



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104055536 A

(43) 申请公布日 2014. 09. 24

(21) 申请号 201410171606. 1

(22) 申请日 2014. 04. 25

(71) 申请人 深圳大学

地址 518000 广东省深圳市南山区南海大道
3688 号

(72) 发明人 倪东 王毅 汪天富 陈思平

(74) 专利代理机构 深圳市科进知识产权代理事

务所 (普通合伙) 44316

代理人 宋鹰武 沈祖锋

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

A61B 5/055 (2006. 01)

G06T 7/00 (2006. 01)

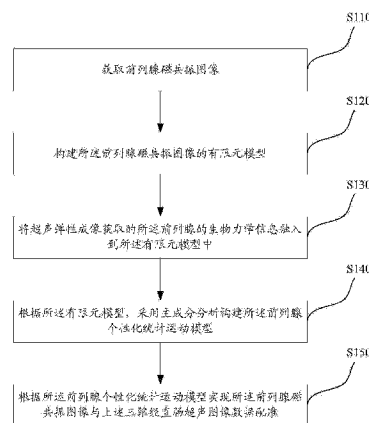
权利要求书2页 说明书7页 附图5页

(54) 发明名称

一种超声与磁共振图像融合配准方法

(57) 摘要

本发明提供了一种超声与磁共振图像融合配准方法,通过构建所述前列腺磁共振图像的有限元模型,并将超声弹性成像获取的所述前列腺的生物力学信息融入到所述有限元模型中,再根据所述有限元模型,采用主成分分析构建所述前列腺个性化统计运动模型后实现所述前列腺磁共振图像与上述三维经直肠超声图像数据配准。本发明提供的超声与磁共振图像融合配准方法,将超声弹性成像获取的所述前列腺的生物力学信息融入到所述有限元模型中,从而使所述有限元模型更加准确,对所述前列腺磁共振图像与上述三维经直肠超声图像数据配准更为精确,适合临床应用。



1. 一种超声与磁共振图像融合配准方法,其特征在于,包括下述步骤:
 获取前列腺磁共振图像;
 构建所述前列腺磁共振图像的有限元模型;
 将超声弹性成像获取的所述前列腺的生物力学信息融入到所述有限元模型中;
 根据所述有限元模型,采用主成分分析构建所述前列腺个性化统计运动模型;及
 根据所述前列腺个性化统计运动模型实现所述前列腺磁共振图像与上述三维经直肠超声图像数据配准。
2. 根据权利要求1所述的超声与磁共振图像融合配准方法,其特征在于,其中,构建所述前列腺磁共振图像的有限元模型,还包括下述步骤:
 对所述前列腺磁共振图像进行分割;
 采用等值面提取算法将分割后的前列腺转换成三角表面网格;
 将所述三角表面网格的表面数据导入到商用有限元分析软件包中,完成所述前列腺磁共振图像的有限元模型的构建。
3. 根据权利要求1所述的超声与磁共振图像融合配准方法,其特征在于,所述前列腺的生物力学信息包括杨氏模量和泊松比。
4. 根据权利要求1所述的超声与磁共振图像融合配准方法,其特征在于,其中,将超声弹性成像获取的所述前列腺的生物力学信息融入到所述有限元模型中,包括下述步骤:
 根据膀胱与所述前列腺的解剖结构关系,在商用有限元分析软件包中构建膀胱模型;
 根据三维经直肠超声图像探头的姿势和位移,在商用有限元分析软件包中构建三维经直肠超声图像探头模型;
 将所述膀胱模型和所述三维经直肠超声图像探头模型,作为所述前列腺的形变边界条件,并将所述边界条件融入到所述有限元模型中。
5. 根据权利要求1所述的超声与磁共振图像融合配准方法,其特征在于,其中,根据所述有限元模型,采用主成分分析构建所述前列腺个性化统计运动模型,包括下述步骤:
 根据所述有限元模型计算所述前列腺N个表面节点位移的x,y,z分量组成一个 $3N \times 1$ 的位移向量d;
 利用主成分分析计算所述前列腺个性化统计运动模型m,

$$m = m_0 + \bar{d} + \sum_{i=1}^L c_i e_i$$
 其中, m_0 为前列腺的起始位置, $\bar{d}$ 为平均表面节点位移向量, e_i 是训练数据协方差矩阵的第i个特征向量, c_i 是决定前列腺模型形变形状的权重,L是统计模型中主成分的个数。
6. 根据权利要求1所述的超声与磁共振图像融合配准方法,其特征在于,其中,根据所述前列腺个性化统计运动模型实现所述前列腺磁共振图像与上述三维经直肠超声图像数据配准,包括下述步骤:
 将所述三维经直肠超声图像进行分割;
 将分割后的三维经直肠超声图像均匀分布的横切面和冠状面生成的交叉点作为用来配准的表面点;
 使所述表面点与所述前列腺个性化统计运动模型之间的距离最小,将所述前列腺个性化统计运动模型与所述三维经直肠超声图像数据配准;

根据所述前列腺个性化统计运动模型与所述三维经直肠超声图像数据关系,实现所述前列腺磁共振图像与上述三维经直肠超声图像数据配准。

7. 根据权利要求 6 所述的超声与磁共振图像融合配准方法,其特征在于,通过非线性最小二乘方法优化权重,使所述表面点与所述前列腺个性化统计运动模型之间的距离最小。

一种超声与磁共振图像融合配准方法

【技术领域】

【0001】 本发明涉及一种医学图像处理,尤其涉及一种超声与磁共振图像融合配准方法。

【背景技术】

【0002】 前列腺癌是男性人群中最常见的非皮肤癌,并且其致死率在非皮肤癌中排行第二。目前,经直肠超声 (TRUS) 引导的系统性穿刺活检因其实时性,成像无辐射,低成本和操作简单等性能已成为检查诊断前列腺癌的金标准。然而,由于 TRUS 图像分辨率低及无法清楚显示早期前列腺癌,导致假阴性率高达 30%。而磁共振成像 (MRI) 具有较高的图像质量,尝试融合预先获取的 MRI 图像与实时 TRUS 图像来提供更高质量的引导,这项技术被认为是前列腺穿刺活检发展的主要趋势之一。

