



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104936529 A

(43) 申请公布日 2015. 09. 23

(21) 申请号 201480005352. 4

(22) 申请日 2014. 01. 14

(30) 优先权数据

61/755, 090 2013. 01. 22 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 07. 20

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2014/058248 2014. 01. 14

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/115056 EN 2014. 07. 31

(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 单彩峰 J·H·格利森 S·莫伊勒

(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 8/00(2006. 01)

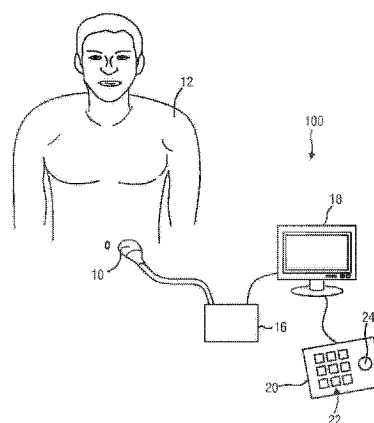
权利要求书2页 说明书12页 附图6页

(54) 发明名称

超声探头和超声成像系统

(57) 摘要

本发明涉及一种用于超声成像系统 (100) 的超声探头 (10), 所述超声探头包括: - 探头壳体 (40); - 单元件超声换能器 (26), 其用于发射和接收超声信号; - 换能器移动单元 (48), 其被布置在所述探头壳体 (40) 之内以用于在信号采集期间相对于所述探头壳体 (40) 沿着二维凸弯曲路径移动所述单元件超声换能器 (26)。



1. 一种用于超声成像系统 (100) 的超声探头 (10), 包括:
 - 探头壳体 (40),
 - 单元件超声换能器 (26), 其用于发射和接收超声信号,
 - 换能器移动单元 (48), 其被布置在所述探头壳体 (40) 之内以用于在信号采集期间相对于所述探头壳体 (40) 沿着二维凸弯曲路径移动所述单元件超声换能器 (26)。
2. 根据权利要求 1 所述的超声探头, 其中, 所述换能器移动单元 (46) 包括凸形引导轨道 (52), 所述凸形引导轨道用于相对于所述探头壳体 (40) 沿着所述凸弯曲路径以机械方式引导所述单元件超声换能器 (26)。
3. 根据权利要求 1 所述的超声探头, 还包括位移传感器 (68), 所述位移传感器用于感测所述单元件超声换能器 (26) 和 / 或所述探头壳体 (40) 的移动和 / 或位置。
4. 根据权利要求 1 所述的超声探头, 还包括至少一个压力传感器 (56、62、66), 所述至少一个压力传感器用于感测所述探头壳体 (40) 被按压向检查目标 (12) 的表面的压力。
5. 根据权利要求 1 所述的超声探头, 其中, 所述探头壳体 (40) 具有三维凸弯曲接触表面 (46), 所述三维凸弯曲接触表面用于接触检查目标 (12) 的表面, 其中, 所述接触表面 (46) 关于将所述接触表面 (46) 划分为相同的两半的假想顶点线 (60) 是对称的。
6. 根据权利要求 5 所述的超声探头, 还包括两个压力传感器 (56、62), 所述两个压力传感器用于感测所述探头壳体 (40) 被按压向检查目标 (12) 的表面的压力, 所述两个压力传感器 (56、62) 被布置在所述假想顶点线 (60) 上并被彼此间隔开。
7. 根据权利要求 6 所述的超声探头, 其中, 两个压力传感器 (56、62) 都被布置在所述接触表面 (46) 的两个相对侧上的所述接触表面 (46) 上或之内, 并且其中, 所述两个压力传感器 (56、62) 之间的距离实质上等于所述接触表面 (46) 的宽度。
8. 根据权利要求 5 所述的超声探头, 还包括三个压力传感器 (56、62、66), 所述三个压力传感器被布置在所述接触表面 (46) 上或之内以用于感测所述探头壳体 (40) 被按压向检查目标的表面的压力, 其中, 第一压力传感器 (56) 被布置在所述假想顶点线 (60) 上, 并且其中, 第二压力传感器 (62) 和第三压力传感器 (66) 与所述第一压力传感器 (56) 间隔开并与所述顶点线 (60) 相等地间隔开。
9. 根据权利要求 4、6 或 8 所述的超声探头, 还包括视觉反馈单元、听觉反馈单元和 / 或触觉反馈单元 (58), 所述视觉反馈单元、听觉反馈单元和 / 或触觉反馈单元用于向用户提供关于利用一个或多个所述压力传感器 (56、62、66) 测量的一个或多个压力的反馈。
10. 根据权利要求 5 所述的超声探头, 还包括两个电容性传感器 (64、64'), 所述两个电容性传感器被布置在所述接触表面 (46) 的两个相对的横向侧上, 以用于感测所述探头壳体 (40) 是否在整个接触表面 (46) 上与检查目标 (12) 相接触, 其中, 所述两个电容性传感器 (64、64') 之间的距离实质上等于所述接触表面 (46) 的长度。
11. 一种超声成像系统 (100), 包括:
 - 根据权利要求 1 至 10 中的任一项所述的超声探头 (10), 以及
 - 图像重建单元 (36), 其用于根据所接收的超声信号重建超声图像。
12. 根据权利要求 11 所述的超声成像系统, 还包括:
 - 识别单元 (86), 其用于识别在所重建的超声图像之内的参考点, 以及
 - 聚焦单元 (88), 其用于在所述超声探头相对于检查目标移动期间将所述单元件超声

换能器聚焦在所述参考点上。

13. 根据权利要求 11 所述的超声成像系统,还包括:

- 分割单元 (90),其用于分割对象 (12) 的腹部超声扫描的超声图像,并用于识别在所述超声图像之内的白线 (75) 和主动脉 (80) 的位置,以便导出腹腔内直径 (IAD),以及
- 计算单元 (92),其用于基于所导出的 IAD 来计算内脏身体脂肪的量。

14. 一种根据腹部超声扫描来确定对象 (12) 的内脏身体脂肪的量的方法,其中,所述方法包括以下步骤:

- 接收 (S10) 来自单元件超声换能器 (26) 的超声信号,所述单元件超声换能器在信号采集期间在超声探头的探头壳体 (40) 之内沿着凸弯曲路径自动地移动,
- 根据所接收的超声信号来重建 (S12) 超声图像,
- 分割 (S14) 所述对象 (12) 的所述腹部超声扫描的所述超声图像,
- 识别 (S16) 在所述超声图像之内的白线 (76) 和主动脉 (80) 的位置,以便导出腹腔内直径 (IAD),并且
- 基于所导出的 IAD 来计算 (S18) 所述内脏身体脂肪的量。

