



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110537961 A

(43)申请公布日 2019.12.06

(21)申请号 201910707265.8

(22)申请日 2019.08.01

(71)申请人 中国人民解放军总医院

地址 100853 北京市海淀区复兴路28号

(72)发明人 张肖 肖越勇 张啸波 何晓锋
王小平

(74)专利代理机构 北京正理专利代理有限公司
11257

代理人 李远思

(51)Int.Cl.

A61B 17/34(2006.01)

A61B 90/00(2016.01)

A61B 34/20(2016.01)

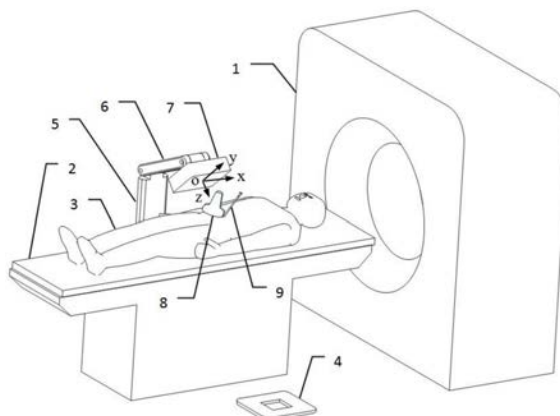
权利要求书2页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

一种CT和超声影像融合的微创介入引导系统
及方法

(57)摘要

本发明公开一种CT和超声影像融合的微创介入引导系统及方法。该方法的一个具体实施方式包括进行CT扫描以获得CT影像序列;对CT影像序列进行三维重建,获得患者身体的三维模型;获得患者身体的超声影像;获取磁场发生器坐标下患者、超声探头和穿刺针之间的位置关系;通过坐标变换,将磁场发生器坐标下患者、超声探头和穿刺针的位置关系转换为CT影像坐标下的,获取超声影像在三维模型中的截面位置;根据超声影像在三维模型中的截面位置切割三维模型,获得与超声影像对应的CT影像截面;同时显示超声影像及与超声影像对应的CT影像截面,并显示穿刺针在CT影像中的位置。该实施方式使得医师能够实时地看到超声影像和高清CT图像,可有效提高穿刺精度。



1. 一种CT和超声影像融合的微创介入引导系统,其特征在于,包括:CT成像设备、超声探头、电磁跟踪设备、计算机设备和显示设备;

所述CT成像设备,用于对患者身体进行CT扫描以获得CT影像序列;

所述超声探头,用于获得患者身体的超声影像;

所述计算机设备,用于对所述CT影像序列进行三维重建,获得患者身体的三维模型;在所述电磁跟踪设备的配合下获取磁场发生器坐标下患者、超声探头和穿刺针之间的位置关系;通过坐标变换,将磁场发生器坐标下患者、超声探头和穿刺针的位置关系转换为CT影像坐标下患者、超声探头和穿刺针的位置关系,获取超声影像在三维模型中的截面位置;根据所述超声影像在三维模型中的截面位置切割所述三维模型,获得与所述超声影像对应的CT影像截面;

所述显示设备,用于同时显示超声影像及与所述超声影像对应的CT影像截面,并显示穿刺针在CT影像中的位置。

2. 根据权利要求1所述的影像引导系统,其特征在于,该影像引导系统还包括:设置在所述超声探头上的限位装置,用于将穿刺针轴线的移动限定在超声探头探测范围内的扫描平面中。

3. 根据权利要求1所述的影像引导系统,其特征在于,所述电磁跟踪设备包括:在患者体表、超声探头和穿刺针上分别设置的六自由度传感器,在固定位置设置的磁场发生器及在所述磁场发生器上设置的倾角传感器;所述磁场发生器,用于产生范围覆盖各六自由度传感器的感测磁场;所述倾角传感器,用于测量磁场发生器的倾角;

所述计算机设备,用于根据各六自由度传感器的输出值获取各六自由度传感器在磁场发生器坐标下的位置和角度,得到磁场发生器坐标下患者、超声探头和穿刺针之间的位置关系。

4. 根据权利要求3所述的影像引导系统,其特征在于,CT成像设备包括CT扫描床和CT机,影像引导系统还包括:在CT扫描床两侧对称设置的两个定位板及在某一定位板上设置的用于承载磁场发生器的承载件。

