



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105078514 A

(43) 申请公布日 2015. 11. 25

(21) 申请号 201410162954. 2

G06T 7/00(2006. 01)

(22) 申请日 2014. 04. 22

(71) 申请人 重庆海扶医疗科技股份有限公司

地址 401121 重庆市渝北区人和镇青松路 1 号

(72) 发明人 文银刚

(74) 专利代理机构 北京天昊联合知识产权代理有限公司 11112

代理人 罗建民 邓伯英

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

A61B 5/055(2006. 01)

A61B 6/03(2006. 01)

G06T 17/00(2006. 01)

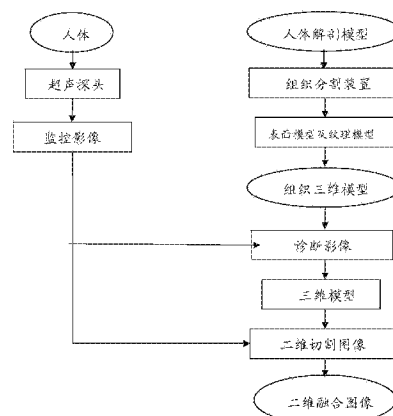
权利要求书3页 说明书11页 附图6页

(54) 发明名称

三维模型的构建方法及装置、图像监控方法及装置

(57) 摘要

本发明公开了一种三维模型的构建方法及装置、图像监控方法及装置。所述三维模型的构建方法包括如下步骤：1) 实时获取病患治疗时监控区域内组织的监控影像（治疗过程实时二维超声图像），以及从病患的解剖模型中获取与所述监控影像组织的特征信息相似的诊断影像（治疗前获取的二维超声/MR/CT图像）；2) 将所述监控影像与所述诊断影像进行配准，建立配准关系，以得到二维配准图像；3) 根据所述二维配准图像构建出配准后三维模型。所构建的三维模型能够与病患治疗时的监控影像实现较高的配准，同时显示清晰的组织边界和组织纹理信息，以辅助医生进行超声定位和监控。



1. 一种三维模型的构建方法,包括如下步骤:

1) 实时获取病患治疗时监控区域内组织的监控影像,所述监控影像为二维超声图像,以及从病患的解剖模型中获取与所述监控影像中组织的特征信息相似的诊断影像,所述诊断影像为二维超声/MR/CT 图像;

2) 将所述监控影像与所述诊断影像进行配准,建立配准关系,以得到二维配准图像;

3) 根据所述二维配准图像构建三维模型。

2. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,步骤 1) 中,从病患的解剖模型中获取与所述监控影像中组织的特征信息相似的诊断影像的步骤是:

11) 从所述解剖模型中分离出所述监控区域内组织的组织三维模型;

12) 从所述组织三维模型中获取与所述监控影像中组织的特征信息相似的诊断影像。

3. 根据权利要求 2 所述的方法,其特征在于,在步骤 11) 中,从所述解剖模型中分离出所述监控区域内组织的组织三维模型的步骤具体为:

111) 在建立所述解剖模型的图像中勾画出所述监控区域内组织的组织边界;

112) 挖取所述勾画范围内的图像信息,以得到组织的三维表面模型;以及提取所述勾画范围内的组织纹理信息,以得到组织的三维纹理模型;

113) 将所述三维表面模型和三维纹理模型组合在一起,即形成所述组织的组织三维模型。

4. 根据权利要求 3 所述的方法,其特征在于,建立所述解剖模型的图像为 MR 图像、CT 图像、超声图像、超声造影图像、或超声多普勒图像。

5. 根据权利要求 1—4 之一所述的方法,其特征在于,

在步骤 1) 中,获取病患治疗时监控区域内组织的监控影像具体是获取病患治疗时监控区域内组织的矢状位的监控影像和横断位的监控影像,相应地,从病患的解剖模型中获取与所述监控影像中组织的特征信息相似的诊断影像具体是从病患的解剖模型中获取与所述矢状位的监控影像中组织的特征信息相似的矢状位的诊断影像和获取与所述横断位的监控影像中组织的特征信息相似的横断位的诊断影像;

在步骤 2) 中,将所述监控影像与所述诊断影像进行配准,建立配准关系,以得到二维配准图像的步骤是:将所述监控影像与所述用于三维模型重建的诊断影像的坐标系位置调整为一致,然后根据所述矢状位的监控影像中组织的坐标位置来调整其所对应的矢状位的诊断影像中组织的坐标位置,使二者的坐标位置重合以进行二者间的配准,并最终得到矢状位的二维配准图像;再根据所述横断位的监控影像中组织的坐标位置来调整其所对应的横断位的诊断影像中组织的坐标位置,使二者的坐标位置重合以进行二者间的配准,并最终得到横断位的二维配准图像;

在步骤 3) 中,根据所述二维配准图像构建三维模型的步骤是:根据所得到的矢状位的二维配准图像和横断位的二维配准图像构建出所述三维模型。

6. 一种图像监控方法,包括如下步骤:

1) 获取或构建权利要求 1—5 任一项所述的三维模型;

2) 根据病患治疗时实时获取的监控区域内组织的监控影像在所述三维模型中获取与所述监控影像中组织的特征信息一致的诊断影像,该诊断影像即为二维切割图像,将该二维切割图像作为用于指导治疗的导航图像。

7. 根据权利要求6所述的图像监控方法,其特征在于,在步骤2)之后还包括有:

3) 将所述监控影像与所述二维切割图像融合在一起,形成二维融合图像,将该二维融合图像作为用于指导治疗的导航图像。

8. 一种三维模型构建装置,其特征在于,包括第一获取单元、第二获取单元、配准单元和三维构建单元,其中:

第一获取单元,用于实时获取病患治疗时监控区域内组织的监控影像,所述监控影像为二维超声图像,并将所述监控影像输出至配准单元;

第二获取单元,用于从病患的解剖模型中获取与所述监控影像中组织的特征信息相似的诊断影像,所述诊断影像为二维超声/MR/CT图像,并将所述诊断影像输出至配准单元;

配准单元,用于将所述监控影像与所述诊断影像进行配准,以得到二维配准图像,并将所述得到的二维配准图像输出至三维构建单元;

三维构建单元,用于根据所述二维配准图像构建出三维模型。

9. 根据权利要求8所述的装置,其特征在于,

所述第二获取单元包括输入单元、分离单元和处理单元,其中:

输入单元,用于接收用户在建立所述解剖模型的图像中选取的与病患治疗时监控区域内组织对应的组织区域范围,并将之输出至分离单元;

分离单元,用于根据所述组织区域范围从所述解剖模型中分离出与所述组织区域范围中的组织对应的组织三维模型,再将所述组织三维模型输出至处理单元;

处理单元,用于对所述组织三维模型进行切割以获取与所述监控影像中组织特征信息相似的诊断影像。

10. 根据权利要求9所述的装置,其特征在于,所述分离单元包括组织边界勾画模块、三维表面模型挖取模块、三维纹理模型提取模块、以及组织三维模型重建模块,其中:

组织边界勾画模块,用于接收输入单元输出的组织区域范围,并根据所述组织区域范围在建立所述解剖模型的图像中勾画出所述组织区域范围中组织的组织边界;

三维表面模型挖取模块,用于挖取出所述勾画范围内的图像信息,以得到组织的三维表面模型,再将所述三维表面模型输出至组织三维模型重建模块;

三维纹理模型提取模块,用于提取出所述勾画范围内的组织纹理信息,以得到组织的三维纹理模型,再将所述三维纹理模型输出至组织三维模型重建模块;

组织三维模型重建模块,用于将所述三维表面模型和三维纹理模型组合在一起,从而形成组织的组织三维模型,并将所述组织三维模型输出至处理单元。

11. 一种图像监控装置,其特征在于,包括第三获取单元、第四获取单元和显示单元,其中:

第三获取单元,用于实时获取病患治疗时监控区域内组织的监控影像,所述监控影像为二维超声图像,并将所述监控影像输出至第四获取单元;

第四获取单元,用于从权利要求8—10之一所述的三维模型构建装置中获取与所述监控影像中组织的特征信息一致的诊断影像,将所述诊断影像作为二维切割图像并输出至显示单元;

显示单元,用于显示接收到的所述二维切割图像。

12. 根据权利要求11所述的装置,其特征在于,该装置还包括有融合单元,其中:

所述第三获取单元还用于将获取的所述监控影像输出至所述融合单元,所述第四获取单元还用于将获取的二维切割图像输出至所述融合单元;

