



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106373108 A

(43)申请公布日 2017. 02. 01

(21)申请号 201610766668.6

(22)申请日 2016.08.29

(71)申请人 王磊

地址 130111 吉林省长春市绿园区城西镇
范南委15组

(72)发明人 王磊 陈龙泉 檀韬 喻秉斌

(74)专利代理机构 上海汉声知识产权代理有限公司 31236

代理人 邵晓丽 胡晶

(51)Int.Cl.

G06T 5/50(2006.01)

G06T 7/00(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

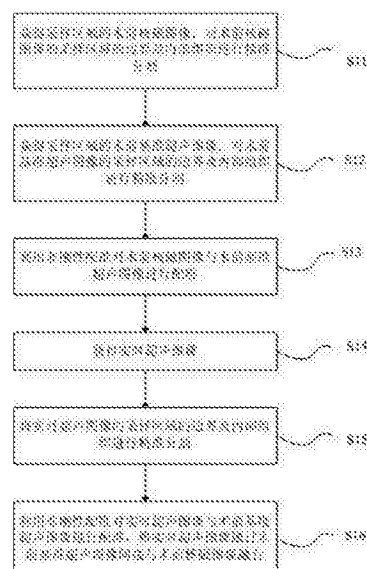
权利要求书3页 说明书8页 附图7页

(54)发明名称

一种将实时超声图像与术前核磁图像进行融合的方法及装置

(57)摘要

本发明公开了一种将实时超声图像与术前核磁图像进行融合的方法及装置,该方法包括:将术前核磁图像及术前基准超声图像进行分割,然后进行非刚性配准;将实时超声图像进行分割,将其与术前基准超声图像进行非刚性配准,间接的将实时超声图像与术前核磁图像融合。该装置包括:术前核磁图像单元,对术前核磁图像分割;术前基准超声图像单元,对术前超声图像单元分割;第一非刚性配准单元,对术前核磁图像与术前基准超声图像进行非刚性配准;实时超声图像单元,对实时超声图像单元分割;及第二非刚性配准单元,对实时超声图像单元与术前基准超声图像单元进行非刚性配准。本发明弥补了形变,提高了导航精度;又降低了计算时间,保证了实时性。



1. 一种将实时超声图像与术前核磁图像进行融合的方法,其特征在于,包括以下步骤:

S11: 获得采样区域的术前核磁图像,对所述术前核磁图像的采样区域的边界及内部组织进行精准分割;

S12: 获得采样区域的术前基准超声图像,对所述术前基准超声图像的采样区域的边界及内部组织进行精准分割;

S13: 利用从所述术前核磁图像以及从所述术前基准超声图像提取的采样区域的边界及内部组织,运用非刚性配准对所述术前核磁图像与所述术前基准超声图像进行配准;

S14: 获得实时超声图像;

S15: 将所述实时超声图像的采样区域的边界及内部组织进行精确分割;

S16: 利用从术前超声基准图像以及所述实时超声图像提取的采样区域的边界及内部组织,运用非刚性配准对所述实时超声图像与所述术前基准超声图像进行配准,所述实时超声图像通过所述术前基准超声间接与所述术前核磁图像融合。

2. 根据权利要求1所述的将实时超声图像与术前核磁图像进行融合的方法,其特征在于,所述步骤S11中对术前核磁图像的边缘及内部组织进行精准分割后还包括:对所述术前核磁图像上发现的一个或多个可疑病灶区域进行精确分割,并对其进行标记,根据所述标记制定活检采样规划,确定目标的采样区域。

3. 根据权利要求1所述的将实时超声图像与术前核磁图像进行融合的方法,其特征在于,所述步骤S12中获得采样区域的术前基准超声图像具体包括:

S121: 采集二维术前基准超声图像同时追踪采样针头的位置信息;

S122: 根据所述二维术前基准超声图像以及所述采样针头的位置信息重构具有位置信息的三维术前基准超声图像,对应地,

所述步骤S11中的所述术前核磁图像为三维术前核磁图像。

4. 根据权利要求3所述的将实时超声图像与术前核磁图像进行融合的方法,其特征在于,所述步骤S14具体为:获得二维实时超声图像,并追踪采样针头的实时位置和朝向信息;

所述步骤S14和步骤S15之间或所述步骤S15和步骤S16之间还包括:

S17: 利用所述采样针头的实时位置和朝向信息重建二维术前基准超声图像以及二维术前核磁图像,对应地,

所述步骤S16为:利用从所述重建的二维术前超声基准图像以及所述实时超声图像提取的采样区域的边界及内部组织,运用非刚性配准对所述实时超声图像与所述重建的二维术前基准超声图像进行配准,所述实时超声图像通过所述重建的二维术前基准超声间接与所述重建的二维术前核磁图像融合。

5. 根据权利要求1或4所述的将实时超声图像与术前核磁图像进行融合的方法,其特征在于,所述步骤S16中的非刚性配准包括:先进行点对点非刚性配准,然后再进行像素灰度值非刚性配准。

6. 根据权利要求1所述的将实时超声图像与术前核磁图像进行融合的方法,其特征在于,所述步骤S13中非刚性配准包括:首先分别获取所述术前核磁图像以及所述术前基准超声图像的强曲度关键点,根据所述强曲度关键点进行点对点仿射变换匹配;然后采用所述术前核磁图像以及所述术前基准超声图像的互信息为基础的B样线条进行非刚性配准。

7. 根据权利要求1所述的将实时超声图像与术前核磁图像进行融合的方法,其特征在

于,采样过程中通过提示声来提示所述采样针头与所述目标的距离,具体为:当所述采样针头越靠近所述目标时,提示声越急促。

8.一种将实时超声图像与术前核磁图像进行融合的装置,其特征在于,包括:

术前核磁图像单元,用于获得采样区域的术前核磁图像,还用于对所述术前核磁图像的采样区域的边界及内部组织进行精准分割;

术前基准超声图像单元,用于获得术前基准超声图像,还用于对所述术前超声基准图像的采样区域的边界及内部组织进行精准分割;

第一非刚性配准单元,用于利用从所述术前核磁图像以及从所述术前基准超声图像提取的采样区域的边界及内部组织,运用非刚性配准对所述术前核磁图像与所述术前基准超声图像进行配准;

实时超声图像单元,用于获得实时超声图像,还用于对所述实时超声图像的采样区域的边界及内部组织进行精准分割;以及,

第二非刚性配准单元,用于利用从术前超声基准图像以及所述实时超声图像提取的采样区域的边界及内部组织,运用非刚性配准对所述实时超声图像与所述术前基准超声图像进行配准,所述实时超声图像通过所述术前基准超声间接与所述术前核磁图像融合;

所述术前基准超声图像单元与所述实时超声图像单元为同一超声图像单元或不同超声图像单元。

9.根据权利要求8所述的将实时超声图像与术前核磁图像进行融合的装置,其特征在于,还包括:采样规划制定单元,用于对所述术前核磁图像上发现的一个或多个可疑病灶区域进行精确分割,并对其进行标记,根据所述标记制定活检采样规划,确定目标的采样区域。

