



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109152566 A

(43)申请公布日 2019.01.04

(21)申请号 201780031999.8

(22)申请日 2017.05.22

(30)优先权数据

16305588.2 2016.05.23 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.11.23

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/062314 2017.05.22

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2017/202795 EN 2017.11.30

(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 C·迪富尔 R·J·阿尔东

G·C-H·吴 S·Y·唐

(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.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

G06T 7/00(2017.01)

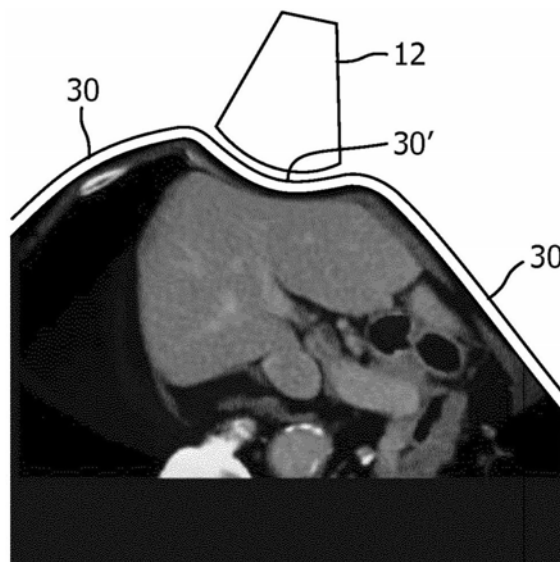
权利要求书1页 说明书5页 附图4页

(54)发明名称

校正超声融合成像系统中的探头引起的变形

(57)摘要

融合成像系统将实时超声图像与诸如由MRI或CT成像产生的参考图像的参考图像共配准并融合。在图示的实施方式中,将先前采集的CT或MRI或超声图像加载到系统中。超声系统与跟踪系统结合操作,使得可以空间地跟踪超声探头和图像。计算机化图像处理器将探头位置与由探头扫描的解剖结构的参考图像配准,并且确定探头是否表现为在对象的皮肤线的内部。如果是这种情况,则其是由于探头对对象的压缩,并且参考图像被修改以在超声探头前面在参考图像中定位皮肤线。然后可以容易地将经修改的参考图像与由探头产生的超声图像共配准并融合。



1. 一种医学图像融合系统,包括:
计算机 (24),其能够处理医学图像;
先前采集的参考图像的源,所述图像包括具有表面的身体中的感兴趣区域;
超声系统 (26),其具有探头 (12),所述探头被布置为产生所述感兴趣区域的超声图像;
空间跟踪系统,其被耦合到所述探头,并且被布置为在身体扫描期间跟踪所述探头的空间位置;
其中,所述计算机适于根据所跟踪的探头位置来确定所述探头位置是否在空间对应的参考图像中所示的所述身体的所述表面的内部,并且如果是,
其中,所述计算机还适于修改所述参考图像,其中,对所述参考图像的修改包括:
将所述探头位置显示在所述参考图像中所示的所述身体的所述表面的外部;
重新绘制 (62) 所述参考图像中所示的所述表面;
在所述参考图像中重塑组织的外观,使得所述外观被包含在重新绘制的表面内;并且
使所述探头位置前面并且在所述参考图像中的所述重新绘制的表面的内部的组织的所述外观变形 (64),其特征在于在考虑所述组织的密度和/或刚度的情况下执行对所述组织的所述外观的变形。
2. 如权利要求1所述的医学图像融合系统,其中,所述计算机还适于通过截断未被包含在所述重新绘制的表面内的组织来重塑所述参考图像中的组织的所述外观。
3. 如权利要求1所述的医学图像融合系统,其中,所述参考图像还包括CT图像或MRI图像。
4. 如权利要求3所述的医学图像融合系统,其中,所述CT图像或所述MRI图像还包括3D图像数据集。
5. 如权利要求1所述的医学图像融合系统,其中,所述空间跟踪系统还包括EM跟踪系统。
6. 如权利要求5所述的医学图像融合系统,其中,所述EM跟踪系统还包括:
EM场生成器 (28);
探头取向传感器,其被附接到所述探头 (14);以及
位置感测控制器 (20)。
7. 如权利要求6所述的医学图像融合系统,其中,所述位置感测控制器还产生关于所述探头的位置和取向信息,
其中,所述位置和取向信息被提供到所述计算机。
8. 如权利要求1所述的医学图像融合系统,其中,所述计算机是PACS系统的部分。
9. 如权利要求1所述的医学图像融合系统,其中,所述计算机是所述超声系统的模块化处理器。
10. 如权利要求1所述的医学图像融合系统,其中,所述计算机还适于将经修改的参考图像与超声图像融合。
11. 如权利要求1所述的医学图像融合系统,其中,所述计算机还适于实时将经修改的参考图像与超声图像融合。