15. 一种包括程序代码单元的计算机程序,所述程序代码单元用于当在计算机上执行所述计算机程序时令所述计算机执行如权利要求 14 所述的方法的步骤。

超声探头和超声成像系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于超声成像系统的超声探头。本发明还涉及一种包括这样的超声探头的超声成像系统。更进一步地,本发明还涉及一种确定对象(患者)的内脏身体脂肪的量的方法和用于实施所述方法的对应的计算机程序。

背景技术

[0002] 在表演运动、个人健身和健康护理用具领域,期望对不同组织类型的身体比例成份获得深刻的理解。为此目的,必须从彼此区分若干主要组织。从健康的视角来看,要检测的最重要的组织是:脂肪质量和无脂肪质量、瘦肉质量和肌肉质量以及对皮下脂肪组织(SAT)和内脏脂肪组织(VAT)的进一步辨别。

[0003] 脂肪储存能够大致发生在人体中的两个不同的隔间中:皮下(皮肤下方)和内脏/腹腔内(围绕内部器官)。VAT比SAT更难以变松,并且被认为是更加危险的。研究表明,具有高内脏脂肪的人更加容易受到心脏病、中风、糖尿病和高血压的影响。久坐的人、吸烟者和饮酒者已经示出比不吸烟和不饮酒的爱活动的人具有更多的VAT。压力也可以是在身体中存储VAT的因素。

[0004] 医学专业人员不得不越来越多地处理与高VAT的量有关的以上提及的疾病。具有一种用于快速且可靠地评估患者的物理健身水平的方法能够有助于专业人员评估物理健身可以在多大程度上影响患者的健康。此外,具有健身水平和疾病监测的医学规定的锻炼介入能够用于改善患者的健康,并且也用于为处置的有效性提供证明。VAT的直接量化无论如何是困难的。

[0005] 用于量化VAT的大多数现今已知的方法依赖于估计而不是直接和准确的量化方法。一种获得人的VAT的简单方法是对腰围的测量。然而,该参数具有若干局限,这是因为该参数包括人的较少有害的皮下脂肪(SAT)以及肌肉层。

[0006] 测量人的身体脂肪百分比的另一方式是通过测量人的重量和体积来找到平均组织密度。连同对骨骼质量的假定和对肌肉和脂肪的密度的知晓,身体脂肪测量能够被计算出来。该方法对多个测量是相当一致的。不幸的是,该流程涉及将对象浸没在水箱中,使得所述方法体积庞大且耗时。除此之外,该流程也不允许SAT与VAT之间的准确区分。

[0007] 因此,需要对人类VAT的直接量化。若干科学家提出利用所谓的腹腔内直径(IAD)作为有效的手段来估计人类VAT。所述IAD描述的是在脊柱的L3-L4级上的肚脐以上3cm的白线与主动脉的后侧之间的距离。Bellesari等人的“Sonographic measurement of adipose tissue”(Journal of Diagnostic Medical Sonography,1993年1月,第9卷,第1期,第11-18页)证实了IAD的潜力,但是也强化了IAD不是非常可靠的事实,这最有可能归因于利用超声探头应用的压力的差异。额外地,他们报告了归因于主动脉的脉动效应以及呼吸运动和肠道运动的重复性问题。此外,他们报告了一些扫描具有干扰IAD的识别的阴影(黑暗区)或反射(规则间隔的、薄的、明亮的线)的问题。这些问题通常通过应用更多的超声凝胶来校正。克服这些问题的构思是朝向更好和更直接访问关于人的VAT的

信息的可期望的步骤。Tornaghi 等人在“Anthropometric or ultrasonic measurements in assessment of visceral fat? A comparative study”(International Journal of Obesity, 1994(18), 第 771-775 页) 中比较了在评估内脏脂肪组织的量中的人体测量和超声测量的准确度。

[0008] 允许以简单的方式量化人的 VAT 的消费者产品将是特别期望的。由于现有技术医学超声成像技术对于消费者产品而言过于昂贵, 因此需要低成本的解决方案。针对专业部门设计的医学超声成像系统与此相隔太远, 对于在日常使用中的私人消费者来说太难于处理。

发明内容

[0009] 本发明的目标是提供一种用于超声成像系统的超声探头, 所述超声探头尤其适合于私人消费者、易于处理、并且与现有技术产品相比是低成本密集型的。优选地, 这样的设备应当被配置为容易和方便在家庭环境中操作。这样的设备应当允许直接地和对于消费者来说容易地处理对人类 VAT 的量化。本发明的进一步的目标是提供一种对应的超声成像系统以及用于根据腹部超声扫描来确定对象的内脏身体脂肪的量的对应的方法。

[0010] 在本发明的第一方面中, 提出了一种用于超声成像系统的超声探头。所述超声探头包括:

[0011] - 探头壳体,

[0012] - 单元件超声换能器, 其用于发射和接收超声信号,

[0013] - 换能器移动单元, 其被布置在所述探头壳体之内以用于在信号采集期间相对于所述探头壳体沿着二维凸弯曲路径移动所述单元件超声换能器。

[0014] 在本发明的其他方面中, 提供了一种超声成像系统, 所述超声成像系统包括以上提及的超声探头和用于根据所接收的超声信号重建超声图像的图像重建单元。

[0015] 在本发明的又其他方面中, 提供了一种根据腹部超声扫描来确定对象的内脏身体脂肪的量的方法。所述方法包括以下步骤:

[0016] - 接收来自单元件超声换能器的超声信号, 所述单元件超声换能器在信号采集期间在超声探头的探头壳体之内沿着凸弯曲路径自动地移动,

[0017] - 根据所接收的超声信号来重建超声图像,

[0018] - 分割所述对象的所述腹部超声扫描的所述超声图像,

[0019] - 识别在所述超声图像之内的白线和主动脉的位置, 以便导出腹腔内直径 (IAD), 并且

[0020] - 基于所导出的 IAD 来计算所述内脏身体脂肪的量。

[0021] 在本发明的再其他方面中, 提供了一种包括程序代码单元的计算机流程, 所述程序代码单元用于当在计算机上执行所述计算机程序时令所述计算机执行这样的方法的步骤。

[0022] 如以上已经提及的, 能够基于所述腹腔内直径 (IAD) 来计算 / 估计人类 VAT 的量。这需要对在所述超声图像之内的所述白线和所述主动脉的识别。由于难以从一维超声信号 (A- 模式) 检测到所述白线或所述主动脉, 因此需要二维超声图像。二维超声图像通常由多元件超声换能器阵列直接采集。然而, 配备有这样的多元件超声换能器阵列的超声探头是

