

# 基于脊椎 MRI 中改进型 ICA-AAMs 椎体分割的 腰椎图像分析

詹曙<sup>1), 3)</sup> 郝世杰<sup>1)</sup> 李鸿<sup>2)</sup> 蒋建国<sup>1)</sup> Ian Ross<sup>3), 4)</sup>

<sup>1)</sup> (合肥工业大学计算机与信息学院, 合肥 230009) <sup>2)</sup> (安徽医科大学第一附属医院 骨科, 合肥 230022)

<sup>3)</sup> (西安大略大学, 伦敦, 安大略, 加拿大 N6A 5K8)

<sup>4)</sup> (伦敦医学科学中心, 伦敦, 安大略, 加拿大 N6A 5A5)

**摘要** 提出一种基于腰椎 MRI 分割的图像分析框架。针对 PCA 对数据细节描述能力的不足, 用 ICA 代替 PCA 同时进行形状和纹理模型建模, 并对独立分量快速排序, 形成基于独立分量分析的改进型主动外观模型 (ICA-AAMs), 分割 MRI 中椎体; 以分割结果为基础, 使用 MDL 准则获得腰椎生理曲线的最佳拟合函数, 用该曲线曲率来计算腰椎前凸角, 通过椎终板间的倾斜灰度投影来分析椎间盘退行性变化。实验表明, 改进型 ICA-AAMs 的腰椎椎体分割具有更高的精度, 在此基础上腰部生理参数定量分析也更为准确客观。系统不但以提供客观的量化信息的方式减轻了医生重复繁琐的工作, 而且可以不断拓展, 为计算机辅助诊断腰部疾病打下基础。

**关键词** 核磁共振图像分割 基于独立分量分析的主动外观模型 腰椎 图像分析  
中图分类号: TP391 文献标志码: A 文章编号: 1006-8961(2010)02-0280-07

## Lumbar Spine Image Analysis Based on Vertebrae Segmentation in Spine MRI by Using Improved ICA-AAMs

ZHAN Shu<sup>1), 3)</sup>, HAO Shirjie<sup>1)</sup>, LI Hong<sup>2)</sup>, JIANG Jianguo<sup>1)</sup>, Ian Ross<sup>3), 4)</sup>

<sup>1)</sup> (School of Computer & Information, Hefei University of Technology, Hefei 230009)

<sup>2)</sup> (Department of Orthopaedics, The First Affiliated Hospital of Anhui Medical University, Hefei 230022)

<sup>3)</sup> (The University of Western Ontario, London, Ontario, Canada N6A 5K8)

<sup>4)</sup> (London Health Science Center, London, Ontario, Canada N6A 5A5)

**Abstract** An image analysis framework based on vertebrae segmentation in lumbar MRI is presented in this paper. As PCA lacks for describing data in detail, it is replaced by ICA in both shape and texture modeling with a further fast sorting of Independent Components. Improved ICA-AAMs is then built with which vertebrae in MRI are segmented. Based on vertebra segmentation, the best fitting function of lumbar curve is obtained with the MDL principle. Lumbar lordosis angles are then computed based on the curvature of this lumbar curve. At last, disc degeneration is evaluated from a declining intensity projecting profile between the endplates of vertebrae. Experiments have testified the accuracy and validity of the segmentation and quantitative analysis respectively. This framework reduces the clinical trifle in terms of providing inpersonal quantitative information to doctors. It is also extensible to lumbar computer aided diagnosis (CAD).