融合单元,用于将所述监控影像与所述二维切割图像融合以构成二维融合图像,并将所述二维融合图像输出至显示单元;

所述显示单元还用于显示接收到的所述二维融合图像。

三维模型的构建方法及装置、图像监控方法及装置

技术领域

[0001] 本发明属于医疗技术领域,涉及一种三维模型的构建方法及三维模型构建装置、图像监控方法及图像监控装置。

背景技术

[0002] 在MR/CT引导超声监控的HIFU无创治疗和针类微创治疗过程中,医生采用超声对靶区位置进行定位和监控,然而超声图像(二维图像)的特点是组织边界明显,而组织纹理很模糊,MR/CT引导超声监控就是用于对病人的超声/MR/CT图像进行三维重建,根据各种配准技术实现三维模型与病人治疗时的体位的三维配准,然后得到超声扫描面对应的MR/CT切割图像,给医生提供清晰的组织纹理信息。然而,进行三维重建的超声/MR/CT图像是病人在进行MR/CT检查时得到的图像,而病人在进行MR/CT检查时体内组织器官的体位与病人进行HIFU无创治疗或针类微创治疗时体内组织器官的体位之间有时会有较大变化,如果直接采用检查时的MR/CT图像作为治疗时的监控图像,则由于其与实时超声图像上的各个组织无法实现配准,因此无法引导超声监控。

[0003] 另外,目前在医学图像三维重构技术上,一般采用对MR/CT图像中不同的Scalar(标量)范围值进行颜色和透明度配置,最终实现虚拟可视化效果。对于MR/CT图像中Scalar值差异较大的不同组织而言,这种方法可以快速实现不同组织的单独显示以及边界区分,而对于MR/CT图像中Scalar值差异较小的不同组织(例如腹部子宫、内膜、肌瘤范围边界以及前列腺等组织位置)而言,采用该方法重构的三维模型由于无法明显区分不同组织的边界范围,从而无法对组织进行自动分割。

[0004] 在医学影像领域,还有一种“数字人体”的医学影像数据解剖模型,在数字人体上可调整不同组织的显示、隐藏、移动和旋转。有学者提出采用数字人体来对超声监控进行引导,然而数字人体的数据源一般是采用数码照相机对尸体模型进行切片拍摄,在计算机中进行三维重构就可把整个人体模型建立出来,如果要建立某一特定部位的组织解剖模型,还需要手动或自动地将不同组织勾画出来,再对不同组织进行配色,三维重构之后就可得到这个组织解剖模型,并且可以分别调整不同组织间位置关系,但该模型一般不具有组织纹理信息。同时数字人体只能作为共性模型,并不能提供病人的特异性特征信息。所以通过数字人体用来引导超声监控HIFU无创治疗和针类微创治疗,存在不能适应临床的局限。

[0005] 另外,在MR/CT三维引导超声定位、监控的临床应用中,MR/CT图像上的组织与治疗时超声监控时发生了不可忽视的位置变化,为了解决这些体内器官发生的位置变化,需要能够对各个器官组织进行人为的移动或旋转操作。

发明内容

[0006] 本发明所要解决的技术问题是针对现有技术的不足,提供一种三维模型的构建方法、三维模型构建装置以及图像监控方法、图像监控装置,所构建的三维模型能够与病患治疗时的监控影像实现较高的配准,同时显示清晰的组织边界和组织纹理信息,以辅助医生

进行超声定位和监控。

[0007] 解决本发明技术问题采用的技术方案是该三维模型的构建方法,包括如下步骤:

[0008] 1) 实时获取病患治疗时监控区域内组织的监控影像,所述监控影像为二维超声图像,以及从病患的解剖模型中获取与所述监控影像中组织的特征信息相似的诊断影像,所述诊断影像为二维超声/MR/CT 图像;

[0009] 2) 将所述监控影像与所述诊断影像进行配准,建立配准关系,以得到二维配准图像;

[0010] 3) 根据所述二维配准图像构建三维模型。

[0011] 优选的是,步骤 1) 中,从病患的解剖模型中获取与所述监控影像中组织的特征信息相似的诊断影像的步骤是:

[0012] 11) 从所述解剖模型中分离出所述监控区域内组织的组织三维模型;

[0013] 12) 从所述组织三维模型中获取与所述监控影像中组织的特征信息相似的诊断影像。

[0014] 进一步优选的是,在步骤 11) 中,从所述解剖模型中分离出所述监控区域内组织的组织三维模型的步骤具体为:

[0015] 111) 在建立所述解剖模型的图像中勾画出所述监控区域内组织的组织边界;

[0016] 112) 挖取所述勾画范围内的图像信息,以得到组织的三维表面模型;以及提取所述勾画范围内的组织纹理信息,以得到组织的三维纹理模型;

[0017] 113) 将所述三维表面模型和三维纹理模型组合在一起,即形成所述组织的组织三维模型。

[0018] 优选的是,在步骤 111) 中,在建立所述解剖模型的图像上勾画出所述监控区域内组织的组织边界的具体步骤是:通过图像处理装置对所述图像中的组织进行自动分割,以初步勾画出所述组织的组织边界,再对所述初步勾画出的组织边界中勾画不准确的位置进行手动调整,经调整后得到的组织边界即为所述组织的组织边界。

[0019] 其中,建立所述解剖模型的图像可为 MR 图像、CT 图像、超声图像、超声造影图像、或超声多普勒图像。

[0020] 优选的是,在步骤 1) 中,获取病患治疗时监控区域内组织的监控影像具体是获取病患治疗时监控区域内组织的矢状位的监控影像和横断位的监控影像,相应地,从病患的解剖模型中获取与所述监控影像中组织的特征信息相似的诊断影像具体是从病患的解剖模型中获取与所述矢状位的监控影像中组织的特征信息相似的矢状位的诊断影像和获取与所述横断位的监控影像中组织的特征信息相似的横断位的诊断影像;

[0021] 在步骤 2) 中,将所述监控影像与所述诊断影像进行配准,建立配准关系,以得到二维配准图像的步骤是:将所述监控影像与所述用于三维模型重建的诊断影像的坐标位置调整为一致,然后根据所述矢状位的监控影像中组织的坐标位置来调整其所对应的矢状位的诊断影像中组织的坐标位置,使二者的坐标位置重合以进行二者间的配准,并最终得到矢状位的二维配准图像;再根据所述横断位的监控影像中组织的坐标位置来调整其所对应的横断位的诊断影像中组织的坐标位置,使二者的坐标位置重合以进行二者间的配准,并最终得到横断位的二维配准图像;

[0022] 在步骤 3) 中,根据所述二维配准图像构建三维模型的步骤是:根据所得到的矢状

位的二维配准图像和横断位的二维配准图像构建出所述三维模型。

[0023] 进一步优选的是,根据所述矢状位 / 横断位的监控影像中组织的坐标位置来调整其所对应的矢状位 / 横断位的诊断影像中组织的坐标位置,使二者的坐标位置重合以进行二者间的配准的具体步骤是:在所述矢状位 / 横断位的监控影像中选出组织中的一些特定位置点作为第一标志点,然后在所述矢状位 / 横断位的诊断影像中找到与所述第一标志点对应的点作为第二标志点,将第二标志点的坐标位置调整为与所述第一标志点的坐标位置重合,以进行二者间的配准。

[0024] 本发明还提供一种图像监控方法,包括如下步骤:

[0025] 1) 获取或构建上述的三维模型;

[0026] 2) 根据病患治疗时实时获取的监控区域内组织的监控影像在所述三维模型中获取与所述监控影像中组织的特征信息一致的诊断影像,该诊断影像即为二维切割图像,将该二维切割图像作为用于指导治疗的导航图像。

[0027] 优选的是,在步骤 2) 之后还包括有:

[0028] 3) 将所述监控影像与所述二维切割图像融合在一起,形成二维融合图像,将该二维融合图像作为用于指导治疗的导航图像。

[0029] 本发明还提供一种三维模型构建装置,包括第一获取单元、第二获取单元、配准单元和三维构建单元,其中:

[0030] 第一获取单元,用于实时获取病患治疗时监控区域内组织的监控影像,所述监控影像为二维超声图像,并将所述监控影像输出至配准单元;

[0031] 第二获取单元,用于从病患的解剖模型中获取与所述监控影像中组织的特征信息相似的诊断影像,所述诊断影像为二维超声 /MR/CT 图像,并将所述诊断影像输出至配准单元;