5. 根据权利要求4所述的影像引导系统,其特征在于,所述承载件包括立柱和连杆,所述立柱固定于某一定位板上,所述连杆的一端与所述立柱的上部可转动连接,所述连杆的另一端与所述磁场发生器可转动连接。

6. 一种CT和超声影像融合的微创介入引导方法,其特征在于,包括:

利用CT成像设备对患者身体进行CT扫描,获得CT影像序列;

对所述CT影像序列进行三维重建,获得患者身体的三维模型;

利用超声探头获得患者身体的超声影像;

基于电磁跟踪,获取磁场发生器坐标下患者、超声探头和穿刺针之间的位置关系;

通过坐标变换,将磁场发生器坐标下患者、超声探头和穿刺针的位置关系转换为CT影像坐标下患者、超声探头和穿刺针的位置关系,获取超声影像在三维模型中的截面位置;

根据所述超声影像在三维模型中的截面位置切割所述三维模型,获得与所述超声影像对应的CT影像截面;

同时显示超声影像及与所述超声影像对应的CT影像截面,并显示穿刺针在CT影像中的位置。

7. 根据权利要求6所述的影像引导方法,其特征在于,该方法还包括:在所述超声探头上设置限位装置,以将穿刺针轴线的移动限定在超声探头探测范围内的扫描平面中。

8. 根据权利要求6所述的影像引导方法,其特征在于,所述通过坐标变换,将磁场发生器坐标下患者、超声探头和穿刺针的位置关系转换为CT影像坐标下患者、超声探头和穿刺针的位置关系,获取超声影像在三维模型中的截面位置进一步包括:

建立坐标变换矩阵和角度变换矩阵,根据所述坐标变换矩阵和角度变换矩阵进行坐标变换,将磁场发生器坐标下患者、超声探头和穿刺针的位置关系转换为CT影像坐标下患者、超声探头和穿刺针的位置关系,获取超声影像在三维模型中的截面位置。

9. 根据权利要求6所述的影像引导方法,其特征在于,所述基于电磁跟踪,获取磁场发生器坐标下患者、超声探头和穿刺针之间的位置关系进一步包括:

在患者体表、超声探头和穿刺针上分别设置六自由度传感器,在固定位置设置磁场发生器并在所述磁场发生器上设置倾角传感器;

利用所述磁场发生器产生范围覆盖各六自由度传感器的感测磁场,并利用所述倾角传感器测量磁场发生器的倾角;

根据各六自由度传感器的输出值获取各六自由度传感器在磁场发生器坐标下的位置和角度,得到磁场发生器坐标下患者、超声探头和穿刺针之间的位置关系。

一种CT和超声影像融合的微创介入引导系统及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医用设备技术领域。更具体地,涉及一种穿刺手术的影像引导系统及方法。

背景技术

[0002] 穿刺手术是目前广泛应用的一种微创介入医疗手段。例如在肿瘤的治疗领域,微创介入治疗是一种重要的治疗方法。在实施微创介入治疗时,将一根刚性的金属针穿刺到患者体内的肿瘤部位(肿瘤部位称为靶点),然后实施穿刺活检、微波、射频或冷冻消融术。对于微创介入手术而言,穿刺是否准确,对疗效有很大的影响。

[0003] CT影像和超声影像这两种获得患者体内影像资料的方式,是目前临床上常用的引导穿刺的方式。CT影像和超声影像的原理不同,在临床使用中各有优缺点。CT影像分辨率高,但是CT扫描会带来X线辐射,因此临床上一般是参考穿刺手术前的CT影像来引导穿刺的。超声影像引导穿刺是实时成像的,但是其图像分辨率低。

[0004] 因此,需要提供一种融合CT影像和超声影像的穿刺手术的影像引导系统及方法。

发明内容

[0005] 本发明的目的在于提供一种融合CT影像和超声影像的穿刺手术的影像引导系统及方法。

[0006] 为达到上述目的,本发明采用下述技术方案:

[0007] 本发明第一方面提供了一种CT和超声影像融合的微创介入引导系统,包括:CT成像设备、超声探头、电磁跟踪设备、计算机设备和显示设备;

[0008] 所述CT成像设备,用于对患者身体进行CT扫描以获得CT影像序列;

[0009] 所述超声探头,用于获得患者身体的超声影像;

[0010] 所述计算机设备,用于对所述CT影像序列进行三维重建,获得患者身体的三维模型;在所述电磁跟踪设备的配合下获取磁场发生器坐标下患者、超声探头和穿刺针之间的位置关系;通过坐标变换,将磁场发生器坐标下患者、超声探头和穿刺针的位置关系转换为CT影像坐标下患者、超声探头和穿刺针的位置关系,获取超声影像在三维模型中的截面位置;根据所述超声影像在三维模型中的截面位置切割所述三维模型,获得与所述超声影像对应的CT影像截面;

[0011] 所述显示设备,用于同时显示超声影像及与所述超声影像对应的CT影像截面,并显示穿刺针在CT影像中的位置。

[0012] 优选地,该影像引导系统还包括:设置在所述超声探头上的限位装置,用于将穿刺针轴线的移动限定在超声探头探测范围内的扫描平面中。

[0013] 优选地,所述电磁跟踪设备包括:在患者体表、超声探头和穿刺针上分别设置的六自由度传感器,在固定位置设置的磁场发生器及在所述磁场发生器上设置的倾角传感器;所述磁场发生器,用于产生范围覆盖各六自由度传感器的感测磁场;所述倾角传感器,用于

测量磁场发生器的倾角；

[0014] 所述计算机设备,用于根据各六自由度传感器的输出值获取各六自由度传感器在磁场发生器坐标下的位置和角度,得到磁场发生器坐标下患者、超声探头和穿刺针之间的位置关系。

[0015] 优选地,CT成像设备包括CT扫描床和CT机,影像引导系统还包括:在CT扫描床两侧对称设置的两个定位板及在某一定位板上设置的用于承载磁场发生器的承载件。

[0016] 优选地,所述承载件包括立柱和连杆,所述立柱固定于某一定位板上,所述连杆的一端与所述立柱的上部可转动连接,所述连杆的另一端与所述磁场发生器可转动连接。

[0017] 本发明第二方面提供了一种CT和超声影像融合的微创介入引导方法,包括:

[0018] 利用CT成像设备对患者身体进行CT扫描,获得CT影像序列;

[0019] 对所述CT影像序列进行三维重建,获得患者身体的三维模型;

[0020] 利用超声探头获得患者身体的超声影像;

[0021] 基于电磁跟踪,获取磁场发生器坐标下患者、超声探头和穿刺针之间的位置关系;

[0022] 通过坐标变换,将磁场发生器坐标下患者、超声探头和穿刺针的位置关系转换为CT影像坐标下患者、超声探头和穿刺针的位置关系,获取超声影像在三维模型中的截面位置;

[0023] 根据所述超声影像在三维模型中的截面位置切割所述三维模型,获得与所述超声影像对应的CT影像截面;

[0024] 同时显示超声影像及与所述超声影像对应的CT影像截面,并显示穿刺针在CT影像中的位置。

[0025] 优选地,该方法还包括:在所述超声探头上设置限位装置,以将穿刺针轴线的移动限定在超声探头探测范围内的扫描平面中。

[0026] 优选地,所述通过坐标变换,将磁场发生器坐标下患者、超声探头和穿刺针的位置关系转换为CT影像坐标下患者、超声探头和穿刺针的位置关系,获取超声影像在三维模型中的截面位置进一步包括:

[0027] 建立坐标变换矩阵和角度变换矩阵,根据所述坐标变换矩阵和角度变换矩阵进行坐标变换,将磁场发生器坐标下患者、超声探头和穿刺针的位置关系转换为CT影像坐标下患者、超声探头和穿刺针的位置关系,获取超声影像在三维模型中的截面位置。