【0003】 然而,由于两种模态下图像表现的差异性、TRUS 探头插入引起的前列腺形变以及前列腺,TRUS 探头和周边组织的相互作用,导致有效、准确的 MRI-TRUS 图像配准富有挑战性。近年来,大多采用统计模型来预测估算前列腺形变及配准 MRI 和 TRUS 图像。

【0004】 Mohamed 等提出了一种组合统计模型来估算由 TRUS 探头引起的前列腺形变,但忽略了组织的统计属性;Dam 等使用分割真实的病人数据替代生物力学模型来训练前列腺形状模型,但是,收集分析足够的训练数据是非常具有挑战性和费时的;Hu 等人利用术前磁共振图像构建有限元模型来模拟前列腺运动以建立一个个性化统计运动模型 (SMM),这种方法在前列腺的 MRI 和 TRUS 图像间的非刚体配准中引入了生物力学模型,在模拟过程中,组织的属性和边界条件都是在理论范围内随机采样得到,但是,不同病人的前列腺有着不同的生物力学属性,尤其是对于带有癌细胞的前列腺,其杨氏模量比正常的明显大得多。由于不同的生物力学属性会导致完全不同的形变结果,该方法可以减少各个患者的形变特异性并因此限制了其实际应用性。此外,该模型的边界条件并没有充分考虑活检介入时各个部位的相互作用。

【发明内容】

【0005】 本发明要解决的技术问题在于克服现有技术中超声与磁共振图像融合配准方法精确度低、缺乏临床应用的缺陷,提供一种准确、可应用于临床的超声与磁共振图像融合配准方法。

【0006】 为解决上述技术问题,本发明采用下述技术方案:

【0007】 一种超声与磁共振图像融合配准方法,包括下述步骤:

【0008】 获取前列腺磁共振图像;

【0009】 构建所述前列腺磁共振图像的有限元模型;

【0010】 将超声弹性成像获取的所述前列腺的生物力学信息融入到所述有限元模型中;

【0011】 根据所述有限元模型,采用主成分分析构建所述前列腺个性化统计运动模型;及

【0012】 根据所述前列腺个性化统计运动模型实现所述前列腺磁共振图像与上述三维经直肠超声图像数据配准。

[0013] 在本发明提供的一些实施例中,其中,构建所述前列腺磁共振图像的有限元模型,还包括下述步骤:

[0014] 对所述前列腺磁共振图像进行分割;

[0015] 采用等值面提取算法将分割后的前列腺转换成三角表面网格;

[0016] 将所述三角表面网格的表面数据导入到商用有限元分析软件包中,完成所述前列腺磁共振图像的有限元模型的构建。

[0017] 在本发明提供的一些实施例中,所述前列腺的生物力学信息包括杨氏模量和泊松比。

[0018] 在本发明提供的一些实施例中,其中,将超声弹性成像获取的所述前列腺的生物力学信息融入到所述有限元模型中,包括下述步骤:

[0019] 根据膀胱与所述前列腺的解剖结构关系,在商用有限元分析软件包中构建膀胱模型;

[0020] 根据三维经直肠超声图像探头的姿势和位移,在商用有限元分析软件包中构建三维经直肠超声图像探头模型;

[0021] 将所述膀胱模型和所述三维经直肠超声图像探头模型,作为所述前列腺的形变边界条件,并将所述边界条件融入到所述有限元模型中。

[0022] 在本发明提供的一些实施例中,其中,根据所述有限元模型,采用主成分分析构建所述前列腺个性化统计运动模型,包括下述步骤:

[0023] 根据所述有限元模型计算所述前列腺 N 个表面节点位移的 x, y, z 分量组成一个 $3N \times 1$ 的位移向量 d;

[0024] 利用主成分分析计算所述前列腺个性化统计运动模型 m,

[0025]
$$m = m_0 + \bar{d} + \sum_{i=1}^L c_i e_i$$

[0026] 其中, m_0 为前列腺的起始位置, $\bar{d}$ 为平均表面节点位移向量, e_i 是训练数据协方差矩阵的第 i 个特征向量, c_i 是决定前列腺模型形变形状的权重, L 是统计模型中主成分的个数。

[0027] 在本发明提供的一些实施例中,其中,根据所述前列腺个性化统计运动模型实现所述前列腺磁共振图像与上述三维经直肠超声图像数据配准,包括下述步骤:

[0028] 将所述三维经直肠超声图像进行分割;

[0029] 将分割后的三维经直肠超声图像均匀分布的横切面和冠状面生成的交叉点作为用来配准的表面点;

[0030] 使所述表面点与所述前列腺个性化统计运动模型之间的距离最小,将所述前列腺个性化统计运动模型与所述三维经直肠超声图像数据配准;

[0031] 根据所述前列腺个性化统计运动模型与所述三维经直肠超声图像数据关系,实现所述前列腺磁共振图像与上述三维经直肠超声图像数据配准。

[0032] 在本发明提供的一些实施例中,通过非线性最小二乘方法优化权重,使所述表面点与所述前列腺个性化统计运动模型之间的距离最小。

[0033] 采用上述技术方案,本发明的有益效果在于:

[0034] 本发明上述实施例提供一种超声与磁共振图像融合配准方法,通过构建所述前

列腺磁共振图像的有限元模型,并将超声弹性成像获取的所述前列腺的生物力学信息融入到所述有限元模型中,再根据所述有限元模型,采用主成分分析构建所述前列腺个性化统计运动模型后实现所述前列腺磁共振图像与上述三维经直肠超声图像数据配准。本发明提供的超声与磁共振图像融合配准方法,将超声弹性成像获取的所述前列腺的生物力学信息融入到所述有限元模型中,从而使所述有限元模型更加准确,对所述前列腺磁共振图像与上述三维经直肠超声图像数据配准更为精确,适合临床应用。