10.根据权利要求8所述的将实时超声图像与术前核磁图像进行融合的装置,其特征在于,所述术前基准超声图像单元包括:

二维术前基准超声图像单元,用于采集二维术前基准超声图像;

第一追踪单元,用于追踪采样针头的位置信息;

三维术前基准超声图像单元,用于根据所述二维术前基准超声图像以及所述位置信息重构具有位置信息的三维术前基准超声图像;以及,

分割单元,用于所述三维术前超声基准图像的采样区域的边界及内部组织进行精准分割;

对应地,所述术前核磁图像单元获得的为三维术前核磁图像。

11.根据权利要求10所述的将实时超声图像与术前核磁图像进行融合的装置,其特征在于,所述实时超声图像单元包括:

二维实时超声图像获得单元,用于获得二维实时超声图像;以及,

第二追踪单元,用于追踪采样针头的位置信息和朝向信息;

还包括:重建单元,用于根据利用所述采样针头的实时位置和朝向信息重建二维术前基准超声图像以及二维术前核磁图像;

对应地,所述第二非刚性配准单元用于利用从所述重建的二维术前超声基准图像以及所述实时超声图像提取的采样区域的边界及内部组织,运用非刚性配准对所述实时超声图像与所述重建的术前基准超声图像进行配准,所述实时超声图像通过所述重建的二维术前

基准超声间接与所述重建的二维术前核磁图像融合；

所述二维术前超声图像获得单元与所述二维实时超声图像获得单元可以为同一超声图像获得单元或不同的超声图像获得单元。

所述第一追踪单元与所述第二追踪单元为同一追踪单元或不同追踪单元。

12. 根据权利要求8或11所述的将实时超声图像与术前核磁图像进行融合的装置, 其特征在于, 所述第二非刚性配准单元包括:

第一点对点非刚性配准单元, 用于对所述实时超声图像与所述术前基准超声图像进行点对点非刚性配准; 以及,

像素灰度值非刚性配准单元, 用于对点对点非刚性配准之后的所述实时超声图像与所述术前基准超声图像进行像素灰度值非刚性配准。

13. 根据权利要求8所述的将实时超声图像与术前核磁图像进行融合的装置, 其特征在于, 所述第一非刚性配准单元包括:

强曲度关键点获得单元, 用于获得所述术前核磁图像以及所述术前基准超声图像的强曲度关键点;

第二点对点非刚性配准单元, 用于根据所述强曲度关键点进行点对点仿射变换匹配; 以及

B样线条非刚性配准单元, 用于对点对点配准后的所述术前核磁图像与所述术前基准超声图像进行互信息为基础的B样线条非刚性配准。

14. 根据权利要求8所述的将实时超声图像与术前核磁图像进行融合的装置, 其特征在于, 还包括: 语音提示单元, 所述语音提示单元用于提示所述采样针头与目标的距离, 当所述采样针头越靠近所述采样目标时, 提示声越急促。

一种将实时超声图像与术前核磁图像进行融合的方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及医学图像处理领域,特别涉及一种将实时超声图像与术前核磁图像进行融合的方法及装置。

背景技术

[0002] 前列腺癌是男性人群中最常见的癌症之一,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重要指标。超声成像速度快,可以在术中实时成像,但由于超声波图像的分辨率有限,图像中软组织间的区分度也不高,虽能实时追踪采样导管的位置,却无法通过图像对病变组织进行精确定位,导致单纯基于超声的采样方法,对癌症检测的灵敏度不高,只有60%至85%。具有高分辨率的核磁共振图像 (MR) 可以对软组织高度区分,因而可以精准定位病变的位置,但其成像速度慢,无法在术中实时成像。如果可以将术中超声与术前核磁图像进行融合,将可以为医生提供实时,精准的采样导管位置以及病变位置信息,从而使活检的准确率提高至90%以上。但是由于超声图像和核磁图像成像差异性大,实时采样中由于超声探头以及采样头插入会引起组织的形变,两种图像的融合配准难度极高。

[0003] 现有技术中为了追求实时性,通常采用刚性配准算法,基于刚性配准算法的技术没有考虑手术采样过程中由于采样针头刺入前列腺而引起的形变,进而会对采样导航信息产生偏差。

[0004] 针对上述缺点,有人提出采用有限元方法来配准三维经直肠超声和核磁图像,考虑了形变,具体做法为:对前列腺核磁进行有限元建模,并将利用弹性超声获得前列腺的生物力学信息代入到所建有限元模型当中,再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三维经直肠超声图像数据配准。但是其存在以下缺点:其采用有限元模型,有限元每个元素的弹性性质是通过弹性超声获得的;有限元需要进行主成分分析,但是主成分分析主要是基于三维超声的探头形变的主成分分析,由于使用了主成分分析,次要成分被忽略,会导致配准精度下降;且此方法计算量大,无法做到实时性。

发明内容

[0005] 本发明针对上述现有技术中存在的问题,提出一种将实时超声图像与术前核磁图像进行融合的方法及装置,既弥补了采样针头刺入引起的形变,提高了导航精度;又降低了计算时间,能够做到实时性。

[0006] 为解决上述技术问题,本发明是通过如下技术方案实现的:

[0007] 本发明提供一种将实时超声图像与预先获取的图像进行融合的方法,其包括以下步骤:

[0008] S11: 获得采样区域的术前核磁图像,对所述术前核磁图像的采样区域的边界及内

部组织进行精准分割；

[0009] S12:获得采样区域的术前基准超声图像,对所述术前基准超声图像的采样区域的边界及内部组织进行精准分割；

[0010] S13:利用从所述术前核磁图像以及从所述术前基准超声图像提取的采样区域的边界及内部组织,运用非刚性配准对所述术前核磁图像与所述术前基准超声图像进行配准；

[0011] S14:获得实时超声图像；

[0012] S15:将所述实时超声图像的采样区域的边界及内部组织进行精确分割；

[0013] S16:利用从术前超声基准图像以及所述实时超声图像提取的采样区域的边界及内部组织,运用非刚性配准对所述实时超声图像与所述术前基准超声图像进行配准,所述实时超声图像通过所述术前基准超声间接与所述术前核磁图像融合。

[0014] 较佳地,所述步骤S11中对术前核磁图像的边缘及内部组织进行精准分割后还包括:对所述术前核磁图像上发现的一个或多个可疑病灶区域进行精确分割,并对其进行标记,根据所述标记制定活检采样规划,确定目标的采样区域。

[0015] 较佳地,所述步骤S12中获得采样区域的术前基准超声图像具体包括:

