



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104968280 A

(43) 申请公布日 2015. 10. 07

(21) 申请号 201480008299. 3

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

(22) 申请日 2014. 01. 21

代理人 刘鹏 景军平

(30) 优先权数据

61/763069 2013. 02. 11 US

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 08. 11

A61B 8/00(2006. 01)

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2014/058419 2014. 01. 21

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/122544 EN 2014. 08. 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 C. 善 F. 卓

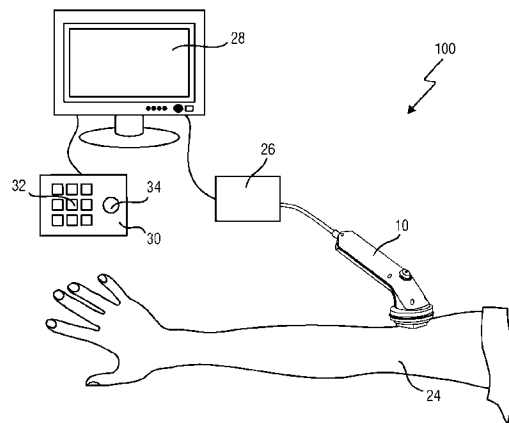
权利要求书2页 说明书11页 附图8页

(54) 发明名称

超声成像系统和方法

(57) 摘要

本发明涉及一种超声成像系统(100),该系统包括:超声探头(10),其包括用于发射和接收超声信号的单元件超声换能器(16);运动传感器(18),其用于在信号采集期间感测超声探头(10)相对于检查对象(24)的位移(x)的位移-时间信号 x(t);图像采集硬件(26),其被配置成从接收的超声信号重建 M 模式超声图像,所述重建的 M 模式超声图像是二维图像 I(t, y),包括随着时间(t)图示出的检查对象(24)中的基本上恒定深度(y)的多个一维深度信号,其中图像采集硬件(26)进一步被配置成通过使用利用运动传感器(18)感测的位移-时间信号 x(t) 将所述 M 模式超声图像 I(t, y) 映射为包括随着位移(x)图示出的深度信号的二维第二图像 I(x, y);以及图像分析单元(48),其被配置成分析所述第二图像并且在所述第二图像中检测检查对象(24)的至少一个组织层边界。



1. 一种超声成像系统(100),包括:

- 超声探头(10),其包括用于发射和接收超声信号的单元件超声换能器;

- 运动传感器(18),其用于在信号采集期间感测超声探头(10)相对于检查对象(24)的位移(x)的位移-时间信号 $x(t)$;

- 图像采集硬件(26),其被配置成从接收的超声信号重建 M 模式超声图像,所述重建的 M 模式超声图像是二维图像 $I(t, y)$,包括随着时间(t)图示出的检查对象(24)中的基本上恒定深度(y)的多个一维深度信号,其中图像采集硬件(26)进一步被配置成通过使用运动传感器(18)感测的位移-时间信号 $x(t)$ 将所述 M 模式超声图像 $I(t, y)$ 映射为包括随着位移(x)图示出的深度信号的二维第二图像 $I(x, y)$;以及

- 图像分析单元(48),其被配置成分析所述第二图像并且在所述第二图像中检测检查对象(24)的至少一个组织层边界(52)。

2. 依照权利要求 1 的超声成像系统,其中图像采集硬件(26)被配置成在给定位移位置(x)处接收到多个深度信号的情况下,通过对所述多个深度信号平均或者选择具有最高信噪比的所述多个深度信号之一而为所述给定位移位置(x)选择处理的深度信号,以便将选择的处理的深度信号用于将所述 M 模式超声图像 $I(t, y)$ 映射为二维第二图像 $I(x, y)$ 。

3. 依照权利要求 1 的超声成像系统,进一步包括至少一个用于感测压力的压力传感器(20),超声探头(10)以所述压力压向检查对象(24)的表面。

4. 依照权利要求 1 的超声成像系统,进一步包括多个压力传感器(20),这些压力传感器用于感测超声探头(10)相对于检查对象(24)的表面的取向。

5. 依照权利要求 1 的超声成像系统,其中图像分析单元(48)包括边缘检测器,该边缘检测器被配置成通过在所述第二图像中分析深度信号在深度方向(y)上的导数而检测属于检查对象(24)的所述至少一个组织层边界(52)的多个边缘点。

6. 依照权利要求 1 的超声成像系统,其中图像分析单元(48)包括滤波器,该滤波器用于使用高斯滤波器对所述第二图像滤波。

7. 依照权利要求 6 的超声成像系统,其中所述滤波器被配置成在边缘检测器检测所述多个边缘点的同时改变高斯滤波器的方差。

8. 依照权利要求 5 的超声成像系统,其中图像分析单元(48)被配置成将满足连续性准则的一定数量的已检测多个边缘点合并为至少部分地表示所述至少一个组织层边界(52)的至少一个连续边缘。

9. 依照权利要求 8 的超声成像系统,其中所述连续性准则包括所述至少一个连续边缘的长度、深度和梯度。

10. 依照权利要求 8 的超声成像系统,其中将所述至少一个连续边缘 $C(k)$ 的第 k 个定义为关于第二图像中的位移轴(x)连续的 $K_1^{(k)}$ 个边缘点集合 $(x_i^{(k)}, y_i^{(k)})$,其中将所述至少一个连续边缘 $C(k)$ 的长度 $C_L(k)$ 定义为 $C_L(k) = K_1^{(k)}$,将所述至少一个连续边缘 $C(k)$ 的深

度 $C_D(k)$ 定义为 $C_D(k) = \frac{1}{K_1^{(k)}} \sum_{i=1}^{K_1^{(k)}} y_i^{(k)}$,并且将所述至少一个连续边缘(k)的梯度 $C_G(k)$ 定

义为 $C_G(k) = \frac{1}{K_1^{(k)}} \sum_{i=1}^{K_1^{(k)}} |G(x_i^{(k)}, y_i^{(k)})|$,并且其中将连续性准则定义为:

$C(k) = w_L C_L(k) + w_D C_D(k) + w_G C_G(k)$, w_L 、 w_D 和 w_G 为加权因子。

11. 依照权利要求 8 的超声成像系统,其中图像分析单元(48)被配置成在检测到不同连续边缘属于所述至少一个组织层边界(52)的情况下在所述不同连续边缘之间插入连接点。

12. 依照权利要求 1 的超声成像系统,其中图像分析单元(48)被配置成考虑身体部位特性以便改进所述至少一个组织层边界(52)的检测。

13. 依照权利要求 1 的超声成像系统,其中图像分析单元(48)被配置成基于所述至少一个已检测组织层边界(52)计算至少一个组织层的厚度。

14. 一种用于检测检查对象(24)的至少一个组织层边界(52)的方法,包括步骤:

- 接收(101)单元件超声换能器(16)的超声信号;
- 感测(102)超声换能器(16)相对于检查对象(24)的位移(x)的位移-时间信号 $x(t)$;
- 从接收的超声信号重建(103)M模式超声图像,所述重建的M模式超声图像是二维图像 $I(t, y)$,包括随着时间(t)图示出的检查对象(24)中的基本上恒定深度(y)的多个一维深度信号,
 - 通过使用感测的位移-时间信号 $x(t)$ 将所述M模式超声图像 $I(t, y)$ 映射(104)为包括随着位移(x)图示出的深度信号的二维第二图像 $I(x, y)$;以及
 - 分析(105)所述第二图像并且在所述第二图像中检测检查对象(24)的至少一个组织层边界(52)。

15. 计算机程序,包括程序代码装置,该程序代码装置用于当所述计算机程序在计算机上执行时,使得计算机执行如权利要求 14 所述的方法的步骤。

超声成像系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声成像系统。本发明尤其涉及一种用于检测检查对象内的组织层边界的超声成像系统。进一步地,本发明涉及一种用于检测检查对象的至少一个组织层边界的方法。更进一步地,本发明涉及一种用于实现该方法的相应计算机程序。

背景技术

[0002] 在表演运动、个人健身和健康护理器具领域,希望的是深刻了解身体的不同组织类型的比例组成。为此目的,有必要将若干主要组织彼此区分。从健康角度检测的最重要的组织是:脂肪块和无脂肪块、瘦肉块和肌肉块以及皮下脂肪组织(SAT)和内脏脂肪组织(VAT)的进一步辨别。这些组织类型的组成和尺寸是用户的体质的良好指示器。

[0003] 低水平的身体活动和坏的习惯可能导致差的体质,并且从长期看导致生活方式相关的疾病,例如糖尿病、高血压、血脂异常、多囊卵巢综合症、生殖异常、性功能障碍、心脏病和代谢综合症。医疗专业人员必须越来越多地处理这些疾病。具有一种用于快速且可靠地评估患者的体质水平的方法可以帮助专业人员评估该体质可能在什么程度上影响患者的健康。而且,医学上规定的锻炼干预体质水平和疾病监视可以用来改进患者的健康,并且也用文件证明了治疗的有效性。也可以用在家庭环境中的消费者有关的健康护理器具的开发将改善这种情况,因为患者于是可以在没有医生的附加帮助下容易地自我检查。

[0004] 用于检测身体组织中的组织层的许多常用的解决方案使用太复杂而不能用在家庭设置中的形式。示例是:MRI 扫描,水下称重和皮褶测量,其需要适当的训练以便有意义。其他最新技术的形式太不一致而不能提供有意义的的数据,诸如例如生物电阻抗,其对身体中的变化的水分量非常敏感。此外,这些技术只能确定选择的组织的总质量,并且不提供对于某些组织的厚度的深刻了解。

