



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103607972 B

(45)授权公告日 2016.08.17

(21)申请号 201280030752.1

(22)申请日 2012.06.14

(30)优先权数据

61/499838 2011.06.22 US

61/499849 2011.06.22 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2013.12.20

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2012/042382 2012.06.14

(87)PCT国际申请的公布数据

W02012/177470 EN 2012.12.27

(73)专利权人 新特斯有限责任公司

地址 瑞士奥伯多夫

(72)发明人 A.鲍姆加特纳

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
72001

代理人 姜甜 刘春元

(51)Int.Cl.

A61B 6/03(2006.01)

(56)对比文件

US 2004/0152970 A1,2004.08.05,说明书
第33-37,69-70段及附图1,6.

CN 1950849 A,2007.04.18,全文.

CN 101305395 A,2008.11.12,全文.

Dean C. Barratt et al.Self-
calibrating Ultrasound-to-CT Bone
Registration.<< Medical Image Computing
and Computer-Assisted Intervention -
MICCAI 2005 >>.2005,第3749卷第605-609页.

Dean C. Barratt et al.Self-
calibrating Ultrasound-to-CT Bone
Registration.<< Medical Image Computing
and Computer-Assisted Intervention -
MICCAI 2005 >>.2005,第3749卷第605-609页.

审查员 何煦佳

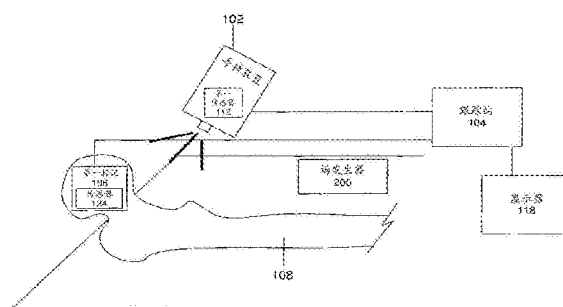
权利要求书2页 说明书5页 附图6页

(54)发明名称

用于定位的超声CT配准

(57)摘要

本发明公开了一种骨配准系统。所述骨配准系统可以具有包括扫描仪和第一通信组件的装置,所述扫描仪布置用于扫描骨的目标表面区域以获得扫描数据。所述配准系统还可以具有可定位在骨的第一部分上的第一标记。所述第一标记可以包括第二通信组件,所述第二通信组件布置用于传输用于表明所述第一标记在多个维度中相对于所述装置的定位的位置信号。所述系统还可以具有配准单元,所述配准单元比较所述扫描数据与所述骨的表面数据以生成识别所述扫描数据相对于所述表面数据的重叠元素的定位数据,从所述位置信号确定位置数据并且使用所述定位数据和所述位置数据确定所述第一标记在所述骨的表面上的位置。



1. 一种骨配准系统,包括:

包括扫描仪和第一通信组件的装置,所述扫描仪布置用于扫描骨的目标表面区域以获得扫描数据;

可定位在骨的第一部分上的第一标记,所述第一标记包括第二通信组件,所述第二通信组件布置用于传输用于表明所述第一标记在多个维度中相对于所述装置的定位的位置信号;

配准单元,所述配准单元布置用于比较所述扫描数据与所述骨的表面数据以生成识别所述扫描数据相对于所述表面数据的重叠元素的定位数据,以从所述位置信号确定位置数据并且使用所述定位数据和所述位置数据确定所述第一标记在所述骨的表面上的位置;以及

定位在骨的第二部分上的第二标记,所述第一标记和第二标记彼此通信以确定包括所述第一标记相对于所述第二标记的定位的相对标记数据,其中所述配准单元处理所述相对标记数据以确定所述第二标记在所述骨的所述表面上的位置。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中所述扫描数据是超声数据,并且所述表面数据是CT数据。

3. 根据权利要求1所述的系统,还包括配置成生成基准信号的信号发生器;

其中所述第一通信组件和第二通信组件是第一传感器和第二传感器,每个传感器配置成感测所述基准信号并将相应的位置信号传输至表明相应的通信组件在多个维度中相对于所述信号发生器的定位的所述配准单元;并且

其中所述配准单元从所述位置信号确定所述位置数据,以表明所述第一标记相对于所述装置在多个维度中的所述定位。

4. 根据权利要求3所述的系统,其中所述基准信号是电磁信号。

5. 根据权利要求1所述的系统,其中

所述第一通信组件是配置成生成基准信号的信号发生器;并且

所述第二通信组件是第一传感器,所述第一传感器配置成感测所述基准信号并将位置信号传输至用于表明所述第一标记相对于所述装置在多个维度中的定位的所述配准单元。

6. 根据权利要求5所述的系统,其中所述信号发生器和第一传感器是电磁和光学中的一种。

7. 根据权利要求1所述的系统,其中所述位置数据表明所述第一标记相对于所述装置在六个维度中的定位。

8. 根据权利要求1所述的系统,其中所述第一标记和第二标记在所述骨的表面上的相应位置是使用所述装置可识别的。

9. 根据权利要求1所述的系统,其中所述配准单元处理所述相对标记数据以确定所述第二标记在所述骨的所述表面上的位置。

10. 根据权利要求1所述的系统,还包括显示所述第一标记在所述骨的所述表面上的所述位置的显示器。

11. 根据权利要求1所述的系统,其中所述第二标记包括与所述第一通信组件通信的第三通信组件以确定表明所述第一通信组件相对于所述第三通信组件在多个维度中的定位的位置数据。

