



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109310399 A

(43)申请公布日 2019.02.05

(21)申请号 201780035129.8

(22)申请日 2017.06.06

(30)优先权数据

16173091.6 2016.06.06 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.12.06

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/063636 2017.06.06

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2017/211774 EN 2017.12.14

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 H·卡洛卢斯 J·塞内加

J·威斯

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

代理人 王英 刘炳胜

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/14(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

G06T 7/00(2017.01)

权利要求书3页 说明书14页 附图5页

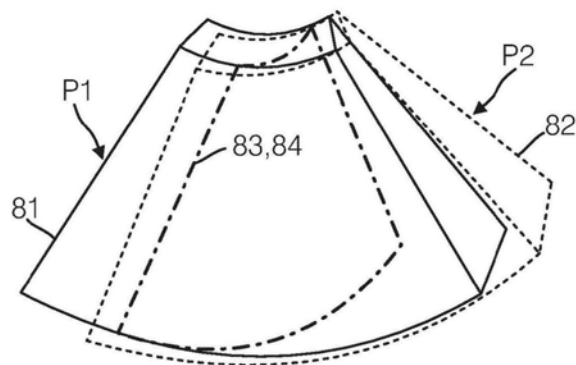
(54)发明名称

医学超声图像处理设备

(57)摘要

本发明涉及医学超声成像的领域,并且具体而言涉及一种支持2D超声图像的可再现采集的医学超声图像处理设备。提出了一种医学超声图像处理设备(10),其包括:第一接口(2),其用于接收体积区域的第一3D侦察超声图像(3)和第一2D超声图像(4);第二接口(5),其用于接收所述体积区域的第二3D侦察超声图像(6);以及处理单元(11),其被布置为执行以下步骤:确定所述第一2D超声图像的图像平面相对于所述第一3D侦察超声图像的取向(S73);在公共坐标系中将所述第一3D侦察超声图像与所述第二3D超声侦察图像配准(S75);基于所述第一3D侦察超声图像与所述第二3D侦察超声图像的所述配准以及所确定的所述第一2D超声图像的所述图像平面相对于所述第一3D侦察超声图像的取向,来确定所述第一2D超声图像的所述图像平面相对于所述公共坐标系的取向(S76);并且根据所述体积区域的所述第一2D超声图像的图像平面的取向,

来提供适于控制由超声探头对所述体积区域的第二2D超声图像的采集的控制信号(S77),其中,所述第二2D超声图像的图像平面的取向对应于所述体积区域的所述第一2D超声图像的所述图像平面的所确定的取向,其中,由所述超声探头对所述第二2D超声图像的所述采集是从与所述第二3D侦察超声图像的所述采集的所述位置相同的位置或者从相对于所述第二3D侦察超声图像的所述采集的所述位置的跟踪的位置进行的。



1. 一种医学超声图像处理设备(10),包括:

-第一接口(2),其用于接收体积区域的第一3D侦察超声图像(3)和第一2D超声图像(4);

-第二接口(5),其用于接收所述体积区域的第二3D侦察超声图像(6);以及

-处理单元(11),其被布置为执行以下步骤:

-确定所述第一2D超声图像的图像平面(83)相对于所述第一3D侦察超声图像的取向(S73);

-在公共坐标系中将所述第一3D侦察超声图像与所述第二3D侦察超声图像配准(S75);

-基于所述第一3D侦察超声图像与所述第二3D侦察超声图像的所述配准以及所述第一2D超声图像的所述图像平面相对于所述第一3D侦察超声图像的所确定的取向,来确定所述第一2D超声图像的所述图像平面相对于所述公共坐标系的取向(S76);并且

-根据所述体积区域的所述第一2D超声图像的所述图像平面的所述取向,来提供适于控制由超声探头对所述体积区域的第二2D超声图像的采集的控制信号(8)(S77),

其中,所述第二2D超声图像的图像平面(84)的取向对应于所述体积区域的所述第一2D超声图像的所述图像平面的所确定的取向,

其中,由所述超声探头对所述第二2D超声图像的所述采集是从与所述第二3D侦察超声图像的所述采集的位置相同的位置或者从相对于所述第二3D侦察超声图像的所述采集的位置的跟踪位置进行的。

2. 根据权利要求1所述的医学超声图像处理设备,

其中,所述第一3D侦察超声图像(3)和所述第一2D超声图像(4)是利用第一3D超声探头(14)从第一位置(P1)采集的图像;并且

其中,所述第二3D侦察超声图像(6)是利用第二3D超声探头(14')从第二位置(P2)采集的图像;并且

其中,所述控制信号(8)被提供用于基于所述控制信号从所述第二位置采集所述第二2D超声图像。

3. 根据权利要求1所述的医学超声图像处理设备,其中,所述处理单元(11)被布置为基于所述超声探头(14)的用于采集所述第一2D超声图像和所述第一3D侦察超声图像的控制参数来确定所述第一2D超声图像(4)的所述图像平面(83)相对于所述第一3D侦察超声图像(3)的所述取向。

4. 根据权利要求1所述的医学超声图像处理设备,其中,所述超声图像(3、4、6)中的至少一幅超声图像还包括指示超声探头(14)的用于采集所述超声图像的控制参数的元数据,所述控制参数特别是指示以下中的至少一项:采集增益、焦点、深度、缩放、位置、取向和波束转向参数。

5. 根据权利要求1所述的医学超声图像处理设备,其中,所述控制信号(8)指示所述超声探头(14')的用于采集所述第二2D超声图像的至少一个控制参数。

6. 根据权利要求1所述的医学超声图像处理设备,其中,配准的所述步骤(S75)包括在所述第一3D侦察超声图像和所述第二3D侦察超声图像中的解剖学分割。

7. 根据权利要求1所述的医学超声图像处理设备,其中,所述第二3D侦察超声图像(6)与所述第一3D侦察超声图像(3)的所述配准包括分别对所述第二3D侦察超声图像和所述第

一3D侦察超声图像的视场掩模内的图像内容的配准。

8. 根据权利要求1所述的医学超声图像处理设备,其中,所述配准包括确定所述第一3D侦察超声图像(3)与所述第二3D侦察超声图像(6)之间的交叠,特别是确定是否存在所述3D侦察超声图像的足够的交叠。

9. 根据权利要求1所述的医学超声图像处理设备,其中,所述第一2D超声图像和/或所述第二2D超声图像(4)的分辨率高于所述第一3D侦察超声图像(3)和/或所述第二3D侦察超声图像(6)的分辨率。

10. 根据权利要求1所述的医学超声图像处理设备,其中,所述处理单元(11)还被布置为确定所述第一2D超声图像(4)相对于所述第一3D侦察超声图像(3)和/或所述公共坐标系的位置,并且还布置为提供控制信号(8),所述控制信号适于控制由超声探头(14)根据所述体积区域的所述第一2D超声图像的所述位置对所述第二2D超声图像的采集。

11. 根据权利要求1所述的医学超声图像处理设备,还被布置为经由用户接口基于所述控制信号(8)来向超声医师提供用于采集所述第二2D超声图像的引导,特别是被布置为提供关于如何定位所述超声探头以采集所述第二2D超声图像的语音引导或图形引导。

12. 一种用于对体积区域成像的超声系统(100),包括:

-超声探头(14),其包括超声换能器阵列(26),所述超声换能器阵列被布置为采集对象(12)的超声图像;

-根据权利要求1所述的医学超声图像处理设备(10);以及

-探头控制器(31),其被布置为控制所述超声探头以基于由所述医学超声图像处理设备提供的所述控制信号(8)从与所述第二3D侦察超声图像的所述采集的位置相同的位置或者从相对于所述第二3D侦察超声图像的所述采集的位置的跟踪位置采集所述第二2D超声图像。

13. 一种医学图像处理方法,包括以下步骤:

-获得体积区域的第一3D侦察超声图像和第一2D超声图像;

-获得所述体积区域的第二3D侦察超声图像;

-确定所述第一2D超声图像的图像平面(83)相对于所述第一3D侦察超声图像的取向(S73);

-在公共坐标系中将所述第一3D侦察超声图像与所述第二3D侦察超声图像配准(S75);

-基于所述第一3D侦察超声图像与所述第二3D侦察超声图像的所述配准以及所述第一2D超声图像的所述图像平面相对于所述第一3D侦察超声图像的所确定的取向,来确定所述第一2D超声图像的所述图像平面相对于所述公共坐标系的取向(S76);并且

-提供适于控制由超声探头根据所述体积区域的所述第一2D超声图像的所述图像平面的所述取向对所述第二2D超声图像的采集的控制信号(S77),

其中,所述第二2D超声图像的图像平面(84)的取向对应于所述体积区域的所述第一2D超声图像的所述图像平面的所确定的取向,

其中,由所述超声探头对所述第二2D超声图像的所述采集是从与所述第二3D侦察超声图像的所述采集的位置相同的位置或者从相对于所述第二3D侦察超声图像的所述采集的位置的跟踪位置进行的。

14. 根据权利要求13所述的方法,还包括基于所述控制信号利用所述超声探头来采集

所述体积区域的所述第二2D超声图像的步骤(S78)。

15. 一种包括程序代码模块的计算机程序,当所述计算机程序在计算机上被执行时,所述程序代码模块用于使计算机执行根据权利要求13所述的方法的步骤。

## 医学超声图像处理设备

### 技术领域

[0001] 本发明总体涉及医学成像的领域。具体而言，本发明涉及一种用于支持2D超声图像的可再现采集的医学超声图像处理设备。本发明还涉及相应的方法和超声系统。再另外，本发明涉及包括程序代码模块的计算机程序，所述程序代码模块用于使计算机执行所述方法的步骤。