[0016] S121:采集二维术前基准超声图像同时追踪采样针头的位置信息；

[0017] S122:根据所述二维术前基准超声图像以及所述采样针头的位置信息重构具有位置信息的三维术前基准超声图像,对应地,

[0018] 所述步骤S11中的所述术前核磁图像为三维术前核磁图像。

[0019] 较佳地,所述步骤S14具体为:获得二维实时超声图像,并追踪采样针头的实时位置和朝向信息；

[0020] 所述步骤S14和步骤S15之间或所述步骤S15和步骤S16之间还包括:

[0021] S17:利用所述采样针头的实时位置和朝向信息重建二维术前基准超声图像以及二维术前核磁图像,对应地,

[0022] 所述步骤S16为:利用从所述重建的二维术前超声基准图像以及所述实时超声图像提取的采样区域的边界及内部组织,运用非刚性配准对所述实时超声图像与所述重建的二维术前基准超声图像进行配准,所述实时超声图像通过所述重建的二维术前基准超声间接与所述重建的二维术前核磁图像融合。

[0023] 较佳地,所述步骤S16中的非刚性配准包括:先进行点对点非刚性配准,然后再进行像素灰度值非刚性配准。

[0024] 较佳地,所述步骤S13中非刚性配准包括:首先分别获取所述术前核磁图像以及所述术前基准超声图像的强曲度关键点,根据所述强曲度关键点进行点对点仿射变换匹配;然后采用所述术前核磁图像以及所述术前基准超声图像的互信息为基础的B样线条进行非刚性配准。

[0025] 较佳地,采样过程中通过提示声来提示所述采样针头与所述目标的距离,具体为:当所述采样针头越靠近所述目标时,提示声越急促。

[0026] 本发明还提供一种将实时超声图像与预先获取的图像进行融合的装置,其包括:

[0027] 术前核磁图像单元,用于获得采样区域的术前核磁图像,还用于对所述术前核磁图像的采样区域的边界及内部组织进行精准分割;

[0028] 术前基准超声图像单元,用于获得术前基准超声图像,还用于对所述术前超声基准图像的采样区域的边界及内部组织进行精准分割;

[0029] 第一非刚性配准单元,用于利用从所述术前核磁图像以及从所述术前基准超声图像提取的采样区域的边界及内部组织,运用非刚性配准对所述术前核磁图像与所述术前基准超声图像进行配准;

[0030] 实时超声图像单元,用于获得实时超声图像,还用于对所述实时超声图像的采样区域的边界及内部组织进行精准分割;以及,

[0031] 第二非刚性配准单元,用于利用从术前超声基准图像以及所述实时超声图像提取的采样区域的边界及内部组织,运用非刚性配准对所述实时超声图像与所述术前基准超声图像进行配准,所述实时超声图像通过所述术前基准超声间接与所述术前核磁图像融合;

[0032] 所述术前基准超声图像单元与所述实时超声图像单元为同一超声图像单元或不同超声图像单元。

[0033] 较佳地,还包括:采样规划制定单元,用于对所述术前核磁图像上发现的一个或多个可疑病灶区域进行精确分割,并对其进行标记,根据所述标记制定活检采样规划,确定目标的采样区域。

[0034] 较佳地,所述术前基准超声图像单元包括:

[0035] 二维术前基准超声图像单元,用于采集二维术前基准超声图像;

[0036] 第一追踪单元,用于追踪采样针头的位置信息;

[0037] 三维术前基准超声图像单元,用于根据所述二维术前基准超声图像以及所述位置信息重构具有位置信息的三维术前基准超声图像;以及,

[0038] 分割单元,用于所述三维术前超声基准图像的采样区域的边界及内部组织进行精准分割;

[0039] 对应地,所述术前核磁图像单元获得的为三维术前核磁图像。

[0040] 较佳地,所述实时超声图像单元包括:

[0041] 二维实时超声图像获得单元,用于获得二维实时超声图像;以及,

[0042] 第二追踪单元,用于追踪采样针头的位置信息和朝向信息;

[0043] 还包括:重建单元,用于根据利用所述采样针头的实时位置和朝向信息重建二维术前基准超声图像以及二维术前核磁图像;

[0044] 对应地,所述第二非刚性配准单元用于利用从所述重建的二维术前超声基准图像以及所述实时超声图像提取的采样区域的边界及内部组织,运用非刚性配准对所述实时超声图像与所述重建的术前基准超声图像进行配准,所述实时超声图像通过所述重建的二维术前基准超声间接与所述重建的二维术前核磁图像融合;

[0045] 所述二维术前超声图像获得单元与所述二维实时超声图像获得单元可以为同一超声图像获得单元或不同的超声图像获得单元。

[0046] 所述第一追踪单元与所述第二追踪单元为同一追踪单元或不同追踪单元。

[0047] 较佳地,所述第二非刚性配准单元包括:

[0048] 第一点对点非刚性配准单元,用于对所述实时超声图像与所述术前基准超声图像进行点对点非刚性配准;以及,

[0049] 像素灰度值非刚性配准单元,用于对点对点非刚性配准之后的所述实时超声图像

与所述术前基准超声图像进行像素灰度值非刚性配准。

[0050] 较佳地,所述第一非刚性配准单元包括:

[0051] 强曲度关键点获得单元,用于获得所述术前核磁图像以及所述术前基准超声图像的强曲度关键点;

[0052] 第二点对点非刚性配准单元,用于根据所述强曲度关键点进行点对点仿射变换匹配;以及

[0053] B样线条非刚性配准单元,用于对点对点配准后的所述术前核磁图像与所述术前基准超声图像进行互信息为基础的B样线条非刚性配准。

[0054] 较佳地,还包括:语音提示单元,所述语音提示单元用于提示所述采样针头与目标的距离,当所述采样针头越靠近所述采样目标时,提示声越急促。

[0055] 相较于现有技术,本发明具有以下优点:

[0056] (1) 本发明提供的将实时超声图像与术前核磁图像进行融合的方法及装置,精确的分割结果可以捕捉到目标的形变的轮廓,结合非刚性配准,可以弥补采样针头刺入过程中引起的形变,提高导航精度;

[0057] (2) 本发明采用基于分割的非刚性配准算法,通过分割可以快速准确的捕捉目标区域,使配准算法集中在目标区域,大大降低针对非目标区域的运算,节省运算时间,保证了算法的准确性和实时性;

[0058] (3) 本发明的配准算法通过对图像的世界坐标系的三角化操作,把配准算法中最耗时的矩阵运算用向量运算代替,进而大大降低了运算时间,实时性更强;

[0059] (4) 本发明除了视觉导航信息外,还可以包括:语音提示信息,工作原理类似汽车泊车雷达的声音提示,当采样针头靠近目标时,提示声将愈加急促,远离时提示音放缓,可以辅助帮助医生判断采样针头的位置。

[0060] 当然,实施本发明的任一产品并不一定需要同时达到以上所述的所有优点。

附图说明

[0061] 下面结合附图对本发明的实施方式作进一步说明:

[0062] 图1为本发明的实施例1的将实时超声图像与术前核磁图像进行融合的方法的流程图;

[0063] 图2为本发明的实施例2的将实时超声图像与术前核磁图像进行融合的方法的流程图;

[0064] 图3为本发明的实施例2的对术前核磁图像进行分割的原理图;

[0065] 图4为本发明的实施例2的对术前超声图像进行分割的原理图;

[0066] 图5为本发明的实施例2的基于实时超声的采样针头的位置信息和朝向信息重构术前核磁图像以及术前基准超声图像的原理图;

[0067] 图6为本发明的较佳实施例的对术前核磁图像与术前基准超声图像进行非刚性配准的流程图;

[0068] 图7为本发明的较佳实施例的对实时超声图像与术前基准超声图像进行非刚性配准的流程图;

[0069] 图8为本发明的较佳实施例的将融合的术前核磁图像与实时超声图像通过分屏同

步显示的示意图。

具体实施方式

[0070] 下面对本发明的实施例作详细说明,本实施例在以本发明技术方案为前提下进行实施,给出了详细的实施方式和具体的操作过程,但本发明的保护范围不限于下述的实施例。

[0071] 实施例1:

[0072] 结合图1,对本发明的将实时超声图像与术前核磁图像进行融合的方法进行详细描述,其流程图如图1所示,其包括以下步骤:

[0073] S11:获得采样区域的术前核磁图像,对术前核磁图像的采样区域的边界及内部组织进行精准分割;

[0074] S12:获得采样区域的术前基准超声图像,对术前基准超声图像的采样区域的边界及内部组织进行精准分割;

[0075] S13:利用从术前核磁图像以及从术前基准超声图像提取的采样区域的边界及内部组织,运用非刚性配准对术前核磁图像与术前基准超声图像进行配准;

[0076] S14:获得实时超声图像;

[0077] S15:将实时超声图像的采样区域的边界及内部组织进行精确分割;

[0078] S16:利用从术前超声基准图像以及实时超声图像提取的采样区域的边界及内部组织,运用非刚性配准对实时超声图像与术前基准超声图像进行配准,实时超声图像通过术前基准超声间接与术前核磁图像融合。

[0079] 较佳实施例中,步骤S11中对术前核磁图像的边界及内部组织进行精准分割后还包括:对术前核磁图像上发现的一个或多个可疑病灶区域进行精确分割,并对其进行标记,根据标记制定活检采样规划,确定目标的采样区域。

[0080] 较佳实施例中,还包括:通过提示声来提示所述采样针头与所述目标的距离,具体为:当所述采样针头越靠近所述目标时,提示声越急促。

[0081] 实施例2:

[0082] 本实施例是在实施例1的基础上做出的改进,其流程图如图2所示,其包括以下步骤:

[0083] S11:获得采样区域的三维术前核磁图像,对术前核磁图像的采样区域的边界及内部组织进行精准分割,分割图如图3所示;

[0084] S121:采集二维术前基准超声图像,同时追踪采样针头的位置信息;

[0085] S122:根据所述二维术前基准超声图像以及所述采样针头的位置信息重构具有位置信息的三维术前基准超声图像,步骤S121和步骤S122的原理图如图4所示;

[0086] S13:利用从三维术前核磁图像以及从三维术前基准超声图像提取的采样区域的边界及内部组织,运用非刚性配准对三维术前核磁图像与三维术前基准超声图像进行配准;

[0087] S14:获得二维实时超声图像,并追踪采样针头的实时位置和朝向信息;

[0088] S17:利用采样针头的实时位置和朝向信息重建二维术前基准超声图像以及二维术前核磁图像;

[0089] S15:对二维实时超声图像的采样区域的边界及内部组织进行精准分割;

[0090] S16:利用从重建的二维术前超声基准图像以及实时超声图像提取的采样区域的边界及内部组织,运用非刚性配准对实时超声图像与重建的二维术前基准超声图像进行配准,实时超声图像通过重建的二维术前基准超声间接与重建的二维术前核磁图像融合,原理图如图5所示,最后将融合后的二维实时超声图像、二维基准超声图像以及二维核磁图像进行分屏显示。

[0091] 不同实施例中,步骤S17也可以位于步骤S15和步骤S16之间。

[0092] 较佳实施例中,对术前基准超声图像与术前核磁图像进行非刚性配准的流程图如图6所示,包括以下步骤:

[0093] (1) 分别获得术前核磁图像以及术前基准超声图像的强曲度关键点;

[0094] (2) 根据两者的强曲度关键点对两者进行点对点仿射变换匹配;

[0095] (3) 然后再根据互信息为基础的B样线条进行非刚性配准,得到配准后的术前核磁图像与术前基准超声图像。

[0096] 较佳实施例中,对二维实时超声图像与三维术前基准超声图像进行非刚性配准其流程图如图7所示,包括以下步骤:

[0097] (1) 根据实时采集到的采样针头的位置信息,将三维术前基准超声与二维实时超声进行初始化匹配;

[0098] (2) 利用二维实时超声图像的分割以及三位术前基准超声的分割进行点对点非刚性配准;

[0099] (3) 然后再利用像素灰度值进行非刚性配准;

[0100] (4) 将三维术前核磁图像与三维术前基准超声图像的配准映射到上述配准结果上,即可将实时超声图像与术前核磁图像融合到一起。

[0101] 不同实施例中,融合后的术前核磁图像以及实时超声图像可以分屏显示,如图8所示,可以将两者的目标采样区域进行叠加。不同实施例中,也可以采用同屏快速切换的方式。

[0102] 不同实施例中,对术前核磁图像、术前基准超声图像以及实时超声图像进行分割时可以采用精准快速实时的分割算法,也可以采用手工分割。

[0103] 本发明还提供将实时超声图像与术前核磁图像进行融合的装置,其包括:

[0104] 术前核磁图像单元,用于获得采样区域的术前核磁图像,还用于对术前核磁图像的采样区域的边界及内部组织进行精准分割;

[0105] 术前基准超声图像单元,用于获得术前基准超声图像,还用于对术前超声基准图像的采样区域的边界及内部组织进行精准分割;

[0106] 第一非刚性配准单元,用于利用从术前核磁图像以及从术前基准超声图像提取的采样区域的边界及内部组织,运用非刚性配准对术前核磁图像与术前基准超声图像进行配准;

[0107] 实时超声图像单元,用于获得实时超声图像,还用于对实时超声图像的采样区域的边界及内部组织进行精准分割;以及,

[0108] 第二非刚性配准单元,用于利用从术前超声基准图像以及实时超声图像提取的采样区域的边界及内部组织,运用非刚性配准对实时超声图像与术前基准超声图像进行配

准,实时超声图像通过术前基准超声间接与所述术前核磁图像融合;

