



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102525662 A

(43) 申请公布日 2012. 07. 04

(21) 申请号 201210047861. 6

(22) 申请日 2012. 02. 28

(71) 申请人 中国科学院深圳先进技术研究院
地址 518055 广东省深圳市南山区西丽大学
城学苑大道 1068 号

(72) 发明人 李志成 陈恳 辜嘉 温铁祥
李凌

(74) 专利代理机构 广州华进联合专利商标代理
有限公司 44224

代理人 吴平

(51) Int. Cl.
A61B 19/00(2006. 01)
A61B 8/13(2006. 01)

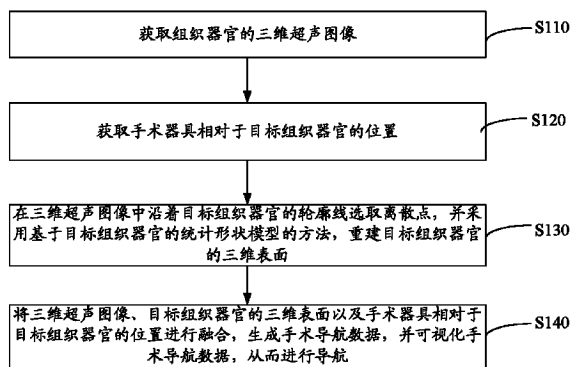
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 4 页

(54) 发明名称

组织器官三维可视化手术导航方法和系统

(57) 摘要

本发明公开了一种组织器官三维可视化手术导航方法和系统,方法包括如下步骤:获取组织器官的三维超声图像;获取手术器具相对于目标组织器官的位置;在三维超声图像中沿着目标组织器官的轮廓线选取离散点,并采用基于目标组织器官的统计形状模型的方法,重建目标组织器官的三维表面;将三维超声图像、目标组织器官的三维表面以及手术器具相对于目标组织器官的位置进行融合,生成手术导航数据,并可视化手术导航数据,从而进行导航。本发明公开的组织器官三维可视化手术导航方法和系统,仅需术中超声图像即可提供组织器官三维可视化的手术导航,解决了传统手术导航方法中的术前术中配准精度难以保证从而导致手术导航精度下降的问题。



1. 一种组织器官三维可视化手术导航方法,包括如下步骤:

获取组织器官的三维超声图像;

获取手术器具相对于目标组织器官的位置;

在所述三维超声图像中沿着目标组织器官的轮廓线选取离散点,并采用基于目标组织器官的统计形状模型的方法,重建目标组织器官的三维表面;

将所述三维超声图像、目标组织器官的三维表面以及手术器具相对于目标组织器官的位置进行融合,生成手术导航数据,并可视化所述手术导航数据,从而进行导航。

2. 如权利要求 1 所述的组织器官三维可视化手术导航方法,其特征在于,所述获取目标组织的三维超声图像的步骤为:通过超声探头采集病人手术区域包含目标组织器官在内的三维超声图像。

3. 如权利要求 1 所述的组织器官三维可视化手术导航方法,其特征在于,所述在所述三维超声图像中沿着目标组织器官的轮廓线选取离散点,采用基于目标组织器官的统计形状模型的方法,重建目标组织器官的三维表面的步骤为:

将所述三维超声图像分解为多帧二维超声图像并逐帧显示,在所述逐帧显示的二维超声图像上,选取位于目标组织器官的轮廓线上的离散点并将所述离散点形成离散点集,利用目标组织器官的统计形状模型提供的目标组织器官的三维形状先验知识,结合所述离散点集重建出目标组织器官的三维表面。

4. 如权利要求 1 所述的组织器官三维可视化手术导航方法,其特征在于,所述将所述三维超声图像、目标组织器官的三维表面以及手术器具相对于目标组织器官的位置融合并可视化的步骤为:

采用坐标转换,将所述三维超声图像、三维表面以及手术器具相对于目标组织器官的位置,转换到同一坐标系;

将三维超声图像以任意角度切片得到二维超声图像;

将三维超声图像切片后得到的二维超声图像、三维表面以及手术器具相对于目标组织器官的位置融合在一起,生成手术导航数据。

5. 如权利要求 1~4 中任一项所述的组织器官三维可视化手术导航方法,其特征在于,还包括:在手术之前,建立所述统计形状模型的步骤。

6. 一种组织器官三维可视化手术导航系统,其特征在于,包括:

采集装置,用于获取组织器官的三维超声图像;

空间定位装置,用于获取手术器具相对于目标组织器官的位置;

影像处理装置,用于接收所述采集装置获取的组织器官的三维超声图像以及空间定位装置获取的手术器具相对于目标组织器官的位置,在所述三维超声图像中沿着目标组织器官的轮廓线选取离散点,并采用基于目标组织器官的统计形状模型的方法,重建目标组织器官的三维表面,最后将所述三维超声图像、目标组织器官的三维表面以及手术器具相对于目标组织器官的位置融合,生成手术导航数据;

显示装置,用于可视化所述手术导航数据,从而进行导航。

7. 如权利要求 6 所述的组织器官三维可视化手术导航系统,其特征在于,所述采集装置用于通过超声探头采集病人手术区域包含目标组织器官在内的三维超声图像。

8. 如权利要求 6 所述的组织器官三维可视化手术导航系统,其特征在于,所述影像处

理装置包括超声体数据选点模块和三维重建模块；

所述超声体数据选点模块用于将所述三维超声图像分解为多帧二维超声图像并逐帧显示,在所述逐帧显示的二维超声图像上,选取位于目标组织器官的轮廓线上的离散点并将所述离散点形成离散点集；

所述三维重建模块用于利用目标组织器官的统计形状模型提供的目标组织器官的三维形状先验知识,结合所述离散点集重建目标组织器官的三维表面。

9. 如权利要求 8 所述的组织器官三维可视化手术导航系统,其特征在于,所述影像处理装置还包括坐标转换模块和可视化模块；

所述坐标转换模块用于采用坐标转换,将所述三维超声图像、三维表面以及手术器具相对于目标组织器官的位置,都转换到同一坐标系中；

所述可视化模块用于将三维超声图像以任意角度切片后得到的二维超声图像、接着将所述二维超声图像、三维表面以及手术器具相对于目标组织器官的位置融合在一起,生成手术导航数据。

10. 如权利要求 6 ~ 9 中任一项所述的组织器官三维可视化手术导航系统,其特征在于,所述影像处理装置还包括统计形状模块,所述统计形状模块用于内置有在手术之前建立的目标组织器官的统计形状模型。