【附图说明】

[0035] 图 1 为本发明实施例提供的一种超声与磁共振图像融合配准方法的步骤流程图。

[0036] 图 2 为本发明实施例提供的构建所述前列腺磁共振图像的有限元模型的步骤流程图。

[0037] 图 3 为本发明实施例提供的采用等值面提取算法将分割出来的前列腺转换成三角表面网格的结构示意图。

[0038] 图 4 为本发明实施例提供的将超声弹性成像获取的所述前列腺的生物力学信息融入到所述有限元模型中的步骤流程图。

[0039] 图 5 为本发明实施例提供的 COMSOL Multiphysics 中的几何模型。

[0040] 图 6 为本发明实施例提供的为根据所述前列腺个性化统计运动模型实现所述前列腺磁共振图像与上述三维经直肠超声图像数据配准的步骤流程图。

[0041] 图 7 为本发明实施例提供的体模 053-MM 在不同成像模式下的图像。

[0042] 图 8 为本发明提供的由体模 053-MM 和 053-AEF 构建的 PSMM 的平均紧凑性。

[0043] 图 9 为本发明实施例提供的使用不同形变的 TRUS 数据来评价 NRI-TRUS 配准结果。

[0044] 图 10 为本发明实施例提供的配准的 MRI 图像和对应的目标 TRUS 图像。

【具体实施方式】

[0045] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图及具体实施例,对本发明进行进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0046] 请参阅图 1,图 1 为本发明实施例提供的一种超声与磁共振图像融合配准方法的步骤流程图,包括下述步骤:

[0047] 步骤 S110:获取前列腺磁共振图像;

[0048] 步骤 S120:构建所述前列腺磁共振图像的有限元模型;

[0049] 优选地,请参阅图 2,构建所述前列腺磁共振图像的有限元模型,包括下述步骤:

[0050] 步骤 S121:对所述前列腺磁共振图像进行分割;

[0051] 具体地,可以采用手动分割的方式对所述前列腺磁共振图像进行分割。

[0052] 步骤 S122:采用等值面提取算法将分割后的前列腺转换成三角表面网格;

[0053] 请参阅图 3,为采用等值面提取算法 (adaptive skeleton climbing) 将分割出来的前列腺转换成三角表面网格的结构示意图。

[0054] 步骤 S123:将所述三角表面网格的表面数据导入到商用有限元分析软件包中,完

成所述前列腺磁共振图像的有限元模型的构建。

[0055] 可以理解,除了解剖几何结构,每个病人前列腺的生物力学属性各不相同。生物力学属性在模拟活体器官,特别对于模拟其形变,是必不可少的。因而,不同的生物力学属性会导致完全不同的前列腺形变。

[0056] 杨氏模量和泊松比是有限元模拟中最重要的两个生物力学参数。为了使上述有限元模型更加准确、真实,将从预先获取的超声弹性成像中得到的杨氏模量替代从理论范围随机采样值分配到前列腺中。同时,由于前列腺的泊松比是常量,我们设之为 $\nu = 0.47$ 。

[0057] 步骤 S130:将超声弹性成像获取的所述前列腺的生物力学信息融入到所述有限元模型中;

[0058] 优选地,所述前列腺的生物力学信息包括杨氏模量和泊松比。

[0059] 可以理解,生物力学信息可包括杨氏模量和泊松比,一般来说,杨氏模量差异较大,泊松比差异较小,因此,我们从超声弹性成像获取前列腺组织的杨氏模量,并将有限元模型的杨氏模量设置为弹性成像获取的数值。由于每个病人前列腺的力学属性是不一样的,通过这个方式就可以建立个性化的生物力学模型。

[0060] 优选地,请参阅图 4,将超声弹性成像获取的所述前列腺的生物力学信息融入到所述有限元模型中,包括下述步骤:

[0061] 步骤 S131:根据膀胱与所述前列腺的解剖结构关系,在商用有限元分析软件包中构建膀胱模型;

[0062] 可以理解,根据膀胱的形状和它与前列腺的解剖结构关系,在商用有限元分析 (COMSOL Multiphysics) 软件中构建其模型。由于临床医生总是在进行活检之前要求病人喝大量的水填充膀胱,所以将膀胱表现为一个球体。膀胱模型的存在会约束前列腺的形变,这是在之前方法中通常被忽略,但却更加符合现实临床情况的。

[0063] 步骤 S132:根据三维经直肠超声图像探头的姿势和位移,在商用有限元分析软件包中构建三维经直肠超声图像探头模型;

[0064] 可以理解,三维经直肠超声 (TRUS) 探头的前端也根据其形状被构建表现为一个球体。

[0065] 请参阅图 5,为 COMSOL Multiphysics 中的几何模型 (其中,从上到下分别表示为:膀胱,前列腺和 TRUS 探头的前端)

[0066] 步骤 S133:将所述膀胱模型和所述三维经直肠超声图像探头模型,作为所述前列腺的形变边界条件,并将所述边界条件融入到所述有限元模型中。

[0067] 步骤 S140:根据所述有限元模型,采用主成分分析构建所述前列腺个性化统计运动模型 (PMSS);

[0068] 优选地,根据所述有限元模型,采用主成分分析构建所述前列腺个性化统计运动模型,包括下述步骤:

[0069] 步骤 S141:根据所述有限元模型计算所述前列腺 N 个表面节点位移的 x, y, z 分量组成一个 $3N \times 1$ 的位移向量 d ;