### 背景技术

[0002] 医学超声成像通常是动态检查，其中，超声探头由医师在感兴趣的区域上手动移动。因此，不同于诸如CT或MRI的成像模态，其中，如果对象被定位为具有相对于成像系统的已知取向，超声检查强烈地取决于执行检查的医师。例如，可以基于不同医师拍摄的图像将同一结构（例如器官或肿瘤）分类为具有不同的尺寸。在临床实践中，这种测量通常基于2D超声图像来执行。

[0003] US 2006/0020204 A1公开了一种用于三维空间管理和超声数据的可视化的系统和方法。不是将超声图像可视化为2D图像，而是建议将已经采集的超声图像可视化为特定3D空间内的在位置和取向上定位的切片。

### 发明内容

[0004] 本发明的一个目的是提供一种支持2D超声图像的更一致和/或可靠采集的设备和方法。

[0005] 在本明的第一方面中，提出了一种医学图像处理设备，其包括：

[0006] -第一接口，其用于接收体积区域的第一3D侦察超声图像和第一2D超声图像；

[0007] -第二接口，其用于接收所述体积区域的第二3D侦察超声图像；以及

[0008] -处理单元，其用于执行以下步骤：

[0009] -确定所述第一2D超声图像的图像平面相对于所述第一3D侦察超声图像的取向；

[0010] -在公共坐标系中将所述第一3D侦察超声图像与所述第二3D侦察超声图像配准；

[0011] -基于所述第一3D侦察超声图像与所述第二3D侦察超声图像的所述配准以及所述第一2D超声图像的所述图像平面相对于所述第一3D侦察超声图像的所确定的取向，来确定所述第一2D超声图像的所述图像平面相对于所述公共坐标系的取向；并且

[0012] -根据所述体积区域的所述第一2D超声图像的所述图像平面的取向，来提供适于控制由超声探头对所述体积区域的第二2D超声图像的采集的控制信号，

[0013] 其中，所述第二2D超声图像的图像平面的取向对应于所述体积区域的所述第一2D超声图像的所述图像平面的所确定的取向，

[0014] 其中，由所述超声探头对所述第二2D超声图像的所述采集是从与所述第二3D侦察超声图像的所述采集的位置相同的位置或者从相对于所述第二3D侦察超声图像的所述采集的所述位置的跟踪的位置进行的。

[0015] 在本明的第二方面中，提出了一种医学图像处理方法，在所述方法包括以下步骤：

- [0016] -获得(即,接收或检索)体积区域的第一3D侦察超声图像和第一2D超声图像;
- [0017] -获得(即,接收或检索)所述体积区域的第二3D侦察超声图像;
- [0018] -确定所述第一2D超声图像的图像平面相对于所述第一3D侦察超声图像的取向;
- [0019] -在公共坐标系中将所述第一3D侦察超声图像与所述第二3D侦察超声图像配准;
- [0020] -基于所述第一3D侦察超声图像与所述第二3D侦察超声图像的所述配准以及所述第一2D超声图像相对于所述第一3D侦察图像的所述图像平面的所确定的取向,来确定所述第一2D超声图像的所述图像平面相对于所述公共坐标系的取向;并且
- [0021] -根据所述体积区域的所述第一2D超声图像的所述图像平面的取向,来提供适于控制由超声探头对所述体积区域的第二2D超声图像的采集的控制信号,
- [0022] 其中,所述第二2D超声图像的图像平面的取向对应于所述体积区域的所述第一2D超声图像的所述图像平面的所确定的取向,
- [0023] 其中,由所述超声探头对所述第二2D超声图像的所述采集是从与所述第二3D侦察超声图像的所述采集的位置相同的位置或者从相对于所述第二3D侦察超声图像的所述采集的所述位置的跟踪的位置进行的。
- [0024] 在本发明的另一方面中,提出了一种用于对体积区域进行成像的超声系统,所述系统包括:
- [0025] -超声探头,其包括超声换能器阵列,所述超声换能器阵列被布置为采集对象的超声图像;
- [0026] -上述医学超声图像处理装设备;以及
- [0027] -探测器控制器,其被布置为控制所述超声探头以基于由所述医学超声图像处理设备提供的控制信号来从与所述第二3D侦察超声图像的所述采集的位置相同的位置或者相对于所述第二3D侦察超声图像的所述采集的位置的跟踪的位置来采集第二2D超声图像。
- [0028] 在本发明的又一个方面中,提供了一种对应的计算机程序,所述计算机程序包括程序代码模块,所述程序代码模块用于,当所述计算机程序在计算机上执行时,令所述计算机执行本文中公开的方法的步骤,并且提供了一种在其中存储有计算机程序产品的非瞬态计算机可读记录介质,所述计算机程序产品当由计算机处理器运行时,使本文公开的方法被执行。
- [0029] 在从属权利要求中限定了本发明的优选实施例。应当理解,请求保护的方法、系统、处理器、计算机程序和介质与请求保护的并且如特别是在从属权利要求中定义并且在本文中公开的设备可以具有相似和/或相同的优选实施例。
- [0030] 本发明基于使用3D侦察超声图像来建立第一2D超声图像与第二2D超声图像之间的对应关系的想法。本文提出的解决方案对于提供来自第一初始2D超声检查和第二次随诊2D超声检查的可比较2D超声图像特别有利。
- [0031] 可以将所述第一3D侦察超声图像与所述第二3D侦察超声图像配准以确定它们的相对位置和取向。因此,基于所述第一2D超声图像相对于所述第一3D侦察超声图像的相对位置和取向,并且还基于所述第一3D侦察超声图像相对于所述第二3D侦察超声图像的相对位置和取向,可以计算用于相对于所述第二3D侦察超声图像采集所述第二2D超声图像的相对位置和取向,使得所述第二2D超声图像的所述位置和取向对应于所述第一2D超声图像相对于检查的体积区域的位置和取向。换句话说,可以采集具有与初始2D超声图像相同视场

的第二随诊2D超声图像。

[0032] 在传统的2D超声系统中,一致且可再现的2D超声图像的采集是具有挑战性的并且很大程度上依赖于执行检查的医师如何定位手持式超声探头。然而,如果随诊检查的视角不一样,那么测量结果也可能不相同,并且它们之间的比较是不可靠的。在当前的临床实践中,初始和随诊超声图像之间的小的偏差因此通常归因于测量不准确性。因此需要实现更准确的测量。例如,尽管病变的尺寸变化的早期检测可以改变治疗方案以有利于患者。

[0033] 为了绕过该挑战,本文提出采用第一3D侦察超声扫描和第二3D侦察超声扫描来对齐第一2D超声图像和要采集的第二2D超声图像。3D超声因为其不伤害患者并且快速地被采集,例如,在1/10秒,因此是可行的。第一3D侦察超声图像和第一2D超声图像可以与指示其相对位置和/或取向的信息或数据一起存储。该数据可以由图像处理设备与第一3D侦察超声图像和第一2D超声图像一起接收。例如,可以存储第一2D超声图像相对于所述第一3D侦察超声图像的坐标和取向。替代地或者另外地,可以存储用于利用3D超声探头采集第一2D超声图像和第一3D侦察超声图像的控制参数。当需要具有相同视图的第二随诊2D超声图像时,采集第二3D侦察超声扫描并将其与第一初始3D侦察超声图像配准。通过它们的对应关系以及第一初始2D超声图像相对于所述第一3D侦察超声图像的相对取向和/或位置的知识,可以推导出用于采集第二后续2D超声图像的相应控制信号,并且可以获得具有与初始2D超声图像相同视图的随诊2D超声图像。

[0034] 因此,所提出的解决方案可以支持利用超声系统更一致和/或可靠地采集2D超声图像。通过根据体积区域的第一2D超声图像的图像平面的取向提供用于采集第二2D超声图像的控制信号,所提出的医学图像处理装置因此能够在随诊检查中根据先前检查中的2D切片来采集2D切片。

[0035] 作为进一步的优点,可以减少医师采集一致的随诊超声图像所需的时间。因此,代替采集整个高分辨率3D超声扫描,采集具有降低的分辨率的3D侦察超声图像并且然后采集对应于初始第一2D超声图像的特定感兴趣随诊2D超声图像就足够了。

[0036] 还应该注意的,特别是对于诸如检查跳动的心脏之类的时间紧迫的检查,高分辨率3D扫描可能不够快。在这种情况下,将需要额外的技术,例如门控采集。因此,本文提出的解决方案的另一个优点是可以降低复杂性。

[0037] 作为进一步的优点,可以支持训练较少的医师来采集可比较的随诊2D超声图像。例如,第一2D超声图像和第一3D侦察超声图像可能已由高素质专家采集,而随诊超声图像可能由助手采集。

[0038] 一般而言,第一(侦察)超声图像可以指初始检查,第二(侦察)超声图像可以指随诊检查。随诊检查可以在稍后的时间点进行,例如在初始检查后几周或几个月,以评估愈合过程或疾病的进展。例如,在初始检查时一起采集第一3D侦察超声图像和第一2D超声图像,而随后在随诊检查中采集第二3D侦察超声图像和第二2D超声图像。

[0039] 第一超声图像和第二超声图像可以是利用相同或不同的超声系统采集的图像。例如,可以在医院采集初始超声图像,而在私人实践中采集第二超声图像。例如,可以从诸如电子健康记录(EHR)的数据库获得第一超声图像。

[0040] 应当理解,第一接口和第二接口可以是相同的接口,例如单个硬件接口,也可以是不同的接口。例如,第一接口和第二接口可以是一个公共数据接口,即用于接收体积区域的

第一3D侦察超声图像、第一2D超声图像和第二3D侦察超声图像的接口。在一个实施例中，第一接口可以是例如用于接收第一3D侦察超声图像和第一2D超声图像的数据网络接口，而第二接口可以是用于直接从超声采集单元接收数据的接口。第一接口可以以功能性方式看作来自初始检查的指示数据，而第二接口指示来自随诊检查的数据。