[0032] 配准单元,用于将所述监控影像与所述诊断影像进行配准,以得到二维配准图像,并将所述得到的二维配准图像输出至三维构建单元;

[0033] 三维构建单元,用于根据所述二维配准图像构建出三维模型。

[0034] 优选的是,所述第二获取单元包括输入单元、分离单元和处理单元,其中:

[0035] 输入单元,用于接收用户在建立所述解剖模型的图像中选取的与病患治疗时监控区域内组织对应的组织区域范围,并将之输出至分离单元;

[0036] 分离单元,用于根据所述组织区域范围从所述解剖模型中分离出与所述组织区域范围中的组织对应的组织三维模型,再将所述组织三维模型输出至处理单元;

[0037] 处理单元,用于对所述组织三维模型进行切割以获取与所述监控影像中组织特征信息相似的诊断影像。

[0038] 进一步优选的是,所述分离单元包括组织边界勾画模块、三维表面模型挖取模块、三维纹理模型提取模块、以及组织三维模型重建模块,其中:

[0039] 组织边界勾画模块,用于接收输入单元输出的组织区域范围,并根据所述组织区域范围在建立所述解剖模型的图像中勾画出所述组织区域范围中组织的组织边界;

[0040] 三维表面模型挖取模块,用于挖取出所述勾画范围内的图像信息,以得到组织的三维表面模型,再将所述三维表面模型输出至组织三维模型重建模块;

[0041] 三维纹理模型提取模块,用于提取出所述勾画范围内的组织纹理信息,以得到组

织的三维纹理模型,再将所述三维纹理模型输出至组织三维模型重建模块;

[0042] 组织三维模型重建模块,用于将所述三维表面模型和三维纹理模型组合在一起,从而形成组织的组织三维模型,并将所述组织三维模型输出至处理单元。

[0043] 本发明还提供一种图像监控装置,包括第三获取单元、第四获取单元和显示单元,其中:

[0044] 第三获取单元,用于实时获取病患治疗时监控区域内组织的监控影像,所述监控影像为二维超声图像,并将所述监控影像输出至第四获取单元;

[0045] 第四获取单元,用于从所述的三维模型构建装置中获取与所述监控影像中组织的特征信息一致的诊断影像,将所述诊断影像作为二维切割图像并输出至显示单元;

[0046] 显示单元,用于显示接收到的所述二维切割图像。

[0047] 优选的是,该图像监控装置还包括有融合单元,其中:

[0048] 所述第三获取单元还用于将获取的所述监控影像输出至所述融合单元,所述第四获取单元还用于将获取的二维切割图像输出至所述融合单元;

[0049] 融合单元,用于将所述监控影像与所述二维切割图像融合以构成二维融合图像,并将所述二维融合图像输出至显示单元;

[0050] 所述显示单元还用于显示接收到的所述二维融合图像。

[0051] 本发明在进行 HIFU 治疗和针类微创治疗时通过为每个病人建立一个准确的三维模型,所述三维模型中组织的组织位置关系能够与病人治疗时达到精确的配准,同时能显示清晰的组织边界和组织纹理信息,从而可以辅助医生进行超声定位和监控。

[0052] 本发明中增加了多种自动和半自动的组织提取算法,在每一层的 MR/CT 图像上将感兴趣的组织通过自动和半自动的算法勾画出来,分别进行三维重构就得到了所有组织的组织三维模型,并可实现组织三维模型的单独移动和旋转控制,根据病人实时的超声监控组织边界信息,可将不同组织放置在准确的三维空间位置中,并准确控制其与相邻组织的位置关系。

[0053] 本发明图像监控方法是一种对医学图像三维可视化的改善方法,以及三维导航模型准确性的提高方法,该方法特别适用于在 MR/CT 引导超声监控 HIFU 无创治疗和针类微创治疗中,对于目前医学图像中存在的 MR/CT 三维解剖模型的组织位置关系与病人治疗时体内组织位置不一致的情况,以及涉及组织特性相似部位(例如腹部子宫和前列腺等组织位置)的 MR/CT 三维解剖模型的组织边界不清晰的问题,本发明均能很好的解决。

[0054] 本发明的有效效果具体如下:

[0055] 1. 本发明所构建的三维模型是根据病患组织纹理清晰的医学图像(包括超声、MR、CT 图像等)建立的,因此该三维模型中各组织边界明显并具有清晰的组织纹理信息,可准确导航超声监控的 HIFU 治疗和针类微创治疗,因而能够解决现有的超声 /MR/CT 导航超声监控的 HIFU 治疗和针类微创治疗中三维模型准确性不够的问题;

[0056] 2. 所构建的三维模型中各个组织之间的位置可调,在治疗中通过调整各组织间的位置关系,直至与治疗时一致的组织位置关系,最终实现准确的三维模型导航超声监控;

[0057] 3. 本发明所构建的三维模型可与病患治疗时的监控影像实现较高的配准,从而能够提高三维模型导航的准确性和安全性;

[0058] 4. 能够解决 MR/CT 三维模型中因组织边界不明显(例如子宫肌瘤等组织特性差异

较小的部位)而无法对组织进行自动分割的问题,同时能够提供病患完整的特异性组织信息;

[0059] 5. 本发明可以只勾画一个感兴趣组织,三维重建出具有纹理信息的组织模型,再通过移动和旋转调整整个组织模型与病人治疗时组织在体内的位置相一致,实现单一组织模型引导超声定位、监控;本发明也可同时勾画多个感兴趣组织,并分别重建出具有纹理信息的组织模型,再根据治疗时病人的超声监控图像来调整每个组织模型的空间位置关系,最终与病人治疗时组织在体内的位置相一致,实现多组织模型引导超声定位、监控,避免治疗时并发症的发生。

[0060] 可见,本发明在 MR/CT 三维引导超声定位、监控的临床应用中,针对 MR/CT 图像上的组织与治疗时超声监控时发生了不可忽视的位置变化的情况,本发明能够实现与实时超声图像上的各个组织之间的配准,从而准确引导超声监控和治疗。

附图说明

[0061] 图 1 是本发明图像监控方法的流程图;

[0062] 图 2 是本发明实施例 2 中对图像进行半自动组织分割的流程图;

[0063] 图 3 是本发明实施例 2 中对图像进行半自动组织分割时的分割效果示例图;

[0064] 图 4 是本发明实施例 2 中进行配准的流程图;

[0065] 图 5 是本发明实施例 2 中对组织进行横断位、矢状位配准的示例图;

[0066] 图 6 是本发明实施例 2 中配准后子宫的三维模型的视图;

[0067] 图 7 是本发明实施例 3 中形成二维融合图像的流程图。

具体实施方式

[0068] 为使本领域技术人员更好地理解本发明的技术方案,下面结合附图和具体实施方式对本发明作进一步详细描述。

[0069] 本发明的原理如下:为了提高现有的导航用的三维模型(即解剖模型)的精度,使每个感兴趣组织(例如子宫、内膜和肌瘤)实现配准,首先可从现有的导航用的三维模型中分割出所需的组织的组织三维模型,再通过移动和旋转微调每个组织的组织三维模型的位置和角度,使该组织的组织三维模型能够与治疗时病患体内实时的各组织的位置关系实现配准,同时由于各个组织三维模型中保留有组织本身的组织纹理信息,因此最终可建立得到准确的个性化的三维模型,将该三维模型作为治疗过程中导航用的三维模型。

[0070] 实施例 1:

[0071] 本实施例提供一种三维模型的构建方法,包括如下步骤:

[0072] 步骤 1:实时获取病患治疗时监控区域内组织的监控影像,所述监控影像为二维超声图像,以及从病患的三维解剖模型中获取与所述监控影像(二维超声图像)中组织的特征信息相似的诊断影像,所述诊断影像为二维超声/MR/CT 图像;

[0073] 步骤 2:将所述监控影像(二维超声图像)与用于构建三维模型的所述诊断影像(二维超声/MR/CT 图像)进行配准,以得到二维配准图像;

[0074] 步骤 3:根据所述二维配准图像构建三维模型。

[0075] 其中,所述组织的特征信息相似主要是指组织的大小、边界形态、组织内血管的分

布等信息相似。这种特征信息相似的确定具体可由具有影像专业知识的医生根据各种影像的组织特征作出。

[0076] 本发明中所述的监控影像均为二维超声影像，下文中所述相同，后面不再说明；本发明中所述的诊断影像可以是二维超声、MR、CT 等图像，下文中所述相同，后面不再说明。