**Keywords** MRI segmentation, ICA-AAMs, lumbar spine, quantitative analysis

基金项目: 教育部博士点基金项目 (20060359004); 教育部留学归国人员科研启动基金 (413117)

收稿日期: 2008-10-16 改回日期: 2008-12-09

第一作者简介: 詹曙 (1968—), 男, 副教授。2000 年于中国科学技术大学获信号与信息处理专业博士学位。研究方向为医学图像分析、计算机视觉、3 维成像系统和模式识别。E-mail: shu\_zhan@hfut.edu.cn

## 0 引 言

腰部疼痛困扰着各年龄阶段和各种职业的人群, 已经成为影响公共健康的几大顽疾之一<sup>[1]</sup>。对腰部的各种医学影像检查中, 核磁共振成像 (MRI) 较 X 平片、CT、脊髓造影术相比有如下特点: 它对人体没有放射性危害; 属于非介入式成像, 不会给病人带来身体和心理上的不适; 同时 MRI 成像平面可改变、成像参数设置灵活, 可以良好地反映腰部椎骨和软组织的解剖与病变结构。

然而脊柱结构复杂, 腰部影像质量受多种因素制约, 目前腰部图像分析工作大多停留在图像分割阶段。Carballido-Gamio 提出一种全局无监督的椎体分割方法<sup>[2]</sup>, 将 NCut 这种全局无监督的分割方法引入腰部 MRI 图像分割, 但是分割精度不高, 甚至会因图像中椎体与周围组织对比度不高而偏差极大。Brej 实现 MRI 中几种组织结构边缘提取 (包括腰椎椎体)<sup>[3]</sup>, 首先用基于分割目标形状的广义霍夫变换 (GHT) 确定待分割物体的大致位置, 再使用动态规划 (dynamic programming) 或主动轮廓模型 (active contour model or snake) 来得到图像中目标物体的精确边界。在此基础上, Zamora 提出一种更为复杂的逐级分割方法并应用于 X 平片中的颈椎和腰椎椎体的分割<sup>[4]</sup>。首先利用 GHT 获得后续步骤所必需的接近于实际目标的初始位置, 继而使用主动形状模型 (ASM) 进一步细分目标, 最后再使用形变模型 (deformable model) 获得最终分割结果。试验结果表明其分割精度比文献 [2] 高。Peng 提出一种新的椎体定位方法<sup>[5]</sup>, 利用 T2 加权像中椎间盘髓核信号较高的特点, 通过侧向投影图中有序的局部峰值分布来确定椎间盘位置, 并进一步确定椎体的位置。以上工作主要是对腰椎图像进行分割和定位, 在图像分析方面没有进展。Vrtovec 提出一种 CT 图像中脊椎弯曲的定量分析方法<sup>[6]</sup>。通过手动标定或边缘距离最优方法 (EDO) 确定每块椎体的质心, 进而拟合出脊椎弯曲曲线, 计算脊椎弯曲角度。然而在拟合曲线时, 函数模型只是凭经验给出; 因 CT 成像的特点而无法进一步拓展到软组织的图像分析中。

因此, 需要对腰部 MRI 图像中的脊椎进行准确而鲁棒的分割, 并在此基础上建立和不断发展包含

骨骼、软组织在内的图像分析系统。这将对腰部生理解剖结构的研究, 腰部疾病的临床诊断、医学统计、手术计划制定、术后观察有重要价值。本文提出一种基于腰部 MRI 图像分割的定量分析框架, 为医生观察和诊断提供一些重要的腰椎生理信息, 并可作为实现腰部 CAD 系统的前期工作。首先将 ICA-AAM s 引入 MRI 中椎体分割并加以改进。基于分割结果, 全自动提取下腰部生理参数: 提出最小描述长度 (MDL) 准则确定最佳腰椎弯曲曲线, 基于其曲率计算腰椎弯曲角等重要的生物力学参数; 结合 T2 加权像中椎间盘成像特点, 由椎间盘短轴方向斜积分投影观察分析椎间盘退行性变化。

## 1 改进型 ICA-AAM s 分割椎体

### 1.1 PCA-AAM s

AAM 是由 Cootes 等人于 1998 年在 ASM 的基础上提出的<sup>[7]</sup>。通过建立形状模型、纹理模型, 并将它们融合成同时控制形状和纹理变化的外观模型, 广泛应用在人脸、医学图像分割之上。