相当昂贵的。

[0023] 本发明基于提供单元件超声换能器的想法,其中,所述单元件超声换能器在信号采集期间相对于所述探头壳体沿着二维凸弯曲路径自动地移动。这通过被布置在所述探头壳体之内的换能器移动单元来实现。在单元件超声换能器沿着所述凸弯曲路径移动期间,收集多个超声 A 线信号。这些一维超声信号然后被重建为二维或三维超声图像。经移动的单元件超声换能器因此覆盖与多元件超声阵列探头相似的区。换言之,经移动的单元件超声换能器模仿凸阵列换能器的形状。

[0024] 所提出的超声探头的主要优点中的一个只需要一个超声元件。这样的超声探头当然比多元件阵列便宜。然而,这样的超声探头允许生成与利用凸(多元件)换能器阵列产生的图像相当的二维超声图像。在信号采集期间,所述单元件换能器沿着所描述的圆弧形状的(凸)路径横向地移动,其中,所述圆弧优选具有 0° – 90° 之间的开口角度,最优选具有 45° – 75° 之间的开口角度。因此,可用范围可以是相当大的,即,无需相对于检查目标移动超声探头的扫描序列(换能器元件来回移动)的扫描范围是相当大的。对超声探头的处理是相对容易的,这使得对于个人使用(经验较少的私人用户)是可用的。由于所述单元件超声换能器相对于所述探头壳体(例如,使用电动机)被自动地移动并递送“规则的”2D 超声图像,因此用户可能甚至不能认出所提出的超声探头与“规则的”多元件超声阵列探头之间的差异。

[0025] 所述超声探头还优选包括移动传感器,所述移动传感器用于感测所述单元件超声换能器相对于所述探头壳体的移动和/或位置。为了能够根据在所述换能器元件沿着以上提及的圆弧移动期间采取的多个 1D 扫描来重建 2D B 模式图像,该位置跟踪是特别重要的。优选地,仅当所述移动传感器检测到所述换能器元件在运动中时发送发射脉冲。

[0026] 本发明的优选实施例在从属权利要求中被定义。应当理解,所要求保护的超声成像系统和所要求保护的方法具有如所要求保护的超声探头和如从属权利要求中所定义的类似的和/或相同的优选实施例。

[0027] 在优选实施例中,所述换能器移动单元包括凸形轨道,所述凸形轨道用于相对于所述探头壳体沿着所述凸弯曲路径以机械方式引导所述单元件超声换能器。所述引导轨道可以是布置并固定在所述探头壳体之内的框架的部分。优选地,使用至少两个这样的引导轨道,在所述单元件超声换能器的每一侧上有一个这样的引导轨道。所述单元件超声换能器优选被可滑动地安装在所述引导轨道之内。总体上可设想不同种类的驱动机构(例如,电动机、磁力传动列车等)以在所述引导轨道之内移动所述单元件换能器。

[0028] 在其他优选实施例中,所述超声探头还包括位移传感器,所述位移传感器用于感测所述单元件超声换能器和/或所述探头壳体的移动和/或位置。该位移传感器优选被实现为光学传感器。所述光学传感器可以例如被附接到所述超声探头,以用于以光学方式检测所述探头的移动。这提供了获得所述超声探头的移动或位置信息的简单且成本高效但精确的方式。如果与用于感测所述单元件超声换能器相对于所述探头壳体的移动和/或位置的以上提及的移动传感器相耦合,其允许以非常精确的方式确定所述单元件超声换能器在每个时间点处的绝对位置。

[0029] 在其他实施例中,所述超声探头包括至少一个压力传感器,所述至少一个压力传感器用于感测所述超声探头被按压向检查目标的表面的压力。所述压力传感器可以例如被

布置在所述探头壳体的接触表面上或之内,在信号采集期间,所述检查目标与所述探头壳体的接触表面接触。这样的压力传感器尤其具有可以考虑产生于不同的施加压力的超声图像的差异的优点。所述压力传感器也可以与视觉反馈单元、听觉反馈单元和 / 或触觉反馈单元耦合,以用于向所述用户提供关于利用所述压力传感器测量的压力的反馈。在这样的情况下,所述用户可以接收对所施加的压力是否过高或过低的指示。如果所述用户以能够负面干扰脂肪测量的过高压力将所述超声探头(即,所述探头壳体)按压向所述检查目标,则可以例如生成听觉警告信号。备选地,绿色光可以被提供在所述探头壳体上,如果所施加的压力过高,则绿色光变成红色光。这样的实施例对于辅助没有经验的用户是特别有利的。

[0030] 在本发明的其他实施例中,所述探头壳体具有三维凸弯曲接触表面,所述三维凸弯曲接触表面用于接触检查目标的表面,其中,所述接触表面关于将所述接触表面划分为相同的两半的假想顶点线时对称的。所述接触表面当然不是实际上被划分为两半,而是形成连续的接触表面。所描述的假想顶点线在本文中仅被包括以用于说明目的。所述顶点线被布置在所述圆弧形状的(凸弯曲的)接触表面在其中的顶部。

[0031] 根据优选实施例,所述超声探头包括两个压力传感器,所述两个压力传感器用于感测所述探头壳体被按压向检查目标的表面的压力,所述两个压力传感器被布置在所述假想顶点线上并被彼此间隔开。

[0032] 如以上已经提及的,在所述探头壳体与所述检查目标之间的界面处施加的压力是需要被感测 / 被控制以便实现可重复结果的重要因素。具有被彼此间隔开并被布置在所述凸弯曲接触表面的所述假想顶点线上的两个压力 / 力传感器具有重要优点,这是因为其允许测量所述超声探头(探头壳体)是否被在颅 / 尾(向上 / 向下)中垂直放置。如果所述探头壳体被布置为垂直于所述检查目标的顶表面,则由所述两个压力传感器测量的压力应当是相等的。为了支持所述用户正确地处理所述设备,以上提及的反馈单元可以向所述用户提供两个传感器的压力是否都是相同的(即,所述探头壳体的探头头部是否被正确地(垂直地)布置)的视觉反馈、听觉反馈和 / 或触觉反馈。

[0033] 以上提及的两个压力传感器之间的距离越长,所述测量越鲁棒。换言之,如果所述两个压力传感器之间的距离相当大,则在所述超声探头被布置为垂直于所述检查目标的顶表面的情况下,所述距离能够被准确地检测到。因此,根据本发明的实施例,优选两个压力传感器都被布置在所述接触表面的两个相对侧上的所述接触表面上或之内(并在以上提及的假想顶点线上),其中,所述两个压力传感器之间的距离实质上等于所述接触表面的宽度。