[0077] 在所述解剖模型中，由于各个组织之间具有清晰的组织边界和组织纹理信息，因此，通过上述方法所得到的三维模型中的各组织（包括腹部子宫、内膜、肌瘤范围边界以及前列腺等组织）的组织边界明显并具有清晰的组织纹理信息，且由于其与病患治疗时的实时体位相应，因此能够用它来准确导航超声监控的 HIFU 治疗和针类微创治疗。

[0078] 实施例 2：

[0079] 如图 1 所示，本实施例提供一种三维模型的构建方法，包括如下步骤：

[0080] 步骤 1：实时获取病患治疗时监控区域内组织的监控影像，所述监控影像为二维超声图像，以及从病患的解剖模型中获取与所述监控影像中组织的特征信息相似的诊断影像，所述诊断影像为二维超声 /MR/CT 图像。

[0081] 本实施例中，具体是通过超声探头来实时获取病患治疗时监控区域内组织的监控影像。

[0082] 其中，本实施例中所使用到的解剖模型是通过病人近期（比如治疗前的两三天）的诊断影像所建立的，因此，其与病患治疗时的组织病变信息基本一致，但由于病患体位发生了变化，因此各组织间的位置关系（例如子宫与膀胱的相对位置）发生了较大变化。

[0083] 具体地，在本步骤中，从病患的解剖模型中获取与所述监控影像（二维超声图像）中组织的特征信息相似的诊断影像的步骤包括：

[0084] 步骤 11：从所述解剖模型中分离出所述监控区域内组织的组织三维模型。

[0085] 具体地，本实施例中，步骤 11 包括：

[0086] 步骤 111：在建立所述解剖模型的图像中勾画出所述监控区域内组织的组织边界。

[0087] 其中，用于建立所述解剖模型的图像可以为 MR 图像、CT 图像、超声图像、超声造影图像、或超声多普勒图像。

[0088] 通过上述图像建立解剖模型的过程属于现有技术，此处不进行叙述。

[0089] 优选的是，勾画的具体步骤可以是：先通过图像处理装置对建立所述解剖模型的图像中的组织进行自动分割，以初步勾画出所述组织的组织边界，再对所述初步勾画出的组织边界中勾画不准确的位置进行手动调整，经调整后得到的组织边界即为所述组织的组织边界。

[0090] 在某些组织部位（例如腹部子宫位置）的诊断影像中，由于各个组织对应的超声 /MR/CT 值较接近，通过常用的三维重构方法无法直观的分辨出不同组织的组织边界（例如子宫、内膜以及肌瘤的组织边界），需要通过结合手动分割方式来辅助勾画出不同组织（例如子宫和肌瘤）的组织边界范围，以便于后续能够重构出各个被勾画组织的准确的组织三维模型。

[0091] 也就是说，上述这种分割方式可以是一种半自动分割方式，所谓半自动分割是指自动分割和手动分割相结合的分割方式。

[0092] 其中，如图 2、3 所示，对于建立所述解剖模型的图像中的每一层诊断影像，首先可

以用鼠标选取出感兴趣组织 (VOI-volume-of-interest, 比如感兴趣组织可以是子宫、肌瘤和内膜) 的矩形区域 (如图 3 的 a 视图所示), 所述感兴趣组织应为病患治疗时监控区域内的组织; 图像处理装置 (组织分割装置) 通过组织边界分割算法 (比如 Level Set 分割算法, 这是现有技术) 自动识别 (分割) 出该组织的组织边界, 为了缩短分割时间, 在组织边界上会自动产生多个关键控制点以方便快速调整组织的组织边界 (如图 3 的 b 视图所示); 为保证分割精度, 对所述自动产生的组织边界中判断不准确的位置可以通过人工手动调整组织的组织边界 (通过调整组织边界上的关键控制点的位置来实现), 这样只通过调整少量的关键控制点就可得到调整后组织的组织边界 (如图 3 的 c 视图所示), 整个组织边界可以利用这些关键控制点, 采用 B 样条插值算法计算得到的。

[0093] 进行分割的流程和分割效果图具体可参见图 3。其中, 图 3 的 a 视图中的白色虚线矩形框的框选范围表示用户选取的感兴趣的组织区域范围, 图 3 的 b 视图中的红色闭合曲线是图像处理装置通过组织边界分割算法自动分割出的组织的组织边界, 图 3 的 c 视图中的红色闭合曲线是通过对 b 视图进行人工手动调整后的组织的组织边界。

[0094] 步骤 112: 挖取所述勾画范围内的图像信息, 以得到组织的三维表面模型; 以及提取所述勾画范围内的组织纹理信息, 以得到组织的三维纹理模型。

[0095] 将每个层面上的感兴趣组织的组织的组织边界 (即所述监控区域内组织的组织边界) 准确勾画出来之后, 再挖取出勾画范围内的 MR/CT 图像信息, 并将所有 MR/CT 层面上勾画的组织边界在三维空间中通过 Marching Cubes 算法 (这是现有技术) 进行表面重建, 得到三维组织表面, 从而可将勾画范围内的 MR/CT 三维体重构出来, 并可对得到的三维组织表面设置不同颜色和透明度, 以便于识别, 通过上述方式可以形成三维表面模型。

[0096] 由于只勾画组织的组织边界并不能满足构建本发明中导航用的三维模型的需求, 还需将每层图像上勾画范围内的组织纹理信息提取出来。因此, 同时还需将所有 MR/CT 层面上勾画的组织边界范围内的组织纹理信息通过光线投射 (ray-casting, 这是现有技术) 算法实现体素重建, 以得到三维纹理模型。

[0097] 步骤 113: 将所述三维表面模型和三维纹理模型组合在一起, 即形成所述组织的组织三维模型。

[0098] 由于监控区域内的组织可以为一个或多个, 如果监控区域内的组织为多个, 可以将多个组织的组织三维模型各自分离出来后, 再分别配准各个组织三维模型的位置关系, 待配准好之后, 再将这几个组织三维模型组合成为一个大的组织三维模型。当然, 也可先不分离和进行重新组合, 而是将所述多个组织视为一个大组织, 并构建该大组织的三维模型, 在后续的配准步骤中将监控影像与所述大组织三维模型中的各个小的组织三维模型的诊断影像分别进行配准即可。

[0099] 步骤 12: 从所述组织三维模型中获取与所述监控影像中组织的特征信息相似的诊断影像。

[0100] 优选地, 步骤 12 包括: 通过超声监控设备生成的模拟的超声扫描面对所述组织三维模型进行切割; 根据所述模拟的超声扫描面所处位置和角度手动调整所述组织三维模型, 以从组织三维模型中获取与所述监控影像中组织的特征信息相似的诊断影像。

[0101] 在步骤 12 中, 用模拟的超声扫描面 (根据超声监控设备的扫描位置和扫描范围生成, 如图 6 中示出的用于切割组织的红色的切割平面即为模拟的超声扫描面, 简称超声扫

描面)来切割组织三维模型以获取与所述监控影像中组织的特征信息相似的诊断影像。

[0102] 具体地,是根据所述监控影像来估计所述超声扫描面在所述组织三维模型内的扫描位置,再将所述超声扫描面调整到所述组织三维模型的对应层面位置,也就是说,通过所述超声扫描面对所述组织三维模型进行切割以获得对应的诊断影像,具体是根据所述监控影像通过手动调整所述超声扫描面的位置和角度,从而可获得与所述监控影像中组织的特征信息相似的诊断影像。

[0103] 优选地,本实施例的步骤 1) 中,获取病患治疗时监控区域内组织的监控影像具体是获取病患治疗时监控区域内组织的矢状位的监控影像和横断位的监控影像,相应地,从病患的解剖模型中获取与所述监控影像中组织的特征信息相似的诊断影像具体是从病患的解剖模型中获取与所述矢状位的监控影像中组织的特征信息相似的矢状位的诊断影像和获取与所述横断位的监控影像中组织的特征信息相似的横断位的诊断影像。

[0104] 步骤 2:将所述监控影像与所述诊断影像进行配准,建立配准关系,以得到二维配准图像。

[0105] 如图 4 所示,优选地,本实施例中,将所述监控影像与所述诊断影像进行配准以得到二维配准图像的步骤是:将所述监控影像与所述诊断影像分别对应的人体空间位置调整为一致,然后根据所述矢状位的监控影像中人体组织的空间位置来调整其所对应的矢状位的诊断影像中人体组织的空间位置,通过平移和旋转使二者中人体组织的空间位置基本重合一致以进行二者间的配准,并最终得到矢状位的二维配准图像;和根据所述横断位的监控影像中组织的空间位置来调整其所对应的横断位的诊断影像中组织的空间位置,通过平移和旋转使二者的坐标位置基本重合一致以进行二者间的配准,建立起配准关系,并最终得到横断位的二维配准图像。所述矢状位的二维配准图像和横断位的二维配准图像即构成所述二维配准图像。