首先对所有训练样本中目标物体手动或自动标定, 用 Procrustes 分析实现样本标定点的对齐, 消除样本间平移、旋转、缩放等因素, 获得目标物体 2 维点分布模型 (PDM)。应用 PCA 分析于对齐的样本, 得到形状模型 (shape model):

$$s = \bar{s} + P_s b_s \quad (1)$$

式中,  $\bar{s}$  为平均形状向量,  $P_s$  为所有对齐标定点的协方差矩阵特征向量构成的矩阵,  $b_s$  为形状模型向量, 包含各个特征向量的权重, 通过变化  $b_s$  来控制模型的形状改变。

类似形状模型的建立, 通过对标定后样本的灰度采样, 获得训练集中像素一一对应的纹理样本。对齐并归一化纹理, 进行 PCA 分析, 得到纹理模型 (texture model):

$$t = \bar{t} + P_t b_t \quad (2)$$

式中,  $\bar{t}$  是平均纹理向量,  $P_t$  是特征向量构成的矩阵,  $b_t$  是纹理模型向量, 控制模型纹理变化。

外观模型是通过融合形状与纹理模型得到的。将两个模型的参数统一量纲后链接起来并再进行 PCA 分析, 最终形成了外观模型 (appearance model):

$$a = \bar{a} + P_a b_a \quad (3)$$

式中,  $\bar{a}$  为平均外观模型向量,  $P_a$  是特征矩阵,  $b_a$  同

时可以控制形状和纹理的变化。

### 1.2 改进型 ICA-AAMs 分割腰部 MRI 中的椎体

PCA 分析目的是提取训练样本中形状和纹理变化的主分量。它的前提是样本数据需服从多维高斯分布,然而在很多实际应用中,训练数据并非都服从这种分布模型。同时,PCA 分析产生的特征向量侧重于描述待分割物体的整体变化,当控制它的权重参数发生改变,模型就会发生整体的形变。Üzümçü 提出基于独立分量分析的主动外观模型<sup>[8]</sup> (ICA-AAMs),应用于心脏 MRI 中的心室分割并取得较好的分割效果。

在本文中,要求准确分割出 T2 加权像中 T12-S1 的七块椎体,并藉此进行腰椎弯曲和椎间盘退行性变化的量化分析等后续工作。腰椎 MRI 中椎体的形状虽近似于矩形,但因个体差别而富于形状和纹理的细节变化,其形状和纹理模型很难服从多维高斯分布,使用 PCA-AAM 分割势必会造成较大的误差。引入并改进 ICA-AAMs 进行椎体分割<sup>[9]</sup>。

独立分量分析 (ICA) 又被称为盲信号分离,是从二阶统计分析向高阶统计分析的拓展,被广泛应用在混合信号分离之上。以形状模型为例,ICA 可以表示为

$$X = A \cdot S \tag{4}$$

式中,  $X = (x_1, x_2, \dots, x_m)^T$  表示  $m$  维形状向量,  $A$  是  $m \times m$  的混合矩阵,  $S = (s_1, s_2, \dots, s_n)^T$  代表  $n$  维源信号向量,其分量间相互独立。盲源信号分离的目的就是将待分析的形状矢量  $X$  进行某种线性变换,使其分解成统计独立的成分:

$$\hat{S} = UX \tag{5}$$

式中,  $\hat{S}$  为  $S$  的估计矢量,称为独立分量 (IC),  $U$  为解混矩阵。

采用鲁棒性强的矩阵联合对角化算法 (JADE) 求解  $U$ , 使  $\hat{S} = (\hat{s}_1, \dots, \hat{s}_n)^T$  中  $\hat{s}_k$  非高斯性最大。

PCA 对分离出的主成分已经按其方差从大到小排序,而 ICA 算法本身却没有对分离出的独立分量进行排序。多数情况下,源信号的排序对所考虑的问题影响不大,但本工作需要确定独立成分的排列顺序。提出基于独立分量模的偏差排序方法。如式 (6) 和式 (7), 根据每一个独立分量的模和平均模之间的偏差大小,对独立分量来排序的。首先计算每

