

非刚性医学图像配准研究综述

王海南 郝重阳 雷方元 张先勇

(西北工业大学电子信息学院,西安 710072)

(西北工业大学生物医学工程研究所,西安 710072)

E-mail: wanghain717@sina.com

摘要 非刚性配准技术是医学图像配准中的一个重要研究课题,是非刚性组织配准,不同个体之间的配准以及个体图谱配准的基础。该文提出了多项式法、样条函数法等基于空间变换的配准方法,以及弹性模型、粘性流体模型和光流场模型等基于物理模型的配准方法两大类方法。同刚性配准相比,非刚性配准技术还不成熟,计算效率和稳定性还需要进一步提高,仍是一个非常活跃的研究领域。

关键词 非刚性配准 医学图像 图像配准

文章编号 1002-8331-(2005)11-0180-05 文献标识码 A 中图分类号 TP391

A Survey of Non-rigid Medical Image Registration

Wang Hainan Hao Chongyang Lei Fangyuan Zhang Xianyong

(The Electronic & Information Department of Northwestern Polytechnic University, Xi'an 710072)

(Institute of Biomedicine Engineering of Northwestern Polytechnic University, Xi'an 710072)

Abstract: Non-rigid image registration is an important problem of medical image analysis and the basis of distortion organ registration, intra-patient registration and atlas registration. A number of methods such as polynomials based approach, splines based approach, elastic model, viscous fluid model and optical flow model etc have been developed for this problem. Contrasted with rigid registration, non-rigid registration is not mature and still an active research field.

Keywords: non-rigid registration, medical image, image registration

1 引言

医学图像配准是医学图像处理领域中的一个重要的和基本的研究课题,它是医学图像融合、医学图像重建、图像与标准图谱的匹配等研究的基础。医学图像配准是指寻找联系两幅医学图像的几何变换,使得两幅图像上的对应点达到空间上的一致。医学图像的配准方法可以分为刚性配准和非刚性配准两大类。刚性配准是寻找一个六自由度(三个旋转,三个平移)的变换,使得源图像中的点映射到目标图像中的对应点。经过多年的发展,用于同一模式和不同模式的刚性配准算法已经成熟,可以达到很高的配准精度,并且能够临床应用^[1-4]。然而,刚性配准只适用于不存在变形或刚性体的配准,如:由于大脑的变形基本上被颅骨限制,所以同一患者的大脑图像可以通过刚性变换来联系。对于患者和图谱之间的匹配,不同患者之间的配准以及存在变形的配准(肿瘤,开颅手术等)刚性配准都是不适用的。然而,医学图像配准中刚性体的配准只是很小的一部分,许多重要的临床应用需要非刚性变换来描述图像之间的空间关系。如,在图像引导的神经外科和立体定向放射治疗中,为了提高定位的准确性和自动化程度,需要将患者的图像和标准图谱进行配准。在比较不同个体或人群大脑的形状和功能的研究中,以及建立大脑的统计模型和图谱时,需要将不同患者的图像进行配准。在研究腹部以及胸部脏器的图像配准中,由于不自主的生理运动或患者移动等使其内部的器官和组织的位置、尺寸和形状发生改变,以及在图像引导手术中由于干涉引起的组织变形,需要非刚性变换来补偿图像变形。所有这些都需要

采用非刚性的配准方法。

2 非刚性配准的基本过程

医学图像配准的过程就是寻找联系两幅医学图像的几何变换,使得两幅图像上的对应点达到空间上的一致。任何非刚性配准方法都可以由以下三部分来描述^[2]:

- (1) 联系源图像和目标图像的空间变换。
- (2) 测量目标图像和源图像相似性的相似性测度。
- (3) 决定最优变换参数的优化方法。

配准过程^[5]如图1所示,源图像 B 经过空间变换 T 后的图像 TB 与目标图像 A 按照相似性测度 S 进行相似性检测,通过优化得到最佳变换参数。

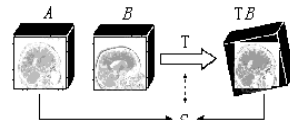


图1 非刚性图像配准的基本过程

刚性配准和非刚性配准方法的主要区别是空间变换的性质。刚性配准的目的是寻找一个六自由度(三个旋转,三个平移)的变换 $T(x, y, z) \rightarrow (x', y', z')$,使得源图像中的点映射到目标图像中的对应点,刚性变换中任意两点之间的距离保持不变。在非刚性配准中由于要考虑同一个体中由于生长、手术、或疾病导致的组织改变,不同个体之间的差异或者由图像失真引

