



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 107548294 B

(45) 授权公告日 2021.11.09

(21) 申请号 201680020335.7

(22) 申请日 2016.04.05

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 107548294 A

(43) 申请公布日 2018.01.05

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2017.09.30

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2016/057393 2016.04.05

(87) PCT国际申请的公布数据

W02016/169759 EN 2016.10.27

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 C·迪富尔 B·J-D·B·M·莫里

邓树贤

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 李光颖 王英

(51) Int.CI.

A61B 8/08 (2006.01)

A61B 8/00 (2006.01)

A61B 6/00 (2006.01)

(56) 对比文件

WO 2014207605 A1, 2014.12.31

WO 2014191479 A1, 2014.12.04

WO 2014132209 A1, 2014.09.04

WO 2014060868 A1, 2014.04.24

CN 104411249 A, 2015.03.11

US 2004267111 A1, 2004.12.30

CN 104379064 A, 2015.02.25

WO 2015193441 A1, 2015.12.23

WO 2016037969 A1, 2016.03.17

CN 101681504 A, 2010.03.24

JP 2009101184 A, 2009.05.14

US 2010286517 A1, 2010.11.11

US 2012215093 A1, 2012.08.23

CN 103402453 A, 2013.11.20

WO 2015051622 A1, 2015.04.16

审查员 李陆美

权利要求书1页 说明书6页 附图2页

(54) 发明名称

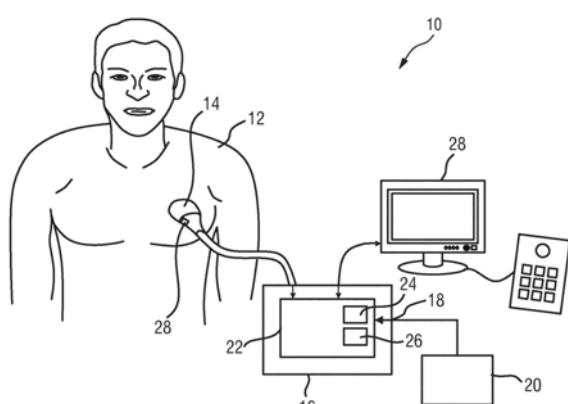
医学成像装置

权。

(57) 摘要

本发明涉及一种医学成像装置(10)。所述装置包括超声采集单元，所述超声采集单元包括用于采集患者(12)的超声图像数据的超声探头(14)。提供了用于接收患者的3D医学图像数据的图像数据接口(18)和用于确定超声探头的位置的位置确定单元(28)。校准单元(24)确定超声探头的多个位置(C)处的超声图像数据与3D医学图像数据之间的传递函数，并且提供对应的多个校准传递函数和校准位置。计算单元(26)基于超声探头的位置和多个校准传递函数来将超声图像数据和3D医学图像数据同步，所述计算单元还适于基于超声探头的位置对校准传递函数进行加

CN 107548294 B



1. 一种医学成像装置(10),包括:

-超声采集单元,其包括用于采集患者(12)的超声图像数据的超声探头(14),
-图像数据接口(18),其用于接收所述患者的3D医学图像数据,
-位置确定单元(28),其用于确定所述超声探头的位置,
-校准单元(24),其适于确定所述超声探头的多个位置(C)处的所述超声图像数据与所述3D医学图像数据之间的传递函数,并且适于提供对应的多个校准传递函数(T_{Cal0} 、 T_{Cal1})和多个校准位置,以及

-计算单元(26),其适于基于所述超声探头的位置和所述多个校准传递函数来将所述超声图像数据与所述3D医学图像数据同步,所述计算单元还适于基于所述超声探头的位置来对所述多个校准传递函数进行加权。

2. 根据权利要求1所述的医学成像装置,其中,所述计算单元适于基于所述超声探头与所述多个校准位置之间的距离来对所述多个校准传递函数进行加权。

3. 根据权利要求2所述的医学成像装置,其中,所述计算单元适于基于所述超声探头的端部处的预定义位置(34)与所述多个校准位置之间的距离来对所述多个校准传递函数进行加权。