[0070] 步骤 S142:利用主成分分析计算所述前列腺个性化统计运动模型 m ,

[0071]
$$m = m_0 + \bar{d} + \sum_{i=1}^L c_i e_i$$

[0072] 其中, m_0 为前列腺的起始位置, $\bar{a}$ 为平均表面节点位移向量, e_i 是训练数据协方差矩阵的第 i 个特征向量, c_i 是决定前列腺模型变形形状的权重, L 是统计模型中主成分的个数。

[0073] 步骤 S150 :根据所述前列腺个性化统计运动模型实现所述前列腺磁共振图像与上述三维经直肠超声图像数据配准。

[0074] 优选地,请参阅图 6,为根据所述前列腺个性化统计运动模型实现所述前列腺磁共振图像与上述三维经直肠超声图像数据配准的步骤流程图;

[0075] 步骤 S151 :将所述三维经直肠超声图像进行分割;

[0076] 具体地,采用手动分割方法将 3D TRUS 前列腺表面进行分割。

[0077] 步骤 S152 :将分割后的三维经直肠超声图像均匀分布的横切面和冠状面生成的交叉点作为用来配准的表面点;

[0078] 步骤 S153 :使所述表面点与所述前列腺个性化统计运动模型之间的距离最小,将所述前列腺个性化统计运动模型与所述三维经直肠超声图像数据配准;

[0079] 优选地,通过非线性最小二乘方法优化权重,使 TRUS 表面点与所述前列腺个性化统计运动模型之间的距离最小将前列腺个性化统计运动模型与 3DTRUS 数据配准。可以理解,也可以采用其它表面配准方法,如 robust point matching 使所述前列腺个性化统计运动模型与所述三维经直肠超声图像数据配准。

[0080] 步骤 S154 :根据所述前列腺个性化统计运动模型与所述三维经直肠超声图像数据关系,实现所述前列腺磁共振图像与上述三维经直肠超声图像数据配准。

[0081] 可以理解,根据由有限元分析得出的形变场和 MRI 数据与所述前列腺个性化统计运动模型的对应关系将 MRI 与 TRUS 数据配准。

[0082] 本发明上述实施例提供一种超声与磁共振图像融合配准方法,通过构建所述前列腺磁共振图像的有限元模型,并将超声弹性成像获取的所述前列腺的生物力学信息融入到所述有限元模型中,再根据所述有限元模型,采用主成分分析构建所述前列腺个性化统计运动模型后实现所述前列腺磁共振图像与上述三维经直肠超声图像数据配准。本发明提供的超声与磁共振图像融合配准方法,将超声弹性成像获取的所述前列腺的生物力学信息融入到所述有限元模型中,从而使所述有限元模型更加准确,对所述前列腺磁共振图像与上述三维经直肠超声图像数据配准更为精确,适合临床应用。

[0083] 以下通过实施例进一步阐述本发明,这些实施例仅用于举例说明的目的,并没有限制本发明的范围。

实施例

[0084] 为了验证方法的准确性和可行性,在实验中我们采用两种不同的商用前列腺体模 053-MM 和 053-AEF (CIRS, Norfolk, USA)。采用 32 通道头线圈的 3.0T 磁共振扫描仪进行磁共振成像测量。3D TRUS 和超声弹性成像图像分别从 DC-8 (Mindray, ShenZhen, China) 和 Aixplorer (Supersonic, France) 超声系统中获取。请参阅图 7,为体模 053-MM 在不同成像模式下的图像,其中, (a) 为体模 053-MM, (b) 为 MRI-T2 图像的横切面, (c) 为 B 型超声, (d) 为超声弹性成像。

[0085] 在实验中,对这两个不同的前列腺体模分别构建前列腺 PMSS。根据弹性成像,将杨

氏模量 (053-MM 中 $E = 30\text{kPa}$, 053-AEF 中 $E = 20\text{kPa}$) 分配到前列腺模型中。为了论证我们的个性化方法的优点,我们构建用没有指定杨氏模量值 (在 $E:[5, 50]\text{kPa}$) 范围内随机采样) 的模拟数据来训练的一般个性化统计运动模型 (SMM)。然后,用两个指标评价前列腺 PSMM 的效率:用于代表模型相对累积方差的模型紧凑性和代表位置测试数据的泛化能力。计算前列腺磁共振图像与上述三维经直肠超声图像数据配准的精度,并通过估算目标配准误差 (TRE) 与前列腺 (SMM) 相比较。

[0086] 评价个性化统计运动模型

[0087] 模型紧凑性 C 的计算公式如下:

$$[0088] \quad C(L) = \sum_{i=1}^L \lambda_i / \sum_{j=1}^L \lambda_j$$

[0089] 其中, λ_i 是训练数据的协方差矩阵的第 i 个特征值。由体模 053-MM 和 053-AEF 构建的前列腺 PSMM 的平均紧凑性如图 8 所示,图 8 表征了由体模 053-MM 和 053-AEF 构建的 PSMM 的平均紧凑性。从图 8 中可以看出,当 $L \geq 10$ 时, C 的值非常接近 1.0,这说明了我们的模型具有非常好的紧凑性。

[0090] 模型的泛化能力是指模型和实验数据之间的对应节点的距离的平均均方根 (RMS)。实验重复 300 次,每次根据 299 个模拟数据训练得到 PSMM,并将其拟合到剩余的一个数据上。053-AEF 和 053-MM 的前列腺个性化统计运动模型的泛化能力分别为 $0.24 \pm 0.06\text{mm}$ 和 $0.28 \pm 0.06\text{mm}$,对应的前列腺 SMM 的泛化能力分别为 $0.33 \pm 0.09\text{mm}$ 和 $0.35 \pm 0.11\text{mm}$ 。这意味着具有准确生物力学属性的模型对于训练形变模型是必不可少的。在这方面,使用病人特定的生物力学信息对构建 SMM 作用非常显著。