起的变形,变换中任意两点之间的距离不再保持不变。

非刚性变换有仿射变换、投影变换、非线性变换等。该文主要综述非线性变换方法。仿射变换模型具有 12 自由度,允许比例变换和剪切变换。仿射变换模型或线性变换模型经常用于某些图像获取参数未知的图像配准,如像素尺寸或台架倾角,或用于调节有限的形状改变。通过增加额外的自由度(DOF, Degree of Freedom),这些线性变换模型可以扩展为非线性变换模型。非线性变换模型是非刚性配准的难点,也是研究重点。

3 非刚性医学图像配准的类型

按照配准图像的模式和所属对象,非刚性配准可以分为,同一对象(Intra-subject)图像的配准^[1,2,6-9]和不同对象之间(Inter-subject)的配准^[1,2]两大类,具体可以分为以下几种类型^[1,2,4]:

3.1 同一对象的配准(Intra-subject)

待配准图像来源于同一患者,因为大多数组织器官不是刚性的,在不同图像的获取中能够产生明显的变形。这一类的非刚性配准主要是校正非刚性组织结构及器官的几何变形,对在不同时间或以不同模式获取的同一对象的图像配准和融合,配准不同时间获取的高分辨率的解剖图像来监控肿瘤的发展或骨骼生长等,配准不同模式的图像校正局部空间变形。

3.1.1 同一对象,同一模式(Intra-subject intra-modality)

待配准图像来源于同一患者和同一扫描仪。为了对疾病进行跟踪或对比研究,需要配准不同时刻获取的序列图像,如对 fMRI 序列图像, PET 的研究,或注射前后的对比研究。对于这些研究,图像获取间隔几个小时,并且患者可能移入和移出扫描仪,在这些过程中非刚性组织会产生变形。在分析数据之前需要对图像的运动进行校正,要求将每一幅图像对准到统一的参考系中。在对治疗响应的评估中,也需要使用非刚性配准。例如,序列 MR 图像可以经过几个月来跟踪肿瘤对放射治疗的响应。如果在图像中包括胸部、腹部或乳房等非刚性结构或器官,就需要非刚性配准方法。

3.1.2 同一对象,不同模式(Intra-subject inter-modality)

待配准图像来源于同一患者,不同扫描仪。这种情况在临床领域是最常见的。它要求结合或融合不同模式(通常为 MR, PET, CT)的图像,以提供全面的信息。如果配准图像中包括非刚性结构或器官,刚性配准方法就不适合,需要采用非刚性配准来校正组织变形。

3.2 不同对象的配准(Inter-subject)

对不同个体的图像进行配准,非刚性配准不是考虑解剖结构的物理变形,而是考虑不同个体的解剖结构变化。所以用于不同对象图像配准的空间变换具有更高的自由度。因为不同个体的解剖结构的形状、尺寸都有很大的差异,不同个体的图像配准比同一人的图像配准困难得多。如,由于褶皱形式的不同,大脑皮层的变化非常大,其形状也有明显的改变,这就要求高度灵活的空间变换并使配准非常困难^[10]。

3.2.1 不同对象,同一模式(Inter-subject intra-modality)

待配准图像来源于不同个体,同一扫描仪。这种类型的配准主要有两方面的应用,一是统计图谱的建立,另一个是基于图谱的自动医学图像分割。

统计图谱用于群体比较。典型的例子是 fMRI 建立的活化图谱。fMRI 可以将人执行各种认识活动或运动任务时大脑的活动性可视化。在建立单个个体的大脑活动图谱(即当执行任