12. 根据权利要求1所述的系统,其中所述装置包括电磁场发生器和光场发生器中的一个。

用于定位的超声CT配准

[0001] 优先权声明

[0002] 本专利申请要求提交于2011年6月22日的名称为“Ultrasound CT Registration for Positioning(用于定位的超声CT配准)”的美国临时申请序列号61/499,838和提交于2011年6月22日的名称为“Ultrasound CT Registration for Positioning(用于定位的超声CT配准)”的美国临时申请序列号61/499,849的优先权,所述临时申请的全部公开内容以引用的方式并入本文。

背景技术

[0003] CT(计算机断层扫描)通常用于对骨成像,因为其允许高清晰度三维图像的构造。这些高清晰度图像有利于对骨折、韧带损伤和错位的了解,并有助于治疗策略的制定。然而CT扫描仪是大体积装置,其不便于在治疗程序期间使用。虽然超声成像装置体积较小,并且更便于在治疗程序期间使用,但是由这些装置产生的图像不如由CT扫描仪产生的图像精确和全面。

发明内容

[0004] 本发明涉及骨配准系统。骨配准系统可以具有包括扫描仪和第一通信组件的装置,所述扫描仪布置用于扫描骨的目标表面区域以获得扫描数据。配准系统还可以具有可定位在骨的第一部分上的第一标记。第一标记可以包括第二通信组件,所述第二通信组件布置用于传输用于表明第一标记在多个维度中相对于装置的定位的位置信号。所述系统还可以具有配准单元,所述配准单元比较扫描数据与骨的表面数据以生成识别扫描数据相对于表面数据的重叠元素的定位数据,从位置信号确定位置数据并且使用定位数据和位置数据确定第一标记在骨的表面上的位置。

附图说明

[0005] 图1示出了根据本发明的第一示例性实施例的系统的示意图;

[0006] 图2示出了根据本发明的第一示例性实施例的系统的透视图;

[0007] 图3示出了根据本发明的第二示例性实施例的系统的透视图;

[0008] 图4示出了根据本发明的第二示例性实施例的系统的示意图;

[0009] 图5示出了根据本发明的第三示例性实施例的系统的透视图;并且

[0010] 图6示出了根据本发明的第三示例性实施例的系统的示意图。

具体实施方式

[0011] 结合以下说明和附图可以进一步理解本发明,在附图中,相似的元件由相同的附图标号标示。本发明涉及用于配准骨标记在骨上的位置以用于骨的后续治疗的系统和方法。具体地,本发明涉及用骨的CT数据确定手持装置和一个或多个标记的相对位置以配准标记在骨上的位置的系统和方法。一旦配准一个或多个标记在骨上的定位,在治疗程序期

间可以跟踪标记的运动,并且利用跟踪信息调控之前获得的CT图像数据,以在程序期间准确地跟踪和显示骨的一个或多个部分的定位。

[0012] 如将在下文中更详细地描述,本发明涉及用CT图像数据配准定位在骨上的一个或多个标记的位置以有助于医疗程序(如骨固定程序等)的进行的系统和方法。根据本发明的示例性系统和方法允许通过术内程序迅速且简单地配准一个或多个标记的位置。本发明的示例性实施例描述了利用便携式装置获得数据的系统和方法,该数据被配准以在CT图像上确定骨的第一和第二部分上第一和第二标记的位置,使得在治疗程序期间调控骨的第一部分时,可以使用运动数据来调控CT图像以显示骨的运动。本领域的技术人员应当理解,尽管示例性实施例描述了第一和第二标记分别定位在骨的第一和第二部分上,第一和第二标记还可以定位在彼此相邻的第一和第二骨或任何其他基本上刚性的身体结构上,使得可以调控之前获得的结构的CT图像以在程序期间显示结构的运动。

[0013] 如图1所示,根据本发明示例性实施例的系统100包括手持装置102,其配置成获得和传输超声数据120(例如超声图像数据)至跟踪系统104。跟踪系统104将超声数据120与在收集超声数据120之前获得的CT数据122(例如CT图像)进行配准以确定与CT数据122相关的手持装置102相对于由CT数据122表示的CT图像(如骨)的位置。如本领域的技术人员可以理解的,手持装置102可以使用任何已知的便携式超声成像装置,包括(例如)用于获得超声图像的超声扫描仪110。手持装置102还具有电磁传感器112以用于感应由场发生器200的信号发射器114发射的电磁场。电磁信号发射器114产生也可以由第一标记106的第一标记电磁传感器124感应的电磁场。手持装置102的电磁传感器112和第一标记传感器124响应于接收由信号发射器114发射的信号通过分别向其发送装置数据126和标记数据128与跟踪系统104通信。装置数据126和标记数据128提供有关装置102和标记106分别相对于场发生器200的位置的信息。跟踪系统104使用装置数据126和标记数据128来确定第一标记106相对于手持装置102的定位。