4. 根据权利要求2所述的医学成像装置,其中,所述计算单元适于基于所述超声图像数据内的预定义位置与多个校准位置之间的距离(d)来对所述多个校准传递函数进行加权。

5. 根据权利要求4所述的医学成像装置,其中,所述超声图像数据内的所述预定义位置是所述超声图像数据的中心。

6. 根据权利要求1所述的医学成像装置,其中,所述计算单元还适于借助于相对权重因子来对所述多个校准传递函数进行加权。

7. 根据权利要求1所述的医学成像装置,其中,所述计算单元还适于基于绝对权重因子来对所述多个校准传递函数进行加权。

8. 根据权利要求1所述的医学成像装置,其中,所述校准单元还适于确定针对每个校准位置的3D刚性变换(Q)。

9. 根据权利要求1所述的医学成像装置,其中,所述计算单元还适于基于由权重因子加权的所述多个校准传递函数来确定针对所述超声探头的当前位置的一般传递函数(T)。

10. 根据权利要求1所述的医学成像装置,还包括:图像处理单元(22),其用于基于同步的超声图像数据和3D医学图像数据来提供融合图像数据;以及图像数据接口,其用于将所述融合图像数据提供到显示单元(29)。

11. 一种用于组合不同医学图像数据的医学成像方法,包括以下步骤:

-借助于超声探头(14)来采集患者(12)的超声图像数据,
-接收所述患者的3D医学图像数据,
-借助于位置确定单元(28)来确定所述超声探头的位置,
-确定所述超声探头的多个位置(C)处的所述超声图像数据与所述3D医学图像数据之间的传递函数,并且提供对应的多个校准传递函数(T_{Cal0} 、 T_{Cal1})和多个校准位置,并且
-基于所述超声探头的位置和所述多个校准传递函数来将所述超声图像数据与所述3D医学图像数据同步,所述多个校准传递函数是基于所述超声探头的位置来加权的。

医学成像装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于评价医学图像数据的医学成像装置。本发明还涉及一种医学成像方法。

背景技术

[0002] 在医学成像系统领域中,通常已知将通过不同的医学分析系统采集的患者的不同图像进行组合,以便改进诊断可能性。具体地,已知超声系统,其组合超声图像与从不同分析系统(如MRT或CT)导出的患者的术前图像数据。为了实现患者的实况超声图像与相同患者的术前体积数据的融合,通常利用位置跟踪系统来空间地对准不同的图像数据。

[0003] 位置跟踪系统通常依赖于位置校准,例如基于人造标记或解剖特征的特征对准,其可以在术前和超声数据中被识别并且可以彼此相关使得可以确定数据的对准。

[0004] 超声图像数据与医学图像数据的对准可以基于超声探头校准信息,以提供图像数据的空间对准,例如从US 2010/0286517 A1知晓的。

[0005] 超声数据与医学图像数据的空间同步的准确度取决于超声探头与校准位置的距离,使得同步的未对准随距校准位置的距离而增加。通常,如果未对准发生,则执行图像数据和跟踪系统的重新校准,然而,在先前校准的位置处的未对准将再次发生。

[0006] US 2014/193053A1描述了一种用于对导航系统的自动初始化和配准的系统和方法。US 2012/215093 A1涉及一种用于在没有基准的情况下提供患者配准的系统和方法。EP 2 279 695 A1涉及超声系统中的传感器坐标校准。

[0007] 此外,Wolfgang Wein等人的技术出版物“Integrating Diagnostic B-Mode Ultrasonography Into CT-Based Radiation Treatment Planning”(IEEE Transactions on Medical Imaging, IEEE Service Center, Piscataway, NJ, US, 第26卷、第6期、2007年6月2日、第866-879页,XP011184851,ISSN:0278-0062)呈现了将利用位置信息标记的B模式超声图像与用于放射治疗的规划CT扫描集成的方法和临床流程。