务时大脑的活动区域)后,要进行个体之间和群体之间有意义的比较,就需要通过将所有的大脑同参考脑(图谱)进行非刚性配准,将这些图谱进行空间归一化。

基于图谱的分割是创建统计图谱的反过程,分割在于自动计算一幅图像中感兴趣解剖结构的边界。由于解剖结构的边界难以定义,图像有噪声,或空间分辨率有限,在医学图像中分割结构和子结构是一个困难的问题。可以通过手工的方式标记感兴趣的结构,建立一个图谱。基于图谱的分割就是将待分割的大脑图像同图谱进行配准。一旦空间变换被确定,指定区域的标记就可以简单地应用于待分割图像的对应区域。

3.2.2 不同对象,不同模式(Inter-subject inter-modality)

待配准图像来源于不同个体,不同扫描仪。如,在配准从不同研究机构的不同扫描仪得到几个 MR 图像时,尽管这些图像都是 MR 图像,但是扫描仪的不同和获取参数的不同,在图像间的对比特征实质上是不同的。因此用于同一模式的配准方法就不再适用。

4 非刚性图像配准的基本方法

非刚性配准方法主要有基于空间变换的配准方法和基于物理模型的配准方法两大类。基于空间变换的非刚性配准方法,采用图像的空间变换来拟合图像的变形。常用方法有多项式法、基函数法、样条函数法等。在基于物理模型的配准方法中,不同图像之间的差异被认为是由一种物理变形引起的。基于物理模型的配准方法就是构造能够拟合这种变形的物理模型。主要的物理模型有弹性模型、粘性流体模型和光流场模型。

4.1 基于空间变换的配准方法

基于空间变换的非刚性配准方法,采用图像的空间变换来拟合图像的变形。主要的配准方法有基于多项式、基函数和样条函数的配准方法。

4.1.1 使用多项式和基函数^[2]

基于二次多项式的变换模型可以定义为:

$$T(x, y, z) = \begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{00} & \cdots & a_{08} & a_{09} \\ a_{10} & \cdots & a_{18} & a_{19} \\ a_{20} & \cdots & a_{28} & a_{29} \\ 0 & \cdots & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x^2 \\ y^2 \\ z^2 \\ 1 \end{pmatrix} \quad (1)$$

系数确定了一个空间变换的 30 个自由度。类似于这种形式,可以扩展为高次多项式如三次(60DOF),四次(105DOF),五次(168DOF)多项式。然而,它们补偿解剖形状改变的能力通常非常有限,只能模拟全局形状改变,不能调整局部形状改变。另外,高次多项式倾向于导致现象如振动。因此高次多项式很少用于非刚性配准。

代替使用多项式作为高次项的线性组合,也可以使用一组基函数 θ_i 的线性组合来描述变形场。通常用一组正交的基函数,如傅立叶(三角)基函数或小波基函数的线性组合描述变形场。

$$T(x, y, z) = \begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{00} & \cdots & a_{0n} \\ a_{10} & \cdots & a_{1n} \\ a_{20} & \cdots & a_{2n} \\ 0 & \cdots & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \theta_1(x, y, z) \\ \vdots \\ \theta_n(x, y, z) \\ 1 \end{pmatrix} \quad (2)$$

4.1.2 使用样条函数

样条最初是指用长的柔性木条或金属条模拟船和飞机的表面,这些样条通过沿着它的长度附加不同的权重发生弯曲。

类似的,可以将样条函数用于模拟图像的空间变换。

采用样条的配准方法大都是基于假设在源图像和目标图像中能够确定一组对应点或标志,这些对应点称为控制点。控制点可以是两幅图像中都能识别的解剖点或几何标志,在这些控制点上,基于样条的变换不管是插值还是估计位移,需要将目标图像中的控制点映射到源图像的对应点。在控制点之间,它们提供一种光滑变化位移场。插值条件可以写为:

$$T(\phi_i) = \phi_i' \quad i=1 \dots n$$

ϕ_i 表示目标图像中控制点的位置, ϕ_i' 表示源图像中对应控制点的位置。

(1) 薄板样条

薄板样条(TPS, Thin-Plate Splines)是基于径向基函数的样条家族中的一部分,它们最初由 Duchon 和 Meiguet 用于散乱数据的表面插值^[2],它是弹性形变中弹性薄片应力最小的一种插值模型。薄板样条首先被 Bookstein^[11]用于医学图像配准中,来描述二维平面内发生的形变。是目前使用较多的一种样条配准方法^[11-15]。