[0091] MRI-TRUS 配准结果

[0092] 我们使用不同形变的 TRUS 数据来评价 MRI-TRUS 配准结果,请参阅图 9,其中, (b) 为轻微形变的 3D TRUS 数据 (US_L), (c) 为中度形变的 3D TRUS 数据 (US_M), (d) 为重度形变的 3D TRUS 数据 (US_H)。形变的主要来源是 TRUS 探头的压力。配准程序在 2.30GHz Intel(R)Core(TM), 双核, 2.0GB 内存的 PC 上运行时间为 13s。

[0093] 每个前列腺体模包含三个为 5-10mm 准球形病灶;因此,根据体模的世界坐标手动标记 MRI 和 TRUS 数据中每一块病灶区域的最左点,最右点,顶点,底点,最前点和最后点作为用于评价配准效果的基点。将 MRI 数据中的 18 个基准点转换 TRUS 数据空间,并计算 TRE。配准的 MRI 图像和对应的目标 TRUS 图像如图 10 所示,其中,图 (a) 为 TRUS 图像的横切面, (b) 为形变配准下对应的 MR 图像,十字标记表示已配准对齐的。

[0094] 表 1 表明 PSMM 比 SMM 可以更准确地表示形变。使用 PSMM 对不同 TRUS 数据做配准的结果全部比 SMM 的要好。PSMM 的平均目标配准误差小于 1.7mm。用 PSMM 补偿形变可达 60%。但是,重度形变的 TRUS 数据的 TRE 仍然比轻度形变的明显要大。这个缺陷在未来的工作中可用局部表面配准方案来完善。

[0095] 表 1 为标记点的目标配准误差 (TRE)

[0096]

数据集		目标配准误差：平均值±标准偏差（毫米）			
		轻微形变(超声)	中度形变(超声)	高度形变(超声)	平均
053-MM (前列腺体模)	起始	3.14±0.50	4.24±0.45	5.96±0.58	4.45±1.27
	统计运动模型	1.80±0.13	2.05±0.27	2.31±0.35	2.05±0.34
	个性化统计运动模型	1.40±0.16	1.62±0.28	1.99±0.25	1.67±0.32
053-AEF (前列腺体模)	起始	2.89±0.35	4.02±0.45	5.18±0.91	4.03±1.12
	统计运动模型	1.92±0.22	2.14±0.32	2.33±0.42	2.13±0.36
	个性化统计运动模型	1.50±0.20	1.60±0.29	1.98±0.40	1.69±0.37

[0097] 以上所述,仅是本发明的较佳实施例而已,并非对本发明作任何形式上的限制,虽然本发明已以较佳实施例揭露如上,然而并非用以限定本发明,任何熟悉本专业的技术人员,在不脱离本发明技术方案范围内,当可利用上述揭示的技术内容作出些许更动或修饰为等同变化的等效实施例,但凡是未脱离本发明技术方案内容,依据本发明的技术实质对以上实施例所作的任何简单修改、等同变化与修饰,均仍属于本发明技术方案的范围。