校正超声融合成像系统中的探头引起的变形

技术领域

[0001] 本发明涉及医学诊断超声成像,并且尤其涉及校正探头引起的变形的超声融合成像系统。

背景技术

[0002] 各种医学诊断成像系统具有不同的特性,所述不同的特性在诊断成像中起重要作用。已知磁共振成像(MRI)系统和计算机断层摄影(CT)系统用于产生身体内的组织和器官的高度分辨率图像,但是不能使其自身很好地适应高帧率实时成像。另一方面,超声成像产生更适用于实时成像的具有较低分辨率但在较高帧率处的图像。为了利用这些不同的强度,已经开发了图像融合系统,其使得能够利用超声和CT两者或者超声和MRI两者来可视化患者的解剖结构。一种常见的实施方式是在共配准中查看来自两种模态的图像,即,在公共显示中将相同解剖结构的两幅图像交叠(融合)在一起。因此,所谓的融合成像系统利用了两模态的优点。例如,CT或MRI图像能够用于导航,而融合的超声图像使得能够实时查看组织的移动和血流。

[0003] 为了产生高质量的超声图像,必须在超声探头和被扫描的患者的身体之间存在良好的声学接触。通过将耦合凝胶应用于探头和患者的皮肤并且通过超声检查者将超声探头强制地压靠于患者的皮肤而保持良好声学耦合来促进良好的声学接触。例如,当将探头抵靠软组织放置时,如腹部扫描期间的情况,探头抵靠身体的力将压迫探头与患者接触的的皮肤和身体。这不是利用MRI或CT成像的情况,其中,磁场或辐射射束穿过空气并且在没有仪器的物理接触的情况下容易地穿透身体。因此,在CT和MRI图像中看到的软组织和器官是未压缩的,而在相同解剖结构的超声成像期间,相同的组织和器官可以显著地由探头压缩。结果,CT或MRI图像中的未压缩的解剖结构与超声图像中的压缩的解剖结构之间的物理差异能够使得两幅图像的共配准和融合困难。因此,期望能够校正由超声探头引起的这种压缩,使得两幅图像可以准确地融合到诊断中的解剖结构的单个显示中。

[0004] 文献US2014/0193053公开了一种用于自动融合术前图像和术中图像的系统和方法。基于术中图像来变换术前图像(参考图像)。

发明内容

[0005] 因此,本发明的一个目的是提供一种技术,用于当两幅图像要共配准并融合在一起时识别和校正由超声探头压力引起的软组织压缩。

[0006] 本发明的另一个目的是提供一种用于识别探头压力压缩的简单且可靠的技术。

[0007] 本发明的另一个目的是修改参考CT或MRI图像,使得它们可以更准确地与超声图像共配准。

[0008] 本发明由权利要求定义。

[0009] 根据本发明的原理,描述了一种融合成像系统,其中,实时超声图像与参考图像融合,诸如通过MRI或CT成像产生的那些。在图示的实施方式中,通过融合成像系统采集先前

采集的CT或MRI或超声图像,以与实况超声图像融合。超声系统与诸如电磁(EM)跟踪系统的跟踪系统结合操作,使得可以在空间上跟踪超声探头和图像。计算机化图像处理器将探头位置与由探头扫描的解剖结构的参考图像配准,并且确定探头是否表现为在对象的表面内部。对于压靠在身体外部的探头,表面是皮肤线。对于内部探头,表面通常是被扫描器官的外表面。如果探头表现为在表面内部,则是由于探头对对象的压缩,并且参考图像被修改以在超声探头前面定位参考图像中的皮肤线或器官表面。然后,经修改的参考图像可以容易地与由探头产生的超声图像共配准并融合。

附图说明

[0010] 在图中:

[0011] 图1图示了利用EM跟踪系统和超声成像系统操作的图像融合系统。

[0012] 图2图示了对象的躯干的断层摄影CT图像和示出躯干的皮肤的表面绘制。

[0013] 图3图示了空间配准中的参考CT图像,其中,超声探头由探头图标表示。

[0014] 图4图示了根据本发明的原理的已经针对探头压缩被校正的融合成像系统中的参考图像。

[0015] 图5是用于校正图像融合系统中的超声探头压缩的优选方法的流程图。

具体实施方式

[0016] 首先参考图1,以框图形式示出了利用EM跟踪系统和超声成像系统操作的图像融合系统。诸如图1中所示的系统可从Philips Healthcare of Andover,Massachusetts购得,作为具有Percunav EM跟踪功能的Epiqtm超声系统。超声成像系统26具有探头12,探头12被压靠于对象8的皮肤以对对象的内部组织和器官进行超声成像。EM跟踪特征包括计算机24,计算机24接收参考图像(例如对象的先前获得的CT或MRI图像),并且将来自超声系统26的实时超声图像与参考图像融合。计算机24是通用数字计算机或处理器、控制处理器、数字信号处理器、专用集成电路、现场可编程门阵列、数字电路、模拟电路或其组合或其他现在已知或以后开发的能够或可以被编程为将超声图像数据与诊断图像配准的设备。EM跟踪特征还包括EM场生成器28和位置感测控制器20。EM场生成器28辐照可变电磁场,所述可变电磁场穿透对象8和超声扫描被执行的空间。探头取向传感器14附接到探头,探头取向传感器14检测电磁场并通过有线或无线方式将关于场的信息中继到位置感测控制器20,如虚线指示的。位置感测控制器处理该信息以计算超声探头12的位置和取向。该数据识别探头的尖端处的探头孔的位置和方向,以及由探头即时扫描的图像平面或体积的位置和取向,例如位于探头前面的对象内部的图像平面16。位置感测控制器将该信息报告给计算机24,计算机24使用其来跟踪和定向由探头和超声系统产生的与参考图像有关的图像平面或体积16的图像。计算机通过首先将超声图像共配准到参考图像来完成这,如下所述。此后,随着探头在扫描对象期间移动,其瞬时位置和取向由位置感测控制器连续报告给计算机,并且计算机能够使用该跟踪信息连续保持超声图像与先前采集的参考图像的配准。融合的超声图像和参考图像被显示在图像显示器22上。诸如图1中所示的系统的另外的细节可以在Epiq Percunav用户手册中找到,所述用户手册与Epiq超声系统一起分布在例如美国专利US 6216029(Paltieli)以及美国专利US 4945305(Blood)中。

[0017] 假设图1的系统正被用于诊断对象的肝脏。因此，肝脏是该范例中的感兴趣区域。还假设对象的包括肝脏的躯干先前已经通过如图2图示的CT成像被扫描，并且这些CT图像已经被加载到图1的计算机中以在实况超声扫描期间用作参考图像。当产生感兴趣区域的实时超声图像时，首先校准系统，并且之后将实况超声图像与CT扫描的图像共配准。超声和EM跟踪系统的校准可以以各种方式完成。一种方式是临床医师扫描患者以产生示出解剖界标的图像，例如肝管或肝脏的镰状韧带。这些解剖学界标可以与参考图像中的相同界标共配准，例如通过利用诸如鼠标或轨迹球的指点设备在参考图像和超声图像中点击它们。然后，计算机将在由该用户输入的指导时将超声图像和参考图像共配准。图像处理还可以用于将超声图像定向并且与参考图像对准。Epiq Percunav特征提供了另一校准技术，即将基准设备放置在患者上。基准设备由EM跟踪系统立即识别。临床医师然后将超声探头放置成与基准设备接触，并且然后计算机将超声探头和基准设备共配准到公共惯性系统，诸如由EM场生成器辐照的EM场的惯性系统。

[0018] 一旦已经校准了EM跟踪系统，临床医师就开始扫描患者，并且计算机24将实时超声图像与参考图像数据集的对应的平面或体积对准。在该范例中，临床医师正检查肝脏，并且因此由计算机执行的配准软件程序试图从至少两幅不同图像中分割完全相同的感兴趣区域，即肝脏。该范例中的分割程序通过使诸如粗略表示目标客体的形状的初始模型的初始模型变形开始。在目标客体是肝脏的范例中，初始形状可以是球形或肝脏平均形状。该形状由隐式函数表示，隐式函数即为在整个空间中定义的函数 Φ ，其在形状内是正的而在外部是负的。然后，形状是这种函数的零水平集。整个隐函数由空间变换 ψ 变形。具体地，零水平集将改变，并且因此对应的客体也将改变。该变换被分解为不同种类的两种转换，它们将纠正模型的初始姿态：