薄板样条插值可以定义为^[14]:

$$f(x, y) = A_1 + A_2 x + A_3 y + \sum_{i=1}^N F_i r_i^2 \ln r_i^2 \quad (3)$$

其中 $r_i^2 = (x - x_i)^2 + (y - y_i)^2 + d^2$ 。这是金属板在载荷下无限延伸变形在点 $\{(x_i, y_i) \mid i=1 \dots N\}$ 的方程。在强加载荷 $\{f_i \mid i=1 \dots N\}$ 作用下薄板发生挠曲。 d^2 作用类似刚度参数,当 d^2 接近零时,载荷接近点载荷,当 d^2 增加时,载荷开始更宽分布产生光滑表面。公式(3)包含 $N+3$ 个未知数。通过将 N 个点的坐标代入公式(3),可以得到 N 个关系式。另外三个关系式可以由以下约束得到。

$$\sum_{i=1}^N F_i = 0 \quad (4)$$

$$\sum_{i=1}^N x_i F_i = 0 \quad (5)$$

$$\sum_{i=1}^N y_i F_i = 0 \quad (6)$$

约束(4)保证作用于薄板的载荷之和为零,以便薄板保持稳定。约束(5)和(6)保证 x 轴和 y 轴的力矩为零,以便在强加载荷下表面不会发生旋转。求解这些方程组就可以得出所有未知系数,只要标记点定义得足够多,薄板样条插值方法就可以实现任意形变。但是随着控制点数量的增加,由于系数矩阵越来越大,这种方法的计算稳定性会降低。

采用薄板样条进行变形建模有许多优点,如它们可以将诸如刚性体约束或方向约束等附加的约束结合到模型中,提高配准精度。当在标识点的估计次数依赖于标记点位置系数时考虑标记点误差, Rohr 等人^[16]提出了薄板样条弹性配准的近似方法(Approximating thin-plate splines),采用近似薄板样条,能够克服控制点对之间的各向同性及各向异性误差。

(2) B-样条函数^[7, 17-19]

基于薄板样条的配准方法,因为每一个控制点对变换都具有全局影响,所以很难模拟局部变形,不适合具有局部几何差异的图像配准。自由变形由于基于局部控制函数,在计算机图形学中广泛用于动画,可以有效地模拟三维变形物体,在图像配准中也得到了成功的应用。自由变形的基本思路是,将物体嵌入一个空间中,当所嵌的空间变形时,物体随之变形。

为了定义基于 B-样条的自由变形,可以将图像区域表示为:

$$\Omega = \{(x, y, z) \mid 0 \leq x \leq X, 0 \leq y \leq Y, 0 \leq z \leq Z\}$$

Φ 表示一个均匀间距 δ 控制点 ϕ_{ijk} 的 $n_x \times n_y \times n_z$ 网格。

$$T(x, y, z) = \sum_{l=0}^3 \sum_{m=0}^3 \sum_{n=0}^3 B_l(u) B_m(v) B_n(w) \phi_{i+l, j+m, k+n} \quad (7)$$

$$i = \frac{x}{n_x} - 1, j = \frac{y}{n_y} - 1, k = \frac{z}{n_z} - 1, u = \frac{x}{n_x} - \frac{x}{n_x} - 1, v = \frac{y}{n_y} - \frac{y}{n_y} - 1,$$

$$w = \frac{z}{n_z} - \frac{z}{n_z} - 1, B_l \text{ 表示 } l \text{ 次 B 样条基函数。}$$

$$B_0(u) = \frac{(1-u)^3}{6} \quad (8)$$

$$B_1(u) = \frac{3u^3 - 6u^2 + 4}{6} \quad (9)$$

$$B_2(u) = \frac{-3u^3 + 3u^2 + 3u + 1}{6} \quad (10)$$

$$B_3(u) = \frac{u^3}{6} \quad (11)$$

同薄板样条相比, B 样条可以控制局部变形,改变控制点只影响它附近局部邻域的形状改变。

控制点网格的分辨率确定了变形的自由度,同时也确定了计算复杂度。大间距的控制点能够模拟全局的非刚性变形,小间距的控制点可以模拟高度的局部变形,但是小间距的精细网格计算复杂度很大。