[0014] 跟踪系统104使用收集到的信息配准(如关联)超声数据120至CT数据122以识别手持装置102相对于(例如)骨的位置;配准手持装置102相对于第一标记106的位置,以及确定第一标记106在由CT数据122表示的图像上的位置,其可以显示在显示器118上。在另一个实施例中,电磁信号发射器114与第二标记132的第二标记电磁传感器125通信以确定第二标记132相对于手持装置102的位置,从而确定第二标记132相对于(例如)由CT数据122表示的骨108的图像的位置。因此,在其中第一标记106和第二标记132位于碎片骨的第一和第二部分上的实施例中,可以在处理碎片之前配准第一标记106和第二标记132在骨上的位置。此类配准可以通过调控CT数据122使第一标记106和第二标记132用于跟踪骨的第一和第二部分相对于彼此的运动,从而通过相对于由对应于骨108的第一和第二部分的CT数据122表示的图像的相互部分运动来显示该运动。例如,可以调控CT数据122以基于第一标记106和第二标记132的运动在显示器118上显示骨108的第一和第二部分之间的相对运动。

[0015] 手持装置102的扫描仪110可以拍摄2D超声图像以获得超声数据120。然后系统100浏览超声数据120以找寻与由CT数据122表示的图像的部分保持轮廓的相似性的部分,从而识别对应于骨108的相同部分的超声数据120和CT数据122的部分。然而,超声数据120和CT数据122可以具有需要手持装置102在不连续的一段时间内拍摄多个2D超声图像的多个相似点,从而确保在这些表示骨108的相同部分的数据的识别部分之间正确配准。所需的2D超

声图像的数目可以取决于例如骨轮廓的均匀性以及超声数据120和CT数据122各自地详细程度。例如,对于具有大的基本上均匀区域的长骨,可能需要更多超声扫描以分别获得超声数据120和CT数据122之间的配准。因此,可以识别CT数据122的多个候选位置,并且可以收集附加的超声数据120(例如超声图像)直到多个候选位置中的一个被确认为正确地对应于由CT数据122表示的图像的选择部分。

[0016] 图2示出了用骨108的CT图像配准第一标记106和第二标记132在骨108上的位置的系统100的应用。电磁传感器112提供包括手持装置102相对于场发生器200的定位和/或方向的装置数据126。具体地,本领域的技术人员可以理解,已知的传感器可以用作传感器112以提供有关手持装置102在六个维度中的角定向的数据,所述六个维度包括表明手持装置102和场发生器200之间在X、Y、和Z轴上的距离的第一、第二、和第三维度以及涉及手持装置102相对于场发生器200的角旋转(即,横滚-上下振动-左右摇摆)的三个维度。该装置数据126相似地被传输至跟踪站104。

[0017] 场发生器200的电磁信号发射器114与第一电磁传感器124和跟踪站104通信,以提供包括第一标记106相对于信号发射器114的定位和/或方向的标记数据128。具体地,信号发射器114将信号发射至第一标记电磁传感器124,其感应第一标记106相对于场发生器200在六个维度中的定位和/或方向。所述六个维度包括涉及信号发射器114沿着X、Y、和Z轴相距第一标记电磁传感器124的距离的三个维度以及涉及信号发射器114相对于第一标记电磁传感器124的角旋转(即,横滚-上下振动-左右摇摆)的三个维度。然后该标记数据128被传输至跟踪站104。

[0018] 跟踪站104可以是计算机或其他处理装置,包括处理器116和显示器118。超声数据120、CT数据122、装置数据126以及标记数据128可以(例如)保存到跟踪站104的存储器130中,并且可以用于将第一标记106与CT数据122配准。处理器116使超声数据120和CT数据122相关联,以确定手持装置102相对于CT数据122中骨108的图像的定位。然后处理器116可以利用装置数据126和标记数据128来确定第一标记106相对于CT数据122的位置。第一标记106的位置还可以显示在显示器118上。处理器106可以分别实时配准超声数据120和CT数据122,并且确定第一标记106在由CT数据122表示的图像上的位置,使得可以为系统使用者提供关于完成配准程序的实时信息。

[0019] 在配准第一标记106之后,第二标记132可以定位在骨108的第二部分。因此,当完成第一标记106的配准时,上述配准程序可以重复用于第二标记132以配准第二标记的位置。一旦分别确定了第一标记106和第二标记132两者相对于CT数据122的位置,可以连续地跟踪和监控第一标记106和第二标记132之间的相对运动,使得显示骨108的第一和第二部分的相对运动的调控过的CT图像可以显示在显示器118上,从而外科医生或其他使用者可以通过显示器观察调控过的CT图像以显示断裂的还原。

[0020] 由图1和2示出的实施例描述了其中定位有第一标记106和第二标记132的骨108是断裂的情况。断裂可以引起两个、三个、四个等骨碎片,在每个骨碎片中定位有标记并且其位置基本上被配准,使得在某一时刻延迟标记的相对运动,并因此可以在骨碎片运动的同时在CT图像上跟踪与标记相关的骨碎片。当骨是完整的,但通过截骨术将其分成两块或更多块时,产生配准系统100的交替使用。在这种情况下,第一标记106的配准位置可以与CT数据一起使用以通过结合第一标记106的配准位置确定第二和后续标记相对于第一标记的位