一个独立成分的模  $M_i (i = 1, \dots, n)$ , 然后求其平均值  $\bar{M}$ :

$$M_i = \sqrt{\sum_{k=1}^n (s_{ik})^2} \tag{6}$$

$$\bar{M} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n M_i \tag{7}$$

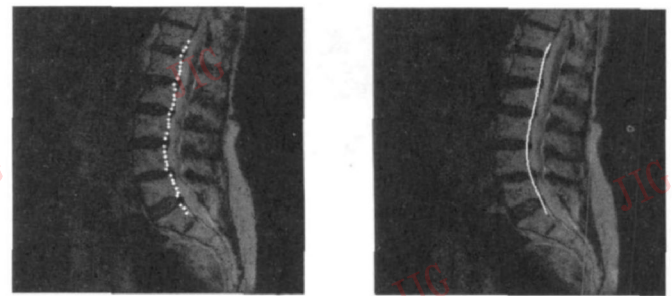
式中,  $s_{ik}$  是第  $i$  个独立分量的第  $k$  个元素。计算每个独立分量的模值与平均模值的偏差  $m_i = |M_i - \bar{M}|$ , 按其  $m$  值从大到小排序。实验表明这种排序方法较文献 [8] 提出几种排序方法相比,效果较好且计算简单。

建立 ICA-AAMs 模型时,文献 [8] 中只将 ICA 应用在形状模型的建立。与心室 MRI 相比,腰部 T2 加权像中椎体与邻近软组织灰度分布和变化较为丰富,对形状和纹理信息都进行 ICA 分析将使得最后的外观模型对细节描述更为充分,因而在本工作中形状模型和纹理模型都由 ICA 生成,最后外观模型仍用 PCA 进行统计分析。

## 2 基于 MRI 椎体分割的腰部图像分析

### 2.1 基于 MDL 准则的腰部弯曲曲线提取

正常的腰椎有向前凸起的生理曲线,对人体平衡起到至关重要的作用。如图 1 所示,ICA-AAMs 分割矢状面中 T12-S1 七块椎体之后,以标记点为分割结果的每块椎体右侧边界构成了脊椎弯曲曲线  $C$ 。对于这条生理曲线的拟合,文献 [6] 只是据经验预先给定拟合函数模型再确定其具体参数。本文基于椎体分割结果,以 MDL 准则获得兼顾拟合误差和模型选择的最佳弯曲曲线,计算椎体间的前凸角。



(a) 表示腰椎曲线的部分分割结果

(b) 多项式拟合结果

图 1 腰椎曲线拟合示例

Fig 1 An illustration of lumbar curve fitting

MDL 基本思想是找出一个模型使得它对数据的描述长度最小。令表示  $C$  的一系列分割结果点集合为  $S_{curve} = \{(x(1), y(1)), \dots, (x(n), y(n))\}$ , 对于同一集合中的数据可以采用不同的函数模型加以拟合。现定义多项式模型及其拟合误差为

$$p_m(x) = \sum_{i=0}^m u_i x^i \quad (8)$$

$$SSE_{p_m(x)} = \sum_{w=1}^n |y(w) - p_m(x(w))| \quad (9)$$

式中,  $P_m(x)$  为  $m$  次拟合多项式,  $u_i$  为多项式各项系数。  $y(w)$  为  $S_{curve}$  上各点的  $y$  坐标,  $p_m(x(w))$  为拟合值。定义拟合函数中待定参数个数为  $k$ , 拟合数据点数为  $n$ , 则拟合函数的描述长度为<sup>[10]</sup>

$$DL_m = SSE + \frac{k}{2} \log n \quad (10)$$

式中,  $SSE$  表示拟合函数与原始数据间的误差,  $\frac{k}{2} \log n$  表示模型本身的复杂度。则当描述长度最小时, 其对应的  $m$  就确定了最佳的拟合函数模型。实际上, MDL 通过平衡数据拟合的精度与模型复杂度, 使得获取最佳拟合模型有了客观依据, 既防止了曲线过于简单不能反应腰椎弯曲的本质, 又防止了曲线太复杂而对数据噪声和个体间腰椎差异而失去一般性。