为了在非刚性变形程度和计算代价之间达成最好的折衷,可以采用分级多分辨率方法,控制网格的分辨率随图像分辨率由粗到细增加。

4.2 基于物理模型的配准方法

在基于物理模型的配准方法中,图像之间的差异被认为是由某种物理变形引起的,基于物理模型的配准方法就是构造能够拟合这种变形的物理模型。主要的物理模型有弹性模型、粘性流体模型和光流场模型。

4.2.1 弹性模型

弹性配准方法^[1, 2, 4, 20, 21]首先由 Bajcsy 等人^[20]提出,用于大脑图谱和人体 CT 图像的匹配。思路是将源图像到目标图像的变形过程建模为一个物理过程,类似于拉伸一个诸如橡皮的弹性材料。这个物理过程由两种力来控制,内力和外力。内力是由于弹性材料的变形和抵消任何使弹性体从平衡形状变形的力产生的。外力是外界作用于弹性体的力,当作用于弹性体上的外力和内力达到平衡时变形过程结束。弹性体的变形可以由 Navier 线性偏微分方程来描述:

$$\mu \nabla^2 u(x, y, z) + (\lambda + \mu) \nabla (\nabla \cdot u(x, y, z)) + f(x, y, z) = 0 \quad (12)$$

$u(x, y, z)$ 为变形场,表示在 x, y, z 方向上的位移, f 为作用于弹性体的外力, ∇ 为梯度算子, ∇^2 为拉普拉斯算子。参数 λ 和 μ 是描述弹性体行为的 Lamé 弹性常数。

外力 f 作用于弹性体并控制配准过程,常用选择是相似性测度的梯度,如:基于强度、强度差分、或边缘和曲率等强度特征的局部相关测度。另一种选择是对应于解剖结构的曲线和曲面之间的距离。

偏微分方程可以由有限差分法和逐次超松弛法(SOR, Successive Over-Relaxation)来求解。另一种方法,可以只求解对应于有限元节点的像素点。这些节点形成一个外力已知的点集,其它像素点的位移通过有限元插值得到。

4.2.2 粘性流体模型

基于弹性变形的配准,由于压力导致变形能量随变形强度按比例增加,它不能模拟高度的局部变形,具有一定的局限性。Christensen 等人^[22-24]提出了粘性流体模型(Viscous Fluid Model)。在流体配准中,源图像被建模为粘性流体,流体在内力的作用下去拟合待配准的图像。经过一段时间后,内力消失,流体停止流动。内力在图像随着时间变形的过程中释放,使得能够模拟包括转角的高度局部化的变形。因此流体配准能够提供大变形和更大程度的可变性,特别适合不同个体之间(包括图谱匹配)的配准。

流动变形用 Eulerian 坐标系来描述,流体配准的变形可以由 Navier-Stokes 偏微分方程表示为^[2]:

$$\mu \nabla^2 v(x, y, z, t) + (\lambda + \mu) \nabla (\nabla \cdot v(x, y, z, t)) + f(x, y, z, t) = 0 \quad (13)$$

除了微分是作用于速度场 v ,而不是位移场 u 之外,方程(13)同方程(11)是类似的。在每一时间步长内,更新 $f(x, y, z, t)$ 来求解方程,Christensen 等人^[23]采用逐次超松弛迭代法(Successive Over Relaxation)求解。速度场同位移场之间的联系如下:

$$v(x, y, z, t) = \frac{\partial u(x, y, z, t)}{\partial t} + v(x, y, z, t) \cdot \nabla u(x, y, z, t) \quad (14)$$

其中 $u(x, y, z, t)$ 表示形变在 x, y, z 方向上 t 时刻的位移; $v(x, y, z, t)$ 表示位移的速度场, $f(x, y, z, t)$ 为作用在流体上的力, λ, μ 是粘性流体参数。