置来识别和配准第二和每个后续标记的位置。

[0021] 再次参见图2,示出了利用系统100的第一示例性技术。电磁场发生器200发射的电磁场能够在前述六个维度中被感应。电磁场发生器200包括至少两个线图(未示出)。应当注意,尽管图2的实施例仅示出了包括第一传感器124的第一标记106,但在不脱离本发明范围的前提下,可以使用第二标记132或任何多个附加的标记。手持装置102通过(例如)有线或无线连接连接至跟踪站104。第一标记106也可以通过有线连接连接至跟踪站104,但也可以设想无线连接。图2的实施例以基本上类似于上述操作模式的方式运行。具体地,进行骨108的CT扫描并将CT数据122提供给跟踪系统104。第一标记106定位在骨108的第一部分上,并且使用超声扫描仪110来扫描骨108的第一部分。应当注意,示出的第一标记106的定位仅是示例性的,并且在不脱离本发明范围的前提下,第一标记106可以定位在骨108上的任何定位。超声数据120和装置数据126分别与用于第一标记106的标记数据128一起被传输至跟踪站104并存储在(例如)存储器130中,并根据需要通过处理器116存取。处理器116比较并关联超声数据120和CT数据122以配准数据,即确定超声数据120和CT数据122中的重叠元素。然后,处理器116使用表明手持装置102相对于场发生器200的定位的装置数据126和表明第一标记106相对于场发生器200的位置的标记数据128确定第一标记106相对于CT数据122的位置。具体地,处理器116识别相对于第一标记106的场发生器200在3D空间中的定位和方向以确定标记数据128,以及识别相对于手持装置102的第一传感器112在3D空间中的定位和方向以确定装置数据126。处理器116使用标记数据128和装置数据126以确定第一标记106至手持装置102的相对位置。处理器116还使用超声数据120以链接手持装置102的位置至CT数据122,从而确定手持装置102至CT图像中骨108的相对位置。知道第一标记106相对于手持装置102的位置和手持装置102相对于骨108的CT图像的位置,处理器确定第一标记106相对于骨108的CT图像的位置,从而配准第一标记106在CT数据122上的位置,并且因此配准第一标记在骨108上的位置。第一标记106与CT数据122的相对位置可以显示在显示器118上。

[0022] 一旦相对于CT数据122配准第一标记106,使用针对配准第一标记106所描述的相同过程,配准过程可以重复用于许多附加的标记(未示出)。对于每个附加的标记,使用超声扫描仪110扫描其中定位有待配准的骨标记的骨部分。这样,可以补偿配准程序期间骨碎片的运动。在骨108是完整的情况下,可以检测第二标记132相对于第一标记106的定位,以确定第二标记132相对于CT数据122的位置。第二标记132的相对位置也可以显示在显示器118上。本领域的技术人员应当理解,这种相对配准过程可以用于例如截骨术程序,在截骨术程序中骨108是完整的并且第一标记与第二标记通信以配准其位置。然而,应当注意,对于截骨术程序,使用者还可以用跟踪站104分别配准第一和第二标记。

[0023] 在本发明的另一个实施例中,配准过程可以用于脊柱侧凸的治疗,其中第一和第二标记定位在两个不同的骨(例如脊柱的椎骨)上。在此类实施例中,用跟踪站104分别配准第一和第二标记,同样如之前更详细地描述。因此,一旦确定了第一标记106和第二标记132两者的位置,使用者可以使第一和第二骨相对于彼此运动,并因此使第一标记106和第二标记132相对于彼此运动。第一标记106和第二标记132之间的运动用于调控由CT数据122表示的图像,因此由标记106、132的运动表示的第一和第二骨之间的运动在显示器118上示出,使得使用者可以在治疗期间监控骨的运动。由于相对于场发生器200并非相对于其在身体中的定位获得第一标记106和第二标记132的位置,根据本发明的示例性系统和方法补偿骨

或碎片的偶然运动。在另一个脊柱侧凸固定程序中,本领域的技术人员应当理解,可以使用3D超声以避免使用2D超声图像片段建立3D图像的需要。用于断裂骨的固定程序可以使用基本上类似于用于脊柱侧凸固定程序的配准过程,其中第一和第二标记定位在断裂骨的分开部分上。

[0024] 在示例性实施例中,手持装置102超声扫描仪可以包括用于超声扫描的西门子X150(Siemens X150)和VF10-5矢量换能器。处理器116可以使用由普林斯顿西门子研究院(Princeton SCR)开发的实时MMGIFusion软件进行数据采集和可视化,并且使用由慕尼黑工业大学计算机辅助医疗程序(CAMP, Technical University of Munich)和普林斯顿西门子研究院(SCR, Princeton)开发的IVUS(介入性超声)软件原型进行自动CT超声配准。然而本领域的技术人员应当理解,这仅是示例性实施例,并且只要有利于系统100的使用就可以使用其他系统,如上所述。

[0025] 图3-4示出根据本发明的另一个示例性标记配准系统和方法。图3-4的系统和方法包括第一标记106,其可定位在包括第一标记电磁传感器124的骨108上。在该实施例中,场发生器200位于手持装置102上。手持装置102和第一标记电磁传感器124通过有线或无线连接连接至跟踪站104。类似于上述结合图1和2所描述的运行图3的系统和方法。然而,由于场发生器200位于手持装置102上,第一标记106相对于场发生器200在六个维度中的定位和方向为处理器116提供了标记数据128。对于图3-4的系统,处理器116在没有与手持装置102和装置数据126相关联的第一传感器的情况下可以配准一个或多个标记的位置。具体地,第一标记电磁传感器124提供包括第一标记106相对于手持装置102的定位和/或方向的标记数据128,比较超声数据120与CT数据122,并配准手持装置102相对于骨108的CT图像的定位和/或方向。然后标记数据128和手持装置102的配准位置用于通过使标记数据与手持装置102相对于骨108的CT图像的配准位置关联来配准第一标记106在由CT数据122表示的图像上的位置。