[0028] 优选地,所述基于电磁跟踪,获取磁场发生器坐标下患者、超声探头和穿刺针之间的位置关系进一步包括:

[0029] 在患者体表、超声探头和穿刺针上分别设置六自由度传感器,在固定位置设置磁场发生器并在所述磁场发生器上设置倾角传感器;

[0030] 利用所述磁场发生器产生范围覆盖各六自由度传感器的感测磁场,并利用所述倾角传感器测量磁场发生器的倾角;

[0031] 根据各六自由度传感器的输出值获取各六自由度传感器在磁场发生器坐标下的位置和角度,得到磁场发生器坐标下患者、超声探头和穿刺针之间的位置关系。

[0032] 本发明的有益效果如下:

[0033] 本发明所述技术方案融合了CT影像和超声影像,充分发挥了两者的优点。使得医师能够实时看到超声影像和高清CT图像,可有效提高穿刺精度,保证手术效果。

附图说明

[0034] 下面结合附图对本发明的具体实施方式作进一步详细的说明；

[0035] 图1示出本发明实施例提供的穿刺手术的影像引导系统的示意图。

[0036] 图2示出磁场发生器产生感测磁场的磁场范围、超声探头的探测范围及和超声扫描平面的示意图。

[0037] 图3示出本发明实施例提供的穿刺手术的影像引导方法的流程图。

[0038] 附图标记：

[0039] 1、CT机,2、CT扫描床,3、患者,4、定位板,5、立柱,6、连杆,7、磁场发生器,8、超声探头,9、穿刺针,11-13、六自由度传感器,14、靶点,15、倾角传感器。

具体实施方式

[0040] 为了更清楚地说明本发明,下面结合优选实施例和附图对本发明做进一步的说明。附图中相似的部件以相同的附图标记进行表示。本领域技术人员应当理解,下面所具体描述的内容是说明性的而非限制性的,不应以此限制本发明的保护范围。

[0041] 如图1和图2共同所示,本发明的一个实施例提供了一种CT和超声影像融合的微创介入引导系统,包括:CT成像设备、超声探头8、电磁跟踪设备、计算机设备和显示设备,其中,CT成像设备包括CT机1和CT扫描床2;

[0042] CT成像设备,用于对患者3的身体进行CT扫描以获得CT影像序列;

[0043] 超声探头8,用于获得患者3的身体的超声影像;

[0044] 计算机设备,用于对CT影像序列进行三维重建,获得患者3的身体的三维模型;在电磁跟踪设备的配合下获取磁场发生器坐标下患者3、超声探头8和穿刺针9之间的位置关系;通过坐标变换,将磁场发生器坐标下患者3、超声探头8和穿刺针9的位置关系转换为CT影像坐标下患者3、超声探头8和穿刺针9的位置关系,获取超声影像和穿刺针在三维模型中的截面位置;根据超声影像在三维模型中的截面位置切割三维模型,获得与超声影像对应的CT影像截面,显然,超声影像和与超声影像对应的CT影像截面体现的是患者3体内同一部位的解剖结构;

[0045] 显示设备,用于同时显示超声影像及与超声影像对应的CT影像截面,并显示穿刺针在CT影像中的位置。

[0046] 本实施例提供的影像引导系统,通过测量获得患者3、超声探头8和穿刺针9这三者之间的相对位置关系,再利用空间坐标变换的方法对超声影像和CT影像进行配准,实现了两种图像的融合显示,充分发挥了两者的优点;具体地说,因为,承载磁场发生器7的立柱5安装在固定板4上,而固定板4与CT机1的位置关系是确定的;因此,通过测量磁场发生器7的倾角,可以确定磁场发生器7与CT机1的空间位置关系;同时,利用电磁跟踪设备可以获得磁场发生器坐标下,患者3、超声探头8和穿刺针9的位置关系;因此,通过坐标变换,最终可以确定超声影像和穿刺针在三维模型中的截面位置;在此基础上,对三维模型进行切割,即可获得与超声影像对应的CT影像截面;在CT影像中穿刺针所在的位置画一条线段,指示穿刺针在CT影像中的位置。