组织器官三维可视化手术导航方法和系统

【技术领域】

[0001] 本发明涉及生物医学工程领域,尤其涉及一种组织器官三维可视化手术导航方法和系统。

【背景技术】

[0002] 医学影像手术导航指利用计算机对病人的医学影像信息进行处理,进而为医生提供一个包括手术区域在内的可视化图形界面,有时还会提供如空间位置、距离和方位等辅助信息,以引导医生进行更为精确的手术。

[0003] 传统的手术导航系统需要在手术前拍摄病人的 CT 或磁共振影像,然后将这些术前影像和术中病人进行配准。配准之后,医生在医学影像的引导下实施手术。由于 CT 和磁共振属于三维断层扫描成像技术,通过对手术目标组织器官进行三维重建,可以为医生提供三维可视化的手术导航。然而,受术前术中配准精度的影响,传统的三维可视化手术的导航精度也会受到限制。

【发明内容】

[0004] 基于此,有必要提供一种导航精度较高的组织器官三维可视化手术导航方法和系统。

[0005] 一种组织器官三维可视化手术导航方法,包括如下步骤:

[0006] 获取组织器官的三维超声图像;

[0007] 获取手术器具相对于目标组织器官的位置;

[0008] 在所述三维超声图像中沿着目标组织器官的轮廓线选取离散点,并采用基于目标组织器官的统计形状模型的方法,重建目标组织器官的三维表面;

[0009] 将所述三维超声图像、目标组织器官的三维表面以及手术器具相对于目标组织器官的位置进行融合,生成手术导航数据,并可视化所述手术导航数据,从而进行导航。

[0010] 优选的,所述获取目标组织的三维超声图像的步骤为:通过超声探头采集病人手术区域包含目标组织器官在内的三维超声图像。

[0011] 优选的,所述在所述三维超声图像中沿着目标组织器官的轮廓线选取离散点,采用基于目标组织器官的统计形状模型的方法,重建目标组织器官的三维表面的步骤为:

[0012] 将所述三维超声图像分解为多帧二维超声图像并逐帧显示,在所述逐帧显示的二维超声图像上,选取位于目标组织器官的轮廓线上的离散点并将所述离散点形成离散点集,利用目标组织器官的统计形状模型提供的目标组织器官的三维形状先验知识,结合所述离散点集重建出目标组织器官的三维表面。

[0013] 优选的,所述将所述三维超声图像、目标组织器官的三维表面以及手术器具相对于目标组织器官的位置融合并可视化的步骤为:

[0014] 采用坐标转换,将所述三维超声图像、三维表面以及手术器具相对于目标组织器官的位置,转换到同一坐标系;

- [0015] 将三维超声图像以任意角度切片得到二维超声图像；
- [0016] 将三维超声图像切片后得到的二维超声图像、三维表面以及手术器具相对于目标组织器官的位置融合在一起,生成手术导航数据。
- [0017] 优选的,还包括:在手术之前,建立所述统计形状模型的步骤。
- [0018] 一种组织器官三维可视化手术导航系统,包括:
- [0019] 采集装置,用于获取组织器官的三维超声图像;
- [0020] 空间定位装置,用于获取手术器具相对于目标组织器官的位置;
- [0021] 影像处理装置,用于接收所述采集装置获取的组织器官的三维超声图像以及空间定位装置获取的手术器具相对于目标组织器官的位置,在所述三维超声图像中沿着目标组织器官的轮廓线选取离散点,并采用基于目标组织器官的统计形状模型的方法,重建目标组织器官的三维表面,最后将所述三维超声图像、目标组织器官的三维表面以及手术器具相对于目标组织器官的位置融合,生成手术导航数据;
- [0022] 显示装置,用于可视化所述手术导航数据,从而进行导航。
- [0023] 优选的,所述采集装置用于通过超声探头采集病人手术区域包含目标组织器官在内的三维超声图像。
- [0024] 优选的,所述影像处理装置包括超声体数据选点模块和三维重建模块;
- [0025] 所述超声体数据选点模块用于将所述三维超声图像分解为多帧二维超声图像并逐帧显示,在所述逐帧显示的二维超声图像上,选取位于目标组织器官的轮廓线上的离散点并将所述离散点形成离散点集;
- [0026] 所述三维重建模块用于利用目标组织器官的统计形状模型提供的目标组织器官的三维形状先验知识,结合所述离散点集重建目标组织器官的三维表面。
- [0027] 优选的,所述影像处理装置还包括坐标转换模块和可视化模块;
- [0028] 所述坐标转换模块用于采用坐标转换,将所述三维超声图像、三维表面以及手术器具相对于目标组织器官的位置,都转换到同一坐标系中;
- [0029] 所述可视化模块用于将三维超声图像以任意角度切片后得到的二维超声图像、接着将所述二维超声图像、三维表面以及手术器具相对于目标组织器官的位置融合在一起,生成手术导航数据。
- [0030] 优选的,所述影像处理装置还包括统计形状模块,所述统计形状模块用于内置有在手术之前建立的目标组织器官的统计形状模型。
- [0031] 这种组织器官三维可视化手术导航方法和系统,利用手术中获取的三维超声图像,就可精确重建出目标组织器官的三维表面,重建出的三维表面与超声图像融合在一起,结合空间定位装置,为医生提供目标组织器官的三维形状和手术器具空间位置,从而为医生提供更为精确的术中导航。与传统的三维可视化手术相比,这种组织器官三维可视化手术导航方法和系统,无需术前CT或磁共振影像,也就无需将术前影像和术中病人进行配准,解决了传统手术导航方法中的术前术中配准精度难以保证从而导致手术导航精度下降的问题,导航精度较高。

【附图说明】

- [0032] 图1为一实施方式的组织器官三维可视化手术导航方法的流程图;

[0033] 图 2 为一实施方式中实时获取手术器具相对于超声图像的位置的示意图；

[0034] 图 3 为一实施方式中将三维超声体数据切分为二维图像后沿目标组织器官轮廓线选点的示意图；

[0035] 图 4 为一实施方式中基于统计形状模型的三维表面重建方法流程图；

[0036] 图 5 为一实施方式中根据位于目标组织轮廓线上的离散点组成的点集以及根据点集重建出的目标组织器官三维表面的对比图；其中，左图为离散点组成的点集，右图为根据点集重建出的目标组织器官三维表面；