[0106] 可重复变换超声扫描面的扫描位置(例如在病患的矢状位和横断位之间进行重复变换),以实现不同扫描方向的所述监控影像和所述诊断影像的配准,以得到所述二维配准图像。

[0107] 其中,通过超声探头进行矢状位的检测,可以得到治疗时病人实时的矢状位的监控影像,同时根据组织三维模型可以得到相应的矢状位的诊断影像,然后将两者进行配准,即将矢状位的监控影像与矢状位的诊断影像进行配准;同样,通过超声探头进行横断位的检测,可以得到治疗时病人实时的横断位的监控影像,同时根据组织三维模型可以得到相应的横断位的诊断影像,然后将两者进行配准,即将横断位的监控影像与横断位的诊断影像进行配准,最终可以得到配准的三维模型。

[0108] 也就是说,本实施例中,是根据步骤 11 中从解剖模型中分离出的组织三维模型和步骤 2 中建立的所述配准关系,得到分离组织的二维配准图像。

[0109] 具体来说,如图 5 所示,该图中显示的需要配准的监控区域内的组织为子宫。首先将超声探头中生成的超声扫描面定位到病患的矢状位以实时获取病患治疗时子宫矢状位的监控影像(如图 5 的 c 视图所示)同时获取子宫矢状位的监控影像的空间位置,根据监控影像及空间位置生成用于切割组织三维模型的模拟的矢状位的超声扫描面,用模拟的矢状位的超声扫描面去切割从解剖模型中挖取出的子宫的组织三维模型,得到切割出的矢状位的诊断影像(如图 5 的 d 视图所示)后,再根据图 5 的 c 视图中病患实时的子宫矢状

位的监控影像中子宫的组织特征信息（比如子宫的大小范围），手动调整（当然也可以由相应设备进行自动调整）图 5 的 d 视图中子宫矢状位的诊断影像，即调整三维组织层面以及层面内的组织偏转角度；待矢状位的图像调整之后，再将超声探头定位到病患的横断位以实时获取病患治疗时子宫横断位的监控影像（如图 5 的 a 视图所示）及其空间位置，进而得到模拟的横断位的超声扫描面，同样用模拟的横断位的超声扫描面去切割从解剖模型中挖取出的子宫的组织三维模型，得到横断位的诊断影像（如图 5 的 b 视图所示）后，再根据图 5 的 a 视图中病患实时的子宫横断位的监控影像中子宫的组织特征信息，手动调整（当然也可以由相应设备进行自动调整）图 5 的 b 视图中子宫横断位的诊断影像，即调整三维组织层面以及层面内的组织偏转角度。如此反复进行调整，就这样，通过多次在病患的矢状位和横断位上进行图像的配准，最终可实现从解剖模型中挖取出的组织三维模型的空间关系与病患治疗时实时的体内组织位置关系相一致，在配准之后将整个配准关系锁定，即得到配准后的二维配准图像（如果病人体位保持不变就不需再次进行调整），从而实现三维配准。

[0110] 优选的是，在进行配准时，可以在所述矢状位 / 横断位的监控影像中选出组织中的一些特定位置点作为第一标志点 $P1(x, y, z)$ ，然后在所述矢状位 / 横断位的诊断影像中找到与所述第一标志点对应的点作为第二标志点 $P2(x, y, z)$ ，此时， $P1$ 和 $P2$ 很可能不是同一坐标点，然后计算出两点间的偏移量， $dx = P2.x - P1.x$ ， $dy = P2.y - P1.y$ ， $dz = P2.z - P1.z$ ，根据 xyz 三个方向的偏移量 dx 、 dy 、 dz ，通过调整和移动诊断影像的空间位置，让 $P2$ 与 $P1$ 两点在空间位置上重合，最终让两者所表示的组织重合，以进行二者间的配准。

[0111] 例如可在腹部子宫的监控影像中选择子宫颈、内膜长端两点分别作为第一标志点 $P1(20, 30, 10)$ ，然后在诊断影像中分别找到子宫颈、内膜长端两点作为第二标志点 $P2(30, 10, 40)$ ，计算偏移量得到 $dx = 30 - 20 = 10$ ， $dy = 10 - 30 = -20$ ， $dz = 40 - 10 = 30$ ，根据这三个偏移量将诊断影像的空间位置分别在 xyz 三方向移动 10, -20, 30，就可使得子宫的监控影像与诊断影像中的宫颈、内膜长端在空间位置上重合，进而得到与子宫的监控影像配准后的二维的诊断影像，从而可以实现二者间的配准，这样病患的解剖模型中的子宫组织就与病患实时治疗时的子宫组织实现了配准。

[0112] 步骤 3：根据所述二维配准图像构建三维模型。

[0113] 本实施例中，是根据所得到的矢状位的二维配准图像和横断位的二维配准图像重构出配准后的三维模型。

[0114] 先分别将多个层面的分离组织的二维配准图像和组织边界进行三维重建，得到所述分离组织的三维表面模型和三维纹理模型，根据三维表面模型和三维纹理模型可最终得到配准后的三维模型。在此基础上，根据监控区域内组织实时的监控影像的空间位置，得到模拟的超声扫描面，利用该超声扫描面对三维表面模型和三维体模型进行切割，即可得到病患的子宫位置的实时诊断影像。

[0115] 图 6 的 a 视图是配准后完整子宫的三维模型的视图，此时只能看到三维表面模型，图 6 的 b 视图是配准后沿模拟的超声扫描面切割开的子宫的三维模型的视图，此时能看到三维模型被切开后的组织影像。

[0116] 通过变换超声扫描面的位置就可在所述子宫的三维模型上的各个位置切割出准确的二维切割图像，以作为治疗中的导航用的监控图像。

[0117] 由于本实施例中得到的三维模型与病人治疗时的组织具有准确的配准关系,从而可以有效辅助超声监控,提高治疗的安全性。

[0118] 实施例 3:

[0119] 本实施例提供一种图像监控方法,包括如下步骤:

[0120] 步骤 1:获取或构建实施例 2 中得到的所述三维模型;

[0121] 步骤 2:根据病患治疗时实时获取的监控区域内组织的监控影像在所述三维模型中获取与所述监控影像中组织的特征信息一致的诊断影像,该诊断影像即为二维切割图像,将该二维切割图像作为用于指导治疗的导航图像。

[0122] 所述二维切割图像具体是根据所述监控影像在所述三维模型中沿着虚拟的超声扫描层面切割出组织纹理信息,以在特定的窗口中显示出的二维切割图像。

[0123] 优选的是,该图像监控方法还可包括以下的步骤 3。

[0124] 步骤 3:将所述监控影像与所述二维切割图像融合在一起,形成二维融合图像,将该二维融合图像作为用于指导治疗的导航图像。

[0125] 通过将得到的清晰的二维切割图像与病患实时的监控影像进行融合,可以增强超声图像的纹理信息。

[0126] 将所述监控影像与所述二维切割图像融合在一起的步骤如图 7 所示,二维融合图像具体可从三维模型中得到的 MR/CT 切割图像按照两种方式进行融合,即伪色融合和灰度融合。通过进行伪色融合,可将不同模态的图像设置成不同的颜色;通过进行灰度融合,可将不同模态的图像设置为不同的灰度融合比例,这样有利于进一步准确判断 B 超扫描层面的组织特征以及定位病变组织治疗范围。

[0127] 实施例 4:

[0128] 本实施例提供一种三维模型构建装置,包括第一获取单元、第二获取单元、配准单元和三维构建单元,其中:

[0129] 第一获取单元,用于实时获取病患治疗时监控区域内组织的监控影像,所述监控影像为二维超声图像,并将所述监控影像输出至配准单元;

[0130] 第二获取单元,用于从病患的解剖模型中获取与所述监控影像中组织的特征信息相似的诊断影像,所述诊断影像为二维超声/MR/CT 图像,并将所述诊断影像输出至配准单元;

[0131] 配准单元,用于将所述监控影像与所述诊断影像进行配准,以得到二维配准图像,并将所述得到的二维配准图像输出至三维构建单元;