原始流体配准算法计算速度很慢, Bro-Nielsen 和 Gramkow 等人^[25]提出了一种改进算法提高计算速度。为了合理地约束配准过程, Wang 和 Staib 使用物体形状的附加信息配准组织结构, Lester 等人提出了一种非均匀粘性流体模型。

粘性流体模型允许大变形,原则上它可以实现任何复杂的形变。然而选择粘性流体模型的时候应该小心,因为大变形并不总是适合涉及大脑的医学应用。另外,粘性流体模型由对准相似灰度值来驱动,由于允许大变形,有可能会通过相同的机理导致形式上相联的不同组织结构的自动误匹配^[21]。例如,一个脑回可能会从源图像流动去匹配目标图像的两个或更多脑回,导致自动的误匹配。

因为弹性参数或流体参数随组织结构、年龄和个体的变化非常大,也使得弹性模型和流体模型的应用受到限制。

4.2.3 光流场模型

光流的概念首先是在计算机视觉中提出的,为了补偿时序图像的两幅连续帧之间物体和视点的相对运动。光流场模型的要点点如下:

- (1) 基于微分流动估计;
- (2) 从源图像流动到目标图像;
- (3) 配准过程是全自动的;
- (4) 采用仿射模型;
- (5) 允许源图像和目标图像之间强度变化。

在光流场模型中,源图像和目标图像被认为是图像序列 $I(x, y, z, t)$ 的连续时间采样,假设是短时间间隔运动前后特定空间点的图像灰度保持为常数,即:

$$I(x, y, z, t) = I(x + \delta x, y + \delta y, z + \delta z, t + \delta t) \quad (15)$$

将等式右边使用泰勒展开,并忽略高次项,光流场方程可以写为:

$$\frac{\partial I}{\partial x} \frac{dx}{dt} + \frac{\partial I}{\partial y} \frac{dy}{dt} + \frac{\partial I}{\partial z} \frac{dz}{dt} + \frac{\partial I}{\partial t} = 0 \quad (16)$$

还可以写为:

$$\Delta I + \nabla I \cdot u = 0 \quad (17)$$

ΔI 为图像的时间微分, ∇I 为图像的空间梯度, u 为描述两幅图像之间的运动。一般,需要在运动场 u 上附加光滑度约束,就可以得到光流场的合理估计,从而得到物体的位移。

方程(17)不足以为每一个像素提供唯一的位移,事实上,(17)式约束导致强度梯度方向上的位移分量:

$$f(x) = - \frac{\frac{\partial I(x, t)}{\partial t}}{\|\nabla_x I(x, t)\|^2} \cdot \nabla_x I(x, t) \quad (18)$$

公式(17)中还需要增加其它约束,以得到其它方向的位移分量。对此已经提出了多种方法,用于调整得到矢量场。在 Thirion 等人的守护程序配准方法中,提出了一种有效的计算方法,它由采用高斯滤波器 G 光滑矢量场的每一维组成。

5 结论

非刚性医学图像配准是医学图像处理的重要研究课题。对于腹部以及胸部脏器等变形组织的图像配准,不同个体之间的配准以及图谱配准,都需要采用非刚性的配准方法。已经提出了基于样条的配准方法、弹性配准模型、粘性流体配准模型及光流场模型等多种方法来解决这个问题,但同刚性配准相比,非刚性配准还不成熟。如何建立合理的变形模型,适合各种复杂的组织变形,如何提高非刚性配准的计算速度、配准精度以及对非刚性配准的评估都需要进一步的研究。在今后的医学图像处理与分析研究中,非刚性配准仍然是一个有意义的非常活跃的研究领域。(收稿日期:2004年12月)