[0037] 图 6 为一实施方式中的超声图像、目标组织器官三维表面和手术器具融合显示的手术导航示意图；

[0038] 图 7 为一实施方式的组织器官三维可视化手术导航系统的组成示意图；

[0039] 图 8 为图 7 中的影像处理装置的内部结构框图。

【具体实施方式】

[0040] 为了便于理解本发明，下面将参照相关附图对本发明进行更全面的描述。附图中给出了本发明的较佳实施例。但是，本发明可以以许多不同的形式来实现，并不限于本文所描述的实施例。相反地，提供这些实施例的目的是使对本发明的公开内容的理解更加透彻全面。

[0041] 除非另有定义，本文所使用的所有的技术和科学术语与属于本发明的技术领域的技术人员通常理解的含义相同。本文中在本发明的说明书中所使用的术语只是为了描述具体的实施例的目的，不是旨在于限制本发明。本文所使用的术语“及 / 或”包括一个或多个相关的所列项目的任意的和所有的组合。

[0042] 传统的手术导航系统需要在手术前拍摄病人的 CT 或磁共振影像，然后将这些术前影像和术中病人进行配准。受术前术中配准精度的影响，传统的三维可视化手术的导航精度也会受到限制。

[0043] 基于此，有必要提供一种导航精度较高的组织器官三维可视化手术导航方法和系统。

[0044] 为了准确重建目标组织器官三维表面，本发明需要预先学习目标组织器官三维形状的先验知识，即滤除附加在三维形状上的尺寸、位移、旋转等效应后的纯形状信息。而先验知识可从大量目标形状组成的样本集中进行统计学习来得到。这一统计学习可通过建立目标组织器官的统计形状模型来实现。统计形状模型可以在手术之前预先建立好，内置在影像处理装置中。在进行手术导航时，直接使用即可，而无需额外操作。建立目标组织器官统计形状模型的步骤，如下：

[0045] A) 采集 N 个包含目标对象在内的三维图像体数据。具体实施方法是对 N 个志愿者采集包含目标组织器官在内的 CT 或磁共振等三维图像体数据。采用某种自动或手动方法分割出目标组织器官的三维表面形状，每个形状 x_i' ， $i = 1, \dots, N$ 由三维点集组成，每个点由 (x, y, z) 三个空间坐标描述。

[0046] B) 以上述形状集作为训练集，采用三维点集对应性算法，建立点一一对应的训练形状集 $\{x_i, i = 1, \dots, N\}$ ，每个形状由 n 个点的三维坐标描述：

[0047] $x_i = [x_{i1}, y_{i1}, z_{i1}, x_{i2}, y_{i2}, z_{i2}, \dots, x_{in}, y_{in}, z_{in}]$ ；

[0048] 其中所有形状中序号相同的点为一一对应的三维形状对应点 (3Dcorresponding points)。三维点集对应性算法已经有一些公开发表的方法,如最小描述长度 (MDL) 算法、SPHARM 算法等。本发明对此不作限制。本实施方法采用了 MDL 算法。

[0049] C) 对上述样本训练集,进行主成分分析 (PCA) 如下:计算训练形状集的平均值 $\bar{\mathbf{x}}$ 和协方差矩阵 \mathbf{M} ,其中 $\bar{\mathbf{x}} = (1/N) \sum_{i=1}^N \mathbf{x}_i$, $\mathbf{M} = (1/N) \sum_{i=1}^N (\mathbf{x}_i - \bar{\mathbf{x}}) \cdot (\mathbf{x}_i - \bar{\mathbf{x}})^T$ 。计算 \mathbf{M} 的非零单位特征根 $\{\lambda_k, k = 1, \dots, m\}$ 和对应特征向量 $\{p_k, k = 1, \dots, m\}$,其中 $\mathbf{M} \cdot p_k = \lambda_k \cdot p_k$, $m \leq n-1$,且 $\{\lambda_k\}$ 按照降序排列,即 $\lambda_1 > \lambda_2 > \dots > \lambda_m$ 。计算完毕 $\bar{\mathbf{x}}$ 和 $\{p_k\}$,则统计形状模型建立完毕。

[0050] 此处主成分分析的主要目的是将形状投影到由标准正交基 $\{p_k\}$ 作为空间基底的形状空间 Ω ,以进行降维分析。形状空间 Ω 内的任意一个形状 \mathbf{x} 都可以表示为

$$[0051] \quad \mathbf{x} = \bar{\mathbf{x}} + \sum_{k=1}^m (b_k \cdot p_k), \quad (1)$$

[0052] 其中 b_k 为形状系数, $b = [b_1, b_2, \dots, b_m]^T$ 。

[0053] 结合图 1,一实施方式的组织器官三维可视化手术导航方法如下。

[0054] S110、获取组织器官的三维超声图像。

[0055] 具体的,在一个实施例中,S110 的具体过程如下:

[0056] 在对病人进行手术时,首先使用超声探头采集病人手术区域包含目标组织器官在内的三维超声图像。获取三维超声图像可以采用二维探头,也可以采用三维探头。三维探头可以发射金字塔型容积超声束,能够实时获取目标区域超声图像体数据,而二维探头则需要结合空间定位装置,先获取一系列空间位置已知的二维图像,再通过某种重建算法获取三维数据。本发明既可用二维探头,也可用三维探头。本优选实施方案选用三维探头。

[0057] S120、获取手术器具相对于目标组织器官的位置。

[0058] 具体的,结合图 2,在一个实施例中,S120 的具体过程如下:

[0059] A) 建立以超声探头为参照物的坐标系 C_2 。根据事先标定好的超声探头成像参数,得到从超声图像坐标系 C_1 到超声探头坐标系 C_2 的转换 T_{12} 。目前超声探头的标定方法已经比较成熟,超声厂商也会对超声探头进行精确的标定。

[0060] B) 建立以空间定位装置为参照物的世界坐标系 C_0 。将可以被空间定位装置定位的标记物分别固定在手术器具和超声探头上。空间定位装置实时获取手术器具和超声探头在坐标系 C_0 下的坐标。同时,获取超声探头坐标系 C_2 到世界坐标系 C_0 的转换 T_{20} 。该转换一般由空间定位装置计算后自动给出。此时,可以得到超声图像中任意一点 x 在世界坐标系中的坐标 y 为: $y = T_{20}(T_{12}(x))$ 。这样,手术器具和超声图像坐标就可以统一在相同坐标系下,进而可以知道手术器具相对于目标组织器官的位置。

[0061] 需要指出,手术导航系统中图像坐标系和空间定位装置确立的世界坐标系之间的互相转换,已经属于较为成熟的技术,例如中国专利 200710064900.2 中就公开了一种可实现上述转换的方法。

[0062] S130、在三维超声图像中沿着目标组织器官的轮廓线选取离散点,并采用基于目标组织器官的统计形状模型的方法,重建目标组织器官的三维表面。

[0063] 具体的,在一个实施例中,S130 的具体过程如下:

[0064] 首先,选取离散点(如图 3 所示)。获取目标组织器官三维超声体数据后,传输至

影像处理装置中。将三维超声图像分解为多帧二维超声图像,并逐帧显示。有多种方法将三维超声图像分解为多帧二维图像,比如直角坐标系下的切片方法、球坐标系下的切片方法等。切片时可能都需要进行某种像素插值运算以增加空间分辨率。本优选实施方案选择直角坐标系下的方法。首先,为三维体数据建立一个直角坐标系 C_1 ,然后由任意两个坐标轴定义的平面对体数据进行等间隔逐层切片,得到多帧二维图像。在逐帧显示的二维图像上,选取一些位于目标组织器官轮廓线上的离散点。所选点的数量只要能够大致描述目标组织器官的表面形状即可。假设所选点个数为 l ,则此稀疏点集可表示为:

[0065] $s = [x_1, y_1, z_1, x_2, y_2, z_2, \dots, x_l, y_l, z_l]$.

[0066] 其中每个点的坐标为坐标系 C_1 下的坐标,且 $1 < n$ 。

[0067] 接着,根据少量轮廓点重建目标组织器官的三维表面。此步骤的目的是仅根据少量位于目标组织器官轮廓线上的离散点集 s ,实现目标组织器官三维形状的准确重建。本发明利用统计形状模型来提供关于目标组织器官三维形状的先验知识,结合离散点集 s 进行重建。迭代的重建方法,如图4所示,如下:

[0068] 输入:点集 s 、平均形状 $\bar{\mathbf{x}}$ 、形状空间基底向量 $\{p_k\}$ 和相应的特征根 $\{\lambda_k\}$ 、参数 σ 、 τ 、 w ;

[0069] 初始化: $y_0 = \bar{\mathbf{x}}$, $n = 1$;

[0070] 迭代计算步骤:

[0071] 1) 计算 s 在 y_n (y_n 是循环变量,第 n 次迭代即为 y_n 。)中的最近点集。可选用一些较为成熟从三维点集到三维点集的配准方法来实现最近点集的计算。本优选实施方案选用迭代最近点(ICP)算法进行 s 和 y_n 的配准。配准后得到一个三维位移向量 T 和三维旋转矩阵 R 。令 $f = R(y_n) + T$,表示对 y_n 进行旋转 R 和位移 T 。则 s 中每一个点, $s_i, i = 1, \dots, l$,都可在 f 中得到一个最近点 $f_j = \arg \min_{f_j \in f} \|s_i - f_j\|^2$,其中 $\|x - y\|$ 表示计算 x 和 y 之间的欧几里得距离(欧氏距离), $j = c(i, j)$,表示 i 和 j 的对应关系。令最近点误差 $e_n = \sum_{i=1}^l \|s_i - f_{c(i,j)}\|$ 。

[0072] 2) 统计形状模型的实例化。基于 s 和上述步骤得到的 $c(i, j)$,计算统计形状模型的形状参数 $\{b_k, k = 1, \dots, m\}$,生成新形状实例 z 。 $\{b_k\}$ 的求解可以转化为如下数学最优化问题:寻找一组最优的形状系数 $\{b_k\}$ 将统计形状模型实例化,使得 s 和 z 中对应点的欧式距离之和最小,同时 z 和平均形状之间的Mahalanobis距离(马氏距离)不大于某个固定值 D_0 ,即:

$$[0073] \quad \{b_1^*, b_2^*, \dots, b_m^*\} = \arg \min \left\{ \sum_{i=1}^l \left\| s_i - \left[h_j + \sum_{k=1}^m (b_k \cdot \mathbf{q}_k(j)) \right] \right\|^2 \right\}, \quad \text{约束条件是}$$

$$D = \sum_{k=1}^m (b_k^2 / \lambda_k) \leq D_0 \quad (2)$$

[0074] 其中 $q_k = R(p_k) + T$, $q_k(j)$ 表示 q_k 的第 j 个分量; $\mathbf{h} = \mathbf{R}(\bar{\mathbf{x}}) + \mathbf{T}$, h_j 为 \mathbf{h} 中第 j 个点; $j = c(i, j)$ 。 $D = \sum_{k=1}^m (b_k^2 / \lambda_k)$ 是假设所有形状呈正态分布时,形状 z 到平均形状的马氏距离。 D_0 为常数,可选取能够包含大多数合理形状在内的值。在本优选实施方案中,通过迭代法求解(2)式,步骤如下:

[0075] (1) 初始化: $A = 1$, $\alpha_{i,1} = 1, i = 1, \dots, l$;

[0076] (2) 首先构造目标函数 $J_A = \sum_{i=1}^l \alpha_{i,A} \cdot \left\| s_i - \left[h_j + \sum_{k=1}^m (b_{k,A} \cdot \mathbf{q}_k(j)) \right] \right\|^2$;

[0077] (3) 求取 J_A 对于 $b_{k,A}$ 的偏微分并令结果为 0, 得到形式如下的 m 个方程: $\partial J / \partial b_{k,A} = 0, k=1, \dots, m$. 联立上述 m 个方程得到关于 $b_{k,A}$ 的 m 元齐次方程组。求解该方程组, 即可得到 $\{b_{k,A}\}$;

[0078] (4) 计算 $D = \sum_{k=1}^m (b_{k,A}^2 / \lambda_k)$, 如果 $D > D_0$, 则更新 $b_{k,i} \rightarrow w \cdot b_{k,i} \sqrt{D_0 / D}$, w 为权重常数;

[0079] (5) 计算 $\theta_i = \left\| s_i - \left[f_j + \sum_{k=1}^m (b_{k,A} \cdot \mathbf{q}_k(j)) \right] \right\|^2$, 令 $\alpha_{i,A+1} = (\theta_i + \ln(1)) / \theta_i$ 。如果 $\sum_{i=1}^l |\alpha_{i,A+1} - \alpha_{i,A}|$ 小于某个固定值 σ , 则推出本层循环。否则更新 $A \rightarrow A+1$, 回到步骤 (2)。

[0080] 迭代结束时, 得到形状系数 $\{b_k\}$, 则新形状 $\mathbf{z} = \mathbf{h} + \sum_{k=1}^m (b_k \cdot \mathbf{q}_k)$ 。