[0041] 可以通过机械地转向的阵列或电子地采集3D超声图像。可以通过2D超声换能器阵列实现电子转向。替代地，可以使用1D超声换能器阵列的机械转向来采集3D超声图像。

[0042] 这里使用的3D侦察超声图像是指3D超声图像，特别是具有比2D超声图像更低分辨率的3D超声图像。有利地，可以使用较低分辨率的第一和/或第二3D超声图像来提供快速的采集时间。当对诸如心脏的运动器官进行成像时，这是特别有利的。可以以更高的分辨率采集第一和/或第二2D超声图像。

[0043] 图像配准是医学成像中的常用术语，用于确定两幅2D或3D图像相对于彼此的相对位置和/或取向。可以参考WO 2002/16963 A2和其中引用的额外的公开内容。例如，可以通过边缘检测和分割算法来识别对应的图像区域。

[0044] 公共坐标系可以指代第一3D侦察超声图像或第二3D侦察超声图像的坐标系或任意定向的坐标系，通常是可以用作参考的任何坐标系。超声图像相对于彼此的相对取向很重要。

[0045] 在一个实施例中，第一3D侦察超声图像和第一2D超声图像可以是利用第一3D超声探头从第一位置采集的图像。第二3D侦察超声图像可以是利用第二3D超声探头从第二位置采集的图像，例如在重新定位超声探头之后或在随诊检查中。因此，第一3D超声探头和第二3D超声探头可以指代相同或不同的超声探头。在采集第二3D侦察超声图像之后，然后可以基于根据所述第二位置的所述控制信号来提供用于第二2D超声图像的采集的控制信号。有利地，超声探头基本上不在相应的3D侦察超声图像和对应的2D超声图像之间移动。因此，所述第一3D侦察超声图像和所述第一2D超声图像是从相同的第一位置采集的图像。相应地，所述第二3D侦察超声图像和所述第二2D超声图像将有利地从第二位置采集。该实施例的优点在于，可以基于用于采集所述超声图像的超声系统的系统参数（例如，例如波束转向参数）来确定所述第一2D超声图像相对于所述第一3D侦察超声图像的位置和/或取向。因此，不需要跟踪超声探头的位置—即使在替代或补充方案中这也是可能的。有利地，例如当具有带有矩阵换能器的3D超声系统时，用于采集第二2D超声图像的图像平面的位置和/或取向可以电子地设置，即，通过电子波束转向。应该理解，处理单元可以被相应地布置。一般而言，相应的2D和3D超声图像必须被存储并且将与指示它们相对于彼此的相对位置和/或取向的数据一起被接收。

[0046] 在一个改进中，例如，如果超声探头在采集3D侦察超声图像和2D超声图像之间稍微移动，则仍然可以确定2D超声图像相对于3D侦察超声图像的位置和/或取向，例如，借助于配准。此外，可以针对附近的任何后续采集的2D超声图像存储这样的信息。通过这种方式，一幅3D侦察超声图像可以用作若干2D超声图像的基础。

[0047] 在一个实施例中，所述处理单元可以被布置为基于所述超声探头的用于采集所述第一2D超声图像和所述第一3D侦察超声图像的控制参数来确定所述第一2D超声图像的所述图像平面相对于所述第一3D侦察超声图像的取向。用于采集相应的2D和3D超声图像的控制参数可以指示所述超声图像相对于超声探头的取向和/或位置。如果从相同位置采集超

声图像,即超声探头基本上没有移动,则可以从超声探头的控制参数导出2D超声图像和3D侦察超声图像的相对位置和/或取向。特别地,这样的控制参数可以包括波束转向参数,特别是用于电子波束转向。相应地,处理单元的控制信号可以提供用于采集第二2D超声图像的一个或多个控制参数,例如用于在相对于3D侦察超声图像的期望的方向和/或位置并且与第一2D超声图像的取向和/或位置相对应地采集第二2D超声图像的波束转向参数。替代地或另外地,还可以基于2D到3D配准来确定第一2D超声图像的图像平面相对于所述第一3D侦察超声图像的取向和/或位置。如果控制参数信息不可用或不足,这尤其有用。还可以组合这些技术以进一步改善性能。

[0048] 在一个实施例中,超声图像中的至少一幅还可以包括指示超声探头的针对采集所述超声图像的控制参数的元数据,特别是指示采集增益、焦点、深度、缩放、位置、取向和波束转向参数中的至少一个。该实施例的优点在于,所述一个或多个控制参数可以与超声图像数据一起直接存储。替代地或者另外地,医学图像处理设备可以经由接口分别接收关于一个或多个控制参数(也称为系统参数)的数据。

[0049] 在一个实施例中,由所述处理单元提供的控制信号可以指示用于采集所述第二2D超声图像的超声探头的至少一个控制参数。例如,所述控制信号可以指示采集增益、焦点、深度、缩放、位置、取向和波束转向参数中的至少一个。由此,可以控制超声探头以采集第二2D超声图像,该第二2D超声图像提供与第一2D超声图像相对应的视图。替代地,控制信号还可以提供控制信号,该控制信号指示要相对于所述第二3D侦察超声图像采集的期望的第二2D超声图像的相对位置和/或取向。超声探头的控制参数,特别是用于波束控制的控制参数可以由此基于可选的中间实体(例如探头或换能器控制器)来计算。

[0050] 在一个实施例中,配准的所述步骤可以包括在所述第一3D侦察超声图像和所述第二3D侦察超声图像中的解剖学分割。所述公共坐标系的定义可以基于所述解剖结构分割。该实施例的优点在于可以将解剖特征作为用于确定所述第一3D侦察超声图像和所述第二3D侦察超声图像的相对位置和取向的参考。

[0051] 在一个实施例中,所述第二3D侦察超声图像与所述第一3D侦察超声图像的配准可以包括分别在所述第二3D超声图像和所述第一3D超声图像的视场掩模内的图像内容的配准。该实施例的优点在于,不是考虑整幅超声图像用于配准而是仅考虑如由视场掩模所指示的相关区域内的图像内容。因此,可以比较和配准图像内容而不是视场锥。视场锥可以由超声探头提供的典型三角形或金字塔形视锥。

[0052] 在一个实施例中,所述配准可以包括确定所述第一3D侦察超声图像与所述第二3D侦察超声图像之间的交叠,特别是确定是否存在所述3D超声图像的足够的交叠。因此,可以确定用于所述3D超声图像的配准的足够的交叠。另一个优点是,如果确定不充分的交叠,则可以由图像处理设备生成警告信号。因此,可以经由用户接口来提供警告消息,例如通过独立的或者超声系统的已经存在的用户接口,并且用户可以相应地重新定位超声探头。有利地,可以基于所确定的交叠向用户提供关于如何定位超声探头的引导。例如,可以指示用户沿特定方向移动或倾斜超声探头。例如,可以通过具有关于如何定位探头的实时反馈的语音引导和/或通过图形用户接口来提供这种引导。图形用户接口可以有利地显示超声探头的当前位置和目标位置和/或需要哪些探头位移。

[0053] 在一个改进中,可以迭代地采集一系列3D侦察超声图像,直到找到足够的交叠。因

此,图像处理设备可以被布置为提供用于迭代采集3D侦察超声图像的控制信号。如果检测到足够的交叠,则可以经由用户接口相应地通知用户。

[0054] 在一个实施例中,所述第一2D超声图像和/或所述第二2D超声图像的分辨率可以高于所述第一3D侦察超声图像和/或所述第二3D侦察超声图像的分辨率。例如,超声系统可以被布置为以比相应的3D侦察超声图像更高的分辨率来采集2D超声图像。已经发现,较低分辨率的3D侦察超声图像对于配准可以是足够的。然后可以将更高分辨率的2D超声图像用于实际临床诊断。该实施例的优点在于,特别地,除了第一2D超声图像之外,可以快速地采集第一3D侦察超声图像。例如,3D超声侦察图像的采集可能只需要1/10秒。因此,在超声系统的操作者冻结屏幕以用于2D超声图像的详细分析的时间期间,可以执行用于采集具有降低的分辨率的3D侦察超声图像的后台处理,基本上没有时间损失。

[0055] 在一个实施例中,所述处理单元还可以被布置为确定所述第一2D超声图像相对于所述第一3D侦察超声图像和/或所述公共坐标系的位置,并且还布置为提供控制信号,所述控制信号适于由所述超声探头根据所述体积区域的所述第一2D超声图像的所述位置来控制对所述第二2D超声图像的采集。应当理解,第二2D超声图像的位置和取向可以对应于第一2D超声图像的位置和取向。因此,处理单元可以被布置为考虑每个相应步骤中的位置和取向。有利地,因此在第一和第二2D超声图像中的相同位置处示出相同的结构。

[0056] 在一个实施例中,医学图像处理设备,特别是处理单元,可以被布置为通过用户接口基于所述控制信号向超声医师提供用于采集第二2D超声图像的引导。特别地,可以基于用于根据第一2D超声图像采集第二2D超声图像的控制信号,经由用户接口向超声医师提供关于如何定位超声探头的语音引导或图形引导。例如,可以经由人机接口(HMI)向超声医师提供关于如何定位超声探头以便与第一2D超声图像相对应地采集第二2D超声图像的反馈。例如,可以提供对超声医师的引导,用于通过语音引导来采集随诊2D超声图像,有利地具有关于如何定位探头和/或图形显示器的实时反馈。这种引导可以有利地指示超声探头的当前位置和目标位置和/或需要哪些探头位移。例如,可以在图形用户上提供指示第一3D侦察超声图像和第二3D侦察超声图像的配准的配准信息,例如可以在图形用户接口上提供3D侦察超声图像相对于彼此的位置和/或取向,以作为对超声医师针对以探头位置和/或取向在第一次采集与第二次采集之间更好地对应的方式移动超声探头的帮助。