[0047] 利用本发明提供的影像引导系统,当医师手持超声探头8引导对患者3体内的靶点14进行穿刺手术时,显示设备会显示当前超声影像并显示同一部位的与超声影像对应的CT

影像,并显示穿刺针在CT影像中的位置,医师能够实时看到超声影像和高清CT图像,可有效提高穿刺精度,保证手术效果。可理解的是,利用CT成像设备对患者3的身体进行CT扫描时患者3位于CT扫描床2上,之后在进行超声扫描时,患者3应保持之前进行CT扫描时在CT扫描床2上的位置及姿态,以保证超声影像和CT影像的配准精度。

[0048] 在本实施例的一些可选的实现方式中,该影像引导系统还包括:设置在超声探头8上的限位装置,限位装置用于将穿刺针9轴线的移动限定在超声探头8探测范围(本领域通常以厚度来表示探测范围)内的扫描平面中。采用该实现方式,穿刺针9的各个部位(特别是针尖)可分别显示于超声影像中,相应的,也就显示于与超声影像对应的CT影像截面中,这样可在CT影像中实时地显示穿刺针9(特别是针尖)的位置,可进一步的提高穿刺精度,保证手术效果。

[0049] 在本实施例的一些可选的实现方式中,电磁跟踪设备包括:在患者3体表上设置的六自由度传感器13、在超声探头8上设置的六自由度传感器12和穿刺针9上设置的六自由度传感器11,在固定位置设置的磁场发生器7及在磁场发生器7上设置的倾角传感器15,本实施例中,六自由度传感器13设置在靶点14附近的患者3的躯干部位体表上;磁场发生器7,用于产生范围覆盖六自由度传感器11、12和13的感测磁场;倾角传感器15,用于测量磁场发生器7的倾角;

[0050] 计算机设备,用于根据六自由度传感器11、12和13的输出值获取六自由度传感器11、12和13在磁场发生器坐标下的位置和角度,得到磁场发生器坐标下患者3、超声探头8和穿刺针9之间的位置关系。本实施例中,六自由度传感器11设置在穿刺针9尾部,由于六自由度传感器11与穿刺针9的相对位置不变,因此通过六自由度传感器11、12和13在磁场发生器坐标下的位置和角度,可以得到磁场发生器坐标下患者3、超声探头8和穿刺针9的任意部位(特别是针尖)之间的位置关系。

[0051] 在本实施例的一些可选的实现方式中,影像引导系统还包括:在CT扫描床2两侧对称设置的两个定位板4及在某一定位板4上设置的用于承载磁场发生器7的承载件,其中,承载件设置于哪个定位板4上根据靶点14的位置而选取。进一步,承载件包括立柱5和连杆6,立柱5固定于某一定位板4上,连杆6的一端与立柱5的上部可转动连接,连杆6的另一端与磁场发生器7可转动连接。进一步,为了提高立柱5与定位板4连接的精确性和稳定性,定位板4设有凹槽,立柱5底部设有与该凹槽匹配的凸起部。进一步,凹槽为方形。

[0052] 在本实施例的一些可选的实现方式中,计算机设备,建立坐标变换矩阵和角度变换矩阵,根据坐标变换矩阵和角度变换矩阵进行坐标变换,将磁场发生器坐标下患者3、超声探头8和穿刺针9的位置关系转换为CT影像坐标下患者3、超声探头8和穿刺针9的位置关系,获取超声影像和穿刺针在三维模型中的截面位置。

[0053] 如图3所示,本发明的另一个实施例提供了一种CT和超声影像融合的微创介入引导方法,包括:

[0054] 利用CT成像设备对患者身体进行CT扫描,获得CT影像序列;

[0055] 对CT影像序列进行三维重建,获得患者身体的三维模型;

[0056] 利用超声探头获得患者身体的超声影像;

[0057] 基于电磁跟踪,获取磁场发生器坐标下患者、超声探头和穿刺针之间的位置关系;

[0058] 通过坐标变换,将磁场发生器坐标下患者、超声探头和穿刺针的位置关系转换为

CT影像坐标下患者、超声探头和穿刺针的位置关系,获取超声影像和穿刺针在三维模型中的截面位置;