[0034] 在备选实施例中,所提出的超声探头包括三个压力传感器,所述三个压力传感器被布置在所述接触表面上或之内以用于感测所述超声探头被按压向检查目标的表面的压力,其中,第一压力传感器被布置在所述假想顶点线上,并且其中,第二压力传感器和第三压力传感器与所述第一压力传感器间隔开,并与所述顶点线相等地间隔开。

[0035] 与以上提及的第一备选方案相反,提供了三个压力传感器而不是两个。所述三个压力传感器中的一个在其中仍然被布置在顶点线上,即,在所述超声探头壳体的所述接触表面的中间,而其他两个传感器被从所述顶点线相等地间隔到左侧和右侧。该实施例具有的优点是其允许不仅感测所述换能器壳体是否布置为垂直于在颅 / 尾方向上的检查目标的顶表面,而且还感测其是否被布置为在横向(左 / 右)方向上垂直。为了核查所述换能

器是否在颅 / 尾方向上垂直, (被布置在所述假想顶点线上的) 所述第一压力传感器的压力必须等于所述第二压力传感器和第三压力传感器的总和。为了核查所述探头壳体是否被布置为在横向方向上垂直, 所述第二传感器的压力必须等于所述第三传感器的压力。

[0036] 所述第二传感器与所述第三传感器之间的距离可以在几毫米的范围内, 优选在 2-10 毫米的范围内。以上提及的反馈单元也可以在该实施例中产生支持用户相对于所述检查目标正确地布置 (在两个方向上都垂直) 所述探头壳体的反馈。

[0037] 在又其他实施例中, 所述超声探头额外地包括两个电容性传感器, 所述两个电容性传感器被布置在所述接触表面的两个相对的横向侧上, 用于感测所述探头壳体是否在整個接触表面上与检查目标相接触, 其中, 所述两个电容性传感器之间的距离实质上等于所述接触表面的长度。所述两个电容性传感器优选被布置在所述接触表面的横向侧上, 而不是以上提及的压力传感器被布置在其中的所述接触表面的上侧和下侧上。连接所述两个电容性传感器的假想线可以例如垂直于假想顶点线。换言之, 所述接触表面优选具有在俯视图观中观看时的矩形形状, 其中, 所述两个电容性传感器被布置在所述矩形的两个短边上, 并且所述两个或三个压力传感器被布置在所述矩形的两个长边上。

[0038] 如以上所提及的, 本发明并不仅仅涉及超声探头本身, 而且还涉及包括这样的超声探头的超声成像系统和用于根据所接收的超声信号来重建 2D 或 3D 超声图像的图像重建单元。

[0039] 在优选实施例中, 所述超声成像系统还包括:

[0040] - 识别单元, 其用于识别在所重建的超声图像之内的参考点, 以及

[0041] - 聚焦单元, 其用于在所述超声探头相对于检查目标移动期间将所述单元件超声换能器聚焦在所述参考点上。

[0042] 该超声成像系统的主要目的是对内脏脂肪组织 (VAT) 的测量。所述超声成像系统在实践中优选被应用如下: 所述用户将所述超声探头放置在脊柱的 L3-L4 级处的肚脐正上方。优选地, 利用所述超声探头向患者的肚子施加预定压力, 其中, 所述预定压力经由以上提及的一个或多个压力传感器来测量。在下一步骤中, 所述单换能器元件将开始沿着所述凸弯曲路径横向地移动 (扫掠), 以便对在脊柱的 L3-L4 级处的腹上部 / 肚脐区域进行成像。在所述第一信号采集期间, 所述超声探头应当被保持静止 (不移动), 其中, 只有所述单元件换能器相对于所述探头壳体移动。所述图像重建单元根据所接收的超声信号来重建二维超声图像。归因于凸弯曲路径, 该图像将具有圆锥形状, 类似于利用多元件圆弧形状的换能器头部所采取的超声图像。

[0043] 所述识别单元然后将通过应用图像分析算法来识别在所重建的超声图像之内的参考点。优选的参考点是主动脉。所述主动脉在所重建的超声图像之内是容易识别的, 这是因为其通常表示在所述图像之内的最大脉动目标。图像分析算法因此可以相对容易地识别所述主动脉。一旦所述主动脉被识别, 则所述用户可以接收所述超声探头现在可以在水平面内在肚子上方被移动以便接收其他图像序列的反馈。在所述超声探头的该手动移动期间, 所述聚焦单元将自动地将焦点保持在作为参考点的所述主动脉上。以上提及的位移传感器在该时间期间感测所述单元件超声换能器和 / 或所述探头壳体的移动和 / 或位置。图像可以在所述探头移动期间被实时采取或在有区别的点处被采取, 在所述有区别的点处, 所述用户将所述超声探头相对于所述患者布置在肚子的不同点上。以这样的方式, 可以采

取若干图像序列,以对整个腹上部/肚脐区域进行成像。所述图像重建单元可以通过彼此组合多次扫描来重建完整区域的全身扫描,以最终可视化整个腹上部区域的超声图像。

[0044] 根据其他优选实施例,所述超声成像系统可以额外地包括:分割单元,其用于分割所述对象的所述腹上部超声扫描的所述超声图像,并用于识别在所述超声图像之内的所述白线和所述主动脉的位置,以便导出腹腔内直径(IAD);以及计算单元,其用于基于所导出的 IAD 来计算内脏身体脂肪的量。

[0045] 所述图像分析单元可以应用被采用为导出所述白线和所述主动脉的位置的图像分析算法。在第一步骤中,这通常包括感兴趣区域(ROI)选择。用于所述白线检测的 ROI 和用于所述主动脉检测的 ROI 能够首先在原始输入超声图像中被选择。所述 ROI 能够基于对解剖结构和超声成像的先验知识而被选择。例如,所述白线将位于所述超声图像的上部,并且所述主动脉由所述图像的中间部分的最大脉动目标来表示。

[0046] 为了增加获得的超声图像的对比度,在下一步骤中,向所选择的 ROI 应用图像增强技术。例如,能够采用直方图均衡化来通过散布最频繁的像素强度值来增强所述对比度。这样的图像增强技术是例如从 S. H. Contreras Ortiz 等人的“Ultrasound image enhancement:A review”(Biomedical Signal Processing and Control,7(5),第 419-428 页,2012 年,)已知的。

[0047] 目标定位技术然后被采用,以对在经处理的 ROI 中的所述白线和所述主动脉进行定位。对于在计算机视觉和图像分析区中的目标定位,存在不同的方法。在一个实施例中,能够使用基于机器学习的方法。给定许多阳性样本(例如,白线的图像斑点)和阴性样本(例如,不对应于白线的图像斑点),机器学习技术被用于训练用于白线或主动脉的检测器。这样的机器学习技术在 P. Viola 和 M. Jones 的“Rapid Object Detection using a Boosted Cascade of Simple Features”(2011 年 CVPR 会议)中进行了示范性描述。利用经训练的检测器,给定的 ROI 在多个缩放比例和多个位置上被扫描,以核查所述白线(或主动脉)是否存在于所述 ROI 中,并且如果存在,则找到该位置。