[0019] $\psi = \xi \cdot G$;

[0020] 其中， G 是可以平移、旋转或重新缩放初始形状的全局变换， ξ 是局部变形，其实际上使客体变形，使得其更准确地匹配图像中要分割的客体。

[0021] 然后，方法的目标是使用图像 I 信息找到最佳 ξ 和 G 。这是通过最小化以下能量来完成的：

[0022] $\int H(\Phi \cdot \xi \cdot G(x)) r(x) + \lambda \int \|\xi(x) - x\|^2$

[0023] 在也称为数据保真度的第一项中， H 是Heaviside函数(如果 $x > 0$ ，则 $H(x) = 1$ ，并且如果 $x < 0$ 则为0)，这意味着积分实际上仅在变形客体内部。 $r(x)$ 是基于图像的函数，其在体素可能在感兴趣客体外部(或内部)的情况下在每个点处返回负(或正)值。对于模糊区域， $r(x)$ 被设置为零。第二项是所谓的正则化。第二项是 ξ 和身份函数之间的范数。变形的幅度受到约束，因为客体形状不应该从先前形状偏离太多。要强调的是，该第二项独立于客体的位置和取向，其是变换的分解的目的。同时使用 ξ 和 G 两者上的梯度下降来执行这样的能量的最小化。

[0024] 在仅两幅图像的简单范例中，并且在两幅图像已经被完美配准的情况下，可以通过添加另一数据保真度项来容易地扩展先前描述的等式：

[0025] $\int H(\Phi \cdot \xi \cdot G(x)) r_1(x) + \int H(\Phi \cdot \xi \cdot G(x)) r_2(x) + \lambda \int \|\xi(x) - x\|^2$

[0026] 然而，仅在同时或彼此不久之后采集两幅图像的情况下，可能进行配准的采集。如果随后被采集，则图像不太可能会被配准。因此，该可能性与另一变换一起被考虑。通常，该

另外的变换可能是非刚性的并且是任何类型的。然而,如果可以进行对寻找相同客体的假设,则该变换(被指代为G12)可以是刚性的,即,其允许位置和取向的全局变化,但是仅具有相同尺寸目标。变换G12也可以被设置为任何仿射变换以考虑体积变化,而不损失计算效率。然后能量变为:

$$[0027] \quad \int H(\Phi \cdot \xi \cdot G(x)) r1(x) + \int H(\Phi \cdot \xi \cdot G(x)) r2(x) \cdot G12(x) + \lambda \int \|\xi(x) - x\|^2$$

[0028] 基本上,该等式通过变换G12校正来自第二项的图像信息。在多于两幅图像的配准的情况下,将添加针对每幅图像的另外的项,每个项包括其自己的变换。

[0029] 第三项(其是任选的)被构造为对局部变形的约束。如果局部变形导致客体的形状从初始几何形状偏离太多,则其限制变形。因此,当我们搜索最小值时,在第一项和第二项导致相同的结果的情况下,比其他解将初始几何形状变换更少的解将被认为是最佳的。可以设置参数“ λ ”以确定该约束的相关性。

[0030] 通过在 ξ 、G和G12上同时进行梯度下降来执行优化。最后,作为函数 $\Phi \cdot \xi \cdot G$ 的零水平集的分割更精确,因为其使用两幅图像的信息。此外,变换G12的估计允许更精确地实现图像彼此的配准。

[0031] 本发明的优选实施方式利用诸如图1中图示的系统的系统,并利用如下事实:诸如通过对患者的CT或MRI扫描产生的那些的参考图像不仅可以对对象的内部解剖结构成像,而且可以对对象的皮肤表面外部并且包括对象的皮肤表面的对象的整个身体成像。例如,图2a图示了通过CT扫描产生的对象的两幅断层摄影图像。在3D参考网格中,示出了对象的纵向平面的图像以及对象的内部解剖结构的横向图像。图2b在相同的3D网格系统中图示了相同对象的躯干外部的表面绘制,从而图示了CT成像捕获包括皮肤线的对象的整个身体。本发明的优选实施方式利用参考图像中患者皮肤线的该捕获来确定是否需要参考图像的修改以便更好地共配准参考图像和超声图像。