[0026] 图5-6示出了根据本发明的另一个实施例的系统和方法。该系统和方法基本上与图3-4所描述的相同,不同的是用光场发生器400(例如发光阵列)代替场发生器200。具体地,手持装置102可以与连接至第一标记106的光学跟踪器械300通信。根据相对于图3-4所示的实施例描述的方法,光学跟踪器械300用跟踪站104帮助第一标记106的定位和配准。

[0027] 对于本领域的技术人员将显而易见的是,可以在不脱离本发明的实质或范围的前提下对本发明的结构和方法作出多种修改和变型。因此,本发明旨在落入所附权利要求及其等同物的范围内。

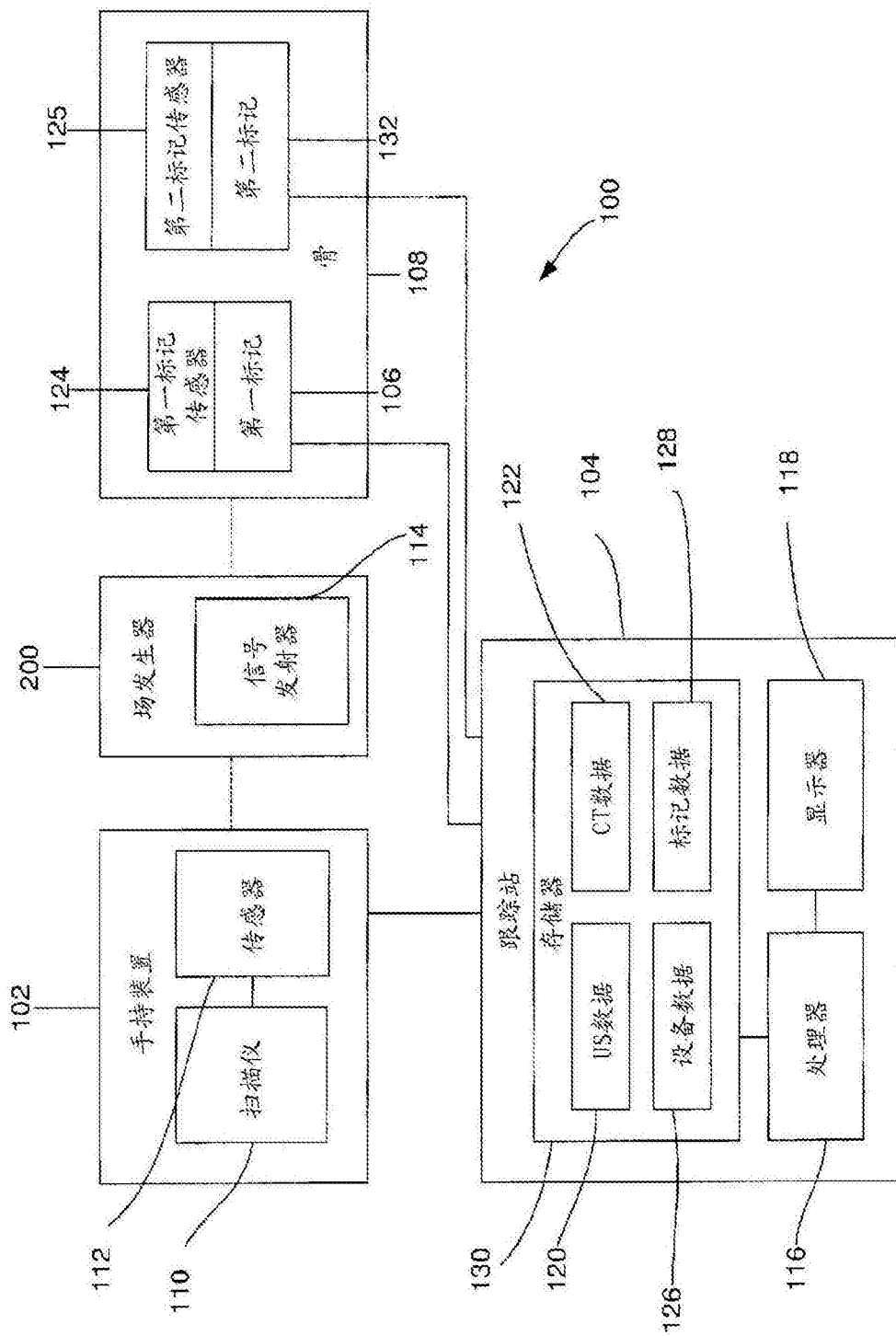


图1

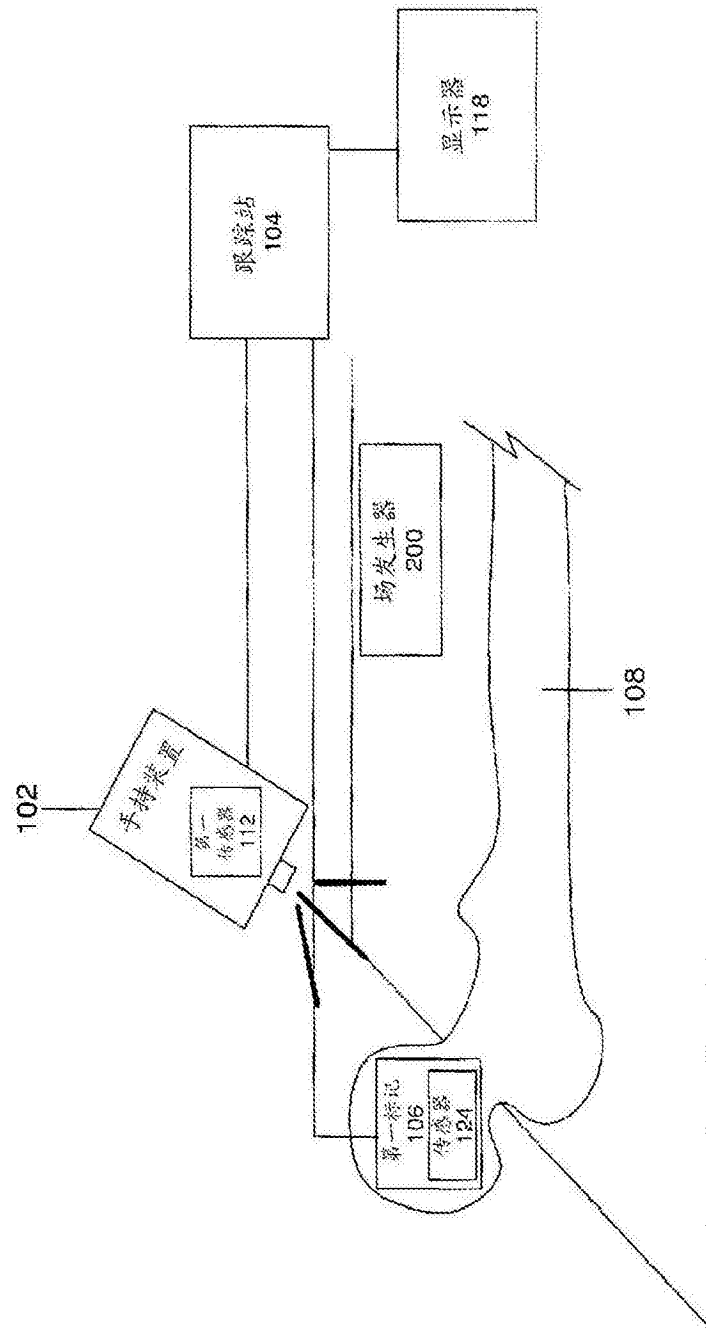


图2

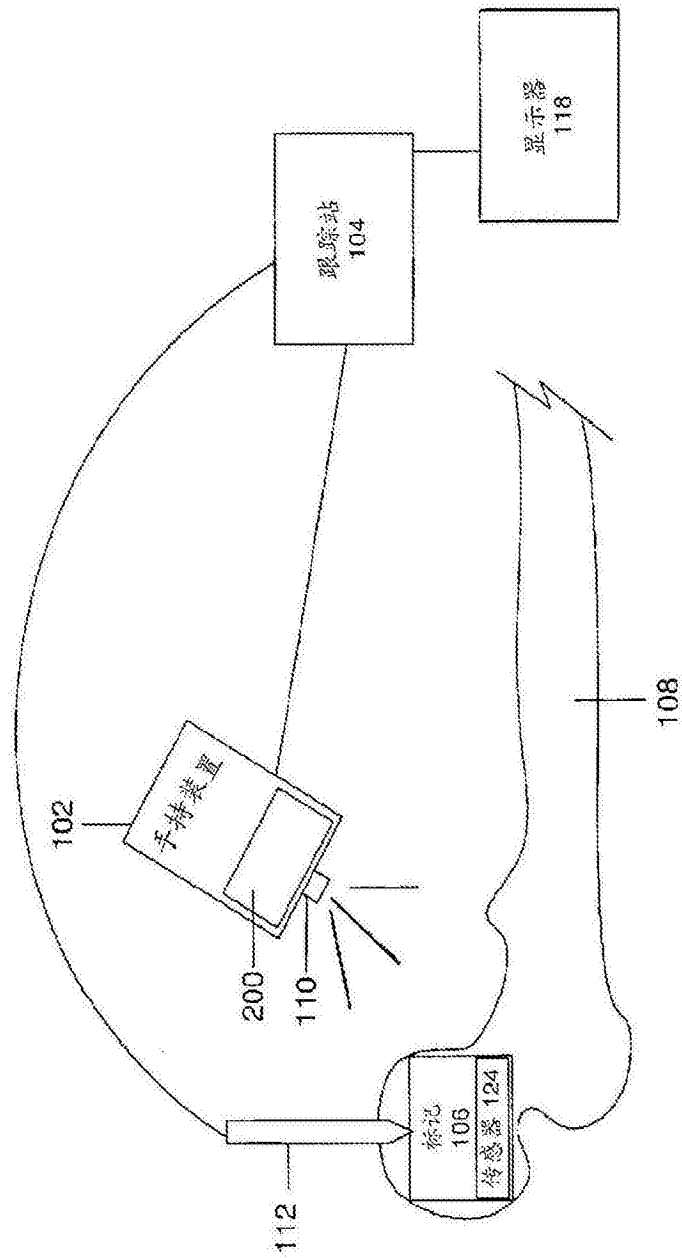


图3