[0048] 在另一实施例中,能够考虑可变形模板模型(参见例如 A. K. Jain 等人的“Object Matching Using Deformable Templates”(IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence,18(3),第 267-278 页,1996 年))。原型模板基于先验知识被定义为用于白线或主动脉。给定 ROI,所述模板被应用到多个位置(在多个缩放比例上),以观看所述白线(或主动脉)是否能够被匹配。基于模板匹配,所述白线或所述主动脉可以被定位。

[0049] 在采集多幅超声图像(或视频)的情况下,来自多个帧的信息能够被组合,以提高准确度和鲁棒性。在一个实施例中,在多幅图像中的检测结果被组合(例如,取平均),以导出所述白线或所述主动脉的最终位置,这是决策级的融合。在另一实施例中,能够使用特征级的融合,亦即,在对象定位中考虑多幅图像的图像内容(或特征)。

[0050] 如果在所述超声图像之内最终检测到所述白线和所述主动脉,则所述 IAD(所述白线与所述主动脉的后壁之间的线性距离)能够被导出。所述计算单元然后可以基于所导出的 IAD 来计算所述内脏身体脂肪的量。

附图说明

[0051] 参考下文所描述的(一个或多个)实施例,本发明的这些方面和其他方面将是显

而易见的并得到阐明。在以下附图中：

- [0052] 图 1 示出了根据本发明实施例的超声成像系统的示意图；
- [0053] 图 2 示出了根据本发明实施例的超声成像系统的示意性框图；
- [0054] 图 3 示出了根据本发明实施例的超声探头的透视图（图 3A）和俯视图（图 3B）；
- [0055] 图 4 以正视图示出了超声探头的若干实施例；
- [0056] 图 5 示出了人类腹部区域的示意图表示以图示腹腔内直径（IAD）；
- [0057] 图 6 示意性地图示了根据本发明的利用超声探头的扫描流程；
- [0058] 图 7 示出了图示根据本发明的其他实施例的超声成像系统的若干其他部件的另一框图；并且
- [0059] 图 8 示出了根据本发明的实施例的方法的示意性流程图。

具体实施方式

[0060] 图 1 示出了根据本发明的实施例的超声成像系统 100 的示意图。超声成像系统 100 被应用于检验解剖位点，尤其是对象 12（例如，患者 12）的解剖位点的体积。超声成像系统 100 包括用于发射和接收超声信号的超声探头 10。所述超声探头 10 的细节将参考图 3 和图 4 在下文进一步详细地进行解释。超声探头 10 可以是由系统的用户（例如，医务人员或医生）手持的。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。

[0061] 超声成像系统 100 还包括控制单元 16，所述控制单元 16 经由超声成像系统 100 来对控制超声图像的提供。如将在下文进一步详细解释的，控制单元 16 不仅经由超声探头 10 的超声换能器来控制数据的采集，而且也控制信号和图像的处理，所述信号和图像的处理形成出于由被集成在超声探头 10 中的超声换能器接收的超声波束的回波的结果得到的超声图像。

[0062] 超声成像系统 100 还包括显示器 18，所述显示器 18 用于向用户显示所接收的超声图像。仍进一步地，可以提供输入设备 20，所述输入设备 20 例如包括键或键盘 22 和其他输入设备（例如，轨迹球 24）。输入设备 20 可以被连接到显示器 18 或被直接连接到控制单元 16。

[0063] 应当指出，图 1 仅是示意性图示。在实践中的用具可以偏离图 1 中示出的具体设计，而不脱离本发明的范围。超声探头 10 和控制单元 16 也能够配置为具有或不具有显示器 / 屏幕 18、使用无线或 USB 连接将数据传输到用于后处理和计算目的的计算机的一个工件。

[0064] 图 2 示出了根据本发明的实施例的超声成像系统 100 的示意性框图。应当指出，该框图用于图示这样的超声系统的总体构思和设计。在实践中，根据本发明的超声成像系统 100 可以稍微偏离该框图的设计。

[0065] 如以上已经布局的，超声成像系统 100 包括超声探头（PR）10、控制单元（CU）16、显示器（DI）18 以及输入设备（ID）20。超声探头 10 还包括单元件超声换能器（TR）26，所述单元件超声换能器（TR）26 用于发射和接收超声信号。

[0066] 总体上，控制单元（CU）16 可以包括中央处理单元，所述中央处理单元可以包括模拟电子电路和 / 或数字电子电路、处理器、微处理器等来协调整个图像采集和提供。另外，

控制单元 16 包括在本文中所称的图像采集控制器 (CON) 28。然而,应当理解,图像采集控制器 28 不需要是在超声成像系统 100 之内的单独实体或单元。图像采集控制器 28 能够是控制单元 16 的部分,并通常是以硬件或软件实施的。仅出于图示的目的做出当前区分。作为控制单元 16 的部分的图像采集控制器 28 控制波束形成器 (BF) 30,并且由此控制检查区 14 的什么图像被采取以及这些图像被如何采取。波束形成器 (BF) 30 生成驱动换能器元件 26 的电压,确定各部分重复频率,波束形成器 (BF) 30 可以扫描、聚焦和变迹透射的射束和接收,或者接收(一个或多个)波束,并且还可以放大、过滤和数字化由换能器元件 26 返回的回波电压流。另外,图像采集控制器 28 可以确定通用扫描策略。这样的通用策略可以包括期望的体积采集速率、体积的横向范围、体积的高度范围、最大线密度和最小线密度、扫描线次数以及线密度本身。射束形成器 30 还从换能器元件 26 接收超声信号,并将所述超声信号转发为图像信号。

[0067] 另外,超声系统 100 包括接收所述图像信号的信号处理器 (SP) 34。信号处理器 34 总体上被提供用于所接收的超声回波或图像信号的模拟-数字转换、数字滤波(例如,带通滤波)以及检测和压缩(例如,动态范围减少)。信号处理器 34 转发图像数据。

[0068] 另外,超声成像系统 100 包括图像处理器 (IP) 36,所述图像处理器 (IP) 36 将从信号处理器 34 接收的图像数据转换成最终在显示器 18 上示出的显示数据。具体地,图像处理器 36 接收图像数据,预处理图像数据并可以将所述图像数据存储于图像存储器(未明确示出)中。这些图像数据然后还被进行后处理,以经由显示器 18 最方便地向用户提供图像。

