轴状面; B. 冠状面; C. 矢状面 (蓝色和绿色轮廓线分别表示参考影像和目标影像的轮廓线, 红色轮廓线表示自动推衍后的轮廓线)

3 讨论

相比常规的 TPS 方法, 双 TPS 方法看似使配准的工作量加倍, 但由于变形场的不连续性, 增加一次 TPS 计算是必须的, 它使肝脏和胸壁间的相对运动由不连续变成连续, 改善了配准的准确性。经实际测算, 常规 TPS 方法约耗时 2 min; 而对于同样的病例, 双 TPS 方法约耗时 3 min, 只增加了不到 50% 的运算量。其原因在于在双 TPS 方法中, 经过了第一次 TPS 计算, 两幅影像已大体配准, 相当于粗调; 第二次 TPS 计算是在第一次 TPS 计算基础上进行的, 相当于细调, 不需要选取与第一次 TPS 计算同样多的控制点。而计算速度是和控制点个数成指数反比的, 因此速度要比第一次 TPS 要快得多。由于 TPS 方法不需要迭代过程, 与需要迭代优化的其他配准方法<sup>[8,9]</sup>相比, 双 TPS 方法的计算速度要快得多。对于上述同样的病例, B-spline 方法的计算时间根据迭代的准确度要求不同, 耗时需一个小时甚至十几个小时。因此, 可以把双 TPS 方法中的第一次 TPS 配准看成是介于刚性配准和弹性配准之间的一种配准形式。

影像配准是影像导引下的放射治疗 (image-guided radiation therapy, IGRT) 的基础, 配准效果好坏直接决定放射治疗的成功与否<sup>[10]</sup>。本文针对脏器运动的不连续性提出了一种基于组织特征的弹性配准方法。此方法根据参考影像中所勾画的轮廓线将控制点按脏器进行分区, 把影像按脏器的运动分成局部连续的部分, 并使得控制点在目标影像上自动分区, 应用于临床的一个主要益处是不需要对目标影像进行轮廓线勾画。

(致谢: 谨在此向美国斯坦福大学医学院 L. Xing 博士的悉心指导、西北工业大学自动控制系杨涛博士在算法上的启发和帮助、美国斯坦福大学医学院 A. Koong, B. Loo, Q. Le 博士提供的影像数据表示衷心感谢!)

[参考文献]

[1] Xing L, Siebers J, Keall P. Computational challenges for image-guided radiation therapy: framework and current research. Semin Radiat Oncol, 2007, 17(4): 245-257.  
[2] Lv ZW, Guan L, Zhang JG. Design and application of external fiducial

| 表 2 轮廓线自动推衍前后的轮廓线吻合度 (%) |       |       |       |
|--------------------------|-------|-------|-------|
| 参数                       | 第一次实验 | 第二次实验 | 平均值   |
| 配准前                      | 65.71 | 58.96 | 62.34 |
| 配准后                      | 91.38 | 89.47 | 90.43 |

frame in abdominal spect/ct image fusion. Chin J Med Imaging Technol, 2003, 19(9): 1215-1217.

吕中伟, 管梁, 张剑戈, 等. 腹部 SPECT/CT 图像融合的外基准框架设计及应用. 中国医学影像技术, 2003, 19(9): 1215-1217.

[3] Brock KK, Sharpe MB, Dawson LA, et al. Accuracy of finite element model-based multi-organ deformable image registration. Med Phys, 2005, 32(6): 1647-1659.

[4] Xie Y, Chao M, Lee P, et al. Feature-based rectal contour propagation from planning ct to cone beam CT. Medical Physics, 2008, 35(10): 4450-4459.

[5] Lian J, Xing L, Hunjan S, et al. Mapping of the prostate in endorectal coil-based MRI/MRSI and CT: a deformable registration and validation study. Med Phys, 2004, 31(11): 3087-3094.

[6] Lowe DG. Distinctive image features from scale-invariant keypoints. In-

ternational Journal of Computer Vision, 2004, 60(2): 91-110.

[7] Zhang T, Chi Y, Meldolesi E, et al. Automatic delineation of on-line head-and-neck computed tomography images: toward on-line adaptive radiotherapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2007, 68(2): 522-530.

[8] Schreiber E, Chen GT, Xing L. Image interpolation in 4D CT using a BSpline deformable registration model. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2006, 64(5): 1537-1550.

[9] Wang YH, Wang MC, Zhan XD. Reconstruction of Liver Surface From CT-Image. Chin J Med Imaging Technol, 2003, 19(6): 675-676.