[0132] 三维构建单元,用于根据所述二维配准图像构建出三维模型。

[0133] 其中,所述组织的特征信息相似主要是指组织的大小、边界形态、组织内血管的分布等信息相似。这种特征信息相似的确定具体可由具有影像专业知识的医生根据各种影像的组织特征作出。

[0134] 优选地,所述第二获取单元包括输入单元、分离单元和处理单元,其中:

[0135] 输入单元,用于接收用户在建立所述解剖模型的图像中选取的与病患治疗时监控区域内组织对应的组织区域范围,并将之输出至分离单元;

[0136] 分离单元,用于根据所述组织区域范围从所述解剖模型中分离出与所述组织区域范围中的组织对应的组织三维模型,再将所述组织三维模型输出至处理单元;

[0137] 处理单元,用于对所述组织三维模型进行切割以获取与所述监控影像中组织特征信息相似的诊断影像。

[0138] 优选地,所述分离单元包括组织边界勾画模块、三维表面模型挖取模块、三维纹理模型提取模块、以及组织三维模型重建模块,其中:

[0139] 组织边界勾画模块,用于接收输入单元输出的组织区域范围,并根据所述组织区域范围在建立所述解剖模型的图像中勾画出所述组织区域范围中组织的组织边界;

[0140] 三维表面模型挖取模块,用于挖取出所述勾画范围内的图像信息,以得到组织的三维表面模型,再将所述三维表面模型输出至组织三维模型重建模块;

[0141] 三维纹理模型提取模块,用于提取出所述勾画范围内的组织纹理信息,以得到组织的三维纹理模型,再将所述三维纹理模型输出至组织三维模型重建模块;

[0142] 组织三维模型重建模块,用于将所述三维表面模型和三维纹理模型组合在一起,从而形成组织的组织三维模型,并将所述组织三维模型输出至处理单元。

[0143] 进一步地,所述组织边界勾画模块还用于接收用户输入的对其所勾画出的组织边界所作调整,并将调整后的组织边界作为所述组织区域范围中组织的组织边界;

[0144] 所述处理单元包括切割模块,所述切割模块用于生成超声扫描面,并通过所述超声扫描面对组织三维模型重建模块输出的组织三维模型进行切割以获得诊断影像。

[0145] 实施例 5:

[0146] 本实施例提供一种图像监控装置,包括第三获取单元、第四获取单元和显示单元,其中:

[0147] 第三获取单元,用于实时获取病患治疗时监控区域内组织的监控影像,所述监控影像为二维超声图像,并将所述监控影像输出至第四获取单元;

[0148] 第四获取单元,用于从实施例 4 中所述的三维模型构建装置中获取与所述监控影像中组织的特征信息一致的诊断影像,所述诊断影像为二维超声 /MR/CT 图像,将之作为二维切割图像并输出至显示单元;

[0149] 显示单元,用于显示接收到的所述二维切割图像。

[0150] 优选地,该图像监控装置还包括实施例 4 中所述的三维模型构建装置。所述三维模型构建装置与所述第四获取单元相连,用于将构建得到的三维模型传送给第四获取单元。

[0151] 优选地,该图像监控装置还包括有融合单元,其中:

[0152] 所述第三获取单元还用于将获取的所述监控影像输出至所述融合单元,所述第四获取单元还用于将获取的二维切割图像输出至所述融合单元;

[0153] 融合单元,用于将所述监控影像与所述二维切割图像融合以构成二维融合图像,并将所述二维融合图像输出至显示单元;

[0154] 所述显示单元还用于显示接收到的所述二维融合图像。

[0155] 可以理解的是,以上实施方式仅仅是为了说明本发明的原理而采用的示例性实施方式,然而本发明并不局限于此。对于本领域内的普通技术人员而言,在不脱离本发明的精神和实质的情况下,可以做出各种变型和改进,这些变型和改进也视为本发明的保护范围。