[0081] 3) 更优选地, 对 z 进行仿射变换以进一步降低重建误差, 并生成新形状 x 。

[0082] 该仿射变换定义为 $\mathbf{F} = \begin{bmatrix} u_1 & v_1 & w_1 \\ u_2 & v_2 & w_2 \\ u_3 & v_3 & w_3 \\ u_4 & v_4 & w_4 \end{bmatrix}$ 。应用与 1) 所述相同的方法, 可以得到 s 在 z

中的最近点。令 $z_{c(i,j)} = [x, y, z]$, 表示 z 中第 j 个点是距离 s 中第 i 个点的最近的点。然后, F 可以通过求解如下最小值问题得到:

$$[0083] \quad \min \left\{ \sum_{i=1}^l \left\| s_i - y_{c(i,j)} \cdot \mathbf{F} \right\|^2 \right\}, \quad (3)$$

[0084] 其中 $y_{c(i,j)} = [1, x, y, z]$ 。求解该无约束最小化问题时, 令 \min 中的式子对于 F 中每一个元素的偏微分等于 0, 得到 12 个关于仿射变换系数的方程组, 然后求解线性方程组, 即可得到 F 。最终, 本轮迭代的新形状 y_{n+1} 中第 i 个点 $[x_i, y_i, z_i]$ 可通过对 z 中第 i 个点 $[a_i, b_i, c_i]$ 进行仿射变换得到

$$[0085] \quad [x_i, y_i, z_i] = [1, a_i, b_i, c_i] \cdot \mathbf{F}. \quad (4)$$

[0086] 按照步骤 1) 中描述的方法, 计算 s 在 y_{n+1} 中的最近点集, 然后计算最近点误差 e_{n+1} 。如果 e_{n+1} 和 e_n 的差的绝对值小于某个固定值 τ , 则整个迭代计算结束。否则, 回到步骤 1)。

[0087] 输出: 最终, 得到目标组织器官的三维重建表面 $x = y_{n+1}$, 如图 5 所示。图 5 中, 左图为离散点组成的点集, 右图为根据点集重建出的目标组织器官三维表面。

[0088] S140、将三维超声图像、目标组织器官的三维表面以及手术器具相对于目标组织器官的位置进行融合, 生成手术导航数据, 并可视化手术导航数据, 从而进行导航。

[0089] 具体的, 在一个实施例中, S140 的具体过程如下:

[0090] 为了向医生提供更加直观的三维可视化手术导航, 将目标组织器官的三维超声图像、目标组织器官的三维表面以及手术器具相对于目标组织器官的位置进行融合并可视化后, 通过显示装置向医生显示, 如图 6 所示。三维可视化方法如下:

[0091] 首先, 将目标组织器官的三维重建表面 x 可视化, 并通过显示装置向医生显示。该三维重建表面 x 由三维点集构成, 可采用三维面绘制方法进行可视化。目前的面绘制技术已经很成熟, 只要提供三维点集, 就可以绘制出三维的表面。

[0092] 接着, 由于原始三维超声体数据和三维重建表面的坐标系相同, 因此从原始体数

据中以任意角度切片得到的二维超声图像,可以直接与三维重建表面融合在一起,同时显示。这样融合显示的好处是:医生可以同时观察超声图像和目标组织器官的准确三维表面,弥补超声图像中组织器官解剖辨析度的不足,并明确超声图像与目标组织器官的相对位置关系。

[0093] 最后,采用坐标转换 T_{12} 和 T_{20} ,可以将超声体数据、重建出的目标组织器官三维表面、以及手术器具的坐标,都转换到同一坐标系中并同时融合显示。本优选实施方案中,将三者都转换到世界坐标系中并同时显示。医生可以在上述三维可视化导航下实施手术。

[0094] 这种组织器官三维可视化手术导航方法利用手术中获取的三维超声图像,就可精确重建出目标组织器官的三维表面,重建出的三维表面与超声图像融合在一起,结合空间定位装置,为医生提供目标组织器官的三维形状和手术器具空间位置,从而为医生提供更精确的术中导航。

[0095] 与传统的三维可视化手术相比,这种组织器官三维可视化手术导航方法无需术前CT或磁共振影像,也就无需将术前影像和术中病人进行配准,解决了传统手术导航方法中的术前术中配准精度难以保证从而导致手术导航精度下降的问题,导航精度较高。

[0096] 这种组织器官三维可视化手术导航方法不需要手术前拍摄病人的任何影像,只需要术中超声即可提供三维可视化的手术导航。因此也就不会有术前术中配准的精度较差这一问题。另外,无需术前拍摄病人的CT或磁共振,也节省了拍摄费用,减少了手术导航的环节,降低了成本。本发明中的导航方法对医生而言使用简单,缩短了学习周期。

[0097] 这种组织器官三维可视化手术导航方法没有电离辐射,使用的超声,在大多数情况下被证明是一种安全的医学成像方式。这种组织器官三维可视化手术导航方法无需昂贵的设备,也不需要专门建造手术室,仅需对大多数现有手术室进行升级即可,易于控制成本。

[0098] 这种组织器官三维可视化手术导航方法对手术器具无特殊要求,现有的金属手术器具可以正常使用。

[0099] 这种组织器官三维可视化手术导航方法可以提供目标组织器官的准确三维形状,并与原始超声图像一起融合显示。

[0100] 本发明经过精心设计、计算机仿真和人体腹部体模实验等一系列过程,结果证明本发明在实际应用中操作简单,工作稳定可靠,取得了很好的效果,达到了预期的目的。

[0101] 结合图7,一实施方式的组织器官三维可视化手术导航系统包括:

[0102] 采集装置用于获取组织器官的三维超声图像;

[0103] 空间定位装置用于获取手术器具相对于目标组织器官的位置;

[0104] 影像处理装置用于接收所述采集装置获取的组织器官的三维超声图像以及空间定位装置获取的手术器具相对于目标组织器官的位置,在所述三维超声图像中沿着目标组织器官的轮廓线选取离散点,并采用基于目标组织器官的统计形状模型的方法,重建目标组织器官的三维表面,最后将所述三维超声图像、目标组织器官的三维表面以及手术器具相对于目标组织器官的位置融合,生成手术导航数据;

[0105] 显示装置用于可视化所述手术导航数据,从而进行导航。

[0106] 采集装置用于通过超声探头采集病人手术区域包含目标组织器官在内的三维超声图像。其中超声探头可以是二维超声探头,也可以是三维超声探头。本优选实施方案选

用三维超声探头。

[0107] 空间定位装置用于获取手术器具相对于目标组织器官的位置。

[0108] 一般的,空间定位装置可以是光学定位装置,也可以是电磁定位装置。

[0109] 一般的,需要在手术之前建立目标组织器官的统计形状模型,并将所述统计形状模型内置在所述影像处理装置中。

[0110] 影像处理装置用于将所述三维超声图像分解为多帧二维超声图像并逐帧显示,在逐帧显示的二维超声图像上,选取位于目标组织器官的轮廓线上的离散点并将所述离散点形成离散点集,利用统计形状模型提供的目标组织器官的三维形状,结合离散点集重建出目标组织器官的三维表面。