[0005] 再一次地,其他技术涉及利用多波束或者多聚焦超声设备测量。然而,这涉及繁重的处理以及昂贵的硬件,其使得这些种类的器具对于家庭使用而言是无用的。

[0006] 例如,US 5,941,825 中公开了一种用于身体组成评估的超声成像装置。其中公开的方法提出通过将 A 模式超声脉冲传输到身体中,测量至少一个反射距离,选择具有最短距离的所述至少一个反射距离以指示皮下脂肪组织的内外边界之间的距离而测量身体脂肪。选择所述至少一个反射距离校正了超声传输视差。据断言,这允许方便地测量检查对象中的层厚度。然而,使用一维 A 线超声信号的组织层检测表现出相对不精确。A 模式超声信号对数据噪声非常敏感,并且与基于二维超声的检测相比不那么可靠和一致。

[0007] 依照大多数现有技术设备,这些问题通过使用复杂的换能器探头来克服,所述换能器探头包括布置在换能器阵列中的多个换能器元件,这些元件允许在 B 模式超声图像中对身体的内部成像。与 US 5,941,825 中使用的 A 模式超声成像技术相比,这些二维 B 模式超声图像使得能够以增大的精度检测组织层。另一方面,这样的复杂多元件换能器阵列非常成本密集,并且因此在家庭环境中用于私人用途似乎没有意义。

发明内容

[0008] 本发明的一个目的是提供一种用于超声成像的设备,该设备尤其允许精确、可靠、快速且成本有效地测量检查对象内的组织层边界。优选地,所述设备应当被配置成在家庭设置中操作容易和方便。此外,本发明的一个目的是提供一种用于检测检查对象的至少一个组织层边界的相应方法。

[0009] 依照本发明的第一方面,提出了一种超声成像系统,该系统包括:

- 超声探头,其包括用于发射和接收超声信号的单元件超声换能器;
- 运动传感器,其用于在信号采集期间感测超声探头相对于检查对象的位移的位移-时间信号 $x(t)$;
- 图像采集硬件,其被配置成从接收的超声信号重建 M 模式超声图像,所述重建的 M 模式超声图像是二维图像 $I(t, y)$,包括随着时间图示出的检查对象中的基本上恒定深度的多个一维深度信号,其中图像采集硬件进一步被配置成通过使用利用运动传感器感测的位移-时间信号 $x(t)$ 将所述 M 模式超声图像 $I(t, y)$ 映射为包括随着位移图示出的深度信号的二维第二图像 $I(x, y)$;以及
- 图像分析单元,其被配置成分析所述第二图像 $I(x, y)$ 并且在所述第二图像 $I(x, y)$ 中检测检查对象的至少一个组织层边界。

[0010] 依照本发明的第二方面,提出了一种用于检测检查对象的至少一个组织层边界的方法,其中所述方法包括步骤:

- 接收单元件超声换能器的超声信号;
- 感测超声换能器相对于检查对象的位移的位移-时间信号 $x(t)$;
- 从接收的超声信号重建 M 模式超声图像,所述重建的 M 模式超声图像是二维图像 $I(t, y)$,包括随着时间图示出的检查对象中的基本上恒定深度的多个一维深度信号,
- 通过使用感测的位移-时间信号 $x(t)$ 将所述 M 模式超声图像 $I(t, y)$ 映射为包括随着位移图示出的深度信号的二维第二图像 $I(x, y)$;以及
- 分析所述第二图像并且在所述第二图像中检测检查对象的至少一个组织层边界。

[0011] 本发明基于提供这样的超声成像设备的思想,该超声成像设备与例如皮褶方法一样成本有效且一样快速,但是在其测量中也非常可靠和一致。这通过使用单元件超声换能器来实现,该单元件超声换能器可以集成到手持式设备中,使得该超声探头可以在检查对象的顶面上方机械地(例如用手)移动。在该运动期间,所包括的运动传感器感测超声探头随着时间相对于检查对象的位移。即使仅仅提供了单元件超声换能器,所提出的超声成像系统仍然允许重建二维图像。所提出的超声成像系统因此使得能够对身体的二维区域成像,使得与现场测量相比,组织层的属性和厚度不仅可以在独特的位置检查,而且可以在身体的整个二维区域上方检查。这使得能够也检查身体内的不同组织层的空间发育。

[0012] 另外,所提出的超声成像系统应用了 M 模式超声成像技术,其中超声脉冲随着时间快速连续地发射。在超声探头运动期间, M 模式图像被生成为以时间采样率 $1/T$ 在多条扫描线处记录的不同 A 线信号的复合图像。这导致二维图像 $I(t, y)$,其中所述多个一维深度图像信号中的每一个随着水平轴上的时间 t 在 y 轴上绘出。

[0013] 与重建示出随着时间的身体独特静置点处的深度信号的二维图像的“规则”M 模式超声成像设备形成对照的是,二维区域扫描被重建。这如下完成:接收的二维深度-时间 M

模式图像 $I(t, y)$ 被映射为第二深度 - 位移图像 $I(x, y)$ 。这种从二维 $I(t, y)$ 图像到二维 $I(x, y)$ 图像(这里表示为第二图像)的映射可以通过考虑利用集成的运动传感器感测的位移 - 时间信息 $x(t)$ 来完成。按照这种方式,得到的第二图像示出与 B 模式图像中类似的检查对象的二维区域的图像。

[0014] 与通常利用布置在换能器阵列中的多个换能器元件生成的 B 模式超声图像形成对照的是,所提出的成像系统允许利用仅仅一个超声换能器元件产生可比的二维图像。使用仅仅一个超声换能器元件当然使得能够实现相对成本高效的整体设备。所提出的超声成像系统因此也适合于家庭设置。

[0015] 与如 US 5,941,825 中示例性地公开的非常简单的 A 模式超声成像设备相比,所提出的超声成像系统允许对二维区域上方的组织层及其边界成像,而不是仅仅执行现场测量。这显著地提高了系统的可靠性,并且允许执行非常详细的测量,即使仅仅使用了单元件超声换能器。与现场测量相比,利用所提出的超声成像系统扫描允许测量皮肤之下的身体组织(例如脂肪)的体积,并且也使得能够例如计算与无脂肪组织相比脂肪的百分比。

[0016] 依照本发明,如下文中将进一步解释的,检查对象的所述至少一个组织层边界在所述第二图像中通过应用图像分析技术进行检测。这通常在集成的图像分析单元内完成。图像分析单元可以是硬件或软件实现的。通过分析第二图像,图像分析单元允许检测至少一个组织层边界,优选地多个组织层边界,使得每个不同组织层的厚度可以通过确定所述多个检测的组织层边界中的每一个之间的距离而确定。

[0017] 由于所提出的超声成像系统用在 M 模式下并且将该 M 模式超声图像映射为二维深度 - 位移图像,因而可以在相同位移位置 x 拍摄若干图像。M 模式超声图像通常是超声视频(随着时间图示出的帧)。如果超声探头不运动,那么所产生的 M 模式图像因此将显示在身体的同一位置记录的、随着时间的若干深度成像信号的序列。由于所提出的超声成像系统优选地应用其中将单个深度信号映射为单个位移位置的一对一(双射)映射,因而该问题应当被克服。

[0018] 依照本发明的一个实施例,图像采集硬件被配置成在给定位移位置处接收到多个深度信号的情况下,通过对所述多个深度信号平均或者选择具有最高信噪比的所述多个深度信号之一而为所述位移位置选择处理的深度信号,以便将选择的处理的深度信号用于将所述 M 模式超声图像 $I(t, y)$ 映射为二维第二图像 $I(x, y)$ 。

[0019] 因此,如果在身体的同一位置处接收到若干深度信号,那么在映射期间优选地对这些深度信号平均或者求和。可替换地,选择具有最高信噪比的深度信号以用于上面描述的映射。

[0020] 依照一个实施例,所述超声成像系统进一步包括至少一个用于感测压力的压力传感器,超声探头以所述压力压向检查对象的表面。

[0021] 这样的压力传感器特别具有以下优点:可以计及由不同的施加的压力造成的超声图像差异。压力传感器也可以与视觉、听觉和/或触觉反馈单元耦合,该反馈单元用于向用户提供关于利用所述至少一个压力传感器测量的压力的反馈。在这种情况下,用户可以接收所施加的压力是否太高或太低的指示。例如,如果用户以可能负面地干扰测量的太高的压力将超声探头压向检查对象,那么可能生成听觉报警信号。可替换地,可以在超声探头上提供绿灯,其在所施加的压力太高的情况下变成红灯。这样的实施例对于帮助无经验的用

户是特别有利的。

[0022] 在另一优选的实施例中,超声成像系统的超声探头包括多个压力传感器。这允许也感测超声探头相对于检查对象的取向。由于超声成像系统采集 M 模式超声成像信号并且将这些信号变换为上面提到的第二 $I(x, y)$ 图像,最重要的是超声探头基本上相对于检查对象的顶面垂直地布置。可以空间地分布在超声探头的头部上的若干压力传感器可以计及这一点。压力传感器可以例如布置在超声探头的独特点处,这些独特点一起形成假想三角形。如果利用每个压力传感器感测的所有压力彼此相等,那么这是超声探头基本上或者恰好垂直于检查对象布置的指示器。如果情况不是这样,那么通过上面提到的反馈单元,也可以向用户提供反馈。用户然后可以校正超声探头相对于检查对象的取向。