发明内容

[0008] 因此,本发明的一个目的是提供一种改进的医学成像装置和对应的改进的医学成像方法,用于以改进的准确度将不同的医学图像数据同步。该目的通过独立权利要求来解决。

[0009] 根据本发明的一个方面,提供了一种医学成像装置,包括:

[0010] -超声采集单元,其包括用于采集患者的超声图像数据的超声探头,

[0011] -图像数据接口,其用于接收所述患者的3D医学图像数据,

[0012] -位置确定单元,其用于确定所述超声探头的位置,

[0013] -校准单元,其适于确定所述超声探头的多个位置处的所述超声图像数据与所述3D医学图像数据之间的传递函数,并且适于提供对应的多个校准传递函数和校准位置,以及

[0014] -计算单元,其适于基于所述超声探头的位置和所述多个校准传递函数来将所述超声图像数据与所述3D医学图像数据同步。

[0015] 根据本发明的另一方面,提供了一种用于组合不同医学图像数据的医学成像方法,包括以下步骤:

[0016] -借助于超声探头采集患者的超声数据,

[0017] -接收所述患者的3D医学图像数据,

[0018] -借助于位置确定单元确定所述超声探头的位置,

[0019] -确定所述超声探头的多个位置处的所述超声图像数据与所述医学图像数据之间的传递函数,并且提供对应的多个校准传递函数和校准位置,并且

[0020] -基于所述超声探头的位置和所述多个校准传递函数来将所述超声图像数据与所述3D医学图像数据同步,所述校准传递函数是基于超声探头的位置来加权的。

[0021] 在从属权利要求中定义了本发明的优选实施例。应当理解,要求保护的方法具有与所要求保护并且在从属权利要求中定义的设备相似和/或相同的优选实施例。

[0022] 本发明基于如下思想:针对超声探头的多个位置确定将超声图像数据与3D医学图像数据彼此链接的多个传递函数,以便提供超声探头的对应校准位置,基于其,超声图像数据与3D医学图像数据被同步。由于借助于校准单元确定了不同的校准位置,因此可以考虑超声探头到校准位置之一的距离,使得可以改进超声图像数据与3D医学图像数据的空间同步的准确度。由于不同的校准位置和确定的多个校准传递函数同时或同一时间用于图像数据的同步,因此可以针对患者身体的大区域改进不同图像数据的空间对准。

[0023] 因此,能够改进超声图像数据与3D医学图像数据的空间同步的准确度。

[0024] 根据本发明,计算单元适于基于超声探头的位置对校准传递函数进行加权。这能够根据超声探头的位置来利用不同的校准传递函数,使得可以考虑用于同步图像数据的最佳的校准传递函数。

[0025] 在优选实施例中,计算单元适于基于超声探头与多个校准位置之间的距离对校准传递函数进行加权。这能够改进同步,因为同步的准确度取决于到校准位置的距离。

[0026] 在优选实施例中,计算单元适于基于超声探头的端部处的预定义位置与多个校准位置之间的距离对校准传递函数进行加权。这能够基于超声探头处的定义的参考位置来确定校准传递函数,使得可以以低的技术努力实现传递函数的精确定义。

[0027] 在另一优选实施例中,计算单元适于基于超声图像数据内的预定义位置与多个校准位置之间的距离来对校准传递函数进行加权。这能够基于超声图像数据中的定义的参考位置来确定校准传递函数,使得可以以低技术努力实现传递函数的精确定义。

[0028] 在另一优选实施例中,超声图像数据内的针对多个校准位置的预定义位置是超声图像数据的中心。超声图像数据的中心对应于超声探头的视场的中心或超声锥体的对称轴。这能够定义超声图像数据的参考点,使得可以以低技术努力精确地确定校准传递函数。