### 2.2 腰椎前凸角计算

腰椎前凸的生物力学意义在于增加腰椎抵抗纵向压缩载荷的能力, 同时具有缓冲震荡的作用。腰椎生理前凸的构成和丢失主要来自于 L4-L5 和 L5-S1 节段前凸角, 说明这两个节段存在更大的不稳定性, 与较高的下腰痛发生率有关, 可能是下腰痛发生的解剖基础之一<sup>[11]</sup>。本工作基于腰椎弯曲曲线, 提出一种计算相邻椎体之间的前凸角有效方案, 得到人体胸腰骶断弯曲量化分布和胸腰弯曲角 (TLA)、最大腰椎前凸角 (LLA)、腰骶弯曲角等参数 (LSA), 为脊柱稳定性分析提供客观依据。

如图 2(a), 在获得拟合曲线  $C$  后, 由式 (11) ~ 式 (14), 计算曲线自 T12 至 S1 上每一分割点的曲率  $GC(i)$ , 求  $C$  上两点  $P_1 P_2$  之间的平均曲率  $\overline{GC}(P_1 P_2)$  和曲线弧长  $L$ , 解出相邻椎体之间的前凸

角 CA (弯曲角):

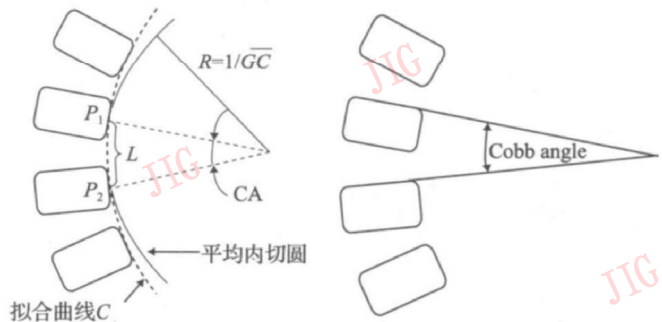
$$GC(i) = \frac{p''(x(i))}{(1 + |p'(x(i))|^2)^{3/2}} \quad (11)$$

$$\overline{GC}(p_1 p_2) = \frac{1}{p_2 - p_1} \sum_{i=p_1}^{p_2} GC(i) \quad i = 1, \dots, n \quad (12)$$

$$L(p_1, p_2) = \int_{p_1}^{p_2} \left| \frac{d(p(x))}{dx} \right| dx \quad (13)$$

$$CA [degrees] = \frac{180}{\pi} \cdot L(p_1, p_2) \cdot \overline{GC}(p_1 p_2) \quad (14)$$

传统计算脊椎弯曲的 Cobb 角方法 (图 2(b)) 需手动标记, 存在主观性, 并会在椎终板有较严重的退变或骨折时带来较大误差。提出的衡量腰椎前凸的 GC 和 GA 算子是基于脊椎弯曲曲线的自动计算的, 并与腰椎在图像中的位置、尺寸无关因而具有客观性和鲁棒性。



(a) 本文计算 CA 示意图 (b) 传统 Cobb 角计算示意图

图 2 腰椎弯曲角 (CA) 计算示意图

Fig 2 Illustration of computing CA

### 2.3 椎间盘退行性变化分析

椎间盘退行性变化同样是腰椎失稳和其他病痛的根源。正常椎间盘在 T2 像中髓核含水丰富一因而灰度较高, 周围纤维环含水少而灰度较低; 退行性变化的椎间盘因髓核水分丧失而整体体现较低灰度值。如图 3 所示, 通过分割出椎体的终板边缘可以准确定位椎间盘, 计算出椎间盘倾斜的方向并将其作为投影方向, 进行上下边缘间的倾斜灰度积分, 计算此方向上每个像素点的平均灰度, 从而得到 MRI 中椎间盘灰度分布的投影。这样就可以对椎间盘退行性变化进行量化地观察和评估。