[0023] 对于上面提到的图像映射,同样重要的是用户优选地沿着基本上笔直的线移动换能器探头。这可以通过上面提到的运动传感器检测。依照一个实施例,可以提供多个运动传感器(例如三个运动传感器)以提高该测量的精度。这也将允许感测超声探头在所有三个空间维度的位移。如果未正确移动超声探头,即不沿着基本上笔直的线移动,那么上面提到的反馈单元也可能向用户提供反馈。

[0024] 为了检测检查对象内的组织层边界,依照本发明的超声成像系统(即图像分析单元)应用若干图像分析和图像增强技术。其中,组织层边界被建模为超声图像内的连接和/或连续边缘。

[0025] 依照一个优选的实施例,图像分析单元包括边缘检测器,该边缘检测器被配置成通过在所述第二图像中分析深度信号在深度方向上的导数而检测属于检查对象的所述至少一个组织层边界的多个边缘点。

[0026] 该边缘检测器可以是软件实现的。例如,可以应用 canny 边缘检测器检测第二 $I(x, y)$ 图像内的边缘点集合。由于组织边界通常跨超声图像水平地隔开,因而在边缘检测器中仅考虑深度方向(y)上的导数。然后,可以将使用该边缘检测获得的松散边缘点集合并成群组。

[0027] 依照一个实施例,图像分析单元可以被配置成将包括多个已检测边缘点的已检测边缘的长度与最小阈值长度值进行比较。该比较允许丢弃最可能不属于组织层边界,但是属于 $I(x, y)$ 图像内被边缘检测器检测的其他伪像的边缘点。图像分析单元可以被配置成仅仅在已检测边缘的长度高于所述最小阈值长度值的情况下进一步处理这些已检测边缘。所有其他已检测边缘都不会进一步进行处理。

[0028] 为了避免由于原始图像数据中的噪声而引起的假检测,可以应用一些图像增强技术。

[0029] 依照本发明的一个实施例,图像分析单元可以包括滤波器,该滤波器用于使用高斯滤波器对所述第二图像滤波。这可以平滑接收的超声图像。然而,原始图像数据中应用的高斯平滑可能使得已检测边缘移离真实的组织层边界。为了解决这个问题,可以通过逐步降低高斯滤波器的方差值而提高边缘的精度。

[0030] 依照本发明的一个优选的实施例,所述滤波器被配置成在边缘检测器检测所述多个边缘点的同时改变高斯滤波器的方差。这意味着在降低方差的每个步骤,边缘检测都由边缘检测器执行,并且从而以较低的方差产生新边缘点集合。现在,对每个边缘点在旧边缘点候选之中的邻域搜索是否找到可能属于相同组织层边界的相邻边缘点。如果情况如此,

那么在较低方差下旧边缘点被新边缘点代替。在下一步,图像分析单元可以被配置成进一步减小高斯滤波器的方差,并且对于每个已检测边缘点,再次考察是否存在可能属于相同组织层边界的邻近边缘点。按照这种方式,将边缘检测器检测的边缘点逐步一起合并为指示所述第二 $I(x, y)$ 图像内的所述至少一个组织层边界的连续边缘。

[0031] 依照本发明的一个实施例,图像分析单元被配置成将满足连续性准则的一定数量的已检测多个边缘点合并为至少部分地表示所述至少一个组织层边界的至少一个连续边缘。所述连续性准则可以包括所述至少一个连续边缘的长度、深度和梯度。该连续性准则可以被建模为成本函数,可以基于该成本函数执行全局最小化以便基于已检测边缘点导出所述至少一个组织层边界。

[0032] 依照本发明的一个实施例,将所述至少一个连续边缘 $C(k)$ 的第 k 个定义为关于第二图像中的位移轴(x) 连续的 $K_1^{(k)}$ 个边缘点集合 $(x_i^{(k)}, y_i^{(k)})$, 其中将所述至少一个连续边缘 $C(k)$ 的长度 $C_L(k)$ 定义为 $C_L(k) = K_1^{(k)}$, 将所述至少一个连续边缘

$C(k)$ 的深度 $C_D(k)$ 定义为 $C_D(k) = \frac{1}{K_1^{(k)}} \sum_{i=1}^{K_1^{(k)}} y_i^{(k)}$, 并且将所述至少一个连续边缘 (k) 的

梯度 $C_G(k)$ 定义为 $C_G(k) = \frac{1}{K_1^{(k)}} \sum_{i=1}^{K_1^{(k)}} \left| G(x_i^{(k)}, y_i^{(k)}) \right|$, 并且其中将连续性准则定义为:

$C(k) = w_L C_L(k) + w_D C_D(k) + w_G C_G(k)$, w_L 、 w_D 和 w_G 为加权因子。

[0033] 上面提到的全局最小化允许基于已经利用边缘检测器检测的所述多个边缘点对组织层边界建模。得到的借助于图像分析单元处理的连续边缘有时可能是真实组织边界的片段。因此,在不同的已检测连续边缘之间可能出现间隙。如果在这些间隙中没有边缘点被边缘检测器检测到,那么图像分析单元可以被配置成应用插值以便对这些空间中的组织层边界建模。

[0034] 依照一个实施例,图像分析单元被配置成在检测到不同连续边缘属于所述至少一个组织层边界的情况下在所述不同连续边缘之间插入连接点。该插值可以是线性或者二次插值或者更高阶的插值。

[0035] 依照本发明的一个实施例,为了改进组织层边界的检测,图像分析单元被配置成考虑身体部位特性以便改进所述至少一个组织层边界的检测。

[0036] 如果在 $I(x, y)$ 图像内最终检测到所述至少一个组织层边界,那么图像分析单元可以被配置成基于所述至少一个已检测组织层边界计算所述至少一个组织层的厚度。

[0037] 如前面已经提到的,所提出的超声成像系统使得能够接收检查对象的二维区域扫描。因此,有可能不仅计算身体的一个独特点位 (spot) 处的所述至少一个组织层的厚度,而且计算整个扫描区域的所述至少一个组织层的厚度的变动。

[0038] 应当再次指出的是,本发明不仅涉及超声成像系统,而且涉及上面提到的用于检测检查对象的至少一个组织层边界的方法。应当理解的是,要求保护的方法具有与要求保护的超声成像系统相似和 / 或相同且如从属权利要求中所限定的优选实施例。

[0039] 依照一个实施例,要求保护的方法包括步骤:在给定位移位置处接收到多个深度信号的情况下,通过对所述多个深度信号平均或者选择具有最高信噪比的所述多个深度信号之一而为所述给定位移位置选择处理的深度信号,以便将选择的处理的深度信号用于将

所述 M 模式超声图像映射为二维第二图像。

[0040] 依照另一实施例,要求保护的方法包括感测压力的步骤,超声探头以所述压力压向检查对象的表面。

[0041] 依照另一实施例,要求保护的方法包括感测超声探头相对于检查对象表面的取向的步骤。

[0042] 依照另一实施例,要求保护的方法包括步骤:通过在所述图像中分析深度信号在深度方向上的导数而检测属于检查对象的所述至少一个组织层边界的多个边缘点。

[0043] 依照另一实施例,要求保护的方法包括步骤:使用高斯滤波器对所述第二图像滤波。

[0044] 依照另一实施例,要求保护的方法包括步骤:在边缘检测器检测所述多个边缘点的同时改变高斯滤波器的方差。

[0045] 依照另一实施例,要求保护的方法包括步骤:将满足连续性准则的一定数量的已检测多个边缘点合并为至少部分地表示所述至少一个组织层边界的至少一个连续边缘。

[0046] 依照要求保护的另外的另一实施例,所述连续性准则包括所述至少一个连续边缘的长度、深度和梯度。该连续性准则可以与上文关于要求保护的超声成像系统所提到的连续性准则相同。

[0047] 依照另一实施例,要求保护的方法可以包括步骤:在检测到不同连续边缘属于所述至少一个组织层边界的情况下在所述不同连续边缘之间插入连接点。

[0048] 依照另一实施例,要求保护的方法包括步骤:基于所述至少一个已检测组织层边界计算所述至少一个组织层的厚度。

附图说明

[0049] 本发明的这些和其他方面根据以下描述的(多个)实施例将是清楚明白的,并且将参照所述实施例进行阐述。在以下附图中

图 1 图示出依照本发明一个实施例的超声成像系统的超声探头的不同视图;

图 2 示意性地图示出依照本发明一个实施例的超声成像系统的应用;

图 3 示意性地图示出人类手臂的截面;

图 4 示出了依照本发明一个实施例的超声成像系统的示意性框图;

图 5 示出了利用超声成像系统接收的若干超声图像以便说明利用超声成像系统执行的组织层分割的连续步骤;以及

图 6 图示出其中已经检测到组织边界层的最终处理的超声图像的示例。

[0050] 图 7 图示出概括所提出的用于检测至少一个组织层边界的方法的框图。

具体实施方式

[0051] 图 1 以两个不同的视角示出了超声成像系统 100 的超声探头 10 的实施例。超声探头 10 在图 1A 中完整地示出。图 1B 从下方示出了超声探头 10 的头部。超声探头 10 包括手柄 12 和探头头部 14。在这种情况下,探头头部 14 具有基本上圆形的形状。然而,探头头部 14 的形状可以偏离所图示的形状而不离开本发明的范围。

[0052] 探头头部 14 包括超声换能器元件 16、运动传感器 18 和压力传感器 20。依照本发

明,超声换能器元件 16 优选地被实现为单元件超声换能器 16。该单元件超声换能器 16 发射和接收超声信号。致动按钮 22 可以集成到手柄 12 中。该致动按钮 22 使得能够启动和停止信号采集。