[0109] 术前基准超声图像单元与实时超声图像单元可以为同一超声图像单元,也可以为不同超声图像单元。

[0110] 较佳实施例中,还包括:采样规划制定单元,用于对所述术前核磁图像上发现的一个或多个可疑病灶区域进行精确分割,并对其进行标记,根据所述标记制定活检采样规划,确定目标的采样区域。

[0111] 较佳实施例中,术前基准超声图像单元包括:

[0112] 二维术前基准超声图像单元,用于采集二维术前基准超声图像;

[0113] 第一追踪单元,用于追踪采样针头的位置信息;

[0114] 三维术前基准超声图像单元,用于根据二维术前基准超声图像以及位置信息重构具有位置信息的三维术前基准超声图像;以及,

[0115] 分割单元,用于三维术前超声基准图像的采样区域的边界及内部组织进行精准分割;

[0116] 对应地,术前核磁图像单元获得的为三维术前核磁图像。

[0117] 较佳实施例中,实时超声图像单元包括:

[0118] 二维实时超声图像获得单元,用于获得二维实时超声图像;以及,

[0119] 第二追踪单元,用于追踪采样针头的位置信息和朝向信息;

[0120] 还包括:重建单元,用于根据利用采样针头的实时位置和朝向信息重建二维术前基准超声图像以及二维术前核磁图像;

[0121] 对应地,第二非刚性配准单元用于利用从重建的二维术前超声基准图像以及实时超声图像提取的采样区域的边界及内部组织,运用非刚性配准对实时超声图像与重建的术前基准超声图像进行配准,实时超声图像通过重建的二维术前基准超声间接与重建的二维术前核磁图像融合;

[0122] 二维术前超声图像获得单元与二维实时超声图像获得单元可以为同一超声图像获得单元或不同的超声图像获得单元。

[0123] 第一追踪单元与第二追踪单元可以为同一追踪单元,也可以为不同追踪单元。

[0124] 较佳实施例中,第二非刚性配准单元包括:

[0125] 第一点对点非刚性配准单元,用于对实时超声图像与术前基准超声图像进行点对点非刚性配准;以及,

[0126] 像素灰度值非刚性配准单元,用于点对点非刚性配准之后的实时超声图像与术前基准超声图像进行像素灰度值非刚性配准。

[0127] 较佳实施例中,第一非刚性配准单元包括:

[0128] 强曲度关键点获得单元,用于获得术前核磁图像以及术前基准超声图像的强曲度关键点;

[0129] 第二点对点非刚性配准单元,用于根据强曲度关键点进行点对点仿射变换匹配;以及

[0130] B样线条非刚性配准单元,用于点对点配准后的术前核磁图像与术前基准超声图像进行互信息为基础的B样线条非刚性配准。

[0131] 较佳实施例中,还包括:语音提示单元,用于提示采样针头与目标的距离,当采样

针头越靠近所述采样目标时,提示声越急促。

[0132] 此处公开的仅为本发明的优选实施例,本说明书选取并具体描述这些实施例,是为了更好地解释本发明的原理和实际应用,并不是对本发明的限定。任何本领域技术人员在说明书范围内所做的修改和变化,均应落在本发明所保护的范围内。