[0069] 具体地,在当前情况下,图像处理器 36 可以形成出于利用单元件超声换能器 26 在其在探头壳体之内移动期间采集的多幅一维 A-扫描的二维图像(B-模式)。图像处理器 (IP) 36 在本文中也指代图像重建单元 36。

[0070] 用户接口总体上用附图标记 38 描绘,并且包括显示器 18 和输入设备 20。用户接口还可以包括其他输入设备,例如,鼠标或者可以甚至是被提供在超声探头 10 本身上的其他按钮。

[0071] 图 3 示出了超声探头 10 的优选实施例。超声探头 10 包括探头壳体 40,单元件超声换能器 26 被布置在所述探头壳体 40 中。探头壳体 40 通常包括手柄 42 和探头头部 44。探头壳体 40 的探头头部 44 具有类似于凸阵列换能器壳体的形状。在所述探头头部 44 的前端,所述探头头部 44 包括接触表面 46,所述接触表面 46 用于接触检查目标(患者 12)的表面。所述接触表面 46 是优选具有弧形形状的三维表面。从外部,探头壳体 40 可以因此不区分于规则的凸形多元件阵列换能器,这是从本领域现有技术中所已知的。然而,差异是在探头壳体 40 的内部。

[0072] 代替具有多元件超声换能器阵列,根据本发明的超声探头 10 优选仅包括一个单元件超声换能器 26。换能器移动单元 (MU) 48(参考图 2) 被布置在探头壳体 40 之内。如在图 3B 中由箭头 50 示意性地图示的,该换能器移动单元 (48) 被配置为在信号采集期间相对于所述探头壳体 40 沿着二维凸弯曲路径移动单元件超声换能器 26。

[0073] 在信号采集期间,单元件换能器 26 优选在探头壳体 40 之内以非常快速的方式被自动地移动。引导轨道(由虚线 52 示意性地图示)可以用于沿着所述凸弯曲路径以机械方式引导单元件超声换能器 26。那使得单元件换能器 26(在移动期间)能够覆盖类似于“规则的”多元件阵列探头的表面。

[0074] 在移动期间,单元件超声换能器 26 可以因此采集若干一维扫描线(A-模式),然后可以根据所述一维扫描线在图像重建单元 36 之内计算出锥形的二维超声图像。可以提供移动传感器 54 以用于感测单元件超声换能器 26 相对于探头壳体 40 的移动和/或位置。以这样的方式,单元件超声换能器 26 的移动被确切地跟踪,使得每个扫描线的位置信息是已知的。移动传感器 54 优选被布置在换能器元件 26 上或者被布置在轨道 52 上。

[0075] 单元件换能器 26 可以例如以 3.5MHz 左右的驱动频率而被使用。

[0076] 所提出的超声探头 10 优选用于对对象的内脏脂肪组织(VAT)的量的检测和计算/估计。扫描将因此优选在肚脐上方几厘米处(即,在患者 12(对象)的肚子处)执行。由于在该测量区中,通常存在相对弱的组织(没有骨骼),因此施加在超声探头 10 与顶表面之间的压力是应当被控制以便获得可重现结果的重要因素。否则,超声探头 10 所利用的被施加到对象的太强的压力能够压缩肚子中的组织过多,并能够因此歪曲脂肪测量结果。

[0077] 超声探头 10 因此包括至少一个压力传感器 56,所述至少一个压力传感器 56 被布置在探头头部 44 上或在凸弯曲接触表面 46 周围。绿色和红色闪烁灯 58、58' 可以被额外地提供,以在适当的(正确的)压力被施加时给用户反馈。应当指出,代替闪烁灯,反馈也可以以听觉形式和/或触觉形式而被产生。闪烁灯 58、58' 因此总体上被指代为反馈单元并且也能够以小的扬声器或振动传感器而被实现。

[0078] 图 4 示出了超声探头 10 的三个不同的实施例。应当指出,这三个不同实施例的特征也可以被组合而不脱离本发明的范围。在所有实施例中,凸弯曲接触表面 46 关于将所述接触表面 46 划分为相同的两半的假想顶点线 60 是对称的。

[0079] 在图 4A 中图示的第一实施例中,超声探头 10 包括两个压力传感器:第一压力传感器 56 和第二压力传感器 62。两个压力传感器 56、62 都优选被布置在接触表面 46 上的假想顶点线 60 上或被布置在邻近接触表面 46 的假想顶点线 60 上。第一压力传感器 56 优选被布置在接触表面 46 的上侧,并且第二压力传感器 62 优选被布置在接触表面 46 的下侧。这两个压力传感器 56、62 的组合不仅允许核查所施加的压力是否在可期望的压力范围之内,而且也允许测量探头头部 44 是否在颅/尾方向上被垂直放置。这可以通过对利用第一压力传感器 56 和第二压力传感器 62 测量的压力的简单比较而看出。如果两个压力是相等的,则探头头部 44 被确切地垂直布置。这两个压力传感器 56、62 之间的距离越大,测量越灵敏和确切。

[0080] 此外,探头壳体 40 可以包括两个电容性传感器 64、64',所述两个电容性传感器 64、64' 被布置在接触表面 46 的每个横向侧上。为了在接触表面 46 的整个范围上正确地发射和接收超声信号,接触表面 46 应当具有与检查目标的顶表面的完全接触。被布置在接触表面 46 的横向侧上的两个电容性传感器 64、64' 允许核查探头头部 44 的横向侧是否也与检查目标接触,亦即,探头头部 44 是否在整个接触表面 46 上与对象 12 的身体接触。应当指出,这些电容性传感器 64、64' 也可以布置在接触表面 46 的角落中。也能够在接触表面 46 的不同位置处应用多于两个电容性传感器 64、64'。接触表面 46 也可以包括覆盖整个接触表面 46 的电容性传感器的阵列。

[0081] 与图 4A 中示出的第一实施例相反,图 4B 中图示的第二实施例包括三个而不是两个压力传感器。第一压力传感器 56 保持在相同的位置处(在接触表面 46 的上侧)。第二压力传感器 62 和第三压力传感器 66 被布置在接触表面 46 的下侧。同时,第一压力传感器

被布置在顶点 60 上的接触表面 46 的中间部分中,第二压力传感器 62 和第三压力传感器 66 距顶点线 60 相等的距离。提供三个压力传感器 56、62、66 允许核查探头头部 44 是否被布置为在两个空间方向上垂直。如果探头头部 44 被布置为在颅 / 尾方向上垂直,则第一压力传感器 56 的压力等于利用第二压力传感器 62 和第三压力传感器 66 测量的压力的总和。如果探头头部 44 在横向方向上垂直,则利用第二压力传感器 62 感测到的压力与利用第三压力传感器 66 感测到的压力相等。为便于用户进行处理,以上提及的反馈单元 58 可以再次被用于给用户探头头部 44 是否被正确定位的反馈。