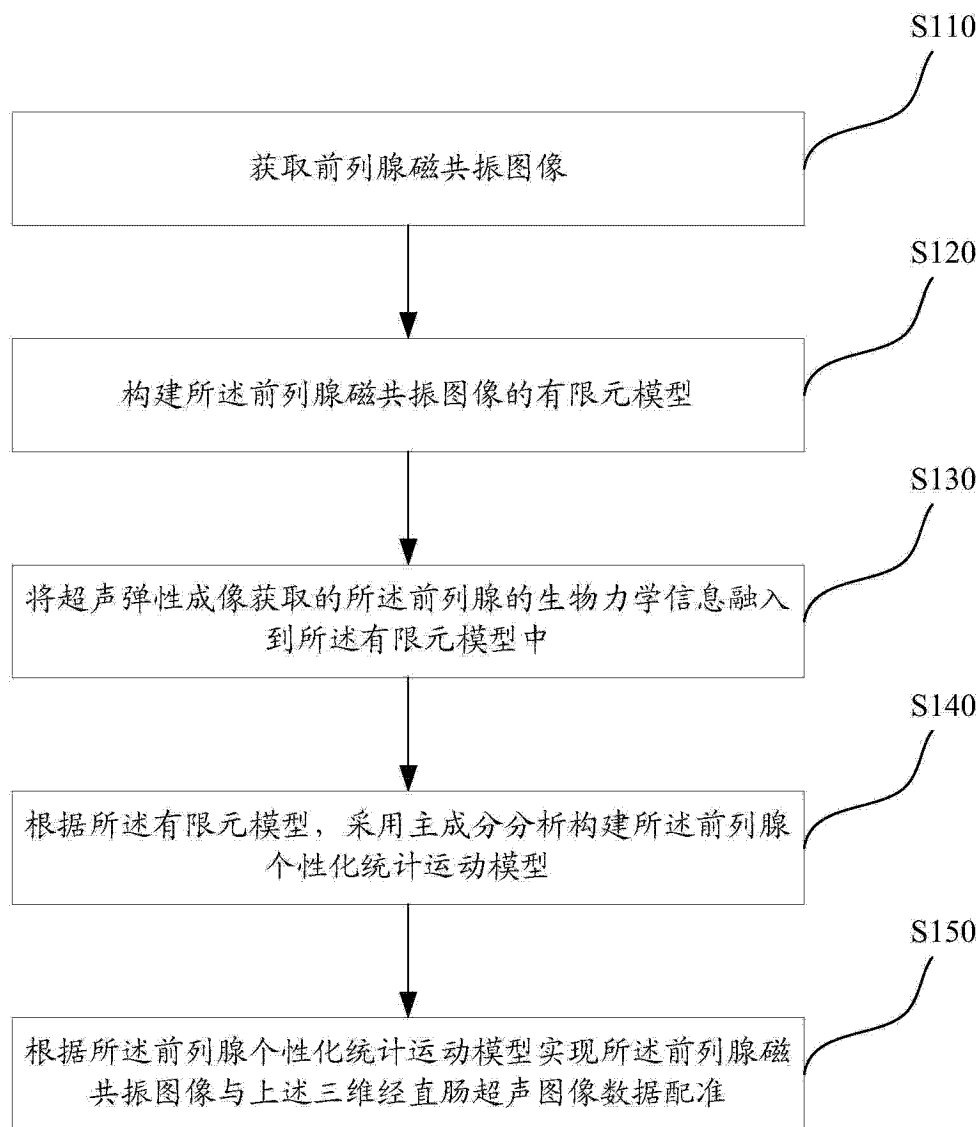


图 1

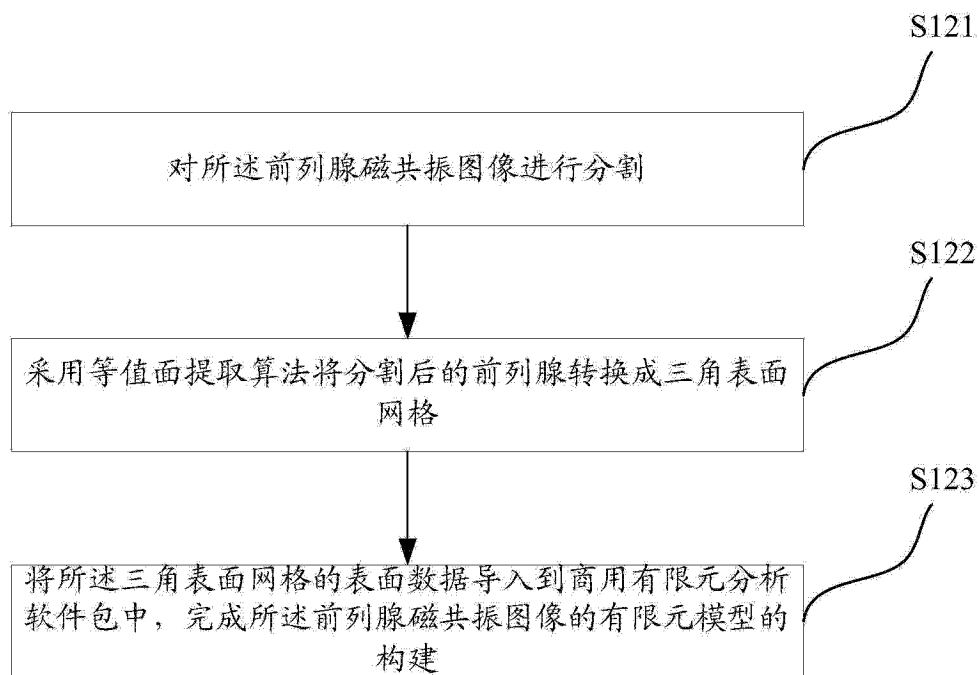


图 2

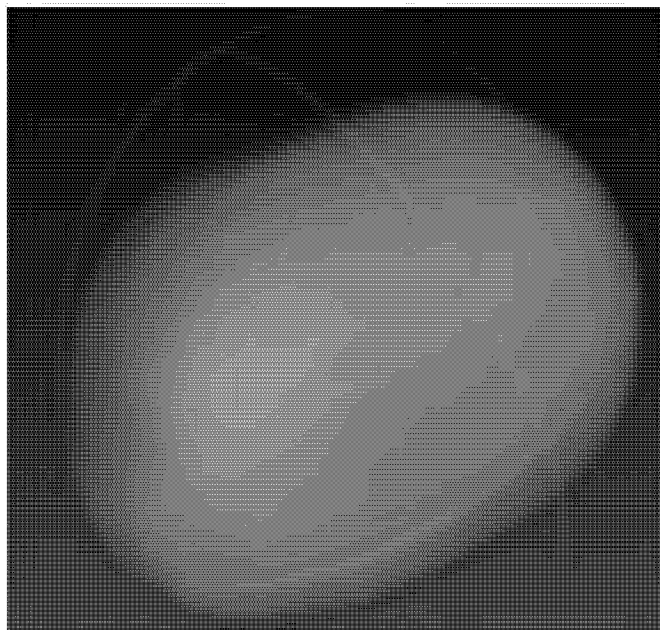


图 3

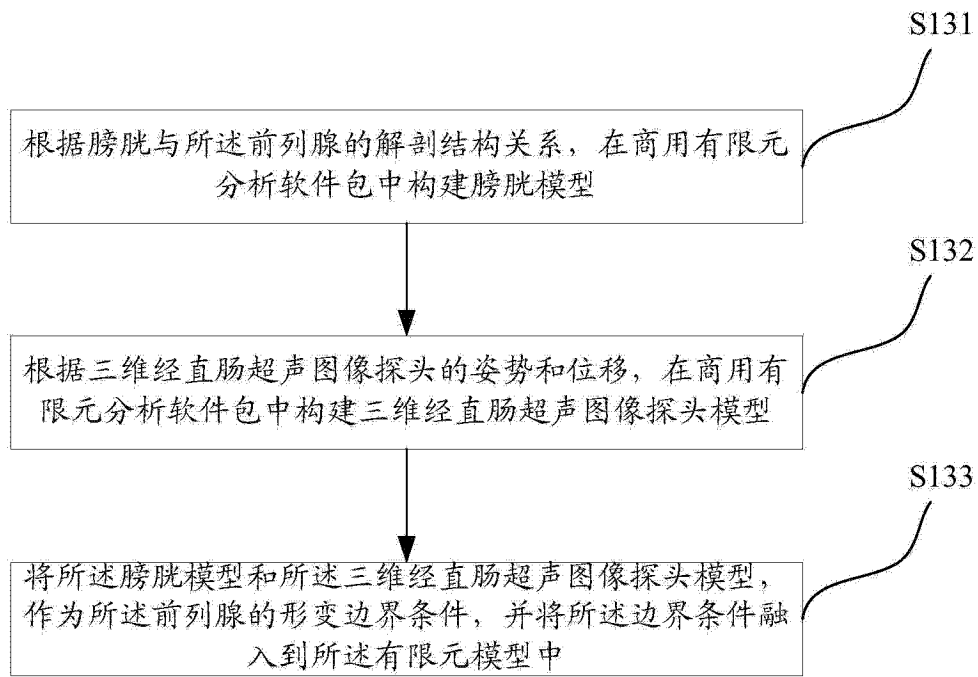


图 4

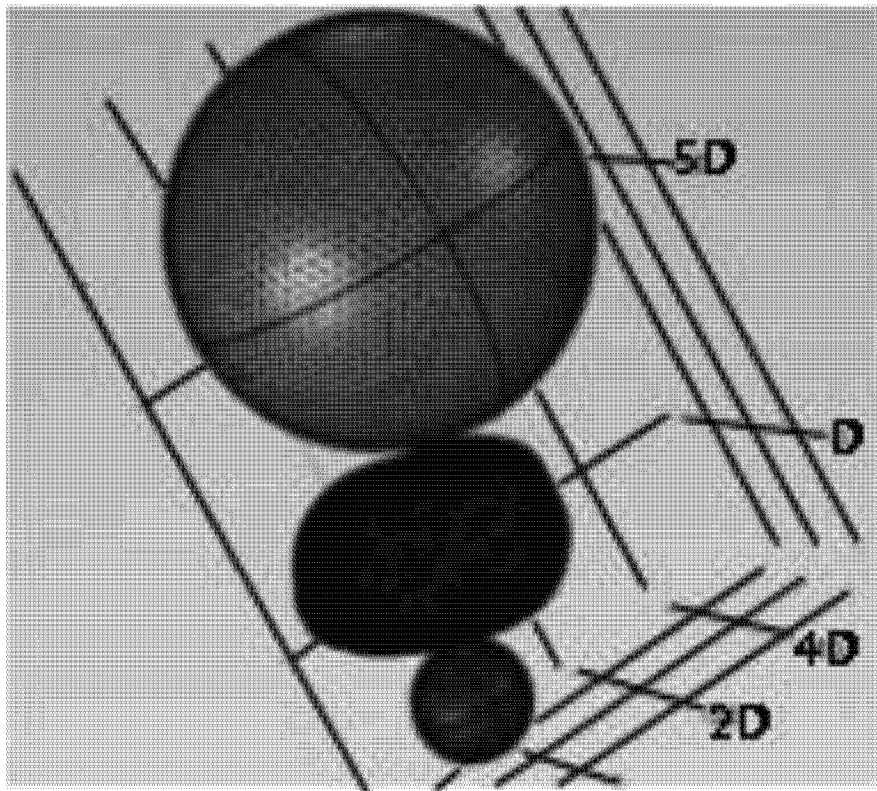


图 5

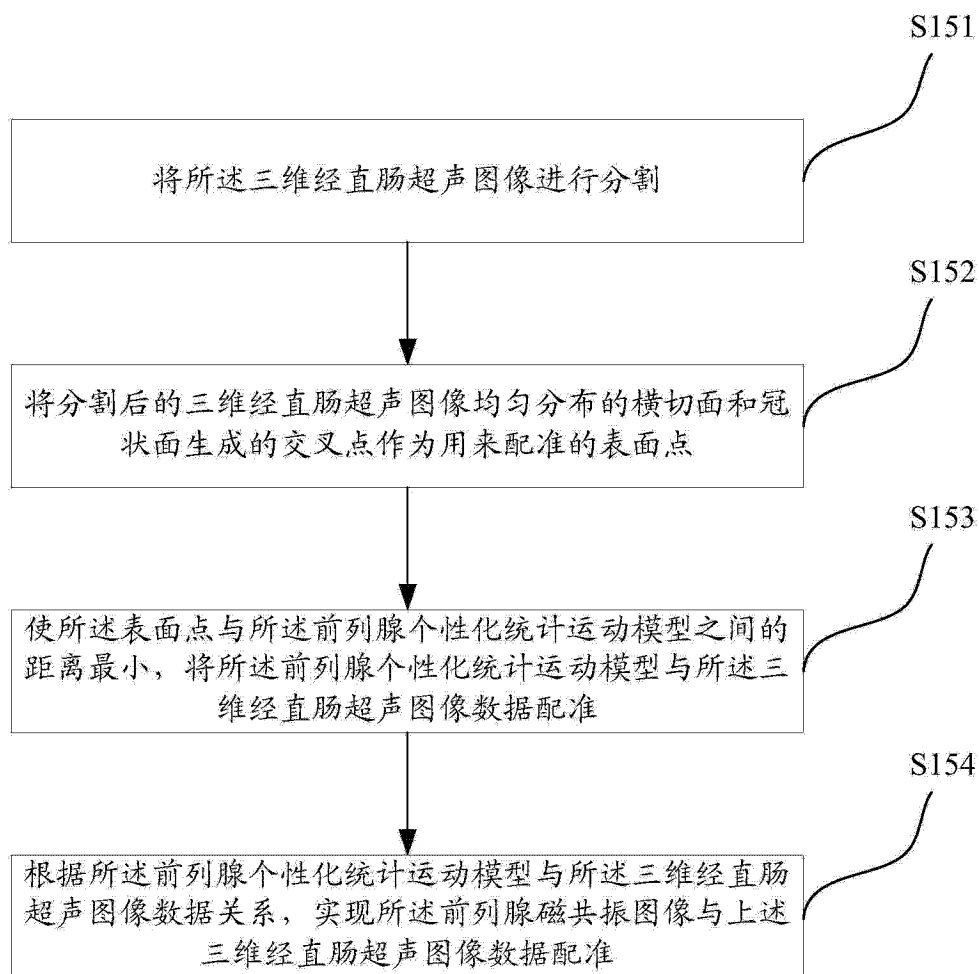


图 6

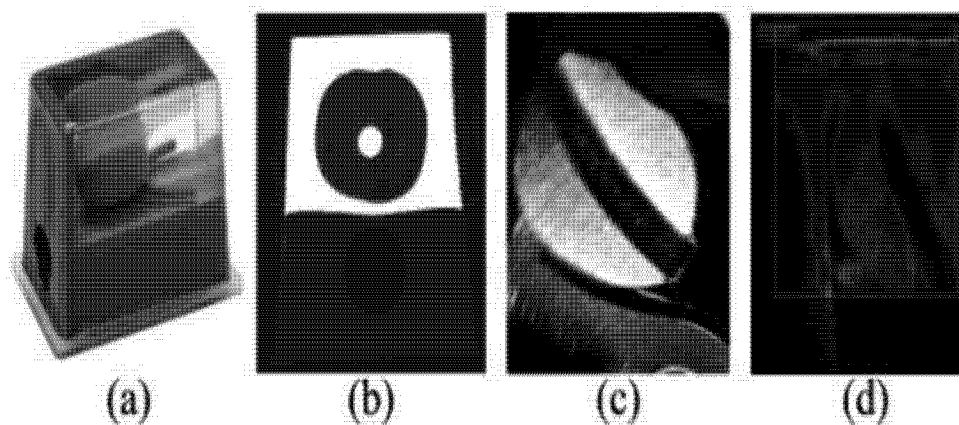


图 7

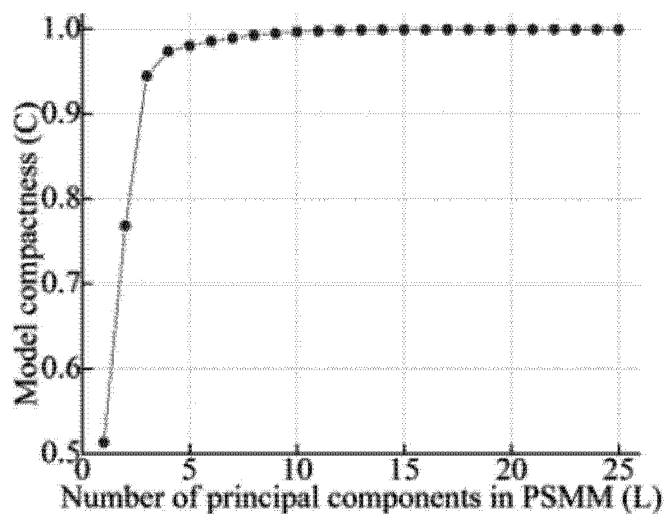