[0029] 在优选实施例中,计算单元适于借助于相对权重因子对校准传递函数进行加权。相对权重因子优选地具有在1与0之间的值。换言之,相对权重因子被归一化。这能够实现校准传递函数的加权,其中,可以基于相应的相关性考虑每个传递函数。

[0030] 在优选实施例中,计算单元适于基于绝对权重因子对校准传递函数进行加权。绝对权重因子的值为1或0。这能够进一步降低图像数据的同步的计算量,因为仅考虑了具有

最高相关性的那些校准传递函数。具体地,具有与当前位置最接近的校准位置的传递函数被认为是唯一的校准传递函数,并且不考虑其它校准传递函数。

[0031] 在优选实施例中,校准单元适于确定针对每个校准位置的3D刚性变换。基于针对每个校准位置的不同图像数据之间的刚性变换或3D固定变换来确定传递函数。这能够以低技术的努力精确地确定空间同步,因为针对每个校准位置提供了固定变换。

[0032] 在优选实施例中,计算单元适于基于借助于权重因子加权的校准传递函数来确定针对超声探头的当前位置的一般传递函数。这能够精确地确定超声图像数据与医学图像数据的同步,因为单个一般传递函数是基于不同的校准信息来确定的。

[0033] 在优选实施例中,医学成像装置还包括用于将基于同步的超声图像数据和3D医学图像数据的融合图像数据提供给显示单元的图像接口。这能够显示组合的图像数据。

[0034] 如上所述,用于组合不同医学图像数据的医学成像装置和对应的方法可以改进超声和医学图像数据的空间同步的准确度,因为同步基于多个校准传递函数,其对应于在超声探头的不同位置处的校准。这能够利用提供最佳校准和同步的至少一个传递函数,使得可以改进图像数据的空间对准。对应于不同校准位置的不同校准传递函数的定义还可以用于基于超声探头的位置和/或到校准位置的距离的加权,使得得到的总体或一般传递函数可以基于不同校准位置和超声探头的相应位置来确定。因此,可以改进融合超声与医学图像数据的准确度和技术努力。

附图说明

[0035] 参考下文描述的实施例,本发明的这些和其它方面将显而易见并得到阐述。在以下附图中:

[0036] 图1示出了用于扫描患者身体的体积的医学成像装置的示意性表示;

[0037] 图2示出了图示超声探头的不同位置和超声探头的当前位置处的校准的示意性表示;并且

[0038] 图3示出了包括用于确定校准位置的中心参考位置的超声图像。

具体实施方式

[0039] 图1示出了通常由10指代的医学成像装置的示意性图示。医学成像装置10被应用于检查解剖部位的体积,尤其是患者12的解剖部位的体积。医学成像装置10包括具有至少一个换能器阵列的超声探头14,所述至少一个换能器阵列包括用于发送和接收超声波的多个换能器元件。换能器元件优选地布置在2D阵列中,尤其是用于提供多维图像数据。

[0040] 医学成像装置10通常包括被连接到超声探头14的图像处理装置16,以用于评价从超声探头接收的超声数据,并且将超声图像与患者12的术前图像组合或相关。图像处理装置16包括图像接口18,所述图像接口用于从数据库20或外部分析和成像装置20接收术前3D医学图像数据。术前图像数据优选地为计算机断层摄影图像数据(CT)、磁共振断层摄影图像数据(MRT)、X射线图像数据或术前3D超声图像数据。图像处理装置16包括被连接到超声探头14和图像接口18的图像处理单元22,以用于评价超声数据并且用于提供来自超声探头14分析的患者身体体积或对象的超声图像数据并且用于将从图像接口18接收的术前3D医学图像数据与从超声探头14接收的超声数据进行组合。

[0041] 医学成像装置10还包括被附接到超声探头14的位置确定单元28,以用于确定超声探头14的位置。位置确定单元例如借助于电磁跟踪确定超声探头的绝对位置,以便确定超声探头14的位置和/或移动。