[0032] 这如何实现由图3的CT参考图像图示,其延伸到皮肤表面30外部。覆盖参考图像并且通过使用EM跟踪在相同的空间坐标系中的是表示超声探头12位置的图标。计算机24可以使用如由位置感测控制器报告的探头的位置和取向坐标将图标12定位为图形交叠,通过上述共配准过程将图标相对于与超声图像在空间上相关的参考图像坐标定位。更简单的方法是将图标定位在共配准的超声图像的顶部,因为超声图像从探头的面(透镜)发出。对于扇形图像,这简单地将图标定位在图像扇区的顶点。从图3中的图像发现,外部超声探头(图标12)实际上已经穿透到参考图像中的对象的身体中。出现这种情况的原因是,执行超声扫描的临床医师紧紧地抵靠腹部按压以便采集无伪影的超声图像,利用探头向内压缩腹部。因此,当探头位置12和参考图像在空间上被配准时,腹部的变形期间的探头位置表现为在其中未施加压缩的参考图像中的患者的身体内部。

[0033] 具体地,探头12表现为在患者的皮肤表面30内部。本发明的实施方式通过在参考图像中分割皮肤30来识别皮肤30。该分割过程是简单和可靠的,因为皮肤30是CT或MRI图像中对象的外表面。图像中由组织和器官占据的皮肤表面的一侧是对象的身体的内部,而对象的衣服和空气没有返回信号的另一侧是身体的外部。因此,当发现探头12的位置在参考图像中的身体内部时,系统得出结论,这是由于在超声扫描期间由探头对身体的压缩。

[0034] 然后,对异常的校正是直截了当的。参考图像变形,使得其将更容易与超声图像配准,其中,外部组织由于探头压力而被压缩。这是通过计算机重新绘制皮肤表面使得表面

30'不与探头交叠并位于探头前面来完成的,如图4所示。可以通过例如样条拟合和/或仿射变换算法由计算机平滑地重新绘制皮肤表面。可以采取若干方法来修改参考图像中探头前面的组织和器官。最简单的方法是简单地截断与探头交叠的组织和器官结构,使得图像中的所有组织在重新绘制的皮肤表面30'内,如图4所示。在参考图像要在诊断中起作用或期望更高的精确度的情况下,可以采取更复杂的方法。这是为了用比原始参考图像中更大的密度和/或刚度的外观重塑探头前面的组织和器官结构,以识别其被探头压缩的事实。最靠近探头的组织和器官可以以最大密度和/或刚度重塑,新特性在进入身体中的特定距离上下下降。可以在考虑身体的特定部分的标称密度和/或刚度的情况下针对身体的不同器官和部分建立产生下降的密度和/或刚度梯度的该外观的距离。对于肝脏,下降梯度的预定距离可以是2cm,而对于前列腺,梯度距离可以仅为0.25cm。对于参考图像仅用于导航并且超声图像将是诊断的基础的情况,在重新绘制的皮肤表面外部出现的组织和器官的简单截断通常足够。

[0035] 图5是图示利用图1的系统实施本发明的优选过程的流程图。在步骤50处,计算机24访问2D或3D参考图像。这可以采取3D体积数据集的形式,例如可以通过多平面重建从所述3D体积数据集中提取2D图像或3D体积图像。在一些实施方式中,计算机24可以是PACS系统的部分,其中,参考CT或MRI数据通过医院数据网络递送到计算机。在其他实施方式中,计算机24可以是超声系统的模块化处理器,如在Epiq超声系统中。在52处,利用EM跟踪的超声探头12对对象进行超声成像。在54处,在2D成像的情况下,计算机将超声图像与参考图像数据的平面融合(共配准)。在3D成像的情况下,超声体积图像将与参考体积图像融合。从图3中将意识到,当探头和参考图像的空间坐标两者在相同的惯性参考系统中已知时,本发明的实施方式不需要将整个超声图像与参考图像融合。在这种情况下,仅将探头图标与参考图像共配准是足够的,如图3所示。在步骤56中,计算机程序在参考图像中分割皮肤表面30,并且在步骤60中,计算机程序确定探头12的位置是否表现为在皮肤表面内部,例如,如图3所示。如果否,融合的超声和参考图像被显示在图像显示器22上,如由步骤70指示的。如果询问的答案肯定的,则在步骤62中重新绘制参考图像中的皮肤表面,如图4中的30'示出和上面解释的。探头前面的组织在步骤64中变形,使得其包含在重新绘制的皮肤表面30'内。利用这些修改,探头位置现在将表现为在皮肤30'外部,如图4所示。经修改的参考图像现在可以容易地与超声图像融合,其中,皮肤和身体由探头压力压迫,并且被显示在图像显示器22上。