[0082] 图 4C 中图示的第三实施例还是包括三个压力传感器 56、62、66 以及电容性传感器 64、64'。它还额外地包括位移传感器 68,所述位移传感器 68 感测探头壳体 40 相对于检查目标 12 是否被移动。该位移传感器 68 优选被实现为光学传感器。该位移传感器 68 优选被布置在假想顶点线 60 上。然而,该位移传感器 68 也可以被布置在探头头部 44 的另一位置处。

[0083] 如以上已经提及的,超声成像系统 100 的主要用途是量化 / 估计 VAT。然而,应当指出,所提出的超声成像系统并不局限于该用途并且也可以用于其他目的。

[0084] 对 VAT 的估计 / 量化主要基于腹腔内直径 (IAD)。图 5 示出了人类腹部区域的示意性横截面。顶层表示皮肤 70。再下面是皮下脂肪组织 (SAT) 72、包括白线 76 的腹直肌 74。人类 VAT 围绕内部器官,并且在本文中以附图标记 78 示意性指代。附图标记 80 和 82 指代主动脉和椎骨体。以上提及的 IAD 在图 5 中由附图标记 84 指代并描述白线 76 与主动脉 80 的后壁之间的距离。

[0085] 对所提出的设备的处理和对 VAT 的测量将参考图 6 至图 8 在下文中进行解释。

[0086] 图 6 示意性地图示了优选的用法和扫描流程。在第一步骤中,超声探头 10 被放置在脊柱的 L3-L4 级处的肚脐的正上方。以上提及的压力传感器 56、62、66 可以有助于施加“正确的”压力并“正确地”对探头头部 44 进行取向,即,尽可能垂直。然后可以例如通过按压按钮来开始信号采集。如以上参照图 3 所解释的,这将引起单个换能器元件 26 沿着二维凸弯曲阵列移动。在单个换能器元件 26 沿着凸路径移动期间,在脊柱的 L3-L4 级处的腹上部 / 肚脐区域被成像 (参见图 6A)。在下一阶段中,使用图像分析 (在以下进行详细解释) 在结果得到的超声图像之内识别主动脉 80。只要主动脉 80 在超声图像之内被识别出,单元件超声换能器 26 就将被聚焦在主动脉 80 (图 6B) 上。用户现在能够在水平面内在肚子上滑动超声探头 10 (参考图 6C)。在该移动期间,采取若干扫描,同时主动脉 80 仍然被聚焦并被采取为参考点。以该方式,在脊柱的 L3-L4 级处的完整腹上部 / 肚脐区域被成像,使得完整区域的二维图像可以被重建。进一步的图像分析然后允许导出白线 76 的位置和主动脉 80 的后壁,使得 IAD 84 可以被确定,并且 VAT 的量可以被计算 / 估计。

[0087] 代替扫描整个腹上部区域,超声探头 10 还可以保持静止在单个位置处 (例如,在图 6A 中示出的位置处),使得仅包括白线 76 和主动脉 80 的腹上部区域的部分被成像。如果若干图像序列 (视频) 在超声探头 10 的该位置处随时间推移被采取,则 IAD 可以从其导出。这能够例如通过对若干呼吸周期与主动脉脉动之间 IAD 的距离取平均来完成。以上提及的位移传感器 68 可以由此有助于考虑最终的位移误差。

[0088] 图 7 图示了本发明的实施例的示意性框图。应当指出,该框图图示了图 2 中示出的框图的右边部分。与图 2 中示出的框图相反,提供了额外的成像分析单元 84。该成像分

析单元 84 可以是基于硬件或软件的任一种。该成像分析单元 84 还可以被包括在以上参考图 2 所解释的其他部件中的一个中。成像分析单元 84 优选在超声图像已经在图像处理器 36 之内被后处理之后接收所述超声图像。图像分析单元 84 优选包括识别单元 (IDU) 86、聚焦单元 (FU) 88、分割单元 (SU) 90 以及计算单元 (CAL) 92。

[0089] 识别单元 86 被配置为识别在 (一幅或多幅) 所重建的超声图像之内的参考点 (尤其是主动脉 80)。聚焦单元 88 被配置为在超声探头 10 相对于检查目标 12 移动期间将单元件超声换能器 26 聚焦在所述参考点上。分割单元 90 被配置为分割所重建的超声图像并识别在超声图像之内的白线 76 和主动脉 80 的位置, 以便导出腹腔内直径 (IAD)。计算单元 92 被配置为基于所导出的 IAD 来计算 VAT 的量。所计算出的 VAT 的量可以被最终显示在显示器 18 上。

[0090] 图 8 还是以示意性框图图示了所述方法。在第一步骤 (S10) 中, 从以上提及的单元件超声换能器 26 接收超声信号, 所述单元件超声换能器 26 在信号采集期间在超声探头 10 的探头壳体 40 之内沿着凸弯曲路径被自动地移动。在接下来的步骤 S12 中, 根据从超声换能器 26 接收的超声信号来重建超声图像。在步骤 S14 中, 分割对象 12 的腹部超声扫描的所重建的超声图像。图像分析单元可以应用被采用以导出白线和主动脉的位置的图像分析算法 (步骤 S16)。在第一步骤中, 这通常包括感兴趣区域 (ROI) 选择。用于白线检测的 ROI 和用于主动脉检测的 ROI 能够在原始输入超声图像中被首先选择。ROI 能够基于解剖结构和超声成像的先验知识而被选择。例如, 白线 76 将位于超声图像的上部, 并且主动脉 80 由图像的中间部分的最大脉动目标来表示。

[0091] 为了增加所获得的超声图像的对比度, 图像增强技术在下一步骤中被应用到所选择的 ROI。例如, 能够采用直方图均衡化以通过散布最频繁的像素强度值来增强对比度。这样的图像增强技术从例如 S. H. Contreras Ortiz 等人的 “Ultrasound image enhancement: A review” (Biomedical Signal Processing and Control, 7(5), 第 419-428 页, 2012 年) 是已知的。

[0092] 目标定位技术然后被采用以定位经处理的 ROI 中的白线和主动脉 (步骤 S16)。针对计算机视觉和图像分析区中的对象定位存在不同的方法。在一个实施例中, 能够使用基于机器学习的方法。给定许多阳性样本 (例如, 白线的图像斑点) 和阴性样本 (例如, 不对应于白线图像斑点), 机器学习技术被用于训练用于白线或主动脉的检测器。这样的机器学习技术在 P. Viola 和 M. Jones 的 “Rapid Object Detection using a Boosted Cascade of Simple Features” (2011 年 CVPR 会议) 中进行了示范性描述。利用经训练的检测器, 给定的 ROI 在多个缩放比例和多个位置上被扫描, 以核查白线 (或主动脉) 是否存在于 ROI 中, 如果存在, 则找到该位置。