参考文献

1. Benoit M, Dawant. Non-rigid registration of medical images: purpose and methods: a short survey. IEEE, 2002
2. Joseph Hajnal, David Hawkes, Derek Hill. Medical image registration. <http://www-ipg.ums.ac.uk/d.hill/hhh/> 2001
3. Frederik Maes, Dirk Vandermeulen, Paul Suetens. Medical image registration using mutual information[J]. Proceedings of IEEE, 2003, 91(10): 1699~1722
4. H Lester, S R Arridge. A survey of hierarchical non-linear medical image registration[J]. Pattern Recognition, 1999, 32(1): 129~149
5. Peter Rogelj. Non-Rigid Registration of Multi-Modality Images[D]. Phd thesis. Faculty of Electrical Engineering of University of Ljubljana, 2003
6. J A Little, D L G Hill, D J Hawkes. Deformations incorporating rigid structures[J]. Computer Vision and Image Understanding, 1997, 66(2): 223~232
7. D Rueckert, L I Sonoda, C Hayes et al. Non-rigid registration using free-form deformations: Application to breast MR images[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 1999, 18(8): 712~721
8. P J Edwards, D L G Hill, J A Little et al. A three-component deformation model for image-guided surgery[J]. Medical Image Analysis, 1998, 2(4): 355~367
9. E R E Denton, L I Sonoda, D Rueckert et al. Comparison and evaluation of rigid and non-rigid registration of breast MR images[J]. Journal of Computer Assisted Tomography, 1999, 23: 800~805
10. Ardeshtir Goshtasby, Lawrence Staib, Colin Studholme et al. Nonrigid image Registration: guest editors' introduction[J]. Computer Vision and Image Understanding, 2003, 89: 109~113

- 11.F L Bookstein.Principal warps thin-plate splines and the decomposition of deformations[J].IEEE Trans on Pattern Analysis and Machine Intelligence ,1989 ;11(6) 567~585
- 12.F L Bookstein.Thin-plate splines and the atlas problem for biomedical images[C].In :Information Processing in Medical Imaging ,Proc of the 12th International Conference(IPMI'91) ,1991 326~342
- 13.K Rohr ,H S Stiehl ,R Sprengel et al.Landmark-Based Registration Using Approximating Thin-Plate Splines[J].IEEE Transactions on Medical Imaging 2001 20(6) 526~534
- 14.Transformation Function for Image Registration.Image Fusion System Research 2003
- 15.Michael A Wirth ,Jay Narhan ,Derek Gray.Nonrigid Mammogram re-registration using Mutual Information.SPIE Medical Imaging Image Processing 2002-02 /4684 562~573
- 16.Karl Rohr.Elastic registration of Multimodal Medical Images :A Survey. <http://www.kuentliche-intelligenz.de> 2000
- 17.Zhiyong Xie.Image registration using hierachical B-Splines[D].Phd thesis.Arizona State University 2002
- 18.J Declerck ,J Feldmar ,M L Goris et alAutomatic registration and

- alignment on a template of cardiac stress and rest reoriented SPECT images[J].IEEE Transactions on Medical Imaging ,1997 (6) :727~737
- 19.J Feldmar ,J Declerck ,G Malandain et al.Extension of the ICP algorithm to non-rigid intensity-based registration of 3D volumes[J].Computer Vision and Image Understanding ,1997 66(2) :193~206
- 20.R Bajcsy ,S Kovacic^V.Multiresolution elastic matching[J].Computer vision ,Graphics and Image Processing ,1989 /46 :1~21
- 21.Diplomarbeit.Physics-Based Nonrigid Registration for Medical Image Analysis[D].Master Thesis.Aus dem Institut für Medizinische Informatik der Medizinischen Universität zu Lübeck 2001
- 22.Christensen G.Deformable shape models for anatomy[D].PhD thesis. Washington University ,1994
- 23.Christensen G E ,Rabbitt R D ,Miller et al.Deformable templates using large deformation kinematics[J].IEEE Trans Image Process ,1996 ; 5 :1435~1447
- 24.Christensen G ,Joshi S ,Miller M.Volumetric transformation of brain anatomy[J].IEEE Trans Med Imag ,1997 ;16 864~877
- 25.M Bro-Nielsen ,C Gramkow.Fast fluid Registration of medical images.SPIE Med Imaging ,1996 267~276

(上接4页)

用户可以在同一组中不同学习资源之间拥有不同的角色。

定义 6(协作对):对任意 $d_1 \in D$ $d_2 \in D$,若 d_1 存在 ,则必然有 d_2 存在 ,即 d_1 和 d_2 是成对出现的 ,则称 d_1 与 d_2 为一协作对 ,记为 (d_1, d_2) 。