图 8

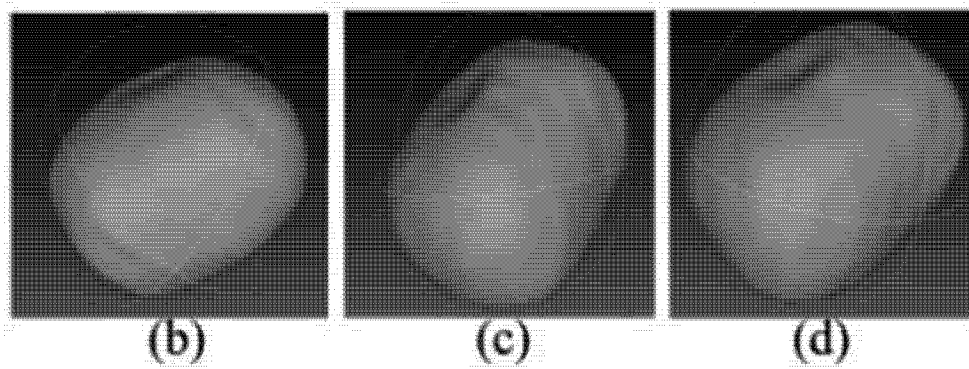


图 9

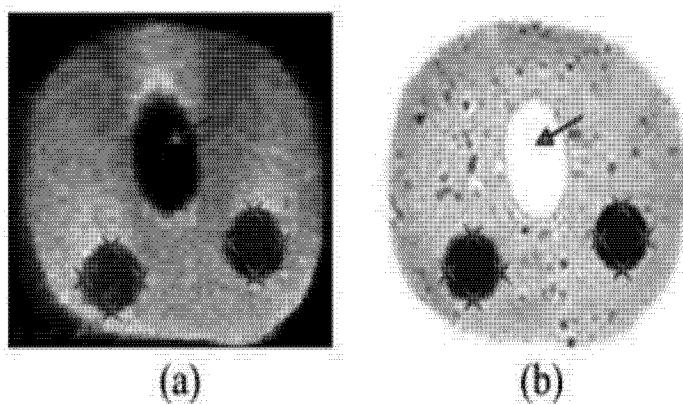


图 10

专利名称(译)	一种超声与磁共振图像融合配准方法		
公开(公告)号	CN104055536A	公开(公告)日	2014-09-24
申请号	CN201410171606.1	申请日	2014-04-25
[标]申请(专利权)人(译)	深圳大学		
申请(专利权)人(译)	深圳大学		
当前申请(专利权)人(译)	深圳大学		
[标]发明人	倪东 王毅 汪天富 陈思平		
发明人	倪东 王毅 汪天富 陈思平		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/055 G06T7/00		
其他公开文献	CN104055536B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种超声与磁共振图像融合配准方法，通过构建所述前列腺磁共振图像的有限元模型，并将超声弹性成像获取的所述前列腺的生物力学信息融入到所述有限元模型中，再根据所述有限元模型，采用主成分分析构建所述前列腺个性化统计运动模型后实现所述前列腺磁共振图像与上述三维经直肠超声图像数据配准。本发明提供的超声与磁共振图像融合配准方法，将超声弹性成像获取的所述前列腺的生物力学信息融入到所述有限元模型中，从而使所述有限元模型更加准确，对所述前列腺磁共振图像与上述三维经直肠超声图像数据配准更为精确，适合临床应用。