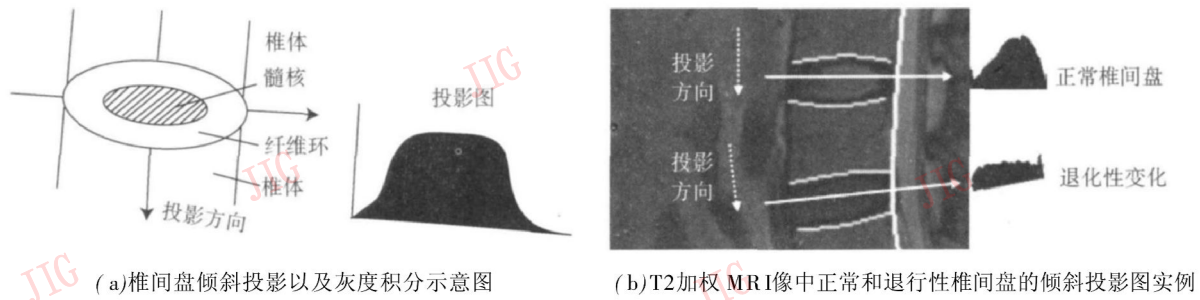


图 3 T2加权 MRI像中椎间盘退化性变化的自动判断

Fig 3 An automated estimation of disk degeneration in T2 weighted MRI

### 3 实验结果与分析

选取安徽医科大学第一附属医院十例矢状面正中 T2 加权图像, 重复时间 (TR) 和回波时间 (TE) 分别在 3 000~ 4 000 ms 和 112~ 121 ms 之间, 图像尺寸 512 × 512 像素。实验分别用 PCA-AAMs 和改进型 ICA-AAMs 对所选十例样本中的胸椎 T12 与骶椎 S1 的一部分和 L1-L5 五块腰椎采用留一法 (leave one out) 进行模型建立和分割。训练模型时, 对椎体边缘共使用 120 个点进行手工标记。分割初始位置根据训练样本中感兴趣区域中心的范围确定。程序在 1.86 GHz CPU, 1G 内存的 Visual C++ 6.0 平台上运行。

PCA-AAMs 分割椎体中平均耗时为 15.6 s, 改进型 ICA-AAMs 平均分割时间是 31.6 s。骨科专家利用软件手动标记每张图片中椎体边缘平均耗时 523 s。表 1 是两种方法分割误差的对比, 其中分割误差以计算机分割结果点和对应手动分割点之间的均方根差 (RMS) 来衡量 (单位为像素/点)。在可以接受分割所需时间有一定增长的前提下, ICA-AAMs 平均分割误差较 PCA-AAMs 从 5.18 像素/点下降至 4.75 像素/点, 即分割精度平均有 8% 左右的提高。从直观上看, 如图 4, PCA-AAM 对椎体整体分割基本准确, 但对于椎体上下边缘的凹陷结构分割误差较大; ICA-AAMs 分割结果体现了 ICA 对局部细节更为精确的描述能力, 每块椎体的上下终板分割更接近真实边缘, 确保了以椎体分割结果为基础的后续工作的准确性。

分割结果包含了反映腰椎弯曲的  $S_{curve}$ , 如第 2.1 节所示, 提取每例中被分割七块椎体右侧共 36 个结果点, 对其分别进行二次至七次多项式拟合, 按

照式 (10) 分别计算其描述长度。从表 2 中看出, 描述长度并非随着函数复杂度增加而单调减小, 而基本呈凹型变化趋势; DL 最小的拟合函数也不尽相同。这说明由于个体之间差异间存在的随机偏差, 凭经验给出的拟合函数未必是所有腰部弯曲的最佳曲线模型, 更复杂的拟合函数也并不一定能换来对腰椎曲线更好的描述, 而应根据 MDL 来选择。

设每相邻两块椎体右侧中间分割点为 P1 和 P2 根据第 2.2 节提出的方法依次计算每位病人的 6 个腰椎前凸角。图 5 是由十例样本构成的腰骶部生理曲线的箱形统计图, 印证了 L4-L5 和 L5-S1 节段主要构成了人体腰部生理弯曲的解剖事实, 同时也可获得每一个体的 TA, LLA, LSA 等生理参数, 可以辅助医生分析腰部病痛的起因和制定治疗计划。