[0042] 图像处理单元22包括校准单元24,所述校准单元用于校准超声探头相对于3D医学图像数据的不同位置,并且提供超声探头14的对应的校准位置。校准单元24在不同的校准位置处确定在由校准位置处的超声探头14确定的超声图像数据与对应的3D医学图像数据之间的传递函数。超声图像数据与3D医学图像数据之间的传递函数是超声图像数据中的对应的空间位置与诸如体素的3D医学图像数据之间的数学变换,使得超声图像数据和3D医学图像数据中的每个空间或三维位置可以彼此相关。

[0043] 校准单元确定在每个不同校准位置处的传递函数,使得校准单元22提供用于校准医学图像装置10的多个传递函数。校准可以基于人造标记,所述人造标记设置在患者身体内,并且可以在超声图像数据和3D医学图像数据中识别,使得不同图像数据中的标记和标记的对应的三维或空间位置的配对允许确定作为三维变换的传递函数以便彼此校准位置和图像数据。校准医学图像装置10的另一可能性是识别在超声图像数据和3D医学图像数据中可检测的患者身体内的解剖特征,例如血管分支,使得这些识别的解剖特征的空间或三维位置可以用于确定不同图像数据之间的三维变换,以便确定相应的传递函数。如此确定的传递函数可以被存储用于不同的校准位置,并且可以被用于超声图像数据与三维医学图像数据的同步。

[0044] 图像处理单元22还包括计算单元26,所述计算单元用于基于超声探头的位置和多个校准传递函数来将超声图像数据与3D医学图像数据同步(实时配准)。计算单元26从位置确定单元28接收超声探头14的当前位置,并且计算当前位置处的超声图像数据与对应的三维医学图像数据之间的一般传递函数或总体三维变换以便将在当前位置处确定的超声图像数据与从数据库20或成像装置10接收的对应的3D医学图像数据同步。

[0045] 图像处理单元22基于超声探头14的当前位置处的从计算单元26接收的同步,将融合的图像数据确定为相关或叠加的超声图像数据和3D医学图像数据。图像处理单元22被连接到显示单元28,并且将融合的图像数据提供给显示单元28,以显示相应地融合的图像数据。

[0046] 由于针对超声探头14的当前位置的超声图像数据与3D医学图像数据的同步基于在超声探头14的不同校准位置处确定的多个传递函数,因此同步和校准通常可以改进,使得能够以改进的精度提供不同图像数据的对准和同步。

[0047] 校准单元24在不同的校准位置处确定固定或刚性三维变换,其中,计算单元26确定针对相对于每个校准位置的超声探头14的当前位置的一般传递函数,使得同步基于多个校准传递函数。校准传递函数借助于与超声探头的当前位置到相应校准位置的相应距离对应的权重因子来加权到一般传递函数。

[0048] 不同的权重因子优选地是相对权重因子,并且具有在1与0之间的值,其中,相对权重因子的总和是1。备选地,权重因子是具有1或0的值的绝对权重因子,其中,权重因子中的仅一个为1,并且其他为0,使得仅利用最靠近的校准位置的传递函数。

[0049] 图2示出了图示超声探头14的不同位置和超声探头14的当前位置处的校准的示意性截面图。

[0050] 在图2中,超声探头14与患者身体12内的视场32一起被示出,从所述视场采集超声图像数据作为三维超声数据。

[0051] 超声探头14'、14"的不同校准位置相对于超声数据锥体或在视场32'、32"的中心中的中心位置C₀、C₁被确定。备选地,超声数据锥体内的任何预定义位置可以被定义为参考位置,或者超声探头14的端部处的任何位置,优选地,端部处的中心位置可以被定义为参考位置。