[0059] 根据超声影像在三维模型中的截面位置切割三维模型,获得与超声影像对应的CT影像截面;

[0060] 同时显示超声影像及与超声影像对应的CT影像截面,并显示穿刺针在CT影像中的位置。

[0061] 本实施例提供的影像引导方法,通过测量获得患者、超声探头和穿刺针这三者之间的相对位置关系,再利用空间坐标变换的方法对超声影像和CT影像进行配准,实现了两种图像的融合显示,充分发挥了两者的优点;具体地说,因为,承载磁场发生器的立柱安装在固定板上,而固定板与CT机的位置关系是确定的;因此,通过测量磁场发生器的倾角,可以确定磁场发生器与CT机的空间位置关系。同时,利用电磁跟踪设备可以获得磁场发生器坐标下,患者、超声探头和穿刺针的位置关系;因此,通过坐标变换,最终可以确定超声影像和穿刺针在三维模型中的截面位置;在此基础上,对三维模型进行切割,即可获得与超声影像对应的CT影像截面;在CT影像中穿刺针所在的位置画一条线段,指示穿刺针在CT影像中的位置。

[0062] 利用本发明提供的影像引导方法,当医师手持超声探头引导对患者体内的靶点进行穿刺手术时,会在显示当前超声影像的同时显示同一部位的与超声影像对应的CT影像,并显示穿刺针在CT影像中的位置,医师能够实时看到超声影像和高清CT图像,可有效提高穿刺精度,保证手术效果。可理解的是,利用CT成像设备对患者的身体进行CT扫描时患者位于CT扫描床上,之后在进行超声扫描时,患者应保持之前进行CT扫描时在CT扫描床上的位置及姿态,以保证超声影像和CT影像的配准精度。

[0063] 在本实施例的一些可选的实现方式中,该方法还包括:在超声探头上设置限位装置,以将穿刺针轴线的移动限定在超声探头探测范围内的扫描平面中。

[0064] 在本实施例的一些可选的实现方式中,通过坐标变换,将磁场发生器坐标下患者、超声探头和穿刺针的位置关系转换为CT影像坐标下患者、超声探头和穿刺针的位置关系,获取超声影像在三维模型中的截面位置进一步包括:

[0065] 建立坐标变换矩阵和角度变换矩阵,根据坐标变换矩阵和角度变换矩阵进行坐标变换,将磁场发生器坐标下患者、超声探头和穿刺针的位置关系转换为CT影像坐标下患者、超声探头和穿刺针的位置关系,获取超声影像和穿刺针在三维模型中的截面位置。

[0066] 在本实施例的一些可选的实现方式中,基于电磁跟踪,获取磁场发生器坐标下患者、超声探头和穿刺针之间的位置关系进一步包括:

[0067] 在患者体表、超声探头和穿刺针上分别设置六自由度传感器,在固定位置设置磁场发生器并在磁场发生器上设置倾角传感器;

[0068] 利用磁场发生器产生范围覆盖各六自由度传感器的感测磁场,并利用倾角传感器测量磁场发生器的倾角;

[0069] 根据各六自由度传感器的输出值获取各六自由度传感器在磁场发生器坐标下的位置和角度,得到磁场发生器坐标下患者、超声探头和穿刺针之间的位置关系。

[0070] 需要说明的是,本实施例提供的穿刺手术的影像引导方法与前述实施例提供的穿刺手术的影像引导系统的原理及工作流程相似,相关之处可以参照上述说明,在此不再赘

述。

[0071] 在本发明的描述中,需要说明的是,术语“上”、“下”等指示的方位或位置关系为基于附图所示的方位或位置关系,仅是为了便于描述本发明和简化描述,而不是指示或暗示所指的装置或元件必须具有特定的方位、以特定的方位构造和操作,因此不能理解为对本发明的限制。除非另有明确的规定和限定,术语“安装”、“相连”、“连接”应做广义理解,例如,可以是固定连接,也可以是可拆卸连接,或一体地连接;可以是机械连接,也可以是电连接;可以是直接相连,也可以通过中间媒介间接相连,可以是两个元件内部的连通。对于本领域的普通技术人员而言,可以根据具体情况理解上述术语在本发明中的具体含义。