[0057] 在一个实施例中,前述方法可以还包括基于所述控制信号利用超声探头来采集体积区域的第二2D超声图像的步骤。相应地,该方法可以还包括前面采集第一2D超声图像和第一3D侦察超声图像(例如在初始第一检查中)的步骤,以及在随诊检查中采集第二3D侦察超声图像(例如紧接在基于所述控制信号采集第二2D超声图像之前)的步骤。

[0058] 应当理解,所采集的超声图像或者更准确地超声图像数据可以由处理单元获得和处理。如在本文中所使用的,术语获得可以指接收或检索数据。例如,医学超声图像处理设备接收先前已经利用超声探头采集的超声图像数据。还可以从诸如电子健康记录(EHR)、医院信息系统(HIS)或图片存档及通信系统(PACS)的存储单元或数据库主动检索这样的数据。有利地,第一2D超声图像和第一3D侦察超声图像与指示其相对位置和/或取向的数据一起存储在数据库中。当执行随诊检查时,可以访问、接收该信息并将其用于确定控制信号,以便一致且可靠地采集第二2D超声图像。

## 附图说明

[0059] 参考下文描述的实施例,本发明的这些和其他方面将变得显而易见并得以阐述。在附图中:

[0060] 图1示出了在使用中扫描患者的身体的部分的超声成像系统的示意性表示;

[0061] 图2示出了具有阵列换能器的超声成像系统的实施例的示意性框图;

[0062] 图3示出了包括根据本发明的一个方面的医学图像处理设备的超声系统的简化示意框图;

[0063] 图4示出了根据本发明的一个方面的医学图像处理方法的第一实施例的流程图;

[0064] 图5示出了相应的2D和3D超声图像相对于彼此的取向的第一示意图;

[0065] 图6示出了相应的2D和3D超声图像相对于彼此的取向的第二示意图;并且

[0066] 图7示出了所提出的用于支持2D超声图像的可再现采集的工作流程的流程图。

## 具体实施方式

[0067] 在参考根据本发明的一个方面医学超声图像处理设备10之前,将参考图1和图2来解释超声系统100的基本原理。

[0068] 图1示出了超声系统100的示意性图示,特别是医学三维(3D)超声成像系统。超声成像系统100被应用于随时间检查解剖部位的体积,特别是患者12的解剖部位。超声系统100包括超声探头14,超声探头14具有至少一个换能器阵列,所述至少一个换能器阵列具有用于发射和/或接收超声波的多个换能器元件。在一个范例中,换能器元件中的每个可以以特定脉冲持续时间的至少一个发射脉冲的形式发射超声脉冲,特别是多个相继的发射脉冲。换能器元件优选地被布置在二维阵列中,特别是用于提供多平面或三维图像。

[0069] 三维超声系统的特定范例是由申请人所售卖的CX40Compact Xtreme超声系统,特别是与申请人的X6-1或X7-2t TEE换能器一起,或者使用申请人的xMatrix技术的其他换能器。一般而言,如在飞利浦iE33系统中找到的矩阵换能器系统或如在例如飞利浦iU22和HD15系统中找到的3D/4D换能器技术,可以结合本发明应用。

[0070] 3D超声扫描通常包括发射照射身体内的特定体积(其可以称为目标体积或体积区域)的超声。这可以通过以多个不同的角度发出超声来实现。然后通过接收并处理反射的获得体积数据的集合。体积数据的所述集合是随时间的身体内的目标体积的表示。由于时间通常被表示为第四维度,因而递送随时间的3D图像序列的这样的超声系统100,有时也被称为4D超声成像系统。

[0071] 应该理解,超声探头14可以以非侵入的方式被使用(如在图1中所示)或者如通过在TEE中进行的以侵入式方式使用(未明确示出)。超声探头14可以由系统的用户手持,例如医务人员或医师。超声探头14被应用于患者12的身体,从而提供解剖部位(特别是患者12的解剖学对象)的图像。

[0072] 另外,超声系统100可以包括图像重建单元16,其控制经由超声系统100的3D图像序列的提供。如以下将进一步解释,不仅可以控制经由超声探头14的换能器阵列的数据采集,而且控制从由超声探头14的换能器阵列接收的超声束的回波的形成3D图像序列的信号和图像处理。

[0073] 超声系统100可以还包括用于向用户显示3D图像序列的显示器18。再另外,可以提

供输入设备20,其可以包括按键或者键盘22,以及另外的输入设备,例如轨迹球24。输入设备20可以被连接到显示器18或者直接连接到图像重建单元16。

[0074] 图2图示了超声系统100的示意性方框图。超声探头100可以例如包括CMUT换能器阵列26。换能器阵列26可以备选地包括由诸如PZT或PVDF的材料形成的压电换能器元件。换能器阵列26是能够在三维中进行扫描或者用于3D成像的换能器元件的一维或二维阵列。换能器阵列26被耦合到探头中的微波束形成器26,其控制由CMUT阵列单元或压电元件进行的信号发射或接收。微波束形成器能够对由换能器元件的组或“面片”接收的信号的部分波束形成,如在美国专利5997479 (Savord等人), 6013032 (Savord), 以及6623432 (Powers等人) 中所描述。微波束形成器28可以由探头线缆耦合到发射/接收(T/R)开关30,其在发射和接收之间进行切换并且在微波束形成器28不被使用并且换能器阵列26由主波束形成器34直接操作时保护微波束形成器免受高能量发射信号损坏。在微波束形成器28的控制下的从换能器阵列的超声束的发射由通过T/R开关30耦合到微波束形成器28和主波束形成器34的换能器控制器32指示,其从用户对用户接口或控制面板22的操作接收输入。由换能器控制器32控制的功能之一是波束被转向和聚焦的方向。波束可以被转向为从换能器阵列26垂直向前(垂直于换能器阵列26),或者以不同的角度用于更宽的视场。换能器阵列32可以被耦合以控制针对CMUT阵列的DC偏置控制器58。DC偏置控制器58设置被应用到CMUT单元的(一个或多个)偏置电压。

[0075] 由微波束形成器26产生的部分波束形成的信号在接收时被耦合到主波束形成器34,其中,来自换能器元件的个体面片的部分波束形成的信号被组合为完全波束形成的信号。例如,主波束形成器34可以具有128个通道,其中的每个接收来自CMUT换能器单元或压电元件的数十或者数百的部分波束形成的信号。以此方式,由换能器阵列26的数千个换能器元件接收到的信号可以有效地贡献于单个波束形成的信号。

[0076] 波束形成的信号被耦合到信号处理器36。该信号处理器36可以以各种方式处理接收到的回波信号,例如,带通滤波,取样、I和Q分量分离、谐波信号分离,其用于分离线性与非线性信号从而使得能够识别从组织或已经预先施予到患者12的身体的造影剂中包括的微泡返回的非线性(基频的高阶谐波)回波信号。处理器36还可以执行的信号增强,例如纹波降低、信号复合、以及噪声消除。信号处理器36中的带通滤波器可以是跟踪滤波器,其中,其通带随着回波信号从增加的深度被接收而从较高的频带滑落到较低的频带,从而拒绝来自更大尝试的较高频率片的噪声,其中,这些频率没有解剖信息。

[0077] 经处理的信号可以被传输到B模式处理器38和多普勒处理器40。B模式处理器38对接收到的超声信号的幅度的检测,用于对身体中的结构(例如身体中的器官的组织 and 血管)进行成像。身体的结构的B模式处理器可以以谐波图像模式或者基波图像模式或者两者的组合来形成,如在美国专利6283919 (Roundhill等人) 和美国专利6458083 (Jago等人) 中所描述。

[0078] 多普勒处理器40可以处理来自组织运动和血液流动的时间上分立的信号,用于检测物质的运动,例如图像场中的血细胞的流动。多普勒处理器40通常包括壁滤波器,其具有可以被设置为和/或拒绝从身体中的选定类型的材料返回的回波参数。例如,壁滤波器可以被设置为通带特性,其他来自较高速度的材料的具有相对低的幅度的信号通过而来自较低或零速度材料的相对强的信号。该通带特性将使来自流动的血液的信号通过而拒绝来

自附近的固定的或缓慢移动的目标(例如心脏的壁)的信号。相反的特性将使来自心脏的移动的组织信号通过而拒绝血液流动信号,其被称为组织多普勒成像,检测和描绘组织的运动。多普勒处理器40可以接收和处理来自图像场中的不同的点的时间上分立的回波信号的序列,来自特定点的回波的序列称为系集。在相对短的间隔中快速相继地接收的回波的系集可以被用于估计流动的血液的多普勒偏移,其具有多普勒频率到速度的相关,指示血流速度。在较长地时间段上接收到回波的系集被用于估计较慢地流动的血液或者较慢地移动的组织的速度。

[0079] 由B模式和多普勒处理器38、40产生的结构和运动信号然后可以被传输到扫描转换器44以及多平面重新格式化器54。扫描转换器44以期望的图像格式来根据回波信号被接收的空间关系来布置回波信号。例如,扫描转换器44可以将回波信号布置为二维扇区形格式,或者锥体三维(3D)图像。扫描转换器44可以将具有对应于图像场中的点的运动的颜色B模式结构图像与它们的多普勒估计的速度叠加以产生彩色多普勒图像,其描绘图像场中的组织的运动和血液流动。多平面重新格式化器54将从身体的体积区域中的共同平面中的点接收到的回波转换为该平面的超声图像,如在美国专利6443896(Detmer)中所描述。体积绘制器52将3D数据集的回波信号随时间转换成如从给定参考点所看到的投影的3D图像序列56,如在美国专利6530885(Entrekin等人)中所描述。3D图像序列56被从扫描转换器44、多平面重新格式化器54、以及体积绘制器52传输到图像处理器42用于进一步增强、缓存和临时存储,以在显示器18上显示。除了被用于成像之外,由多普勒处理器40产生的血液流动值以及由B模式处理器38产生的组织结构信息可以被传输到量化处理器46。量化处理器46可以产生不同的流动状况的度量,例如,血流的体积率以及结构的测量结果,如器官的尺寸和胎龄。量化处理器46可以接收来自用户控制面板22的输出,例如,要进行测量的图像的解剖结构中的点。来自量化处理器46的输出数据可以被传输到图像处理器50以产生测量结果图像和值,其中,图像在显示器18上。图形处理器50也可以生成图形叠加以用于与超声图像一起显示。这些图形叠加可以包括标准识别信息,例如图像的患者姓名、日期和时间、成像参数等等。出于这些目的,图形处理器50可以接收来自用户接口2的输出,例如患者名字。用户接口22可以被耦合到发射控制器32以控制来自换能器阵列26的超声信号的生成并且因此由换能器阵列和超声系统产生的图像。用户接口22也可以被耦合到多平面重新格式化器54以选择和控制多个经多平面重新格式化的(MPR)的图像的平面,其可以被用于执行MPR图像的图像场中的量化的度量。