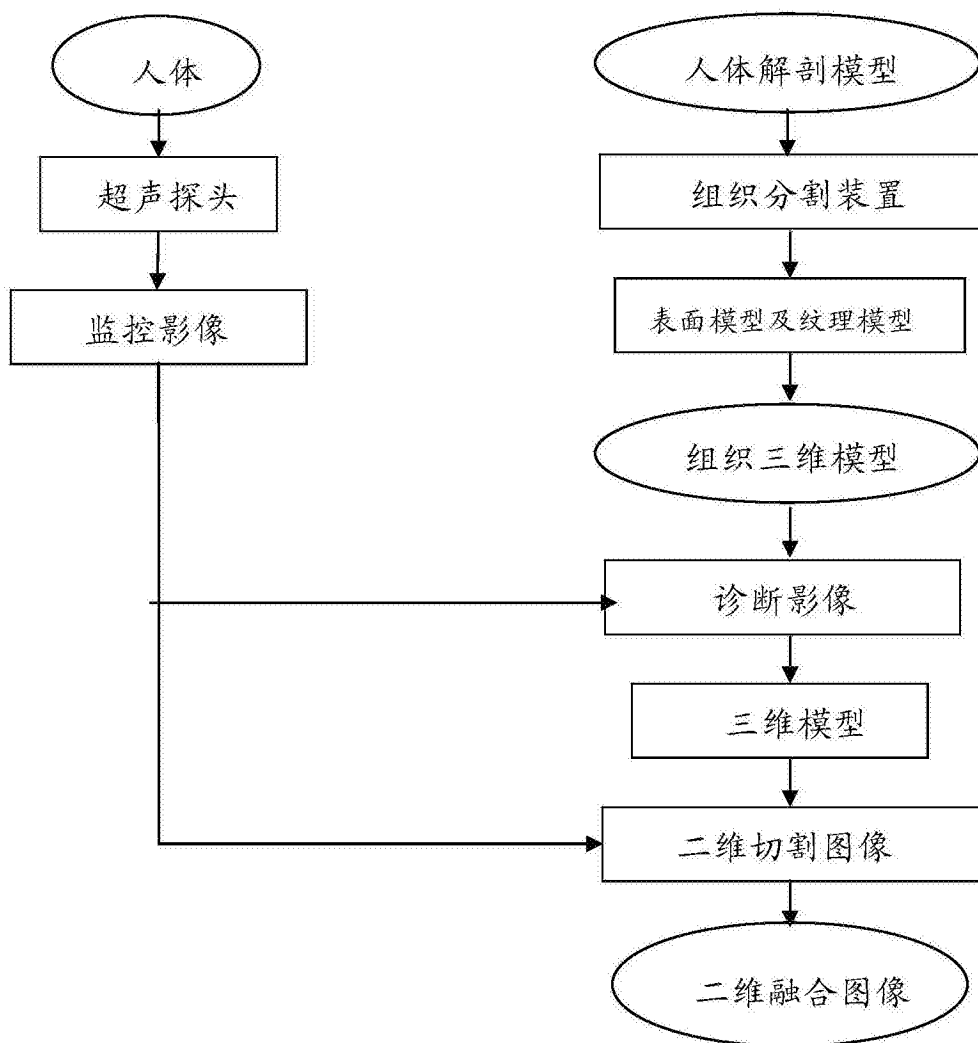


图 1

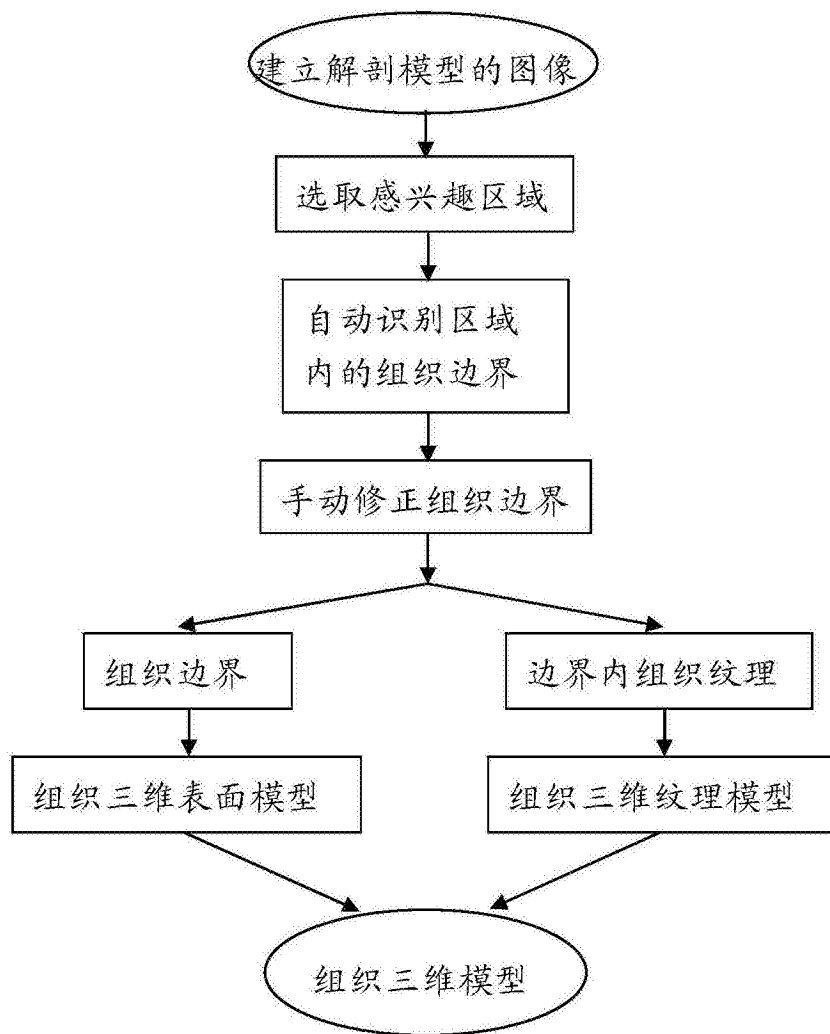


图 2

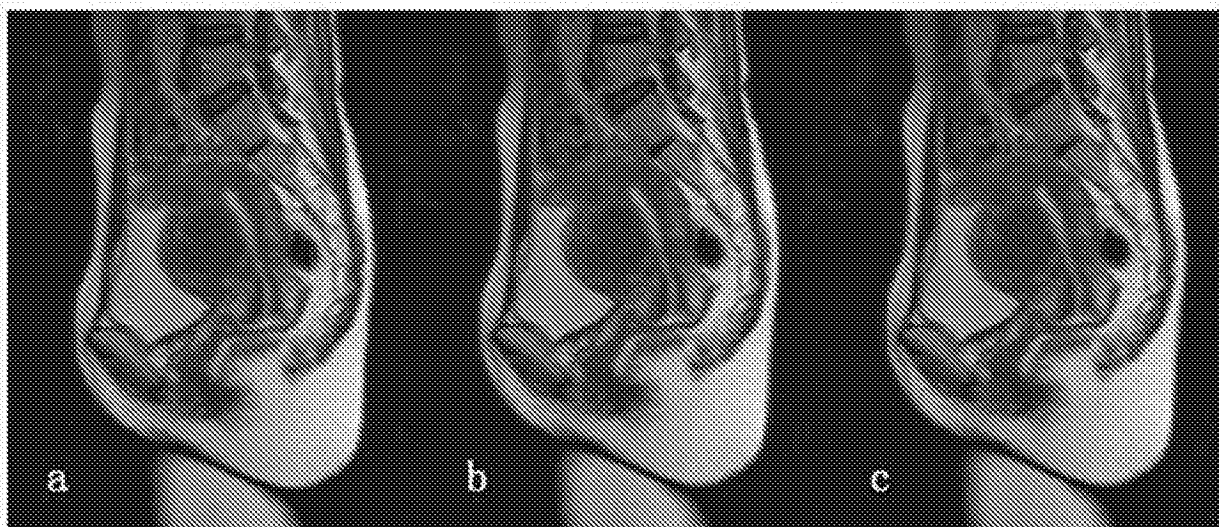


图 3

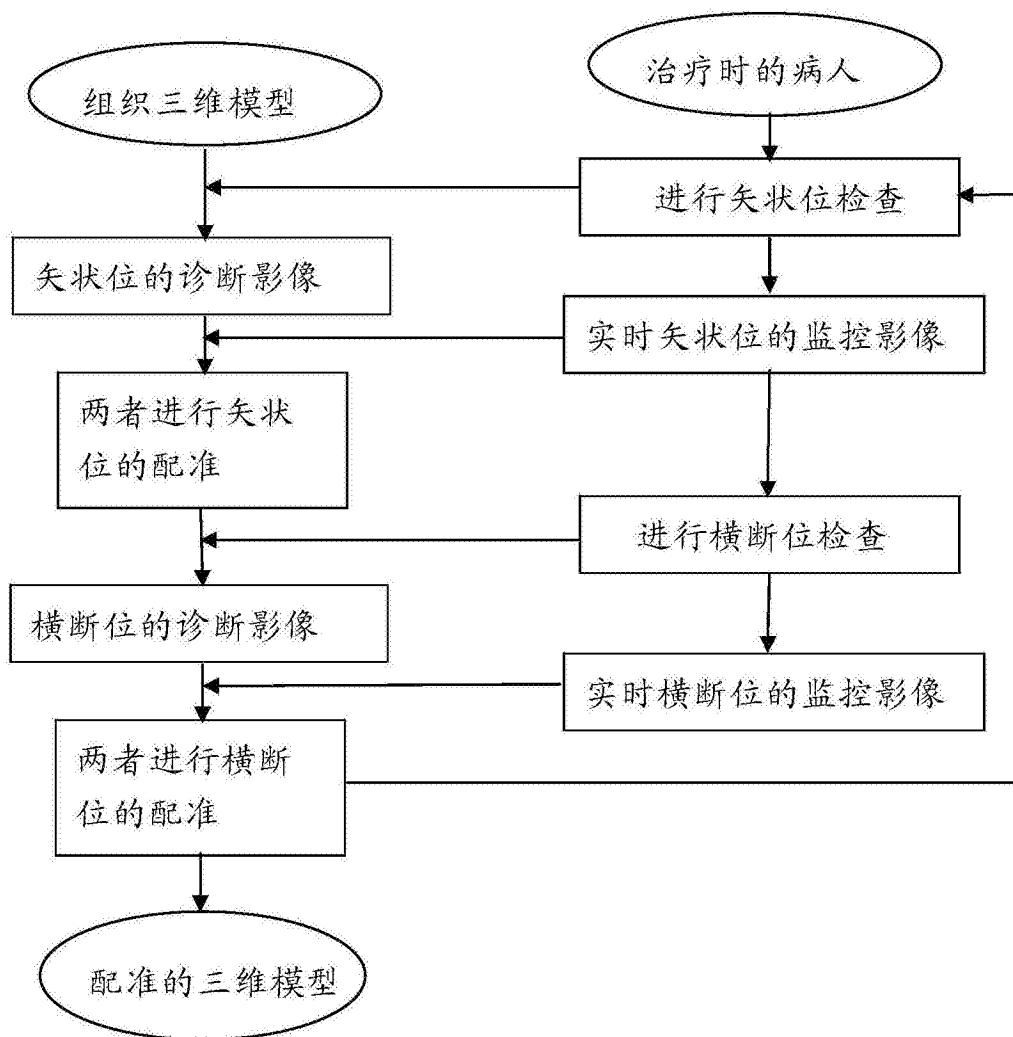


图 4

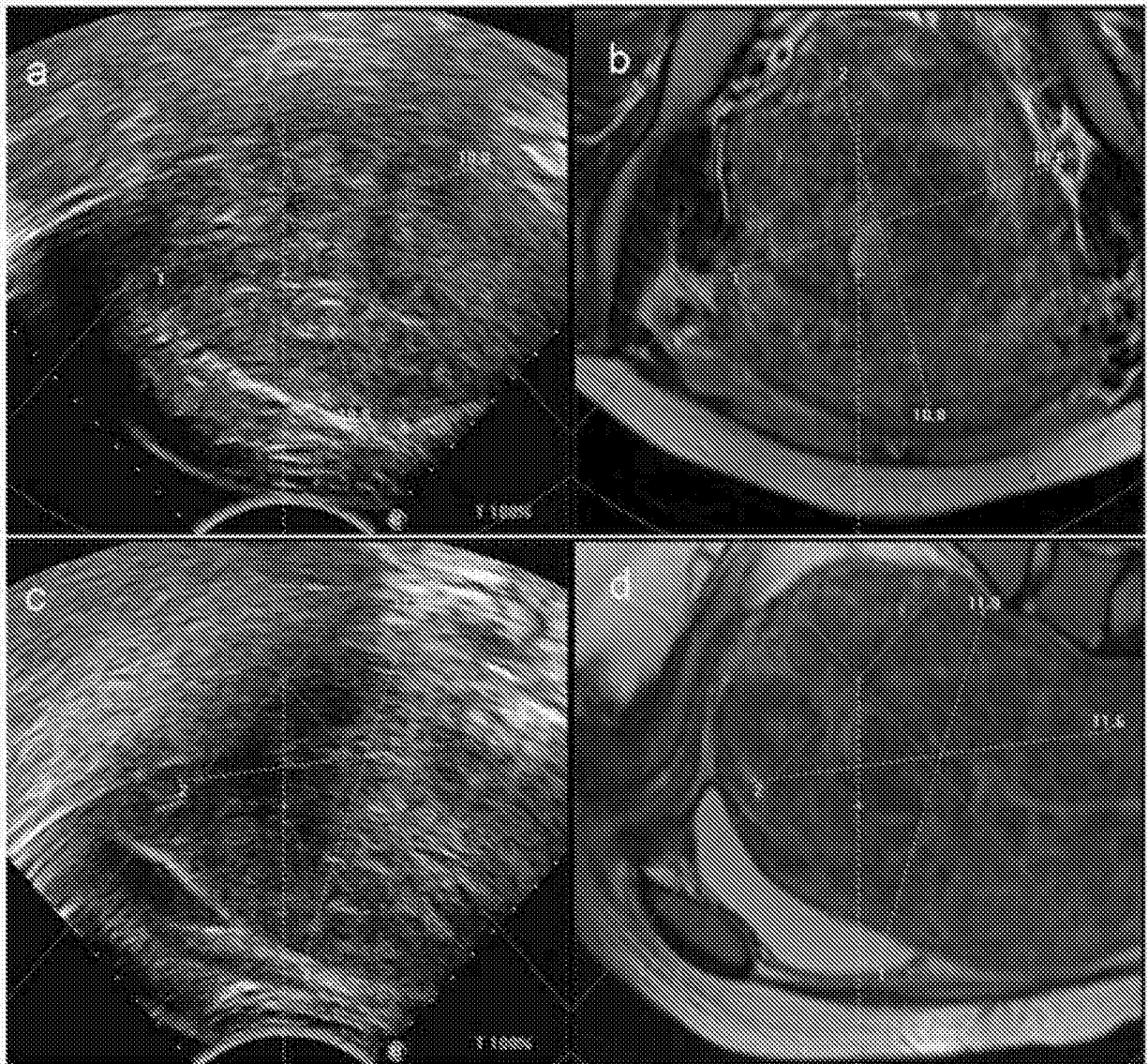


图 5

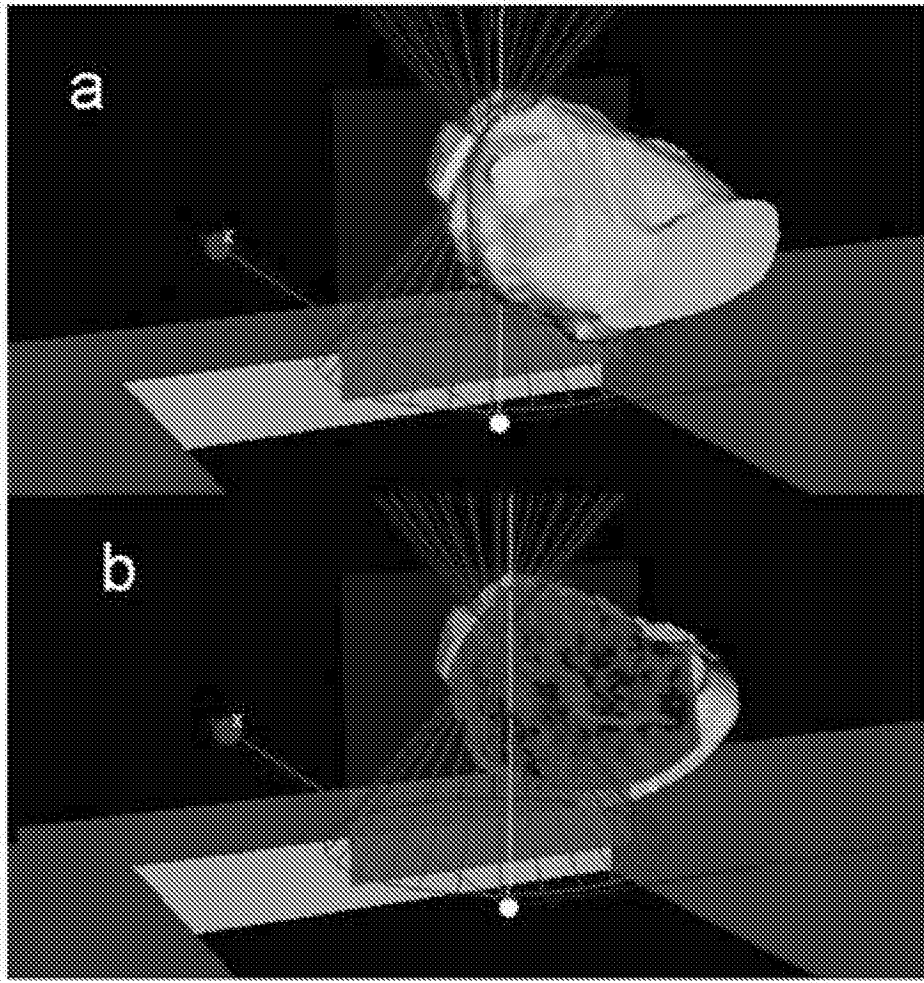


图 6

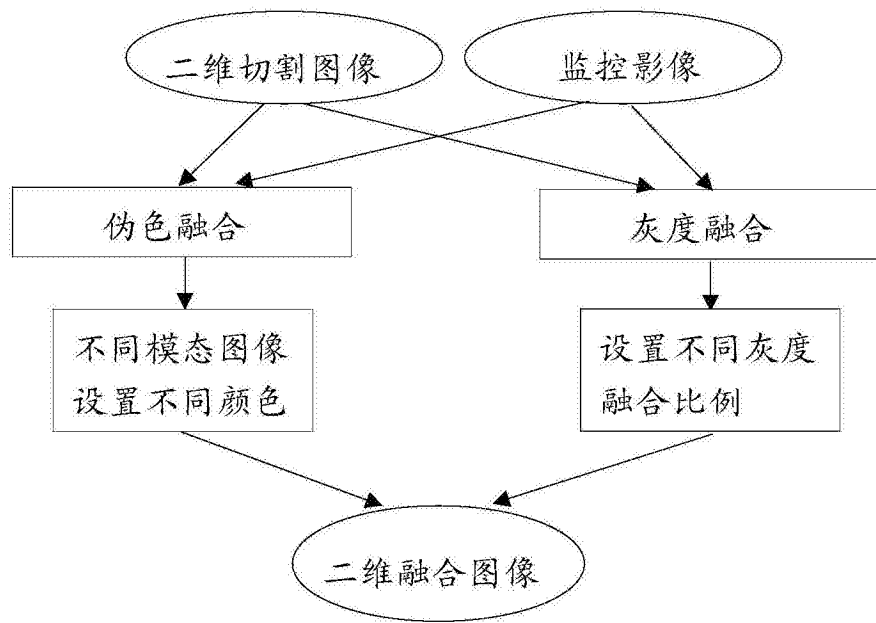


图 7

专利名称(译)	三维模型的构建方法及装置、图像监控方法及装置		
公开(公告)号	CN105078514A	公开(公告)日	2015-11-25
申请号	CN201410162954.2	申请日	2014-04-22
[标]申请(专利权)人(译)	重庆海扶医疗科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	重庆海扶医疗科技股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	重庆海扶医疗科技股份有限公司		
[标]发明人	文银刚		
发明人	文银刚		
IPC分类号	A61B8/08 A61B5/055 A61B6/03 G06T17/00 G06T7/00		
CPC分类号	A61B8/08		
代理人(译)	罗建民		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种三维模型的构建方法及装置、图像监控方法及装置。所述三维模型的构建方法包括如下步骤：1)实时获取病患治疗时监控区域内组织的监控影像(治疗过程实时二维超声图像)，以及从病患的解剖模型中获取与所述监控影像组织的特征信息相似的诊断影像(治疗前获取的二维超声/MR/CT图像)；2)将所述监控影像与所述诊断影像进行配准,建立配准关系，以得到二维配准图像；3)根据所述二维配准图像构建出配准后三维模型。所构建的三维模型能够与病患治疗时的监控影像实现较高的配准，同时显示清晰的组织边界和组织纹理信息，以辅助医生进行超声定位和监控。