[0053] 运动传感器 18 用来在信号采集期间检测超声探头 10 相对于检查对象 24 的位移。该运动传感器 18 优选地被实现为光学传感器。该光学传感器可以例如是与计算机鼠标中使用的位移传感器相似的传感器。依照一个实施例,超声探头 10 可以以多个这样的运动传感器 18 为特征。这允许甚至更精确地检测超声探头 10 相对于检查对象 24 的位移。运动传感器 18 优选地被配置成检测超声探头 10 在所有三个空间维度上相对于检查对象 24 的位移。

[0054] 集成的压力传感器 20 被配置成感测超声探头 10 压向检查对象 24 的压力。这便于标准化超声探头 10 与检查对象 24 之间施加的压力。依照一个实施例,超声探头 10 包括多个压力传感器 20。在提供至少两个压力传感器 20 的情况下,这也使得能够检测超声探头 10 是否相对于检查对象 24 正确地(例如垂直地)布置。

[0055] 图 2 示出了依照本发明一个实施例的整个超声成像系统 100 的示意图示。超声成像系统 100 被应用来检查解剖部位,尤其是检查对象 24 (例如患者 24)的解剖部位的体积。超声成像系统 100 包括超声探头 10,该超声探头可以由系统的用户(例如医护人员或者医生)手持。所提出的超声成像系统 100 被设计为易于使用,使得私人也可以应用系统 100。

[0056] 超声成像系统 100 进一步包括控制单元 26,该控制单元经由超声成像系统 100 控制超声图像的提供。如将在下文中进一步详细地解释的,控制单元 26 不仅控制经由超声探头 10 的超声换能器元件 16 的数据采集,而且控制从超声换能器 16 接收的超声束的回波形成得到的超声图像的信号和图像处理。

[0057] 超声成像系统 100 进一步包括用于向用户显示接收的超声图像的显示器 28。更进一步地,可以提供输入设备 30,其例如包括按键或键盘 32 以及另外的输入设备,例如跟踪球 34。输入设备 30 可以连接到显示器 38 或者直接连接到控制单元 26。

[0058] 应当注意的是,图 2 仅仅是一个示意图示。在实践中,器具可以偏离图 2 中所示的具体设计而不离开本发明的范围。超声探头 10 和控制单元 26 也可以被配置成具有或者没有显示器/屏幕 28 的单件,使用无线或 USB 连接将数据传送至计算机以用于后处理和计算目的。控制单元 26 也可以被实现为手持式设备。

[0059] 所提出的超声成像系统优选地被应用于借助于超声检测检查对象 24 内的组织层。如图 2 中所图示的,超声成像系统 100 可以例如被应用于检测患者手臂内的不同组织层。图 3 示意性地图示出通过人类手臂的截面。所提出的超声成像系统 100 可以示例性地用来对手臂中的不同组织层成像和区分这些组织层,这些组织层例如皮肤层 35、皮下脂肪层 36、肌肉层 37 和骨骼 38。

[0060] 依照本发明,为了对上面提到的组织层成像和检测这些组织层,超声扫描优选地通过在检查对象 24 的顶面上方移动超声探头 10 而执行。在该运动期间,超声换能器 16 发射和接收超声信号。如将在下文中进一步详细地解释的,M 模式(运动模式)超声图像从而被生成,其使用利用所述至少一个运动传感器 18 获得的位移信息被映射为二维区域扫描图像。然后,应用图像分析和增强技术以便检测处理的图像内的不同组织层边界。与现场测量相比,该扫描过程允许测量皮肤下方的身体组织(例如脂肪)的总体积,而不仅仅测量

仅仅一个独特点处的所述组织的厚度。

[0061] 图 4 示出了依照本发明一个实施例的超声成像系统 100 的示意性框图。应当注意的是,该框图用来说明这样的超声系统的一般构思和设计。在实践中,依照本发明的超声成像系统 100 可以稍微偏离该框图的设计。

[0062] 如上面已经列出的,超声成像系统 100 包括超声探头(PR)10、控制单元(CU)26、显示器(DI) 28 和输入设备(ID) 30。超声探头 10 进一步包括用于发射和接收超声信号的单元件超声换能器(TR)16。它进一步包括用于在信号采集期间感测超声探头 10 相对于检查对象 24 的位移的运动传感器(MO) 18。运动传感器 18 产生位移 - 时间信号 $x(t)$ 。

[0063] 通常,控制单元 26 可以包括中央处理单元,该中央处理单元可以包括模拟和 / 或数字电子电路、处理器、微处理器等等以便协调整个图像采集和提供。此外,控制单元 26 包括这里所称的图像采集控制器(CON) 40。然而,必须理解的是,图像采集控制器 40 不必是超声成像系统 100 内的单独的实体或单元。它可以是控制单元 26 的部分,并且通常是硬件或软件实现的。当前的区别仅仅出于说明的目的而做出。此外,应当注意的是,控制单元 26 在这里也称为图像采集硬件 26。

[0064] 作为控制单元 / 图像采集硬件 26 的部分的图像采集控制器 40 控制波束形成器(BF) 42,并且由此控制拍摄检查对象 24 的什么图像以及如何拍摄这些图像。波束形成器 42 生成驱动单元件超声换能器 16 的电压。它可以进一步对换能器元件 16 返回的回波电压流放大、滤波和数字化。

[0065] 此外,图像采集控制器 40 可以确定一般扫描策略。这样的一般策略可以包括希望的采集率、体积的横向范围、体积的高度范围、最大和最小线密度、扫描线次数和线密度本身。波束形成器 42 进一步从换能器元件 16 接收超声信号并且将它们作为图像信号转发。

[0066] 此外,超声成像系统 100 包括接收所述图像信号的信号处理器(SP)44。信号处理器 44 通常被提供用于接收的超声回波或图像信号的模数转换、数字滤波(例如带通滤波)以及检测和压缩(例如动态范围缩小)。信号处理器 44 转发图像数据。

[0067] 此外,超声成像系统 100 包括将接收自信号处理器 44 的图像数据转换成最终在显示器 28 中示出的显示数据的图像处理器(IP) 46。特别地,图像处理器 46 接收图像数据,预处理该图像数据,并且可以将其存储在图像存储器(未显式地示出)中。然后,对这些图像数据进一步后处理以便经由显示器 28 提供对用户最方便的图像。

[0068] 此外,超声成像系统 100 包括用于分析重建的超声图像的图像分析单元(IA) 48。所述图像分析单元 48 是软件或硬件实现的,并且也可以集成到控制单元 / 图像采集硬件 26 的其他部件之一中。

[0069] 在当前情况下,例如图像处理器 46 形成 M 模式图像,并且将该 M 模式图像变换为二维区域扫描图像 $I(x, y)$,该图像说明随着换能器探头 10 的位移 x 图示出的深度图像信号。后面提到的 $I(x, y)$ 图像在这里也表示为第二图像。该变换将在下文中简要地进行解释:

单元件超声换能器 16 操作于 M 模式下。图像采集硬件 26 的图像处理器 46 中重建的原始 M 模式图像是以 $1/T$ 的时间采样率在多条扫描线处记录的 A 线信号的复合图像。该 M 模式图像是二维图像 $I(t, y)$,其包括随着水平轴上的时间 t 的基本上恒定深度 y (在垂直轴上)的多个一维深度信号。这些 M 模式超声图像也可以称为超声视频。在图像处理器 46

中,将这些M模式超声图像 $I(t, y)$ 映射为包括随着位移 x 图示出的深度信号 y 的二维第二图像 $I(x, y)$ 。利用来自运动传感器的位移感测 $x(t)$,可以将时间 t 映射为位移 x 。在图像处理单元 46 接收到相同位移位置 x 处的多个 A 线信号的情况下,图像处理单元 46 被配置成对所述多个 A 线信号平均或求和,或者选择具有最高信噪比的所述多个 A 线信号之一。这保证独特地一对一映射。得到的第二图像看起来类似于利用多元件换能器阵列拍摄的 B 模式图像,即使依照本发明,仅仅使用了单个换能器元件 16。与 B 模式图像形成对照的是,得到的第二图像没有典型的圆锥形状,而是矩形形状(水平轴上的位移和垂直轴上的深度)。这也便于以下用于检测组织层的厚度的测量。

[0070] 与 B 模式图像相比较,M 模式图像显示具有更少细节的结构,并且具有更低的信噪比,使得对这些图像的解释更加困难。为了提高对比度,图像处理单元 46 可以被配置成应用图像增强技术。图像处理单元 46 可以例如被配置成将像素强度映射为新值,使得例如只有 1% 的数据在低强度和高强度下是饱和的。

[0071] 然后,可以在图像分析单元 48 内进一步处理得到的所谓第二 $I(x, y)$ 图像。该图像分析单元 48 被配置成检测超声图像中的边缘点集合(参见图 5A)。所述多个边缘点可以通过使用诸如例如 canny 边缘检测器之类的边缘检测器来检测。该边缘检测器可以被配置成分析所述第二图像 $I(x, y)$ 中深度信号在深度方向 y 上的导数。为了避免由于图像中的噪声而引起的假检测,图像分析单元 48 可以被配置成利用高斯滤波器对图像平滑。

[0072] 此外,图像分析单元 48 可以被配置成将一定数量的已检测多个边缘点合并成群组(参见图 5B)。低于最小阈值长度的短边缘 50 可以被图像分析单元 48 丢弃(比较图 5A 和图 5B)。