[0036] 本发明的概念可以解决由内部探头(例如用于对前列腺成像的腔内探头)引起的相同问题。在这种情况下,与其中没有压力对着器官施加的前列腺的CT图像相比,探头压力可以压缩和扩张超声图像中的前列腺。可以如上所述修改CT图像中的探头的表面,使得器官的CT和超声图像两者被良好配准。

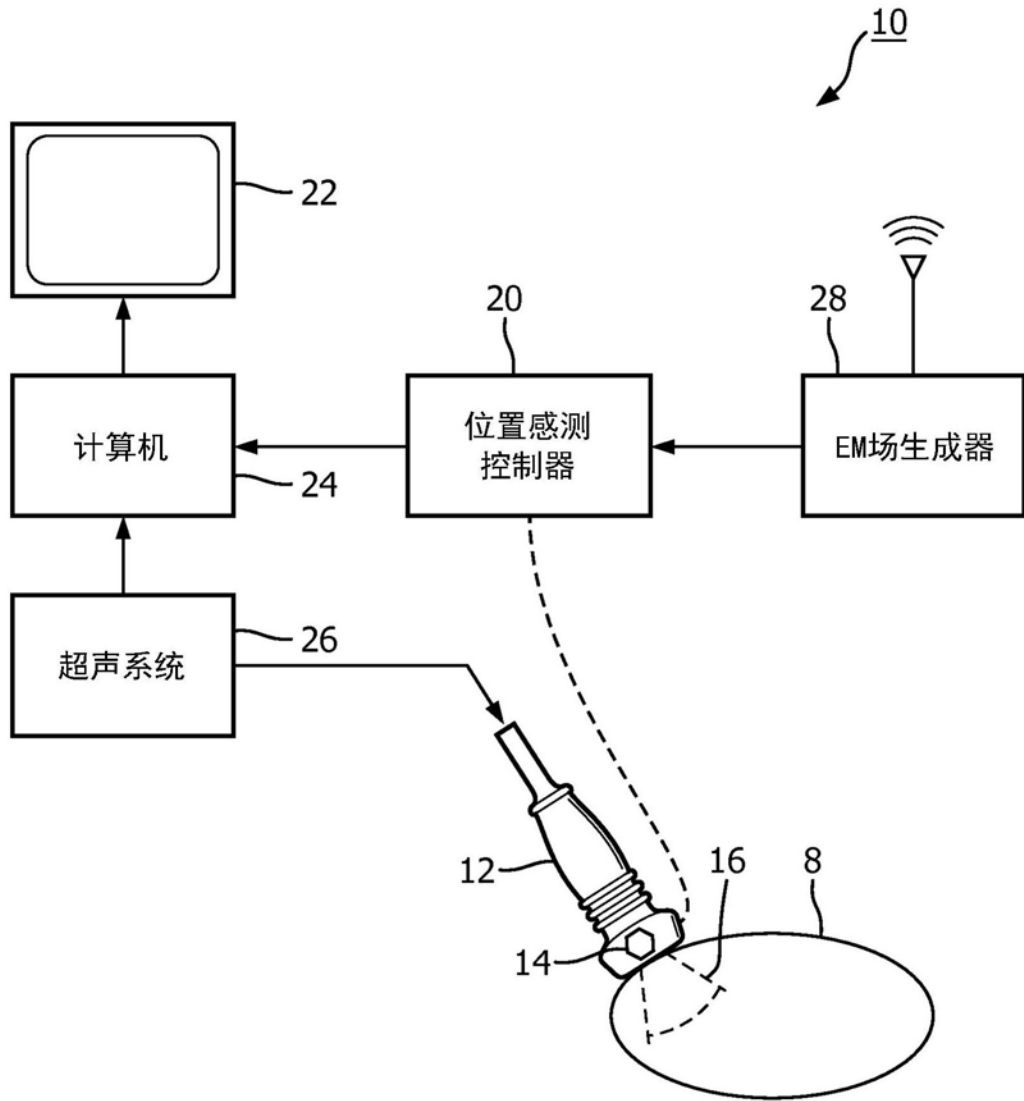


图1

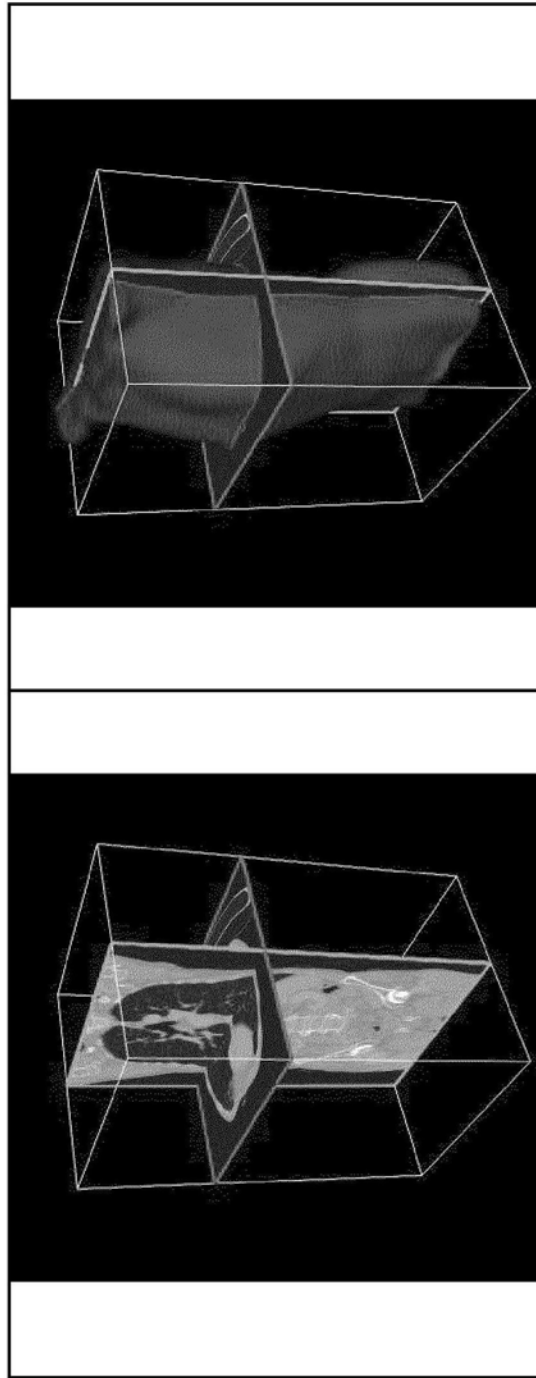


图2b

图2a

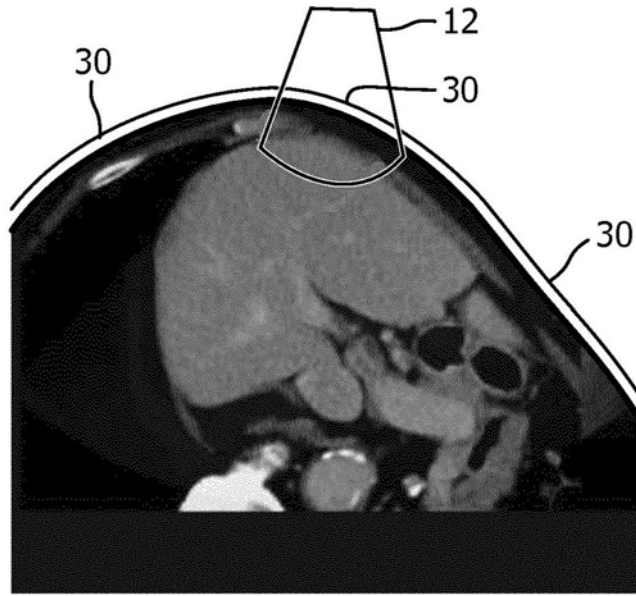


图3

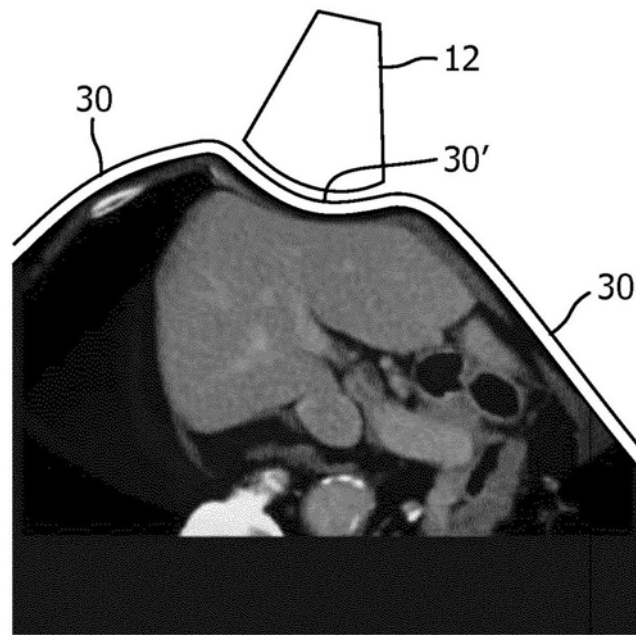


图4

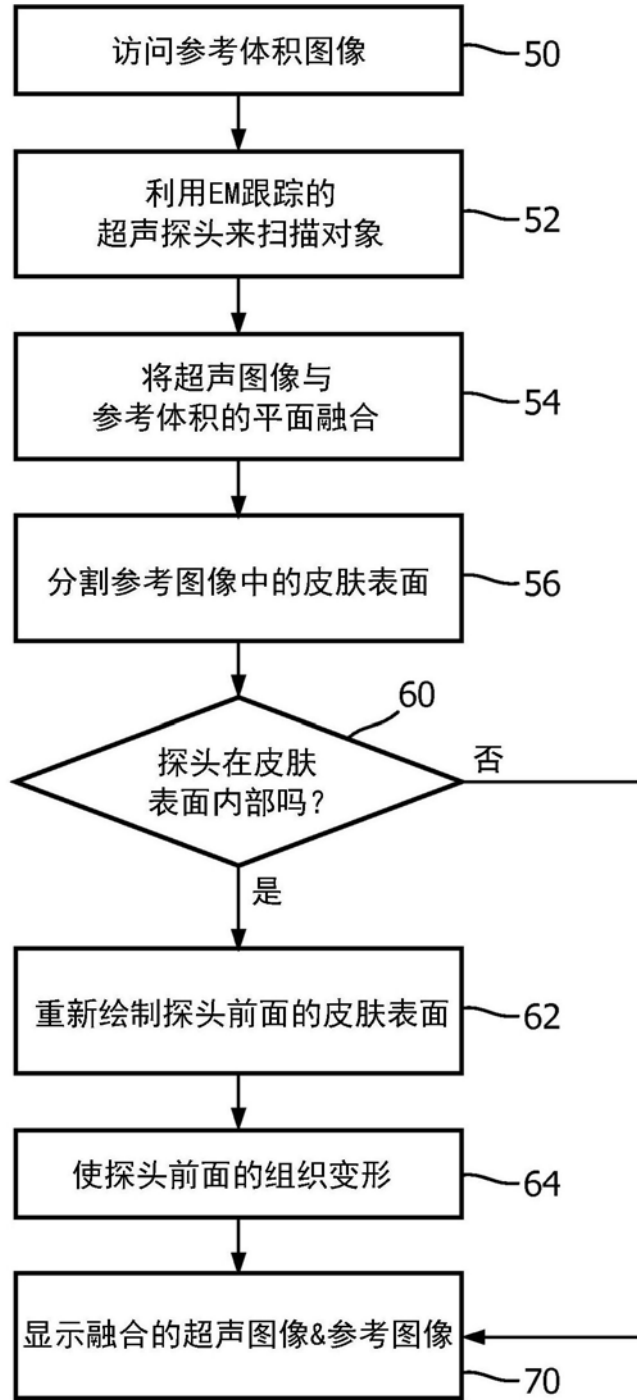


图5

专利名称(译)	校正超声融合成像系统中的探头引起的变形		
公开(公告)号	CN109152566A	公开(公告)日	2019-01-04
申请号	CN201780031999.8	申请日	2017-05-22
[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	C迪富尔 RJ阿尔东 GC H吴 S Y 唐		
发明人	C·迪富尔 R·J·阿尔东 G·C·H·吴 S·Y·唐		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00 G06T7/00		
CPC分类号	A61B8/4254 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/5261 A61B8/58 A61B90/36 A61B2034/2051 A61B2090/364 A61B2090/378 A61B2090/365 G06T7/0012 G06T7/0014		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	2016305588 2016-05-23 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

融合成像系统将实时超声图像与诸如由MRI或CT成像产生的参考图像的参考图像共配准并融合。在图示的实施方式中，将先前采集的CT或MRI或超声图像加载到系统中。超声系统与跟踪系统结合操作，使得可以空间地跟踪超声探头和图像。计算机化图像处理器将探头位置与由探头扫描的解剖结构的参考图像配准，并且确定探头是否表现为在对象的皮肤线的内部。如果是这种情况，则其是由于探头对对象的压缩，并且参考图像被修改以在超声探头前面在参考图像中定位皮肤线。然后可以容易地将经修改的参考图像与由探头产生的超声图像共配准并融合。