[0111] 如图 8 所示,影像处理装置包括超声体数据选点模块、统计形状模块、三维重建模块、坐标转换模块和可视化模块。

[0112] 所述超声体数据选点模块用于将所述三维超声图像分解为多帧二维超声图像并逐帧显示,在所述逐帧显示的二维超声图像上,选取位于目标组织器官的轮廓线上的离散点并将所述离散点形成离散点集。

[0113] 统计形状模块用于内置有在手术之前建立目标组织器官的统计形状模型。

[0114] 三维重建模块用于利用目标组织器官的统计形状模型提供的目标组织器官的三维形状先验知识,结合离散点集重建目标组织器官的三维表面。

[0115] 坐标转换模块用于采用坐标转换,将三维超声图像、三维表面以及手术器具相对于目标组织器官的位置,都转换到同一坐标系中。

[0116] 可视化模块用于将三维超声图像以任意角度切片得到的二维超声图像、三维表面以及手术器具相对于目标组织器官的位置融合在一起,并生成可视化的手术导航数据。

[0117] 显示装置用于显示所述手术导航数据,从而进行导航。

[0118] 以上所述实施例仅表达了本发明的一种或几种实施方式,其描述较为具体和详细,但并不能因此而理解为对本发明专利范围的限制。应当指出的是,对于本领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干变形和改进,这些都属于本发明的保护范围。因此,本发明的保护范围应以所附权利要求为准。