[0073] 为了对表示所述至少一个组织边界层 52 的连续边缘建模,图像分析单元 48 可以被配置成应用基于成本函数值的全局最小化。该成本函数在这里可以表示为包括所述至少一个连续边缘的长度、深度和梯度的连续性准则。

[0074] 考虑 k 边缘集合。每个边缘是边缘检测器(canny 边缘检测)已经找到的合并边缘点的群组。将所述至少一个连续边缘 $C(k)$ 的第 k 个定义为关于第二图像中的位移轴(x)连续的 $K_1^{(k)}$ 个边缘点集合 $(x_i^{(k)}, y_i^{(k)})$,其中将所述至少一个连续边缘 $C(k)$ 的长度 $C_L(k)$ 定义

为 $C_L(k) = K_1^{(k)}$,将所述至少一个连续边缘 $C(k)$ 的深度 $C_D(k)$ 定义为 $C_D(k) = \frac{1}{K_1^{(k)}} \sum_{i=1}^{K_1^{(k)}} y_i^{(k)}$

,并且将所述至少一个连续边缘 (k) 的梯度 $C_G(k)$ 定义为 $C_G(k) = \frac{1}{K_1^{(k)}} \sum_{i=1}^{K_1^{(k)}} |G(x_i^{(k)}, y_i^{(k)})|$,

并且其中将连续性准则定义为: $C(k) = w_L C_L(k) + w_D C_D(k) + w_G C_G(k)$, w_L 、 w_D 和 w_G 为加权因子。

[0075] 全局最小化选择的边缘有时是真实组织边界的片段(参见图 5C)。图像分析单元 48 于是搜索以便找到满足连续性准则的其他边缘。如果找到不与选择的边缘重叠的这样的边缘,那么将这两个边缘的连接合并。此外,图像分析单元 48 通过线性或者二次插值或者更高阶的插值在所述不同连续边缘之间插入连接点。继续该搜索和插值,直到不再找到可以连接到选择的边缘的邻近边缘为止。然后,通过分别保持第一或最后深度值而继续得到的边缘两端的间隙(参见图 5D)。将上面提到的高斯滤波器应用到图像可以使得已检测边缘移离真实的组织层边界 52。为了解决这个问题,图像分析单元 48 可以被配置成通过逐步降

低高斯滤波器的方差值而提高边缘的精度。在每一步,执行边缘检测,以较低的方差产生新边缘点集合。现在,对每个点在旧边缘点候选之中的邻域搜索边缘点是否可用。如果情况如此,那么在较低方差下该点被新边缘点代替。在下一步,进一步减小方差,并且对于每个边缘点,再次考察新集合中是否存在邻近边缘点(参见图 5E)。最后,可以采用活动轮廓模型以细化组织层的边界(参见图 5F)。此外,可以通过考虑频谱属性增强组织边界。

[0076] 组织层的厚度和密度在不同的身体部位(和不同的人)之间变化。这归因于以下事实:组织物质具有变化的反射系数,这由诸如不同的肌肉纤维排列角度或组织深度之类的因素造成,导致对于不同的身体部位每个层的可见性变化。例如,二头肌轨迹通常通过弱筋膜但是强骨骼边界表征,而对于小腿轨迹而言,由于堆叠在彼此之上的两层小腿肌肉的人类解剖结构的原因,可以在筋膜下方看见强的肌肉间边界。上面提到的组织层检测因此可以通过考虑身体部位特性进行修改以便改进精度。身体部位信息可以由用户手动选择,或者在图像分析单元 48 中自动地检测。

[0077] 图 6 中图示出了具有检测的建模的组织层边界 52 的最终重建的超声图像的一个示例。图 6 中所图示的上图显示了在这里表示为第二图像的 $I(x, y)$ 图像。其中检测的层边界是肌肉层的下边界 52'、肌肉层与皮下脂肪组织层之间的边界 52'' 以及皮下脂肪组织层与皮肤之间的边界 52'''。所图示的图像再次表明,有可能在整个扫描区上方对组织层的不同厚度成像。与其中可能只在一个点位测量层的厚度的现场测量相比较,这是显著的优点。记住该图像是仅仅利用单元件超声换能器 16 生成的,本发明使得能够利用相对简单且廉价的超声成像设备精确地确定层厚度。

[0078] 图 6 中的下图图示出了利用上面提到的压力传感器 20 测量的压力。在这种情况下,三个压力传感器 20 布置在换能器探头头部 14 的不同点上。可以看到,尤其是在图像的第一部分中,利用这三个压力传感器测量的压力相当恒定。这是超声探头 10 几乎垂直于检查对象 24 的顶面布置的指示器。

[0079] 图 7 示出了概括所提出的用于检测至少一个组织层边界 52 的方法的框图。在第一步骤 101 中,接收单元件换能器的超声信号。这些超声信号可以实时地测量或者从存储器获取并且在外部设备上处理。在下一步骤 102 中,感测超声换能器 10 相对于检查对象 24 的位移 x 的位移-时间信号 $x(t)$ 。这些位移信号优选地与超声采集同时地感测。步骤 101、102 二者优选地例如通过计算机支持的超声成像系统自动地执行。在第三步骤 103 中,从接收的超声信号重建 M 模式超声图像。所述重建的 M 模式超声图像是二维图像 $I(t, y)$, 包括随着时间 t 图示出的检查对象 24 中的基本上恒定深度 y 的多个深度信号。在下面的步骤 104 中,通过使用感测的位移-时间信号 $x(t)$ 将所述 M 模式超声图像 $I(t, y)$ 映射为包括随着位移 x 图示出的深度信号的二维第二图像 $I(x, y)$ 。最后,分析所述第二图像 $I(x, y)$ 并且在所述第二图像中检测和识别检查对象 24 的至少一个组织层边界 52。

[0080] 尽管在所述图和前面的描述中已经详细地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说明性或示例性的,而不是限制性的;本发明并不限于所公开的实施例。本领域技术人员在实践要求保护的本发明时,根据对于所述图、本公开内容以及所附权利要求书的研究,可以理解并实施所公开实施例的其他变型。

[0081] 在权利要求书中,措词“包括”并没有排除其他的元件或步骤,并且不定冠词“一”或“一个”并没有排除多个。单个元件或其他单元可以实现权利要求中记载的若干项的功

能。在相互不同的从属权利要求中记载某些措施的仅有事实并不指示这些措施的组合不可以被有利地利用。

[0082] 计算机程序可以存储 / 分布于适当的介质上, 例如存储 / 分布于与其他硬件一起提供或者作为其他硬件的一部分而提供的光学存储介质或者固态介质上, 但是也可以以其他的形式分布, 例如经由因特网或者其他有线或无线电信系统分布。