[0052] 在第一步骤中,对应于超声图像数据与3D医学图像数据之间的空间同步,确定将超声图像数据与3D医学图像数据彼此链接的传递函数T(t₀)。此外,刚性3D变换或固定3D变换Q₀被确定为Q₀=T(t₀)/P(t₀),其中,P(t₀)是位置C₀处的超声探头14'的位置。对应于超声探头14的每个校准位置,超声数据与3D医学图像数据之间的关系,即传递函数或不同图像数据的空间变换可以被写为:

$$[0053] T(t) = Q_i * P(t) \quad (1)$$

[0054] 其中,T(t)是传递函数,Q_i是针对相应校准位置的刚性或固定变换,并且P(t)是超声探头14的当前位置。在第一校准位置C₀处的校准被执行之后,执行另外的位置C₁处的额外的校准步骤以便实现不同的校准位置和不同的传递函数T(t_i)。

[0055] 鉴于图2,可以计算将超声数据与3D医学图像数据链接或连接的关于两个校准位置C₀、C₁的两个校准传递函数:

$$[0056] T_{Cal0}(t) = Q_0 * P(t) \quad (2)$$

$$[0057] T_{Cal1}(t) = Q_1 * P(t) \quad (3)$$

[0058] 其中,这些校准传递函数中的每个对应于关于相应校准位置的传递函数。基于这些校准传递函数,一般变换或一般传递函数T(t)可以被计算为两者校准传递函数的凸组合:

$$[0059] T(t) = (1-a) T_{Cal0}(t) + a T_{Cal1}(t) \quad 0 \leq a \leq 1 \quad (4)$$

[0060] 其中,a是考虑到探头14的当前位置C_t相对于两个校准位置C₀、C₁的距离的权重因子。在一般化形式中,针对n个校准步骤和校准位置的一般变换T(t)可以表达为:

$$[0061] T(t) = a_0 * T_{Cal0}(t) + \dots + a_i T_{Cal1}(t) + \dots + a_n T_{Caln}(t) \quad (5)$$

[0062] 其中,a₀+...+a_i+...+a_n=1且a_i≥0。

[0063] 公式1形式的包括权重因子a和加权或固定变换Q_n的一般传递函数可以表达为:

$$[0064] T(t) = (a_0 Q_0 + \dots + a_i Q_i + \dots + a_n Q_n) P(t) \quad (6)$$

[0065] 可以基于视场32'、32"的中心位置C₀、C₁距视场32的当前位置C_t的距离计算权重因子a。基于所述距离,更接近使用的当前位置的校准位置的校准传递函数被更多地考虑,并且在一般变换函数T(t)中具有大的权重。由于超声探头14的位置确定单元28确定校准位置C₀、C₁和当前位置处的位置,因此相应的距离在任何时间处可用,并且到校准位置中的每个的相应距离可以被计算为:d(C_i)=d(C_i,C(t))。

[0066] 对于利用传递函数的绝对加权的情况,具有最小距离d(C_n)的校准位置被设置为a_n=1,并且否则设置为a_n=0。这样的绝对加权将仅仅考虑具有距当前位置的最小距离的校准,而不考虑所有其他校准位置。

[0067] 备选地,可以利用相对加权,而更靠近校准位置的传递函数被更多地考虑而具有较高的权重因子a,并且具有较大距离的校准位置的校准传递函数被较少考虑而具有较低

的权重因子a。对于n=2的特定情况,权重因子a的权重被设置如下:

[0068] $a_i = d(Ca1_j) / (d(Ca1_i) + d(Ca1_j)) \quad (7)$

[0069] 其中,权重因子a_i的总和总是被设置为1。

[0070] 在图3中,与超声图像数据对应的超声图像在超声探头14的视场32中示意性地示出。超声探头14确定视场32中的超声图像数据,其中,在视场32或超声数据锥体的中心中,中心位置C_i被定义为超声图像数据的参考位置。借助于这些定义,可以以高精度实现超声图像数据与三维医学图像数据的传递函数和相应的同步。