[0080] 再次,应该指出,前述超声系统100仅被解释为用于应用所述医学超声图像处理设备10一个可能的范例。应该指出,前述超声系统100不必包括前面解释的所有部件。另一方面,如果必要的话,超声系统100可以还包括另外的部件。再另外,应该指出,前述部件中的多个不一定必须被实现为硬件,而是可以实现为软件部分。前述部件中的多个也可以被包括在共同的实体中或者甚至在单个实体中并且不必全部被实现为独立的实体,如在图2中示意性地示出。

[0081] 图3示出了包括根据本发明的一个方面的医学超声图像处理设备10的超声系统100的简化示意框图。图像处理设备10接收例如来自初始检查的体积区域的第一3D侦察超声图像3和第一2D超声图像4,以及例如来自当前随诊检查的体积区域的第二3D侦察超声图像6,作为输入。作为输出,图像处理设备10根据所述体积区域的所述第一2D超声图像4的图

像平面的取向,来提供适于控制由超声探头14对所述体积区域的第二2D超声图像的采集的控制信号8。

[0082] 由于手持式采集超声图像,其中,超声探头14由医师手动定位,初始检查期间超声探头14的位置P1通常与体积区域的随诊检查期间超声探头14'的位置P2不同。这在图1中示例性地示出。因此,如在图5中所示,来自第一位置P1的第一3D侦察超声扫描的金字塔视锥81可以与来自第二位置P2的第二3D侦察超声扫描的金字塔视锥82不同。图5中的三角形视锥83指示第一2D超声图像相对于所述第一3D侦察超声图像和所述第二3D侦察超声图像的位置和取向。

[0083] 再次参考图3,可以从存储器单元或数据库60获得体积区域的第一3D侦察超声图像3和第一2D超声图像4。在有利的实施例中,存储器单元可以是诸如医院的PACS(图片存档及通信系统)、基于云的数据库的数据库或者超声设备内的本地存储单元。这样的数据库60也可以在如图1和图2所示的系统中提供。相应的第一2D超声图像和第一3D侦察超声图像与指示它们相对于彼此的相对位置和/或取向的数据一起被存储。第一3D侦察超声图像和第一2D超声图像可以是利用3D超声探头从第一位置采集的图像。第一2D超声图像相对于所述第一3D侦察超声图像的位置和取向可以例如根据超声探头的针对采集第一2D超声图像和第一3D侦察超声图像的控制参数来确定。控制参数可以包括采集增益、焦点、深度、缩放、位置、取向和/或波束转向参数中的一个或多个。

[0084] 系统100还包括超声探头14,超声探头14包括超声换能器阵列26,超声换能器阵列26被布置为采集对象12的超声图像。超声探头14可以是例如参考图1和图2所描述的超声探头。超声探头14将第二3D侦察超声图像6作为另外的输入提供给医学超声图像处理设备10。

[0085] 医学超声图像处理设备10包括:第一接口2,其用于接收对象12的体积区域的第一3D侦察超声图像3和第一2D超声图像4;第二接口5,其用于接收所述体积区域的第二3D侦察超声图像6;以及处理单元11,其被布置为执行以下步骤:确定第一2D超声图像4的图像平面相对于所述第一3D侦察超声图像3的取向;在公共坐标系中将所述第一3D侦察超声图像6与所述第二3D侦察超声图像配准;基于所述第一3D侦察超声图像所述第二3D侦察超声图像4、6配准以及所确定的所述第一2D超声图像4对于所述第一3D侦察超声图像3所述图像平面的取向,来确定所述第一2D超声图像3的所述图像平面相对于所述公共坐标系的取向;并且根据所述体积区域的所述第一2D超声图像4的图像平面的取向,来提供适于控制由超声探头14对所述体积区域的第二2D超声图像的采集的控制信号8,其中,所述第二2D超声图像4的图像平面的取向对应于所述体积区域的所述第一2D超声图像的所述图像平面的所确定的取向。可以经由图像处理设备10的输出部7来提供控制信号8。

[0086] 所述系统可以任选地还包括探头控制器31,该探头控制器31被布置为基于由所述医学超声图像处理设备10提供的控制信号8来控制所述超声探头14以采集第二2D超声图像。替代地,所述控制信号8可以适于直接控制所述超声探头14。

[0087] 有利地,所述第二3D侦察超声图像是利用3D超声探头14从第二位置采集的图像。由于测量的速度快,例如,如1/10秒,因而可以假定,超声探头14在第二3D侦察超声图像的采集与所述第二2D超声图像之间没有重新定位。因此,可以在从相同的第二位置采集第二2D超声图像的假设或边界条件下提供控制信号8以用于采集第二2D超声图像。控制信号可以指示超声探头的要用于采集第二2D超声图像的控制参数,例如波束转向参数。因此,可以

电子地设置或电子地操纵用于采集第二2D超声图像的图像平面的取向,并使其与所确定的第一2D超声图像的图像平面的取向相对应。再次参考图5,第一和第二2D超声图像然后始终提供与第一2D图像超声的三角形视锥83所指示的相同的视图84。

[0088] 再次参考图1和2,所提出的医学超声图像处理设备可以包括在图像重建单元16中,特别是在图像处理器42中。因此,图像处理器42可以连接到数据库60,用于接收第一3D侦察超声图像和第一2D超声图像。如图2中所示,探头控制器31可以由连接到图像处理器42的换能器控制器32实现。

[0089] 图4示出了包括根据本发明的一个方面的医学图像处理方法的 workflows 的流程图。水平虚线上方的元素是指初始检查,水平虚线下方的元素是指随诊检查。

[0090] 在第一步骤S71中,采集第一2D超声图像。在第二步骤S72中,采集第一3D侦察超声图像。顺序可能改变。有利地一起采集第一3D侦察超声图像和第一2D超声图像,即在相同检查期间采集图像,有利地不重新定位超声探头。第一2D超声图像和第一3D侦察超声图像与指示它们相对于彼此的相对位置和/或取向的数据一起被存储。

[0091] 在步骤S73中,相对于所述第一3D侦察超声图像确定第一2D超声图像的取向和/或位置。该步骤也可以在随诊检查之前进行。因此,医学超声图像处理单元10可以接收第一3D侦察超声图像、第一2D超声图像和指示它们相对于彼此的相对位置和/或取向的数据。

[0092] 在步骤S74中,采集第二3D侦察超声图像。如图1中示例性示出的,由于超声图像的手持式采集,其中,超声探头14由医师手动定位,初始检查期间超声探头14的位置P1通常与随诊检查期间超声探头14'的位置P2不同。这也通过图5中的不同3D视锥81和82示出。

[0093] 在步骤S75中,在公共坐标系中将所述第一3D侦察超声图像6与所述第二3D侦察超声图像配准。换句话说,确定第一3D侦察超声图像与第二3D侦察超声图像的相对位置和/或取向。因此,可以建立第一3D侦察超声图像与第二3D侦察超声图像之间的对应关系。可以采用已知的图像配准技术。配准步骤可以任选地还包括确定所述3D超声图像是否存在足够交叠的步骤。如果否,则可以由图像处理设备提供用于迭代采集第二3D侦察超声图像的控制信号。任选地,如果3D侦察器不够交叠,则可以提示超声医师改变探头的位置并采集新的第二3D侦察超声图像。可以迭代地采集一系列第二3D超声图像,有利地直到已经达到足够的交叠以用于3D超声图像的可靠配准或者用于采集第二2D超声图像。

[0094] 在步骤S76中,基于所述第一3D侦察超声图像所述第二3D侦察超声图像的所述配准(参见步骤S75)确定的所述第一2D超声图像的所述图像平面相对于所述第一3D侦察超声图像的取向(参见步骤S73),来确定所述第一2D超声图像的所述图像平面相对于所述公共坐标系的取向。

[0095] 在步骤S77中,根据所述体积区域的所述第一2D超声图像的图像平面的取向,来提供适于控制由超声探头对所述体积区域的第二2D超声图像的采集的控制信号8,其中,所述第二2D超声图像图像平面的取向对应于所述体积区域的所述第一2D超声图像的所述图像平面的所确定的取向。由此,图像处理设备10可以控制超声探头14以采集具有与第一2D超声图像相同的视图的第二2D超声图像。因此,即使初始检查中的第一3D侦察超声图像的3D视锥82、82与随诊检查中的第二3D侦察超声图像彼此不同,两个2D超声图像也可以提供相同的视图,如由视锥83和84所指示,如图5中所示。

[0096] 有利地,在相同随诊检查期间在紧接第二3D侦察超声图像和前述处理之后采集第

二2D超声图像,而不重新定位超声探头。因此,不需要在测量之间跟踪超声探头的位置。

[0097] 应当理解,数据采集步骤S71、S72、S74和S78可以分别在实际信号处理之前或之后,然后可以在没有感测器件的情况下通过诸如微处理器或微控制器的处理设备基于这样的数据来执行,其中,程序代码模块使处理器执行本文中描述的处理步骤。