[0072] 还需要说明的是,在本发明的描述中,诸如第一和第二等之类的关系术语仅仅用来将一个实体或者操作与另一个实体或操作区分开来,而不一定要求或者暗示这些实体或操作之间存在任何这种实际的关系或者顺序。而且,术语“包括”、“包含”或者其任何其他变体意在涵盖非排他性的包含,从而使得包括一系列要素的过程、方法、物品或者设备不仅包括那些要素,而且还包括没有明确列出的其他要素,或者是还包括为这种过程、方法、物品或者设备所固有的要素。在没有更多限制的情况下,由语句“包括一个……”限定的要素,并不排除在包括所述要素的过程、方法、物品或者设备中还存在另外的相同要素。

[0073] 显然,本发明的上述实施例仅仅是为清楚地说明本发明所作的举例,而并非是对本发明的实施方式的限定,对于本领域的普通技术人员来说,在上述说明的基础上还可以做出其它不同形式的变化或变动,这里无法对所有的实施方式予以穷举,凡是属于本发明的技术方案所引伸出的显而易见的变化或变动仍处于本发明的保护范围之列。

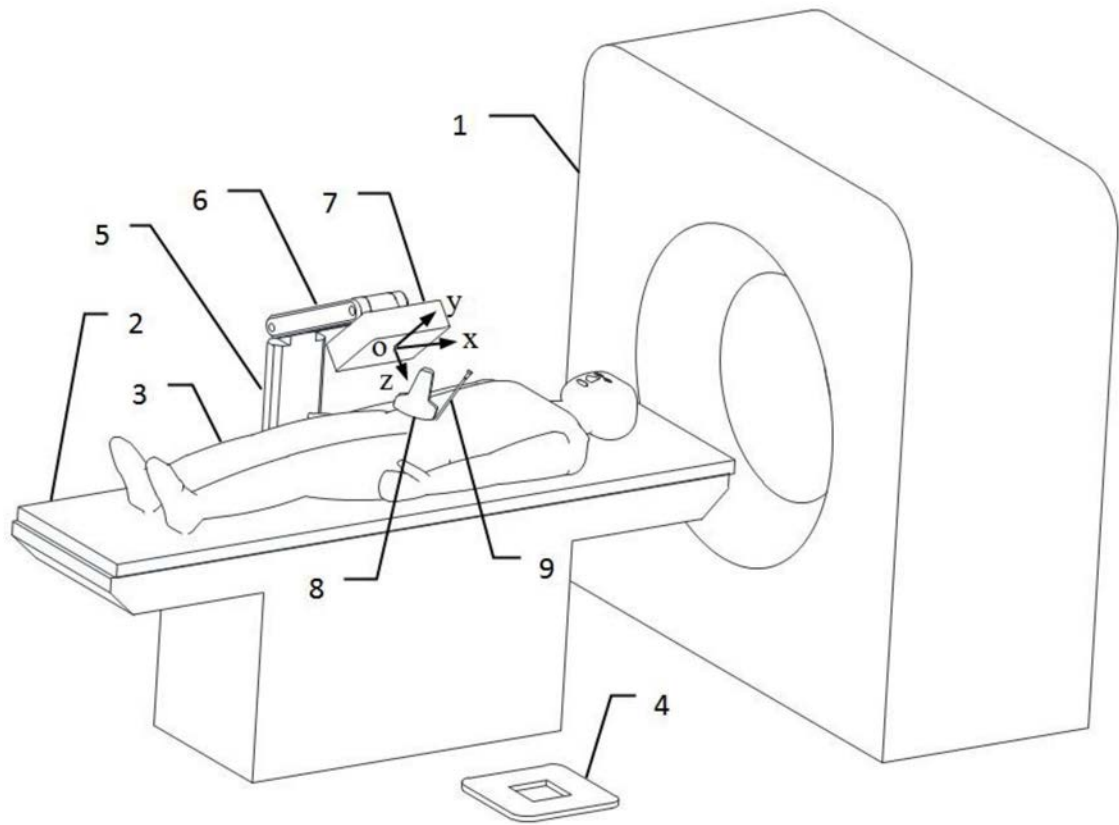


图1

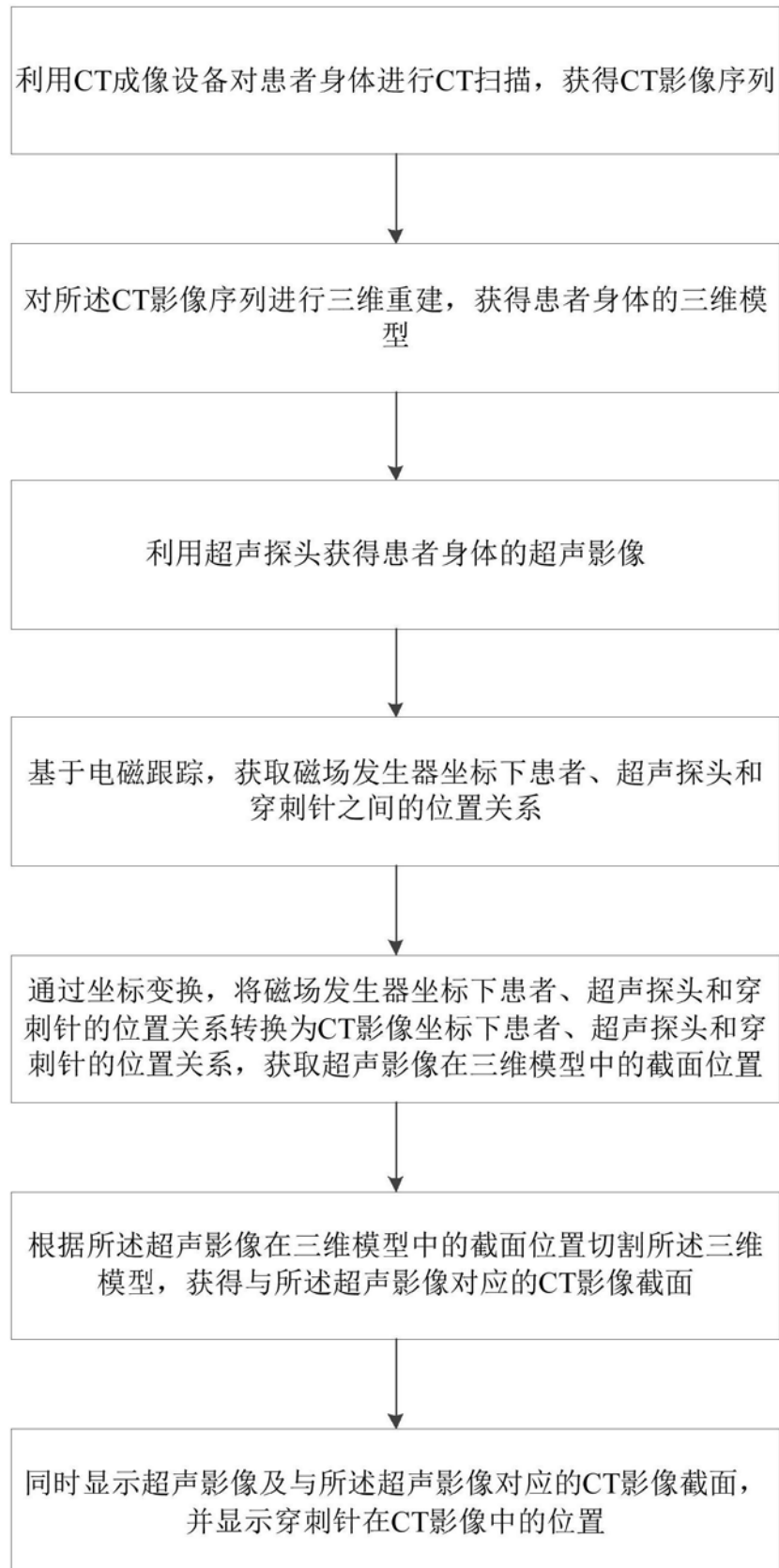


图3