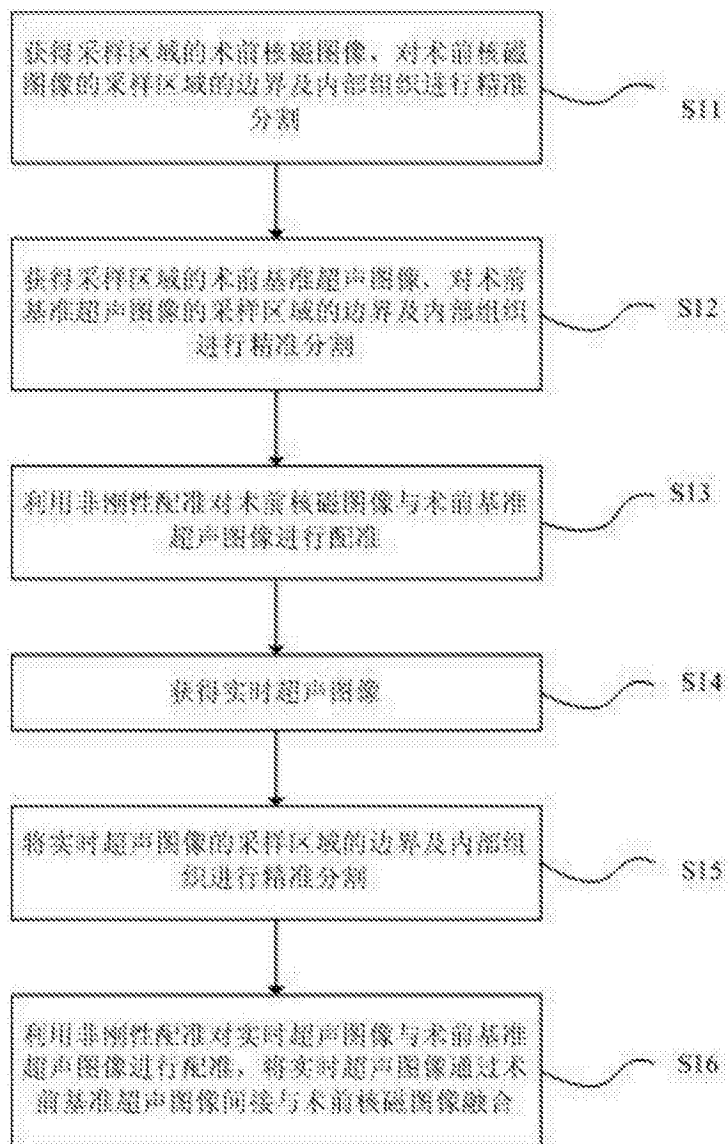


图1

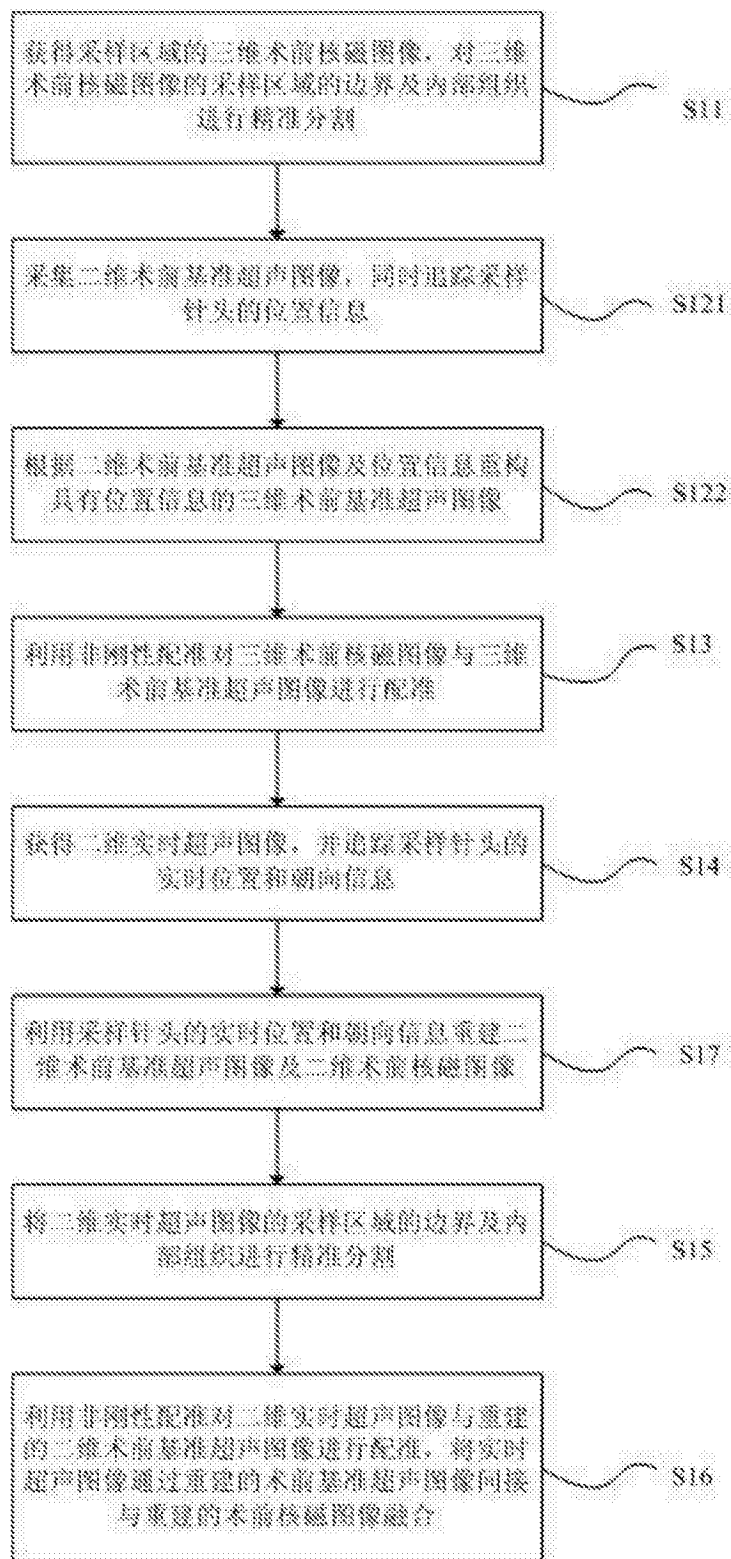


图2