[0098] 图6示出了相应的2D和3D超声图像相对于彼此的位置和取向的第二示意图。简单起见,图6示出了垂直于2D超声图像83、84的图像平面的二维横截面。从第一位置P1采集第一3D侦察超声图像的第一视锥38。从第二位置P2采集第二3D侦察超声图像的第二视锥82。第一2D超声图像的视锥或图像平面由附图标记83表示。第二2D超声图像的视锥或图像平面由附图标记84表示。

[0099] 关于第二3D侦察超声图像配准第一3D侦察图像(S75)以确定相对位置和取向。配准可以包括确定第一3D侦察超声图像和第二3D侦察超声图像之间的交叠,如图6中的阴影区域所指示。此外,处理单元被布置为确定第一2D超声图像的图像平面83相对于所述第一3D侦察超声图像的取向(S73)。

[0100] 基于所述第一2D超声图像的图像平面83相对于所述第一3D侦察超声图像的视锥81的已知取向,并且还如由视锥81所指示的所述第一3D侦察超声图像相对于如视锥82所指示所述第二3D侦察超声图像的已知相对位置和取向,可以计算用于相对于所述第二3D侦察超声图像采集第二2D超声图像的图像平面84的取向,使得所述第二2D超声图像的取向对应于第一2D超声图像的取向。因此,可以由所提出的图像处理装置10提供控制信号,以根据体积区域的第一2D超声图像的图像平面的取向来控制由超声探头对体积区域的第二2D超声图像的采集,其中,所述第二2D超声图像的图像平面的取向84对应于所述体积区域的所述第一2D超声图像的所述图像平面83的所确定的取向。

[0101] 有利地,图像处理设备被布置为经由诸如图1和图2的超声系统100的显示器18的用户接口基于所述控制信号向超声医师提供针对第二2D超声图像的采集的引导。例如,如图6中的框架87中所示的视图可以显示在图形用户接口(GUI)上,作为对超声医师以针对随诊检查中超声探头的位置P2的更好地对应于初始检查的超声探头的位置P1的方式来移动超声探头14'的帮助或引导。因此,超声医师可以被提供以引导,例如如箭头85所指示地移动超声探头,并且任选地还将超声探头倾斜一个角度,如86所指示。如果相应的2D超声图像的图像平面83、84相对于3D侦察超声图像的视锥81、82具有相同的位置和取向,则可以以相同的视图采集第一和第二2D超声图像。

[0102] 替代地或者另外地,可以向超声医师提供关于如何定位超声探头以采集第二2D超声图像的语音引导。为此目的,超声系统可以具有包括诸如扬声器的音频输出单元的用户接口的特征。

[0103] 在一个实施例中,可以应用电子束转向来调整图像平面84的角度。该实施例的优点在于,不需要如86所指示地手动倾斜超声探头。当具有带有矩阵换能器的3D超声系统时可能是这种情况。因此,可以有利地组合向超声医师提供引导并调整超声探头的参数以基于控制信号来采集第二2D超声图像。

[0104] 图像处理设备还可以被布置为提供用于通过仅控制超声探头的参数来采集第二2D超声图像的控制信号。因此,对于图6中所示的示例性情况,可以控制超声探头以采集第二2D超声图像,作为第一2D超声图像的图像平面83与第二3D侦察超声图像的视锥82的交叉

点。优点是超声探头不必重新定位。然而，缺点可能是仅可以采集初始2D图像的完整视图的子部分。

[0105] 在另一实施例中，例如，其中，2D图像平面83、84需要穿过探头位置P1、P2并且2D图像平面不能在不移动超声探头的情况下任意移位，第二2D超声图像的图像平面84也可以被控制为近似对应到第一2D图像的图像平面83。例如，所述第二2D超声图像的图像平面的取向84对应于所述体积区域的所述第一2D超声图像的所述图像平面83的所确定的取向。因此，可以相对于所述第一2D超声图像的图像平面83提供平行图像平面84或具有最小总距离的平面（在公共视场中）。尽管如此，在优选的实施例中，确定并考虑3D和2D超声图像的位置和取向。

[0106] 应当理解，即使图6示出了简化的二维视图，也可能必须考虑旋转以使第一和第二2D超声图像的2D图像平面在3D空间中对应。

[0107] 图7示出了所提出的用于支持2D超声图像的可再现采集的工作流程的第二流程图。水平虚线上方的元素再次指代初始采集，水平虚线下方的元素指代随诊采集。

[0108] 在步骤S91中，采集第一3D侦察超声扫描并将其与用于采集的超声系统的系统参数一起存储，例如采集增益、焦点、深度、缩放、位置、取向和波束转向参数。对应的存储的第一3D超声扫描数据由条目91表示。在步骤S92中，采集第一2D扫描并将其与超声系统的相应系统参数一起存储。对应的存储的第一2D超声扫描数据由条目92表示。

[0109] 在步骤S93中，采集第二3D侦察超声扫描并将其与用于采集的超声系统的系统参数一起存储。对应的存储的第二3D扫描数据由条目93表示。在步骤S94中，基于存储的第一3D扫描数据91和存储的第二3D扫描数据93来执行第一3D侦察超声扫描和第二3D扫描的配准。该步骤的输出94是所述3D侦察超声扫描之间的对应关系，并因此给出第一和第二3D侦察超声扫描相对于彼此的相对位置和/或取向。在步骤S95中，基于存储的第一3D扫描数据91和存储的第一2D扫描数据92，检索第一2D超声扫描相对于所述第一3D侦察超声扫描的系统数据或系统参数。该步骤的输出95是相对于所述第一3D侦察超声扫描的第一2D超声扫描的系统数据或系统参数，并且因此可以给出关于第一2D扫描与第一3D扫描的相对于彼此的位置和/或取向。

[0110] 在步骤S96中，基于3D侦察超声扫描与第一2D超声扫描相对于所述第一3D侦察超声扫描的系统数据或系统参数之间的对应关系，计算用于采集第二2D超声扫描的系统参数。可以向超声探头14提供指示这些系统参数的控制信号。在步骤S97中，基于用于采集第二2D超声扫描的所述系统参数来采集第二2D超声扫描。当具有带有矩阵换能器的3D系统时，2D平面可以有利地以电子方式设置，即，通过电子束控制。相应的第二2D扫描数据由附图标记97表示。

[0111] 给定具有对应的第一3D侦察超声扫描和指示其相对位置和/或取向的已知系统参数的第一2D超声扫描，因此可以采集具有相同视图的2D超声扫描。为此，必须采集随诊的第二3D侦察超声扫描，并在初始的第一3D侦察超声扫描中进行配准。知晓3D侦察超声扫描与初始第一2D超声扫描相对于所述第一3D探测超声扫描的系统参数之间的对应关系，因此可以导出用于随诊2D超声扫描的系统参数。

[0112] 在实际应用中，医师因此可以提供已知相对位置和/或取向的第一2D超声图像以及对应的3D侦察超声图像作为输入，然后请求采集具有与所述第一2D超声图像对应的视图

的新的2D超声图像。然后,所提出的图像处理单元可以自动触发第二3D侦察超声图像的采集,执行本文所述的图像处理方法,并向医师提供期望的第二2D图像。

[0113] 在另一实施例中,可以使用包含关于标准视图或测量结果的信息的图库来采集一致的图像。在这种情况下,第一2D超声图像和第一3D侦察超声图像可以是来自图库的参考图像,即,不是来自当前正在检查的对象的先前图像。然后可以将图谱与第二3D侦察超声图像匹配,然后可以使用本文提出的方法推导出第二2D超声图像的正确切片和取向。这在例如胎儿超声中可重复地测量头部直径方面特别有用。

[0114] 总之,本文提出的解决方案因此提供了支持2D超声图像的更一致和/或可靠采集的设备和方法。

[0115] 尽管已经在附图和前面的描述中详细图示和描述了本发明,但是这样的图示和描述应当被认为是图示性或示范性的,而非限制性的。本发明不限于公开的实施例。本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求书,在实践请求保护的本发明时能够理解并且实现对所公开的实施例的其他变型。

[0116] 在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。单个处理器或其他单元可以履行权利要求书中所记载的若干个项目的功能。尽管特定措施是在互不相同的从属权利要求中记载的,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的集合。

[0117] 可以将计算机程序存储/分布在与其它硬件一起提供或者作为其它硬件的一部分提供的诸如光存储介质或者固态介质的合适介质上,但是还可以以诸如经因特网或者其它有线或无线电信系统的其它形式分布。