王玉慧, 王茂春, 战希锋. 由 CT 图像进行肝脏曲面的 B-样条三维重建. 中国医学影像技术, 2003, 19(6): 675-676.

[10] Xing L, Thorndyke B, Schreiber E, et al. Overview of image-guided radiation therapy. Med Dosim, 2006, 31(2): 91-112.

## Evaluation of left ventricular diastolic function in 130 patients with diastolic heart failure by Doppler tissue imaging 脉冲多普勒成像技术评价左心室舒张功能 (附 130 例报告)

吴朝贵

(陕西省勉县中医院超声科, 陕西 勉县 724200)

[Key words] Ultrasonography, Doppler; Ventricular function, left

[关键词] 超声检查, 多普勒; 心室功能, 左

[中图分类号] R54; R445.1 [文献标识码] B [文章编号] 1003-3289(2009)03-0503-02

自 Medicken 等提出组织多普勒成像(Doppler tissue imaging, DTI)技术以来, 此技术被广泛应用于心功能研究分析已十余年, 为临床心脏疾病的诊断与治疗提供了丰富的参考数据, 已成为一种安全、简便、无创的监测手段。以往应用 TDI 技术研究左心室收缩功能的报道较多<sup>[1-3]</sup>, 而对左心室舒张功能的研究少见。通过对应用脉冲组织多普勒成像(pulsed wave Doppler tissue imaging, PW-DTI)技术测定的二尖瓣舒张期前向血流 E 峰小于 A 峰( $E/A < 1$ )的 130 例病例, 结合测定其等容舒张期时间进行回顾性分析发现, 二尖瓣前向血流 E 峰与 A 峰的比值能反映左心室舒张功能的状况, 对临床诊断及治疗具有一定参考意义。

### 1 资料与方法

1.1 一般资料 本组 130 例系我院 2004 年—2008 年 4 月住院病例及部分

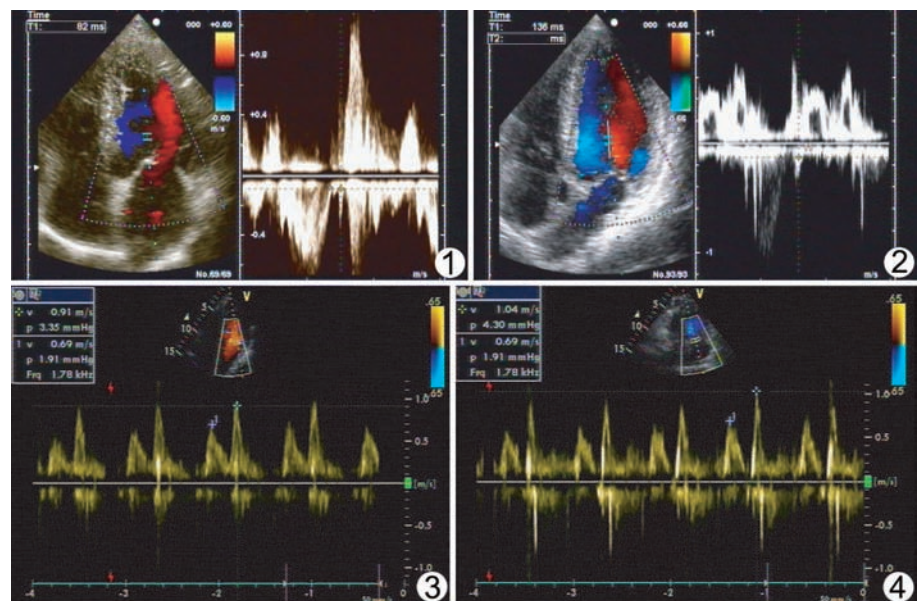


图 1 正常人, 左心室等容舒张时间 82 ms

图 2 冠心病患者, 左心室等容舒张时间 135 ms

图 3 冠心病患者, 二尖瓣 A 峰 > E 峰

图 4 高血压患者, 二尖瓣频谱  $E/A < 1$

门诊病例, 其中男 76 例, 女 54 例, 年龄 36 ~ 66 岁, 平均  $(54 \pm 3)$  岁。

1.2 方法 采用 HP1000 型彩色多普勒超声诊断仪, 探头频率 2.5 MHz, 常规测量心脏各房室腔大小, 取心尖四腔心切面, PW-DTI 取样容积置于二尖瓣口水平, 尽可能测得最大流速, 测量 E

[作者简介] 吴朝贵(1959 -), 男, 陕西勉县人, 大专, 主治医师。

E-mail: sxmqlwq@163.com

[收稿日期] 2008-08-27 [修回日期] 2008-12-24