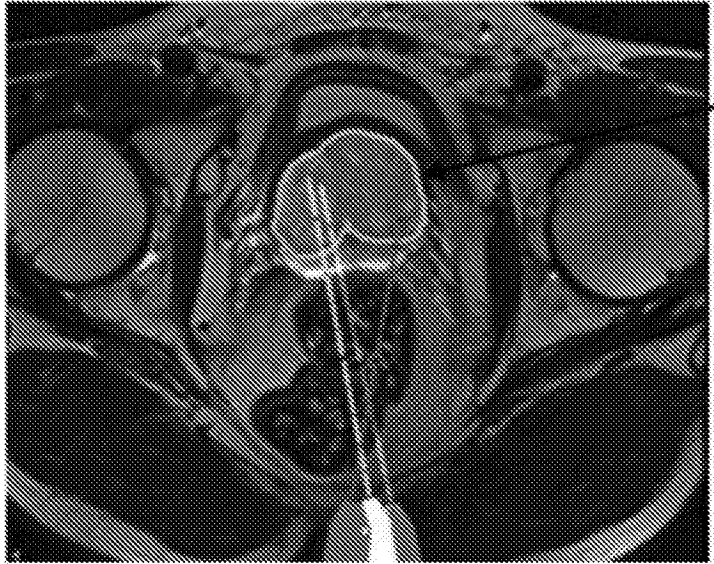


图3

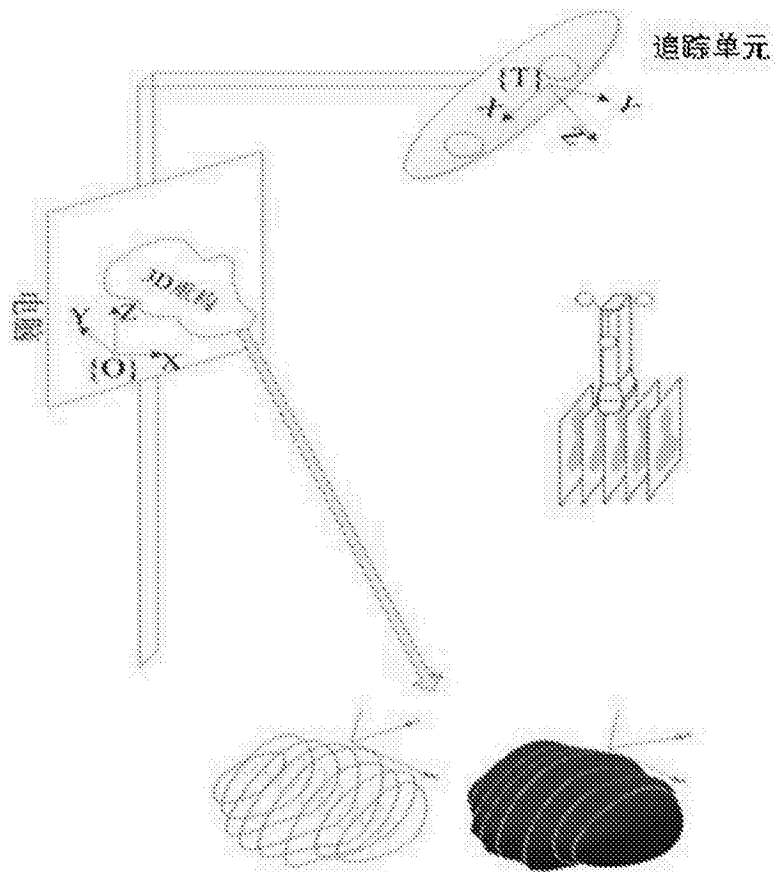
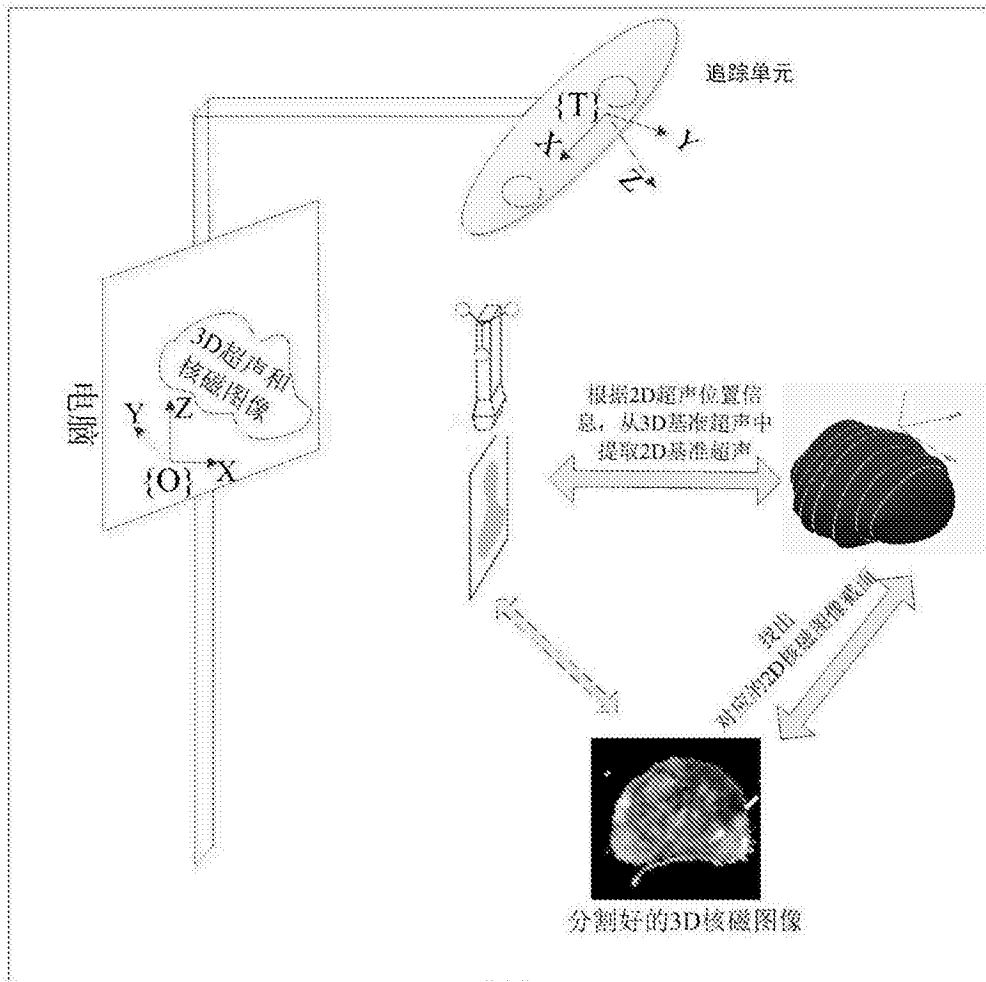