比如 $(GID_SID_namespace.sequence.k.n.con.m.l.cond)$ 与 $(GID_SID_namespace.sequence.k.n.con.m.l.act)$ 为一协作对。

规则 1 :对任意 $d_1 \in D$ $d_2 \in D$,若 $(d_1, \rho) \in P$ 为一个用户所有 ,则必有 $(d_2, \rho) \in P$ 亦为该用户所有或 (d_2, ρ) 不存在。

定义 7(唯一操作):任意 $d_1 \in D$,若存在 $o_1 \in OP$,使得任意两个用户都不能同时具有在 d_1 上的操作 o_1 ,则称 o_1 相对于 d_1 是唯一操作 ,记作 $d_1|o_1$ 。

比如 $(GID_SID_namespace.sequence.k.n.obj.p_obj.meas)$ $CollabSetValue(ElementName, ElementValue)$ 。

对于全局目标(Global object) ,在任一时刻 ,只能允许一个用户设置该元素值的操作权限。

定义 8(协作模型实例/协作组):一个协作模型实例定义为一个三元组 (U, D, OP) ,其中 U 为参加该协作组的学员集合 , D 为数据集 , OP 为操作集。

4 SCORM 协作式学习系统设计

为了论证该文所提出的 SCORM 协作式学习模型在实践应用中的有效性和可用性 ,笔者设计了一个基于 SCORM1.3 的协作式学习原型系统 SCCL。系统目前还在进一步完善中 , SCCL 系统结构示意图如图 3 所示。

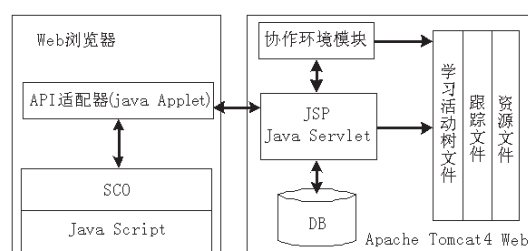


图 3 SCCL 系统的基本结构

其中 ,协作环境模块负责具体的协作模型实例的维护 ,并通过 API 与客户端建立通信 ;学习活动树文件(Learning Activity Tree)保存了课程的顺序导航策略信息 ,协作学习环境模块通过改变相应数据模型元素的值来达到间接修改顺序导航策略信息的目的。

5 结语

该文对 SCORM1.3 所定义的“内容聚集模型”和“运行环境”中的数据模型及通信方法进行了扩展 ,在此基础上 ,定义了协作式学习模型及相应的操作方法 ,并设计实现了一个基于 SCORM1.3 的协作式学习原型系统 SCCL ,验证了该模型的可利用性和有效性。(收稿日期 2005 年 1 月)

参考文献

- 1.ADL Technical Team.SCORM Specification V1.3.<http://www.adl.org/index.cfm?fuseaction=scormabt> 2004
- 2.AICC.CMI 001-AICC/CMI Guidelines for Interoperability V3.5.<http://www.aicc.org/>
- 3.张骞 ,张霞 ,刘积仁.SCORM 学习资源的语义相似度度量[C].见 :第十届 CERNET 年会论文集 ,华中科技大学学报(自然科学版) 2003 ;10 (31) 增刊
- 4.张骞 ,张霞 ,刘积仁.eLearning 支持 SCORM 规范的实现[C].见 :第十届 CERNET 年会论文集 ,华中科技大学学报(自然科学版) 2003 ;10(31) 增刊
- 5.Rehak D.SCORM is not for everyone.online <http://www.cetis.ac.uk/content/20021002000737> 2002-10
- 6.Dalziel J.Multi_learner environments.online <http://www.cetis.ac.uk/content/20021002000737/20021028013942> last visit 2002-10
- 7.Industrial Strength Learning Management.<http://www.avilar.com/solutions/lms.htm>
- 8.Albert Ip ,Ric Canale.Digital Learning Systems P/L Balwyn North Victoria 3104 Australia.University of Melbourne Victoria 3010 AUSTRALIA Supporting Collaborative Learning Activities With SCORM , EDUCAUSE IN AUSTRALASIA 2003 669~678