[0118] 权利要求书中的任何附图标记不应被解释为对范围的限制。

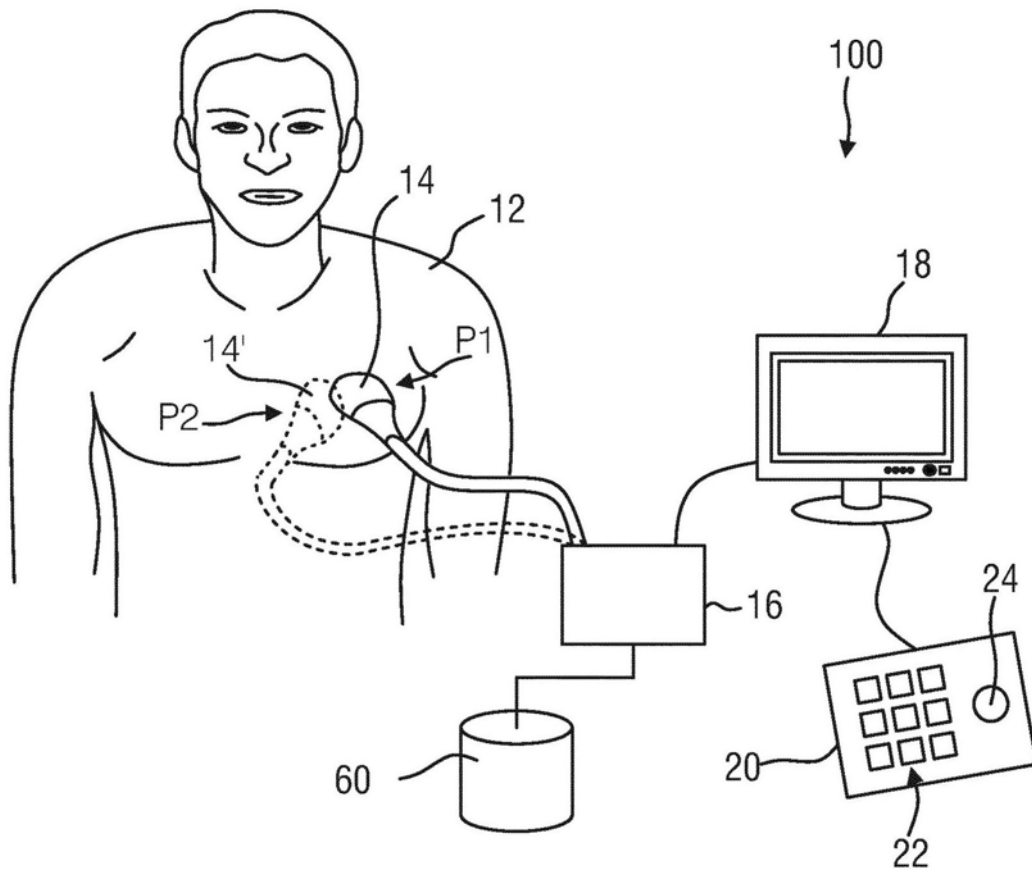


图1

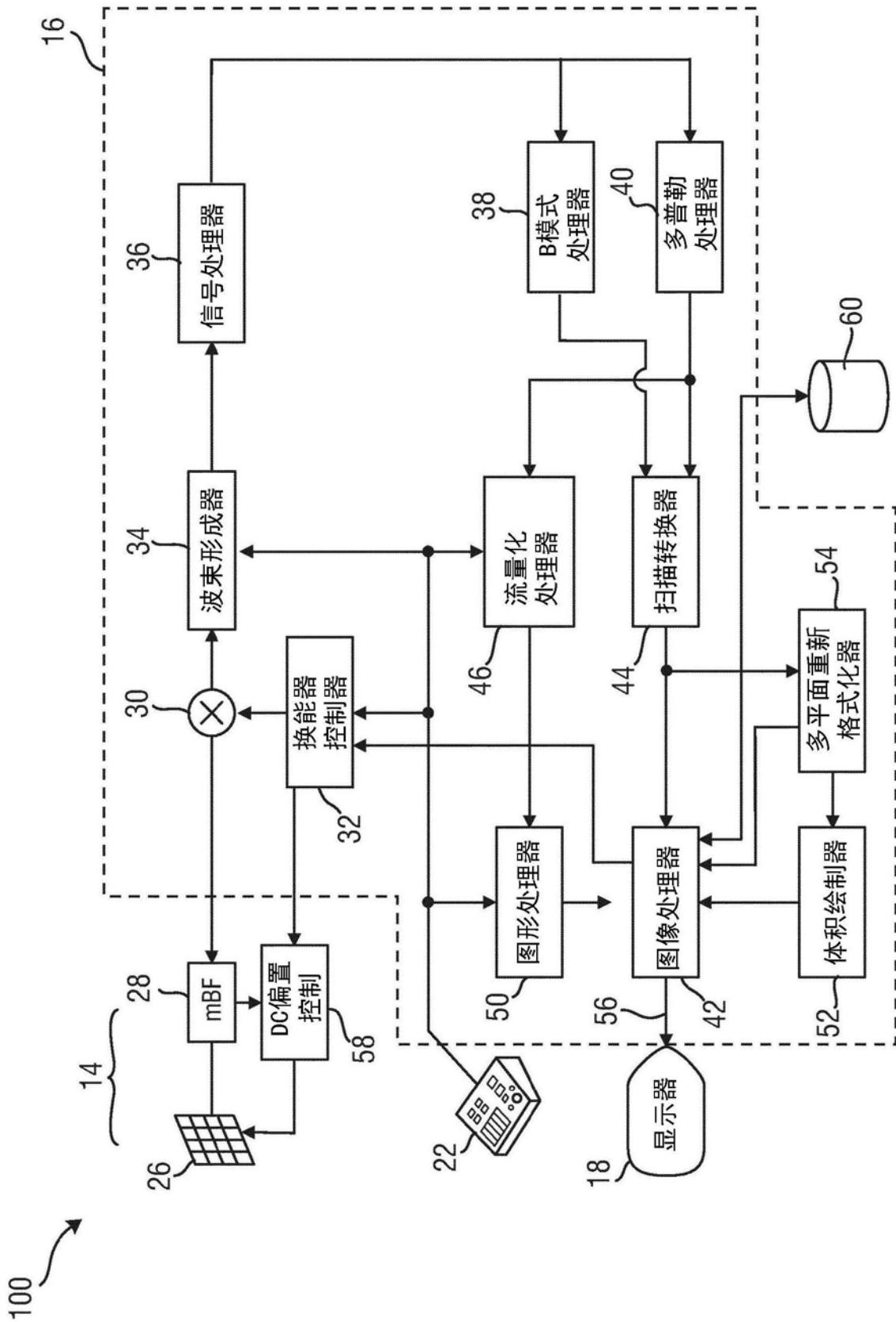


图2

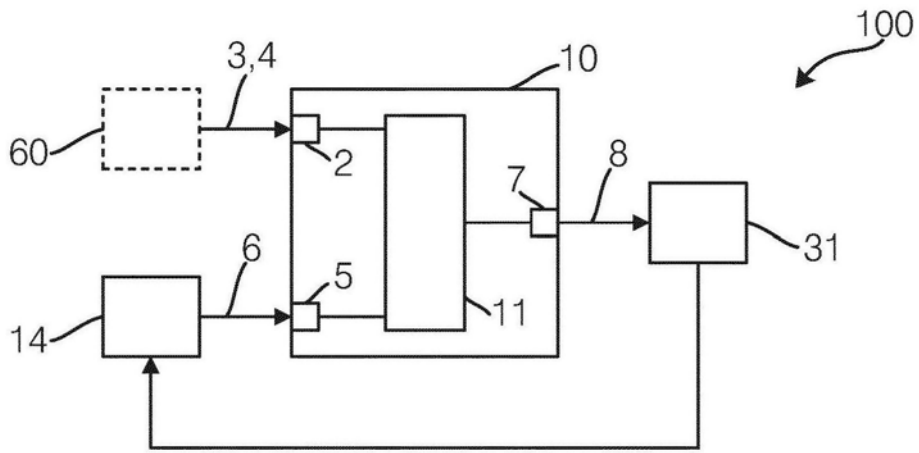


图3

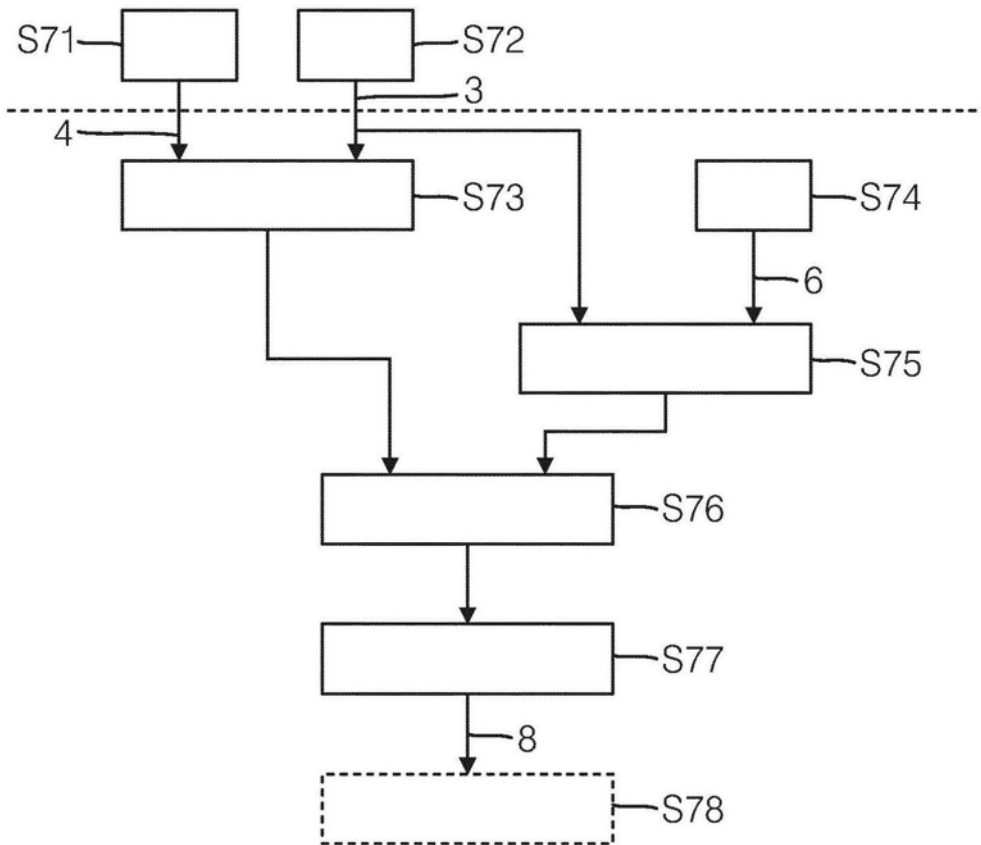


图4

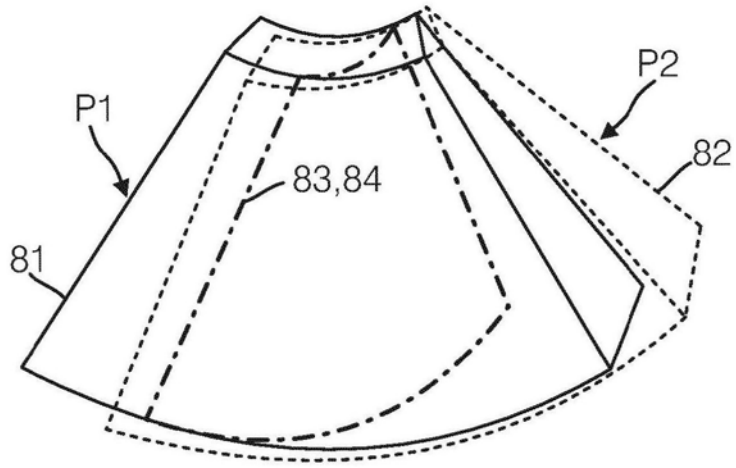


图5

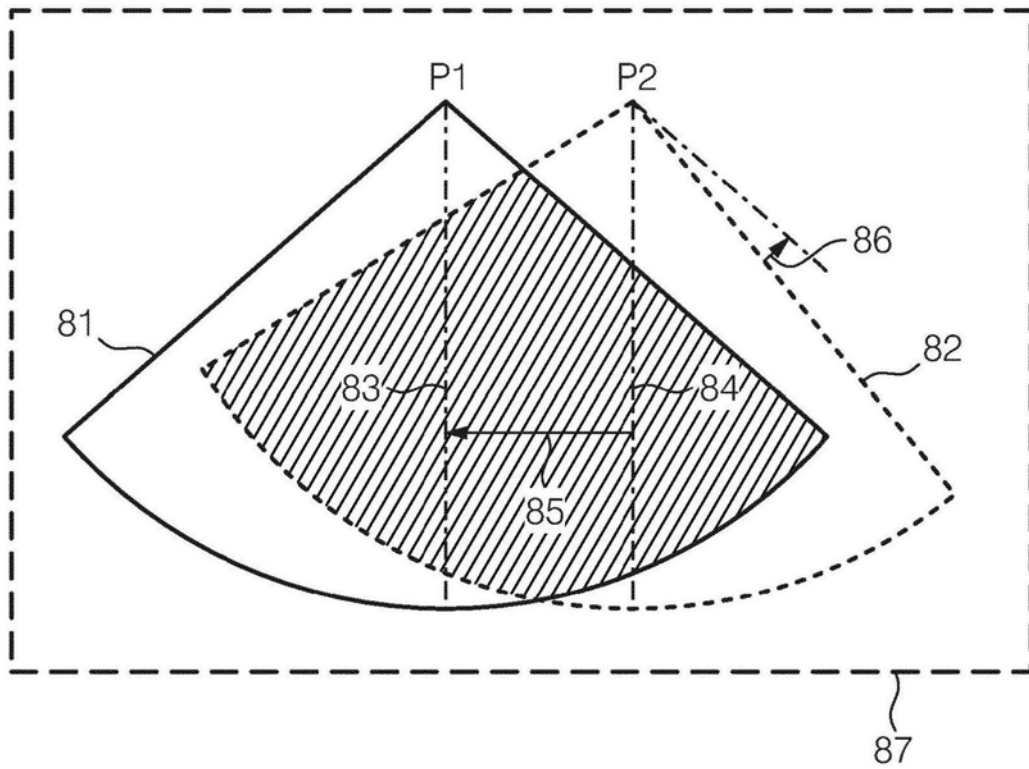


图6

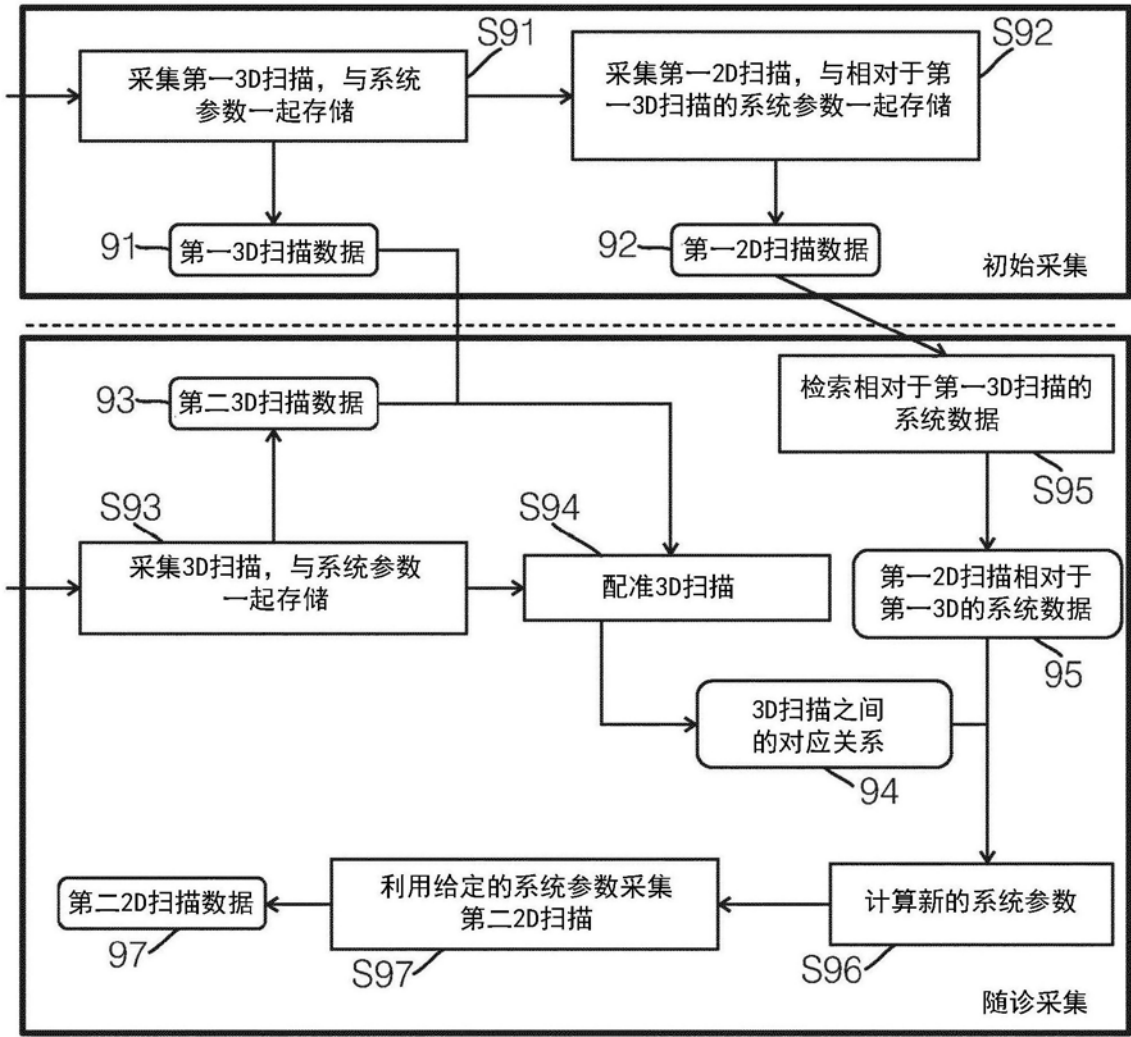


图7

专利名称(译)	医学超声图像处理设备		
公开(公告)号	<a href="#">CN109310399A</a>	公开(公告)日	2019-02-05
申请号	CN201780035129.8	申请日	2017-06-06
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	H 卡洛卢斯 J塞内加 J威斯		
发明人	H·卡洛卢斯 J·塞内加 J·威斯		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14 A61B8/00 G06T7/00		
CPC分类号	A61B8/0866 A61B8/0883 A61B8/14 A61B8/4245 A61B8/483 A61B8/5246 A61B8/54 G06T7/0012 G06T7/30 G06T7/70 A61B8/463 