[0083] 权利要求书中的任何附图标记都不应当被解释为限制范围。

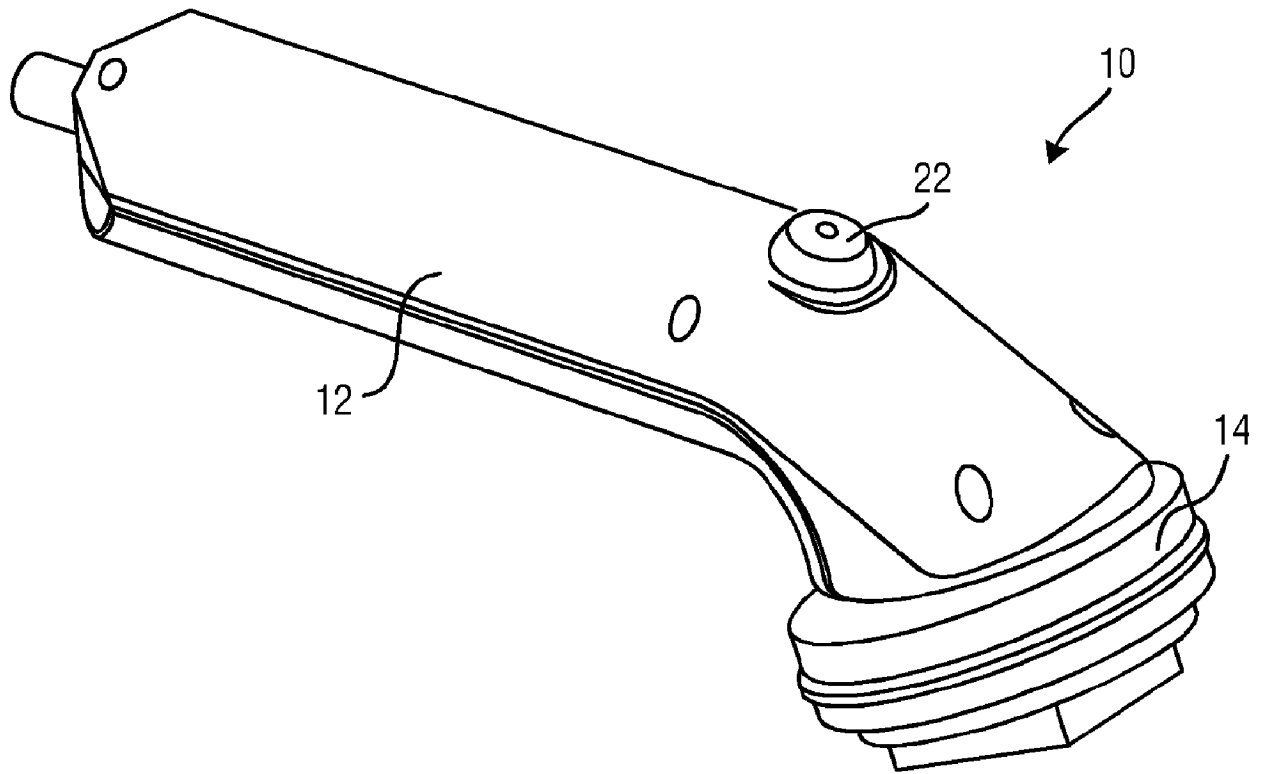


图 1A

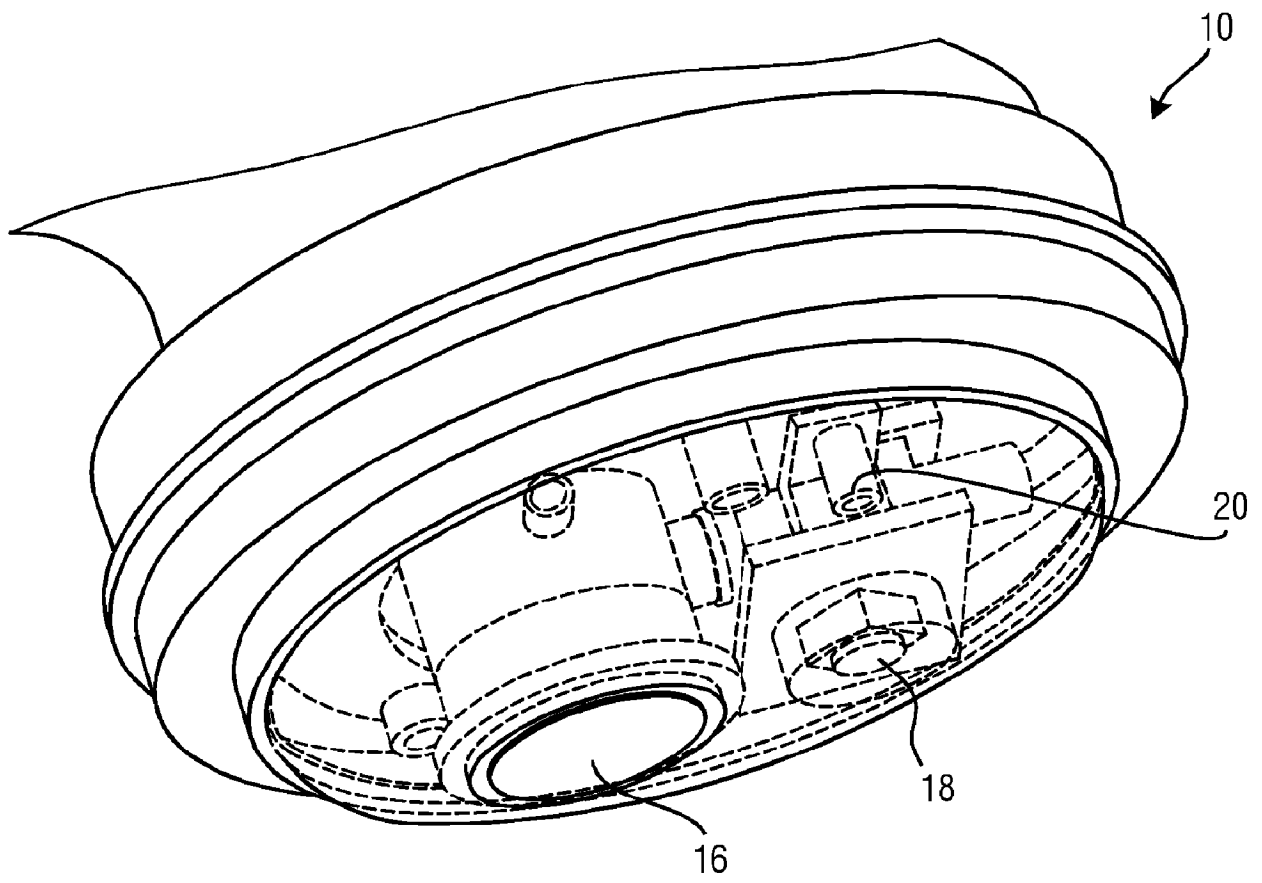


图 1B

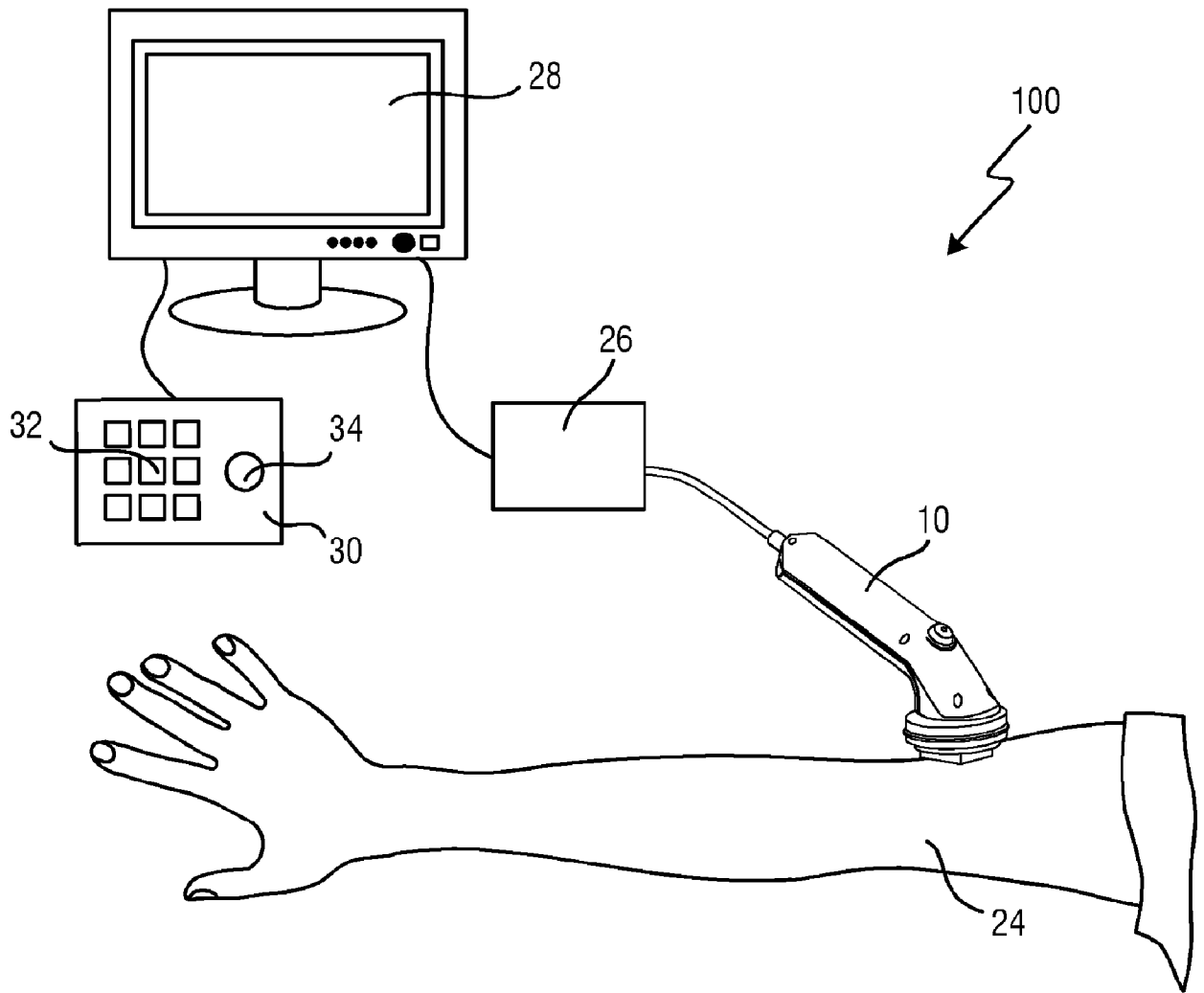


图 2

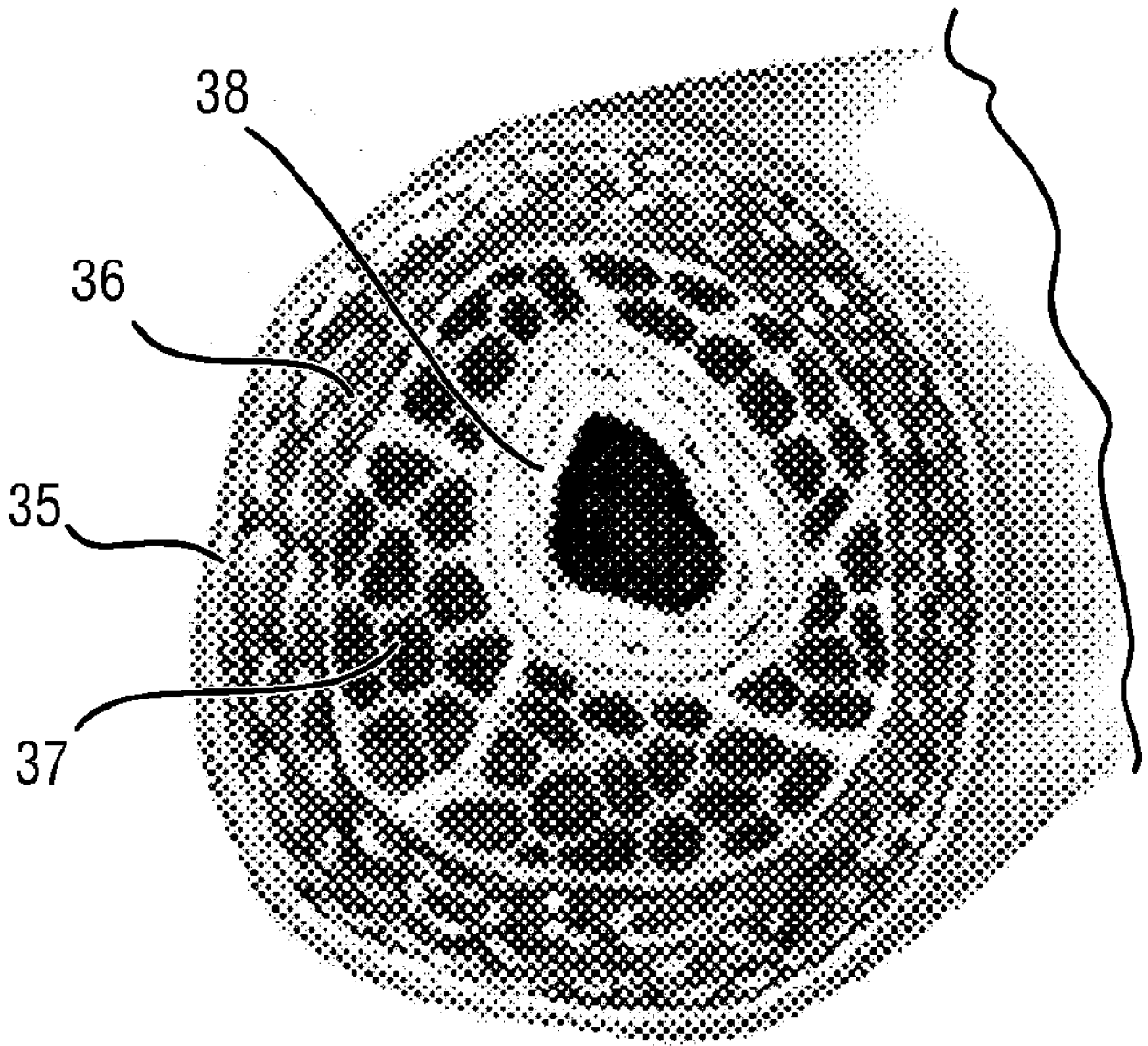


图 3

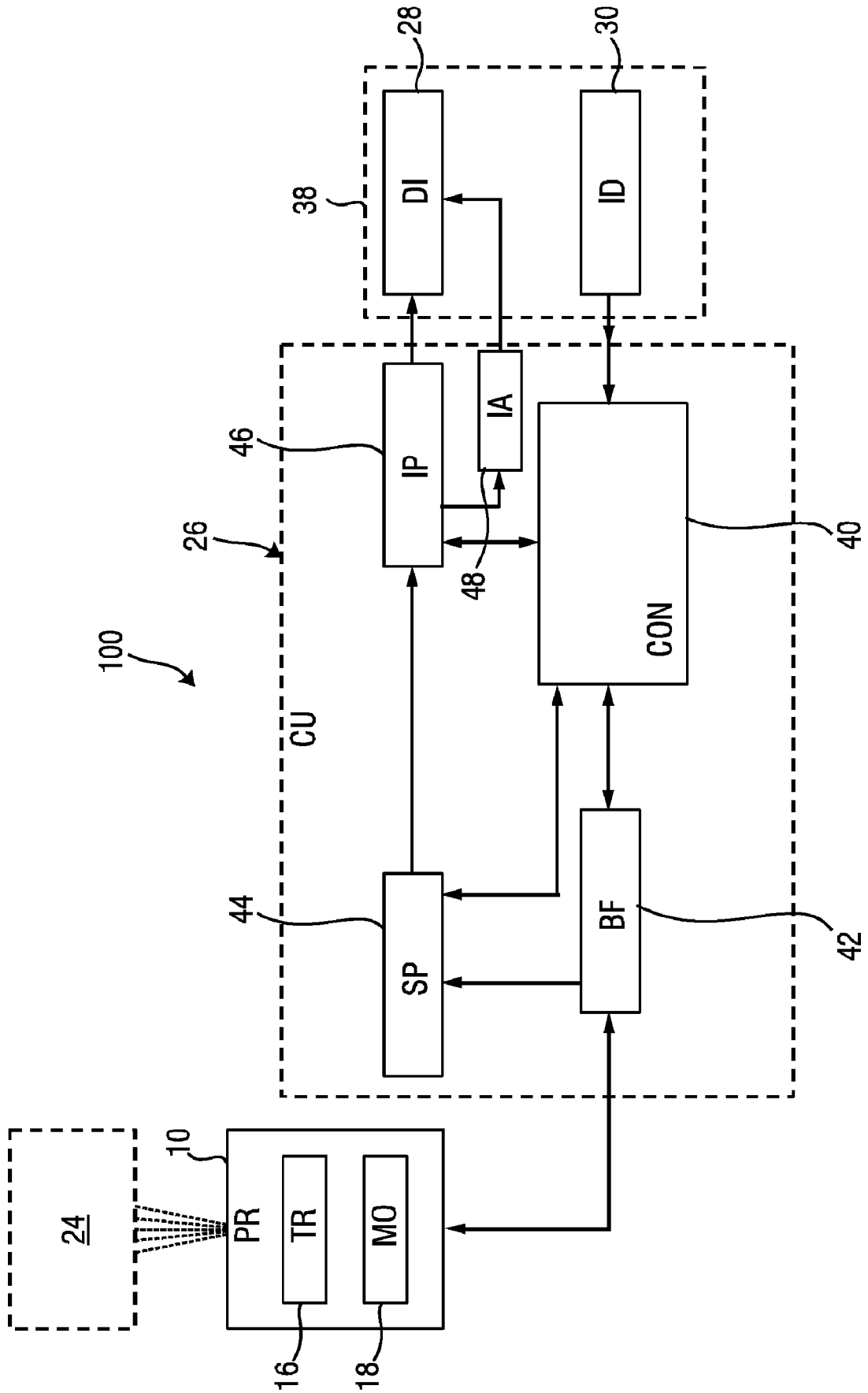


图 4

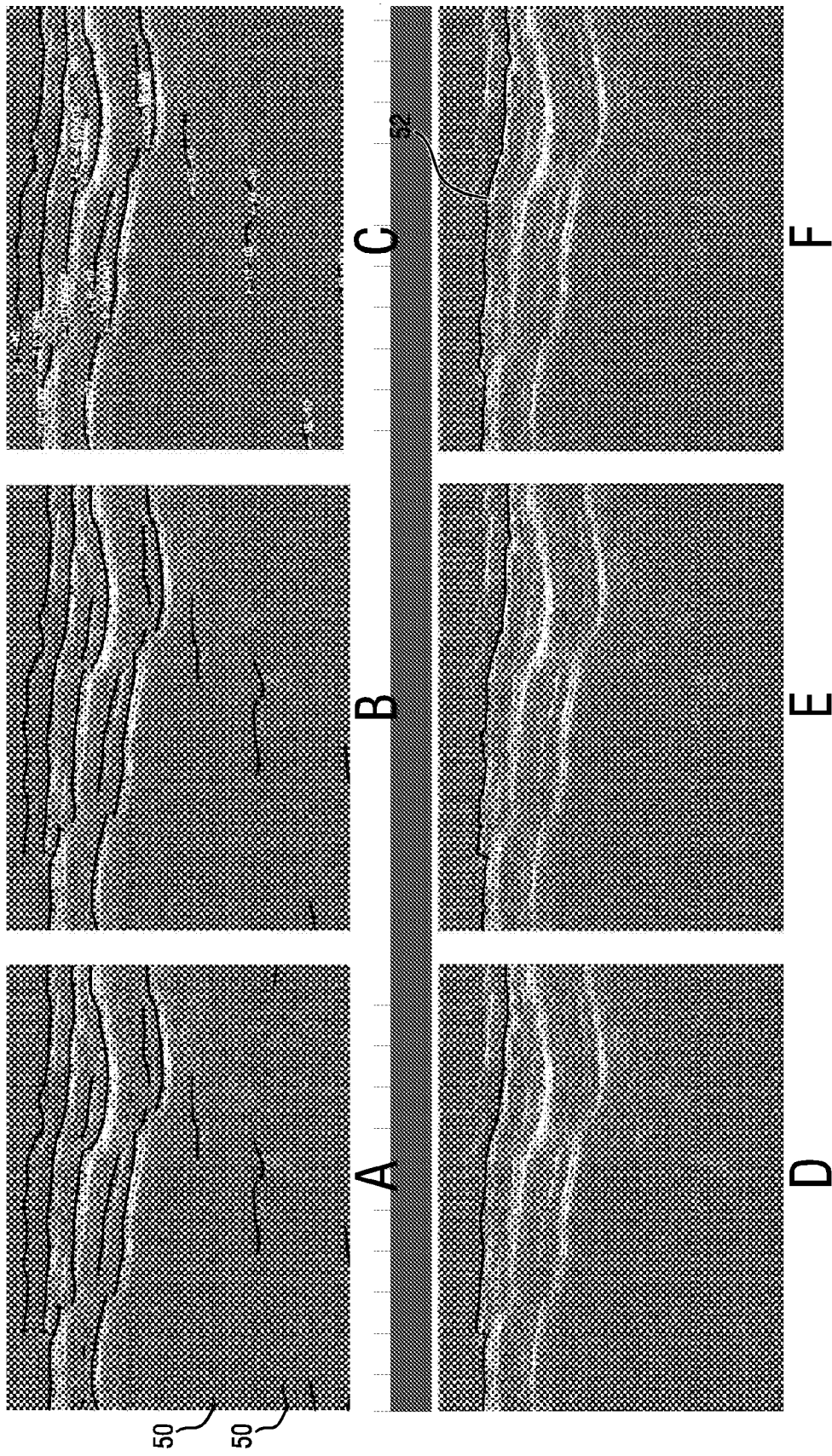


图 5

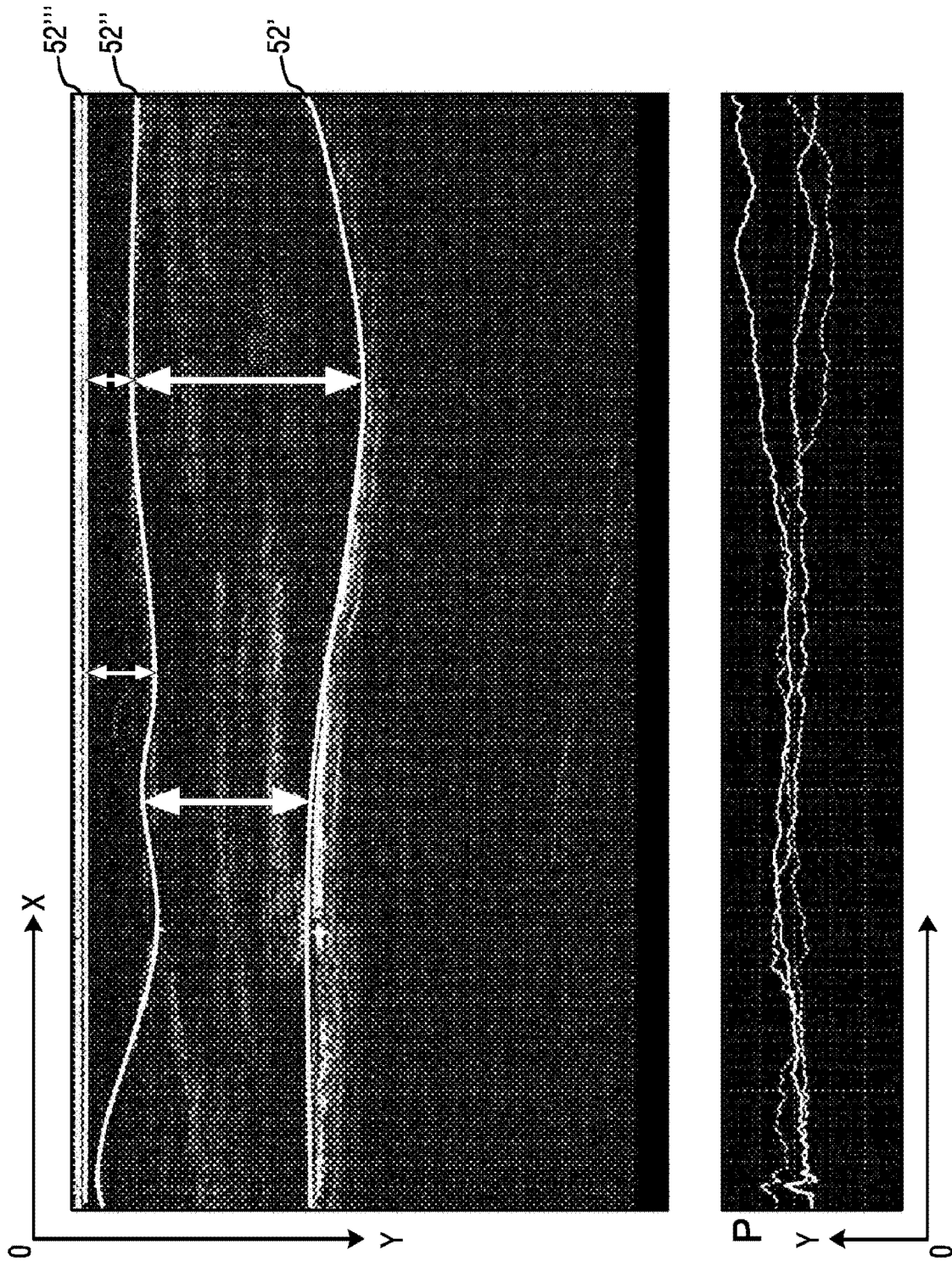


图 6

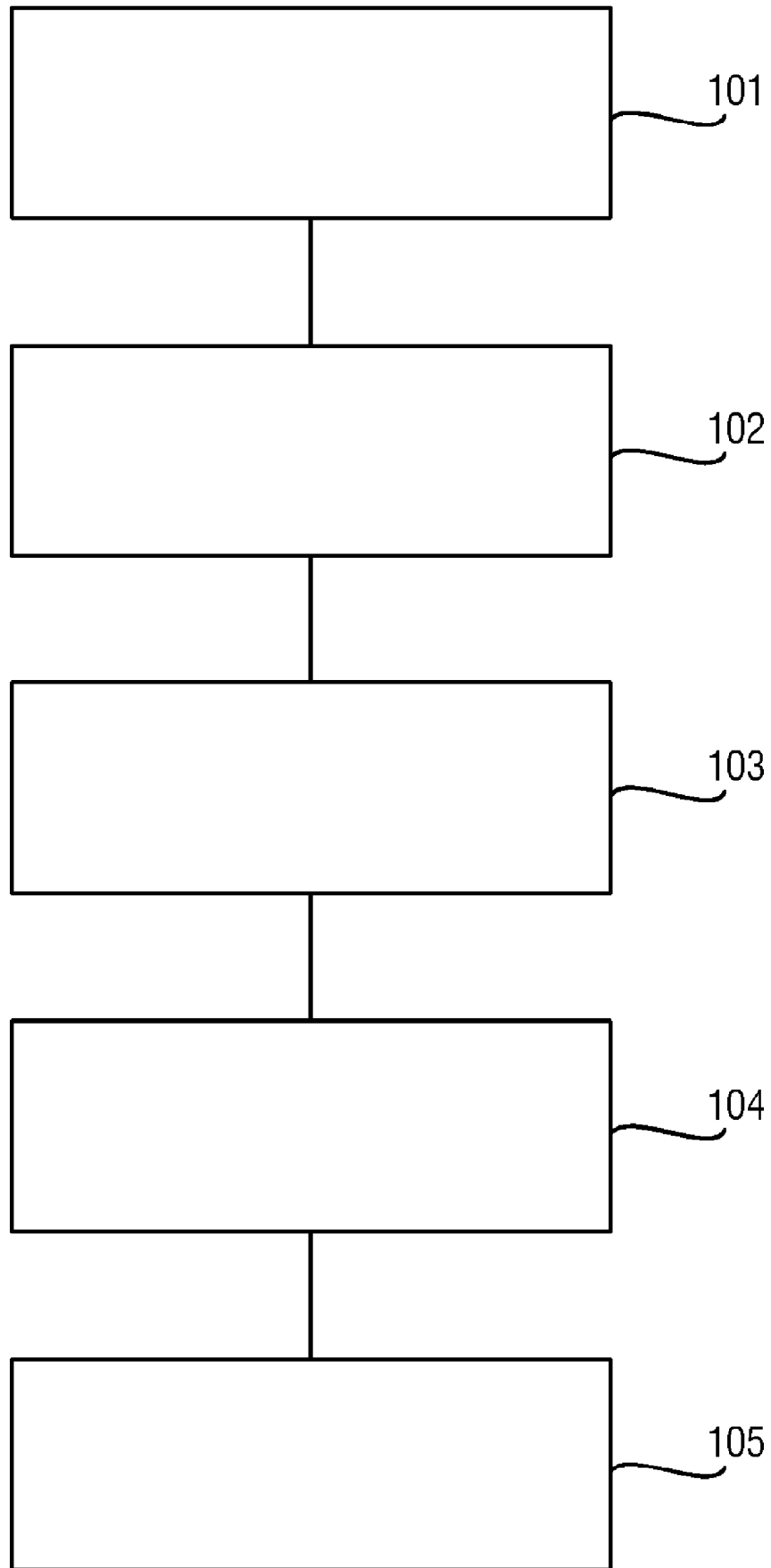


图 7