[0071] 备选地,可以将超声探头14的端部处的中心位置34用作校准和同步的参考位置。

[0072] 尽管在附图和前面的描述中已经详细图示和描述了本发明,但是这些图示和描述应被视为说明性或示范性的而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。通过研究附图、公开内容以及权利要求书,本领域技术人员在实践所要求保护的本发明时能够理解和实现对所公开的实施例的其他变型。

[0073] 在权利要求书中,“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。单个元件或其他单元可以履行权利要求书中所记载的若干项目的功能。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0074] 权利要求书中的任何附图标记不应被解读为对范围的限制。

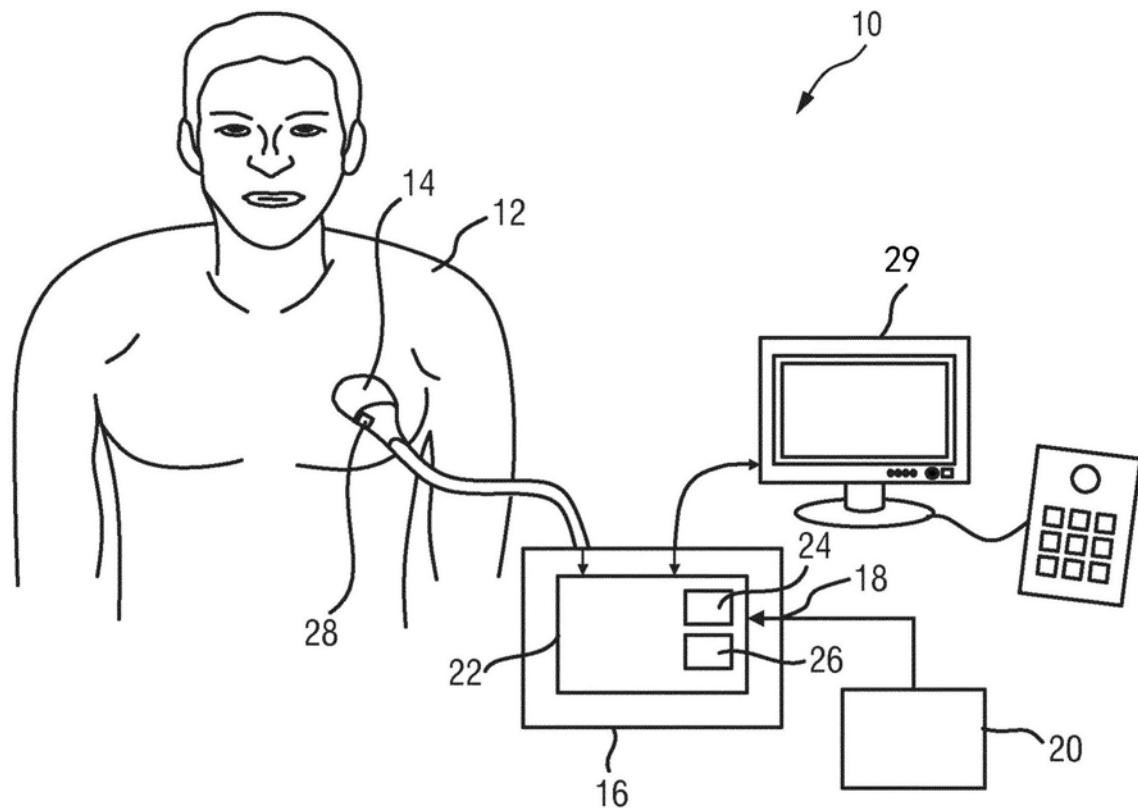


图1

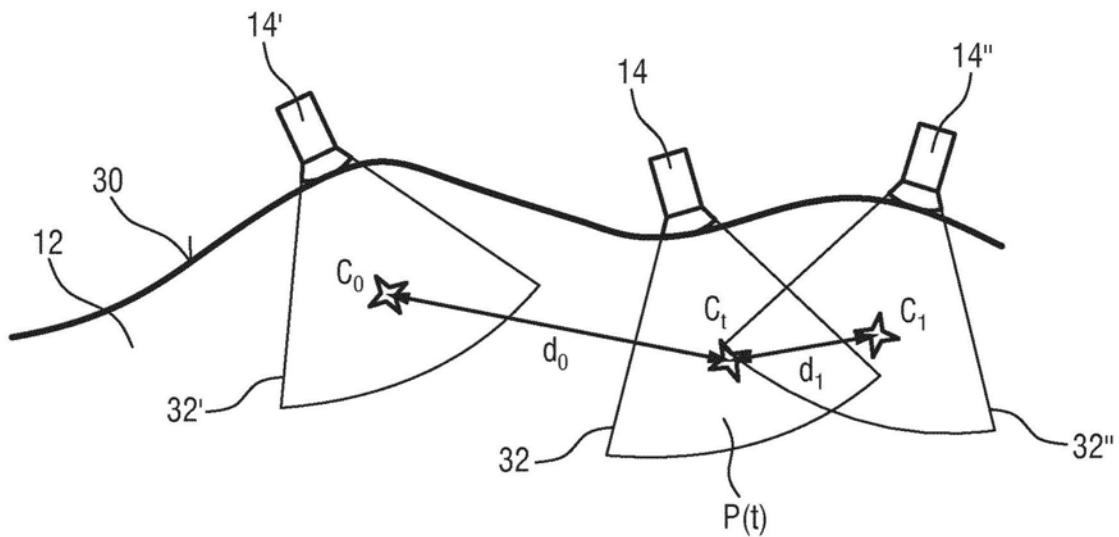


图2

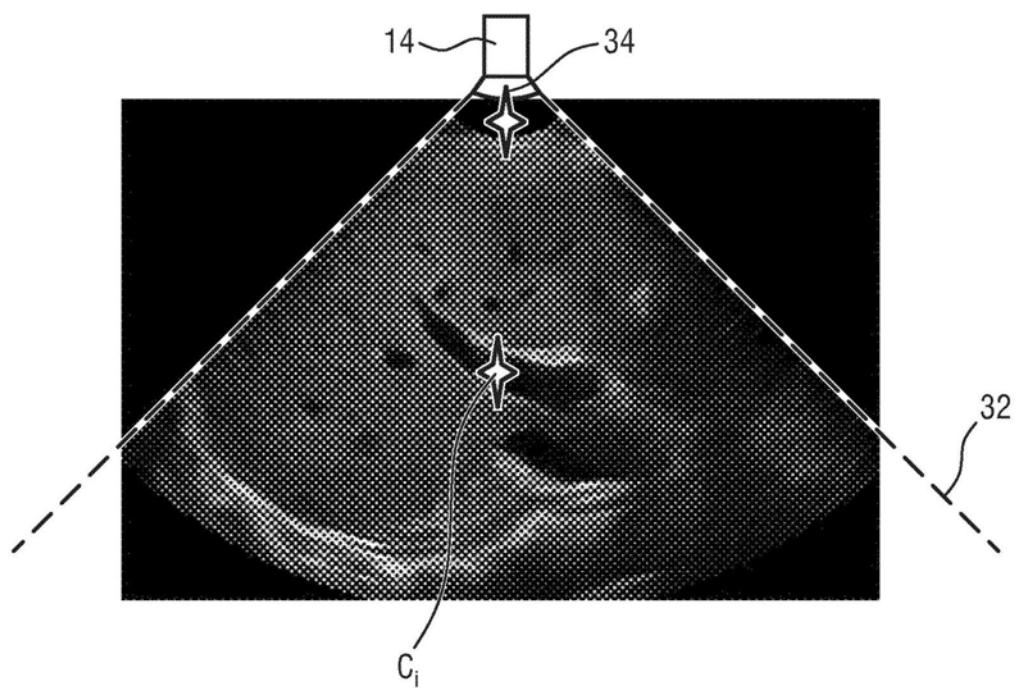


图3