A61B8/5253 G06T7/10 G06T2207/10136 G06T2207/30004		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	2016173091 2016-06-06 EP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及医学超声成像的领域，并且具体而言涉及一种支持2D超声图像的再再现采集的医学超声图像处理设备。提出了一种医学超声图像处理设备(10)，其包括：第一接口(2)，其用于接收体积区域的第一3D侦察超声图像(3)和第一2D超声图像(4)；第二接口(5)，其用于接收所述体积区域的第二3D侦察超声图像(6)；以及处理单元(11)，其被布置为执行以下步骤：确定所述第一2D超声图像的图像平面相对于所述第一3D侦察超声图像的取向(S73)；在公共坐标系中将所述第一3D侦察超声图像与所述第二3D超声侦察图像配准(S75)；基于所述第一3D侦察超声图像与所述第二3D侦察超声图像的所述配准以及所确定的所述第一2D超声图像的所述图像平面相对于所述第一3D侦察超声图像的取向，来确定所述第一2D超声图像的所述图像平面相对于所述公共坐标系的取向(S76)；并且根据所述体积区域的所述第一2D超声图像的图像平面的取向，来提供适于控制由超声探头对所述体积区域的第二2D超声图像的采集的控制信号(S77)，其中，所述第二2D超声图像的图像平面的取向对应于所述体积区域的所述第一2D超声图像的所述图像平面的所确定的取向，其中，由所述超声探头对所述第二2D超声图像的所述采集是从与所述第二3D侦察超声图像的所述采集的所述位置相同的位置或者从相对于所述第二3D侦察超声图像的所述采集的所述位置的跟踪的位置进行的。