专利名称(译)	超声成像系统和方法		
公开(公告)号	CN104968280A	公开(公告)日	2015-10-07
申请号	CN201480008299.3	申请日	2014-01-21
[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 善 F 卓		
发明人	C.善 F.卓		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4254 A61B5/4872 A61B8/0858 A61B8/429 A61B8/4444 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/14 A61B8/4483 A61B8/5246		
代理人(译)	刘鹏		
优先权	61/763069 2013-02-11 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种超声成像系统 (100)，该系统包括：超声探头 (10)，其包括用于发射和接收超声信号的单元件超声换能器 (16)；运动传感器 (18)，其用于在信号采集期间感测超声探头 (10) 相对于检查对象 (24) 的位移 (x) 的位移-时间信号 $x(t)$ ；图像采集硬件 (26)，其被配置成从接收的超声信号重建M模式超声图像，所述重建的M模式超声图像是二维图像 $I(t,y)$ ，包括随着时间 (t) 图示出的检查对象 (24) 中的基本上恒定深度 (y) 的多个一维深度信号，其中图像采集硬件 (26) 进一步被配置成通过使用利用运动传感器 (18) 感测的位移-时间信号 $x(t)$ 将所述M模式超声图像 $I(t,y)$ 映射为包括随着位移 (x) 图示出的深度信号的二维第二图像 $I(x,y)$ ；以及图像分析单元 (48)，其被配置成分析所述第二图像并且在所述第二图像中检测检查对象 (24) 的至少一个组织层边界。