六块椎间盘上下边缘就是椎体分割结果中相邻椎体上下边缘。依第 2.3 节中斜投影方法可获得腰骶部每块椎间盘的投影图。从图 6 可以看到, 病人 T12-L3 之间的椎间盘髓核水分尚较为充足, 因而其投影图中段呈现较高平均灰度; 其余 3 块椎间盘髓核水分已丧失殆尽, 整个椎间盘间的平均灰度较低, 以 L5-S1 最为严重, 退化性变化较为明显。

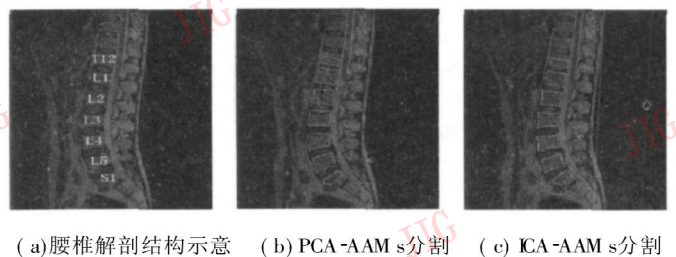


图 4 PCA-AAMs 和 ICA-AAMs 椎体分割结果对比

Fig 4 Contrast between PCA-AAMs & ICA-AAMs vertebrae segmentation

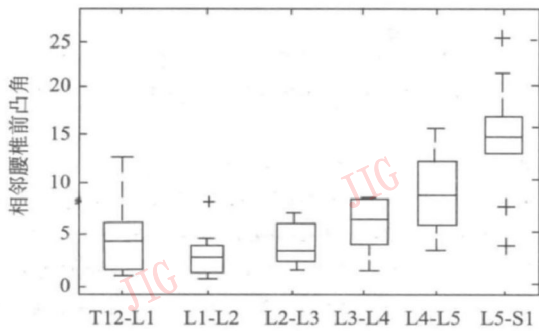


图 5 10 位病人的相邻椎体间的 6 个腰椎前凸角的箱形图  
Fig 5 Box plot of 6 LLA between vertebrae of 10 patients

表 1 分别使用 ICA-AAM s 和 PCA-AAM s 分割 10 位病人椎体的误差比较

Tab 1 Contrast of segmentation error between PCA-AAM s and ICA-AAM s

	Case1	Case2	Case3	Case4	Case5	Case6	Case7	Case8	Case9	Case10	Average
PCA-AAM	6.71	4.72	2.92	4.35	4.77	6.07	4.05	6.40	3.56	3.52	4.69
ICA-AAM	6.01	4.18	2.78	4.15	4.51	5.86	4.02	5.46	2.86	3.33	4.34

表 2 使用二次至七次多项式函数拟合 10 位病人腰椎曲线时的描述长度

Tab 2 Description length of 10 patients' lumbar curve fitting with polynomial functions ( $m = 2$  to  $7$ )

	Case1	Case2	Case3	Case4	Case5	Case6	Case7	Case8	Case9	Case10
$m = 2$	88.90	80.86	103.46	142.99	115.59	117.43	147.74	179.35	104.44	95.80
$m = 3$	84.42	70.79	53.42	84.64	78.77	89.73	65.05	85.51	56.10	<b>45.16</b>
$m = 4$	<b>81.29</b>	72.93	<b>49.72</b>	<b>45.36</b>	81.52	88.63	<b>51.55</b>	<b>74.59</b>	53.19	47.18
$m = 5$	86.80	73.62	51.70	47.21	<b>64.35</b>	<b>84.54</b>	54.27	75.88	49.88	49.11
$m = 6$	89.88	65.25	54.30	49.66	67.56	87.19	56.55	76.17	<b>49.81</b>	49.36
$m = 7$	88.46	<b>64.33</b>	57.05	52.07	68.71	88.71	58.52	77.70	51.02	52.05