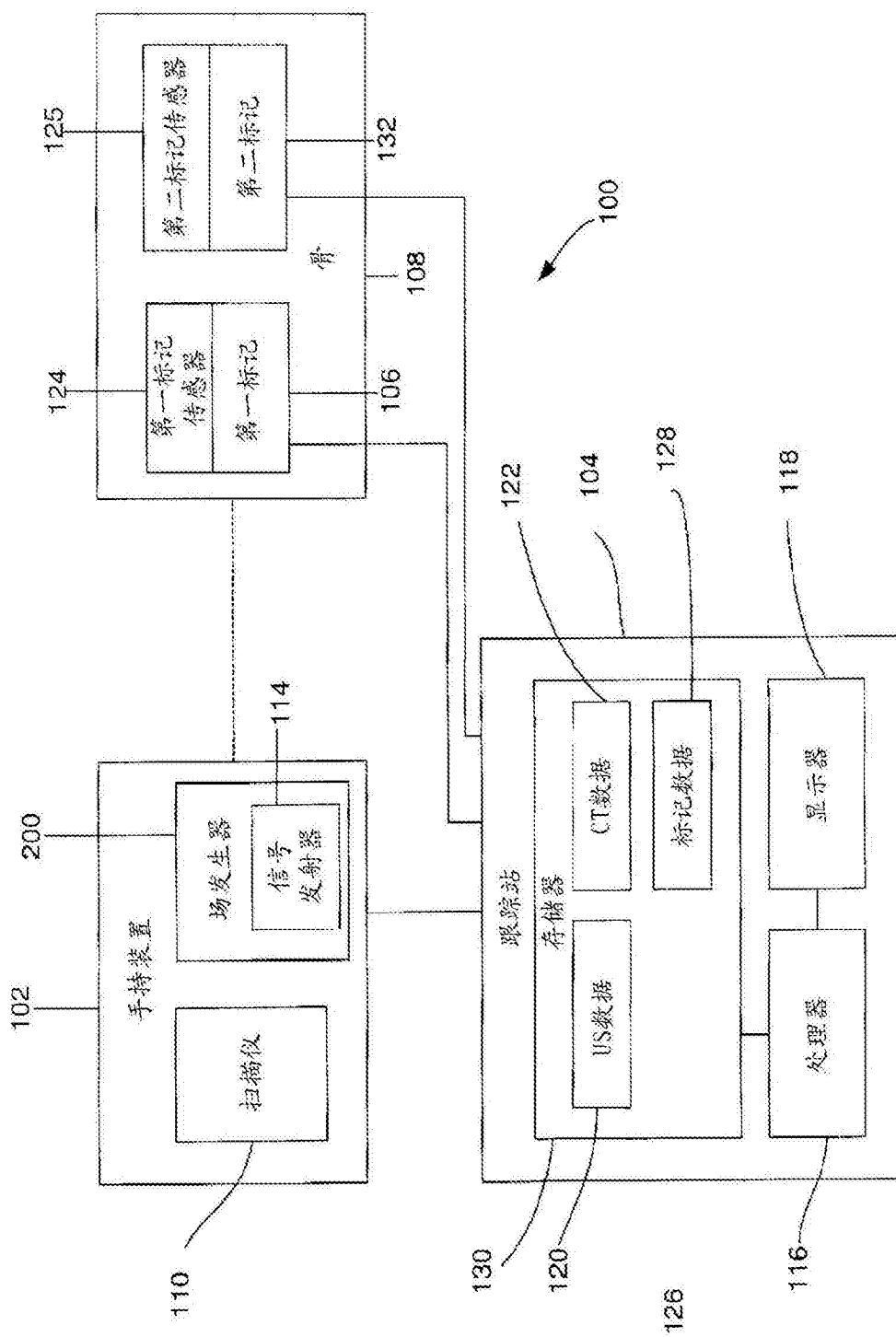


图4

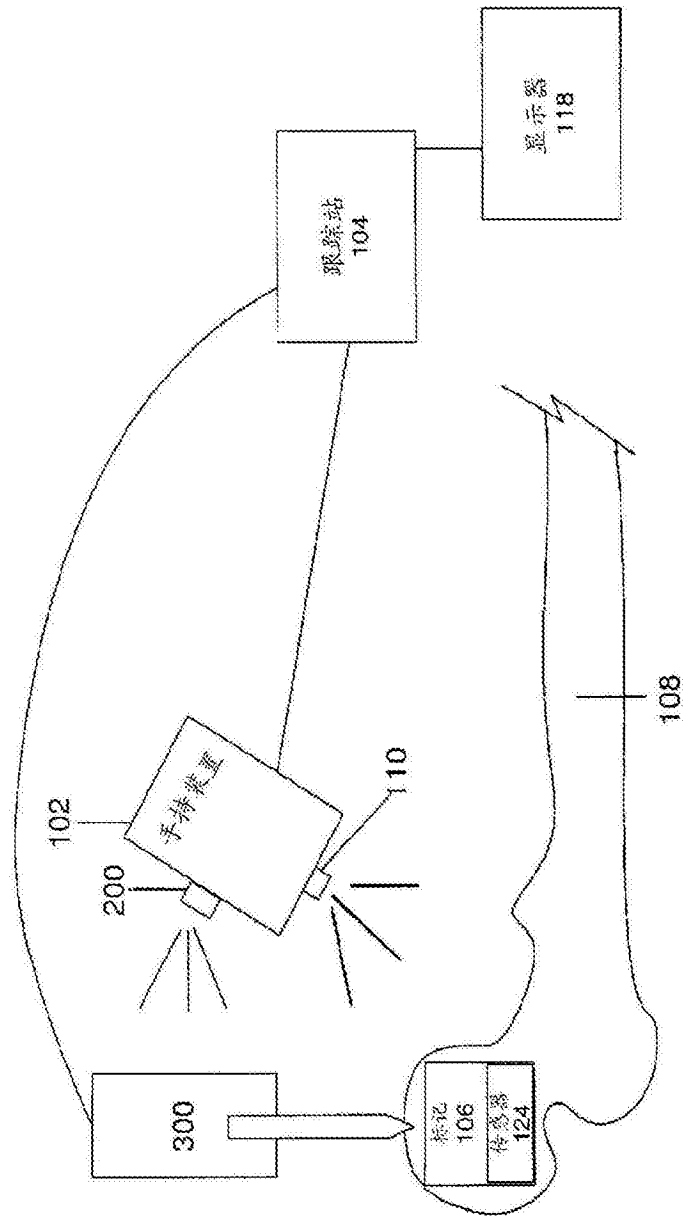


图5

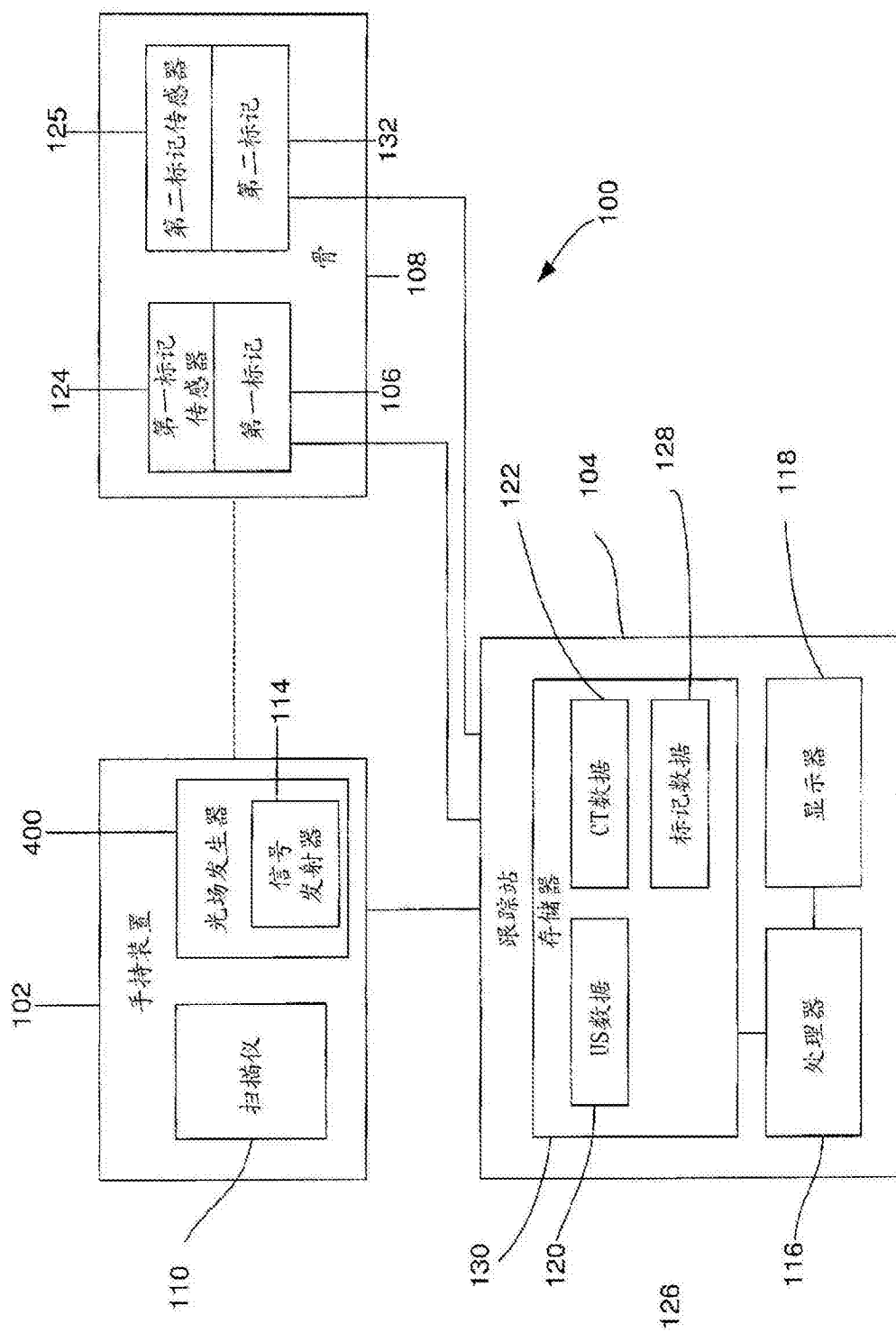


图6