图4



实现左图2D实时超声, 中间2D基准超声和右图核磁的实时分屏显示

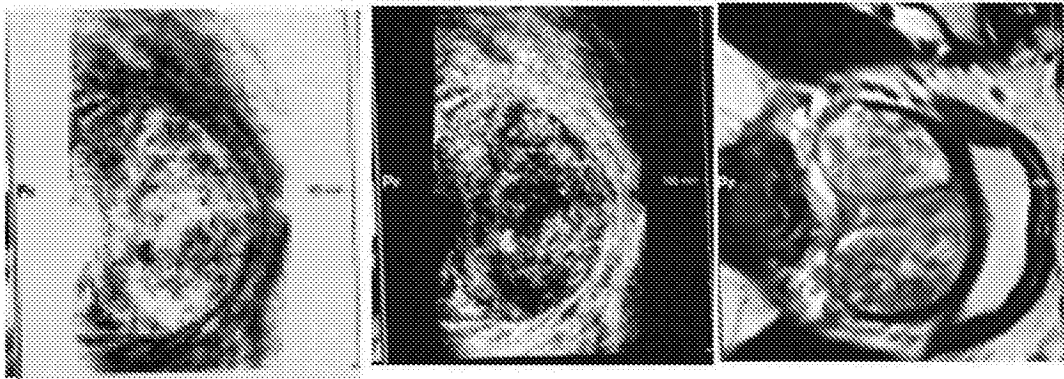


图5

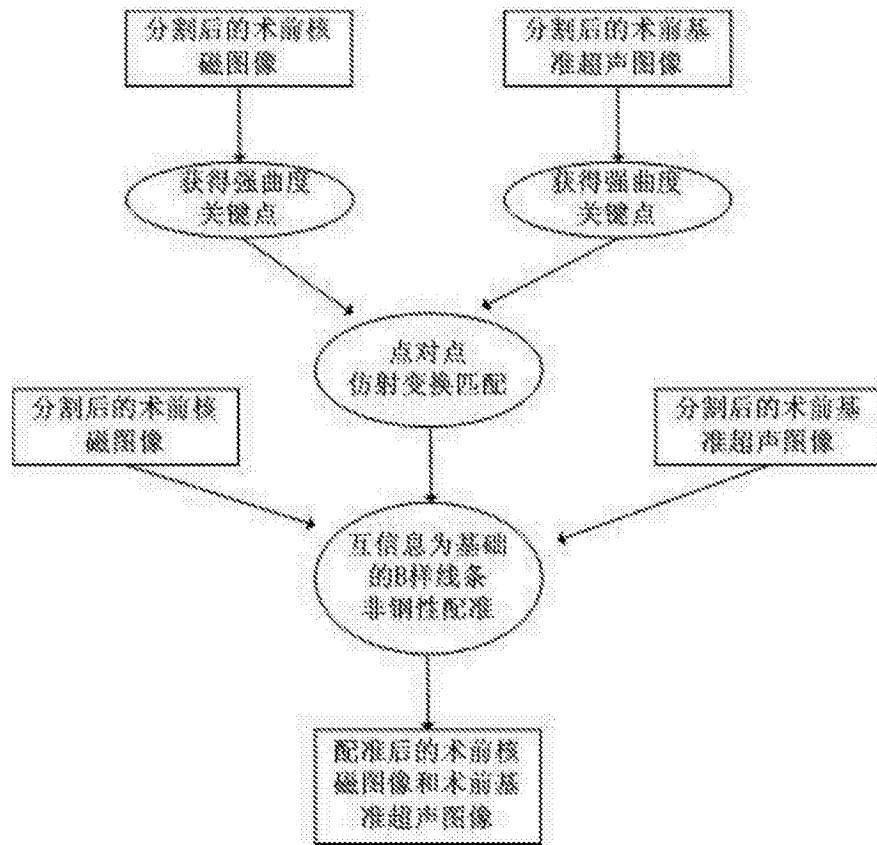


图6

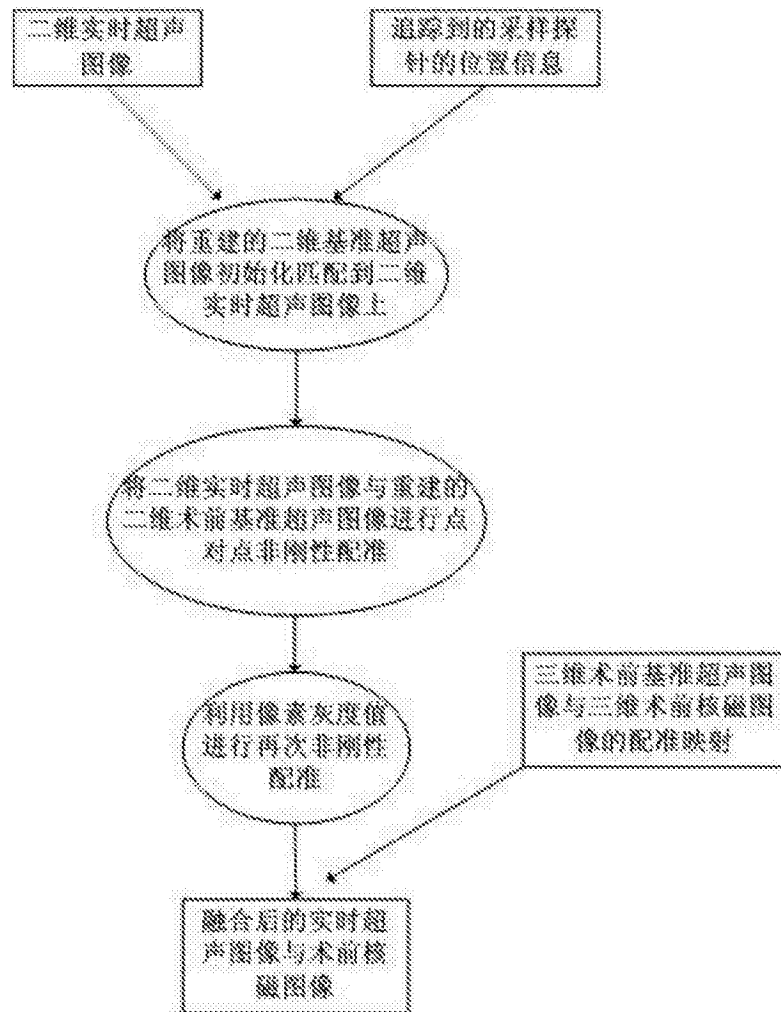


图7

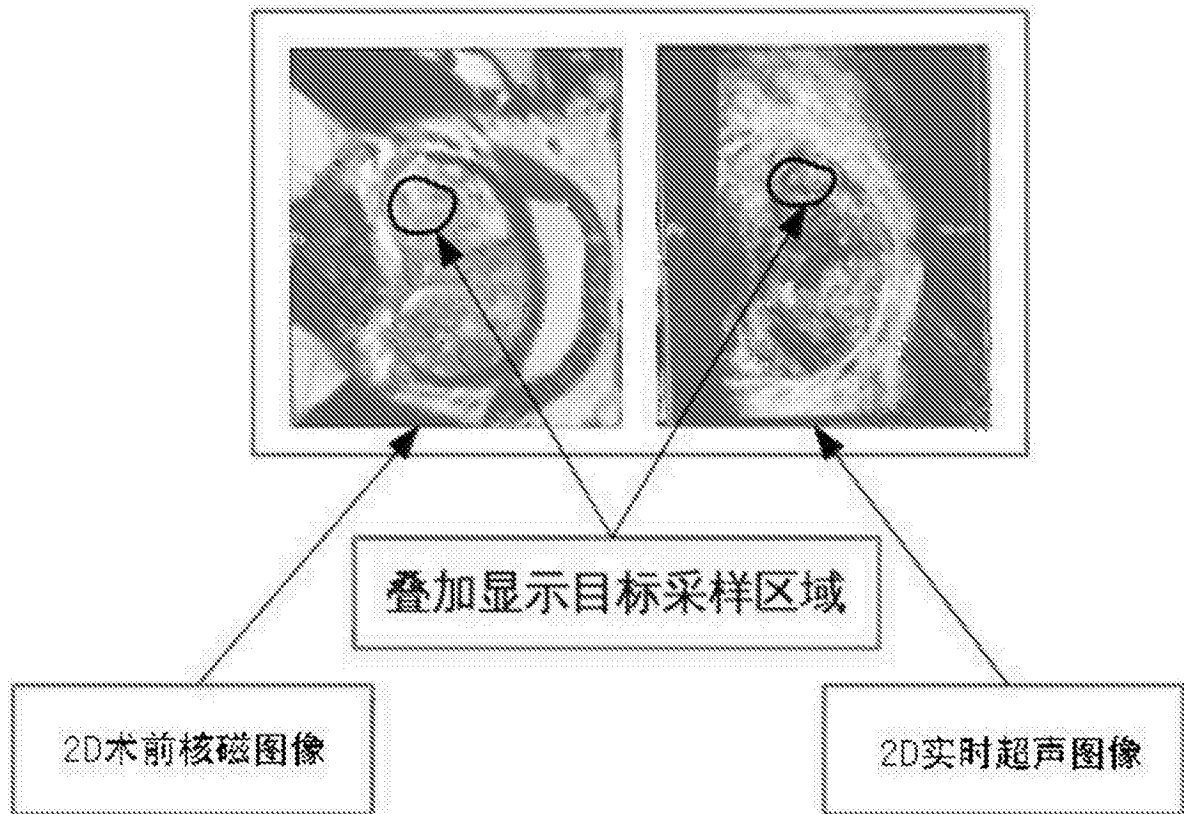


图8

专利名称(译)	一种将实时超声图像与术前核磁图像进行融合的方法及装置		
公开(公告)号	CN106373108A	公开(公告)日	2017-02-01
申请号	CN201610766668.6	申请日	2016-08-29
[标]申请(专利权)人(译)	王磊		
申请(专利权)人(译)	王磊		
[标]发明人	王磊 陈龙泉 檀韬 喻秉斌		
发明人	王磊 陈龙泉 檀韬 喻秉斌		
IPC分类号	G06T5/50 G06T7/00 A61B8/00		
CPC分类号	G06T5/50 A61B8/5261 G06T2207/10088 G06T2207/20221 G06T2207/30081		
代理人(译)	邵晓丽 胡晶		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种将实时超声图像与术前核磁图像进行融合的方法及装置，该方法包括：将术前核磁图像及术前基准超声图像进行分割，然后进行非刚性配准；将实时超声图像进行分割，将其与术前基准超声图像进行非刚性配准，间接的将实时超声图像与术前核磁图像融合。该装置包括：术前核磁图像单元，对术前核磁图像分割；术前基准超声图像单元，对术前超声图像单元分割；第一非刚性配准单元，对术前核磁图像与术前基准超声图像进行非刚性配准；实时超声图像单元，对实时超声图像单元分割；及第二非刚性配准单元，对实时超声图像单元与术前基准超声图像单元进行非刚性配准。本发明弥补了形变，提高了导航精度；又降低了计算时间，保证了实时性。