## 4 结 论

提出了一种腰部 T2 加权 MRI 图像分析框架。针对 PCA-AAM s 要求训练数据为多维高斯分布的局限和缺乏细节描述的不足, 提出一种改进型 ICA-AAM s 并应用于腰部 MRI 中 T12-S1 七块椎体分割。实验表明, 基于 ICA-AAM s 的椎体分割比 PCA-AAM s 具有更高的精度并对细节描述更为准确。在此基础上定量分析腰部生理参数, 首先用 MDL 准则获取最佳的多项式函数表示腰部生理弯曲; 进而通过此曲线的曲率和弧长计算腰椎前凸角, 作为辅助医生诊断与治疗的信息; 最后对椎体终板间的椎间盘进行倾斜灰度投影, 可以直观有效地判断椎间盘退行性变化的程度。实验结果证明了提出的定量分析算法的有效性和鲁棒性。该框架可以继续深入定量提取分析其他腰部生理参数。

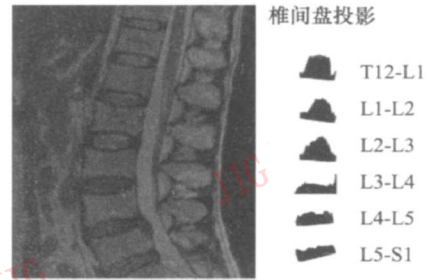


图 6 腰部椎间盘倾斜投影分析退行性变化实例

Fig 6 An example of lumbar discs degeneration analysis with incline profile

## 参考文献 (References)

- [1] Carragee E J. Persistent low back pain [J]. The New England Journal of Medicine. 2005, 352(18): 1891-1898.
- [2] Carballido-Gamio J, Belongie S J, Majumdar S. Normalized cuts in 3-D for spinal MRI segmentation [J]. IEEE Transactions on Medical Imaging. 2004, 23(1): 36-44.
- [3] Brejcl M, Sonka M. Object localization and border detection criteria design in edge-based image segmentation: Automated learning from examples [J]. IEEE Transactions on Medical Imaging. 2000, 19(10): 973-985.
- [4] Zamora G, Sari-Sarraf H, Long R, et al. Hierarchical segmentation of vertebrae from X-ray images [J]. Proceedings of SPIE, USA, 2003, 5032: 631-642.
- [5] Peng Z G, Zhong J W, et al. Automated vertebra detection and segmentation from the whole spine MR images [C]// Proceedings of the IEEE-EMBS 27th Annual International Conference Shanghai, China. IEEE Press, 2005, 2527-2530.
- [6] Vrtovec T, Likar B, Pernus F. Quantitative analysis of spinal curvature in 3D: application to CT images of normal spine [J].

- Physics in Medicine and Biology, 2008, 53(7): 1895-1908
- [7] Cootes T F, Edwards G J, Taylor C J. Active appearance models [C] // Proceedings of the 5th European Conference on Computer Vision, Freiburg, Germany, Springer, 1998, 2: 484-498
- [8] Üzümcü M, Frangi A F, Sonka M, et al. ICA vs PCA active appearance models: Application to cardiac MR segmentation [J]. Lecture Notes in Computer Science, 2003, 2878: 451-458
- [9] Zhan S, Chang H, Jiang J G, et al. Spinal images segmentation based on improved active appearance models [C] // Proceedings of the 2nd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering, Shanghai, China, IEEE Press, 2008, 3: 2315-2318
- [10] Grünwald P. Model selection based on minimum description length [J]. Journal of Mathematical Psychology, 2000, 44(1): 133-152
- [11] Qu Feng, Wu Ye, Shi Yamin, et al. Correlation of adult lumbar lordosis angle to low back pain [J]. Journal of Clinical Rehabilitative Tissue Engineering Research, 2008, 12(15): 2851-2853 [曲峰, 吴叶, 史亚民等. 成人腰椎前凸角度与下腰痛的关系 [J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2008, 12(15): 2851-2853.]