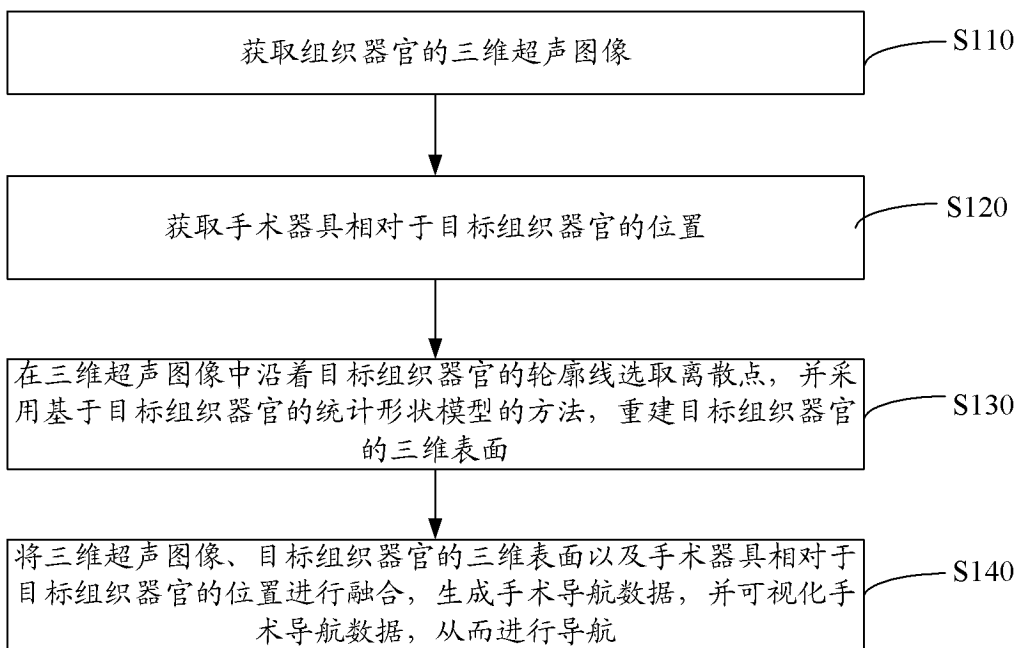


图 1

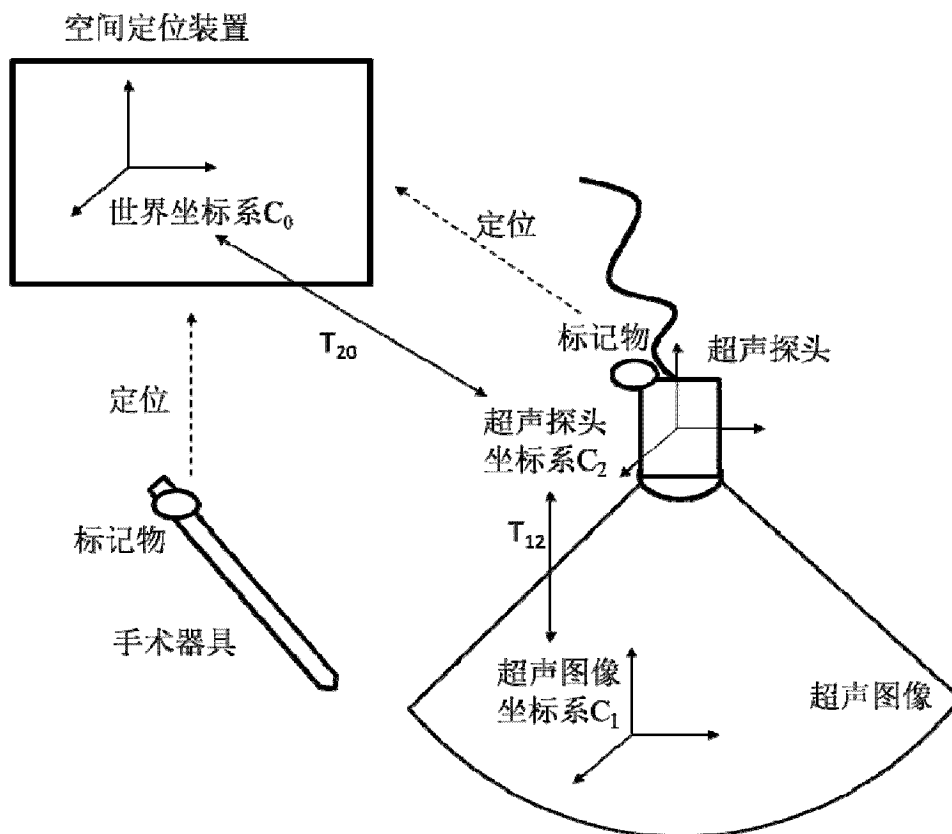


图 2

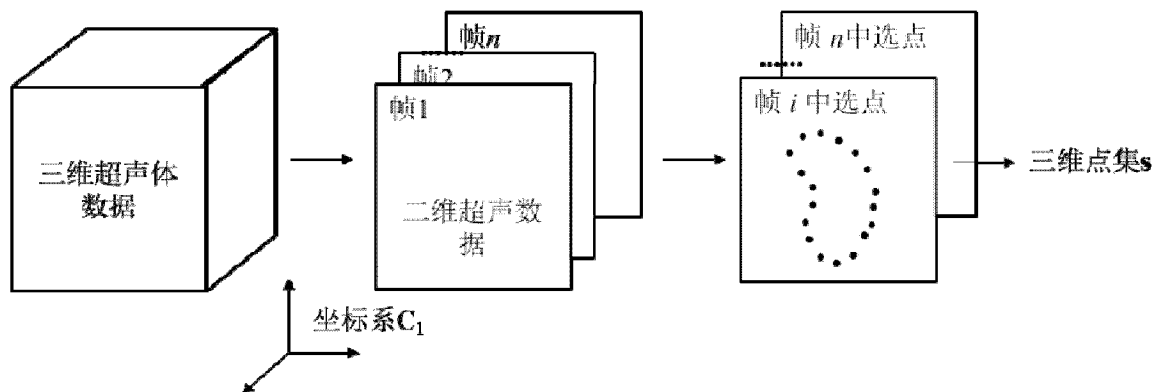


图 3

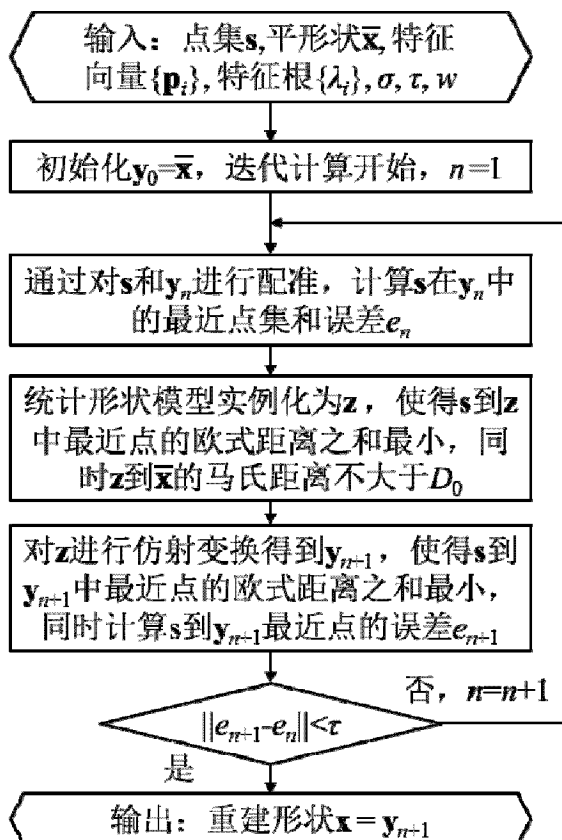


图 4

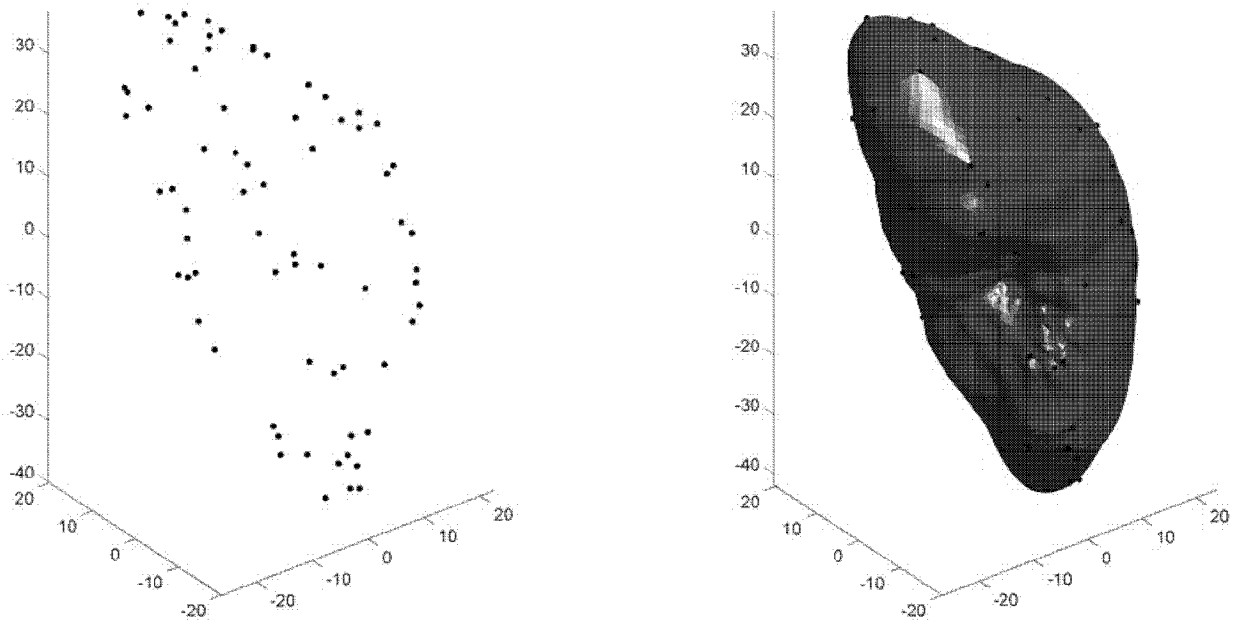


图 5

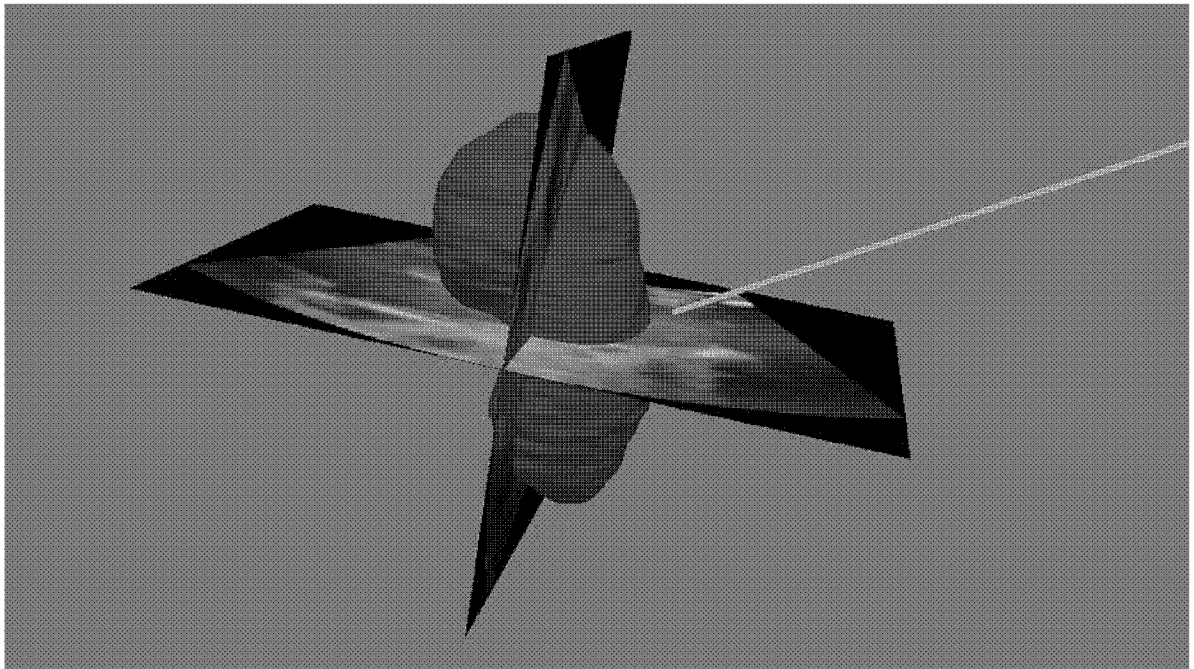


图 6

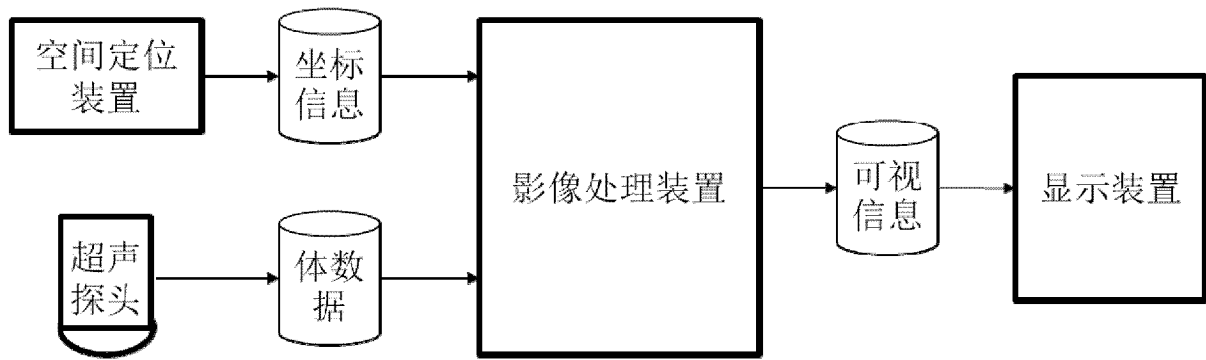


图 7

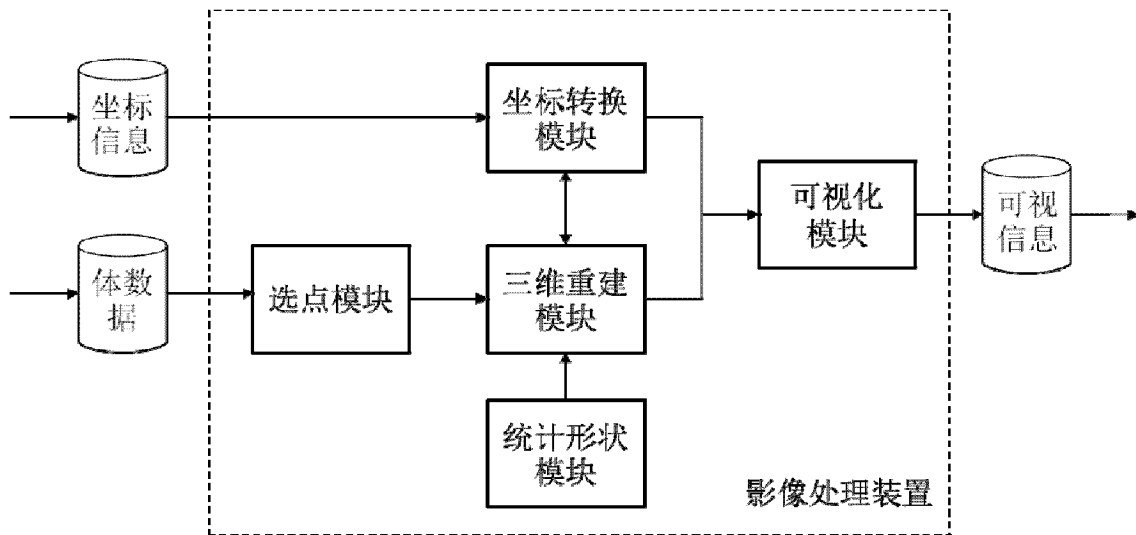


图 8

专利名称(译)	组织器官三维可视化手术导航方法和系统		
公开(公告)号	CN102525662A	公开(公告)日	2012-07-04
申请号	CN201210047861.6	申请日	2012-02-28
[标]申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
申请(专利权)人(译)	中国科学院深圳先进技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学院深圳先进技术研究院		
[标]发明人	李志成 陈悬 辜嘉 温铁祥 李凌		
发明人	李志成 陈悬 辜嘉 温铁祥 李凌		
IPC分类号	A61B19/00 A61B8/13 A61B34/20		
代理人(译)	吴平		
其他公开文献	CN102525662B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种组织器官三维可视化手术导航方法和系统，方法包括如下步骤：获取组织器官的三维超声图像；获取手术器具相对于目标组织器官的位置；在三维超声图像中沿着目标组织器官的轮廓线选取离散点，并采用基于目标组织器官的统计形状模型的方法，重建目标组织器官的三维表面；将三维超声图像、目标组织器官的三维表面以及手术器具相对于目标组织器官的位置进行融合，生成手术导航数据，并可视化手术导航数据，从而进行导航。本发明公开的组织器官三维可视化手术导航方法和系统，仅需术中超声图像即可提供组织器官三维可视化的手术导航，解决了传统手术导航方法中的术前术中配准精度难以保证从而导致手术导航精度下降的问题。