[0093] 在另一实施例中, 能够考虑可变形模板模型 (参见例如 A. K. Jain 等人的 “Object Matching Using Deformable Templates” (IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence, 18(3), 第 267-278 页, 1996 年))。原型模板基于先验知识被定义为用于白线或主动脉。给定 ROI, 所述模板被应用到多个位置 (在多个缩放比例上), 以观看白线 (或主动脉) 是否能够被匹配。基于模板匹配, 白线或主动脉可以被定位。

[0094] 在采集多幅超声图像 (或视频) 的情况下, 来自多个帧的信息能够被组合, 以提高准确度和鲁棒性。在一个实施例中, 在多幅图像中的检测结果被组合 (例如, 取平均), 以

导出白线或主动脉的最终位置,这是决策级的融合。在另一实施例中,能够使用特征级的融合,亦即,在目标定位中考虑多幅图像的图像内容(或特征)。

[0095] 如果在超声图像之内最终检测到白线 76 和主动脉 80,则 IAD84 能够被导出(步骤 S16)。内脏身体脂肪的量然后可以在最后的步骤 S18 中基于所导出的 IAD 被计算出来。对其可以使用若干计算方法。

[0096] Armellini, F 等人在“Measured and predicted total and visceral adipose tissue in women. Correlations with metabolic parameters”(International Journal of Obesity, 18, 第 641-647 页, 1994 年)中推断出 IAD 的用法是预测 VAT 的最好方法,但是提供用于单个对象预测的等式不给出足够的准确度。为此原因, Armellini, F 等人给出将腰围也考虑在内的公式:

[0097] $VAT = -117 + 1.73US + 1.43 \text{ 腰围} + 1.51 \text{ 年龄}$

[0098] 其中, US 是腹部肌肉与主动脉之间的距离的超声测量结果。

[0099] 该计算的主要问题是缺乏针对压力、呼吸和主动脉脉动(或者使用硬件或软件算法解决方案根据本发明被标准化的所有因素)的标准化。因此,根据本发明的优选计算公式为:

[0100] $VAT = \alpha + \beta * IAD$

[0101] 其中, α 包括若干因素,包括性别、年龄等,并且 β 是从实验中找到的缩放因子。代替该线性方程,也能够使用更复杂的公式。

[0102] 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。本发明不限于所公开的实施例。本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求,在实践请求保护的发明时能够理解并实现对所公开的实施例的其他变型。

[0103] 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。单个处理器或其他单元可以实现在权利要求中记载的若干项的功能。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了某些措施,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0104] 计算机程序可以被存储/分布在合适的介质上,例如与其他硬件一起或作为其他硬件的部分供应的光学存储介质或固态介质,但是也可以被以其他形式分布,例如经由因特网或其他有线或无线的通信系统。

[0105] 权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

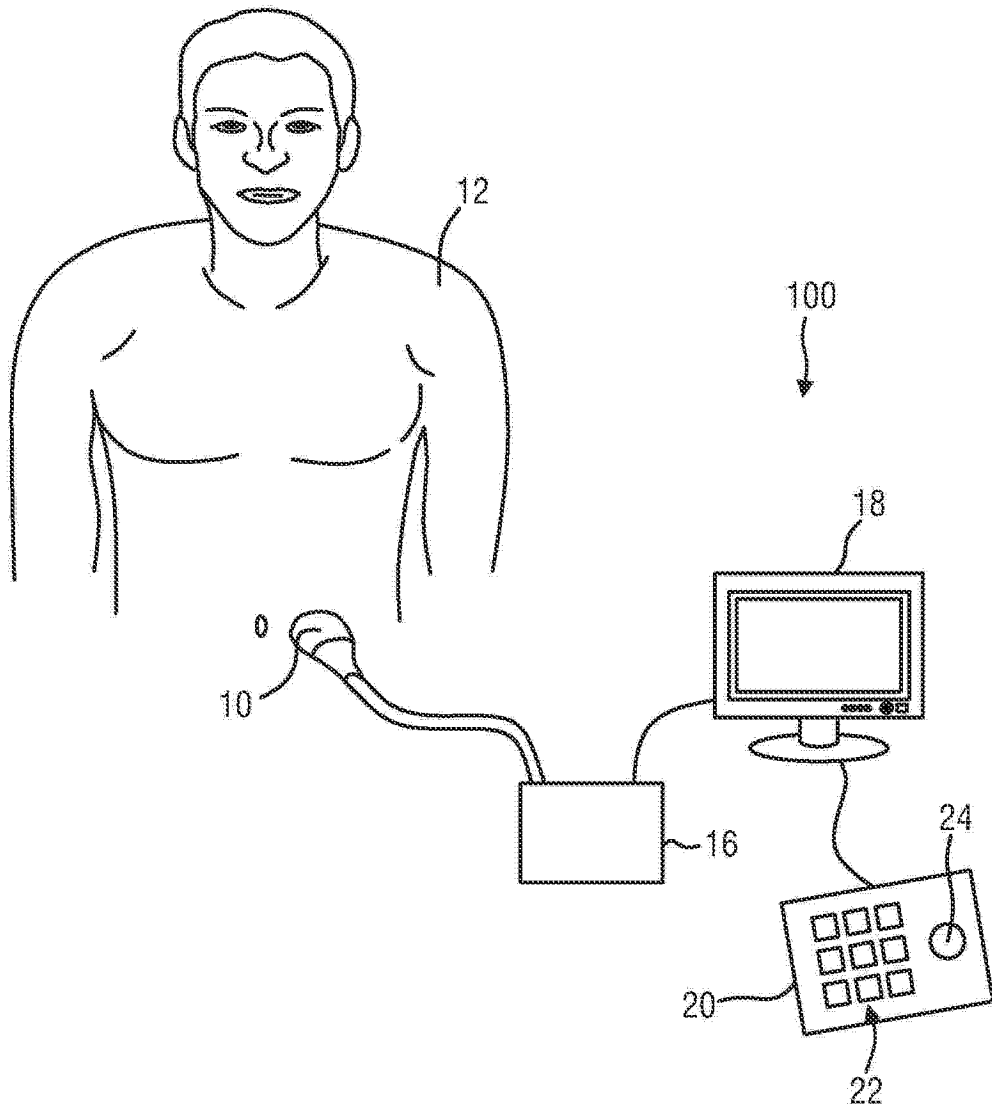


图 1

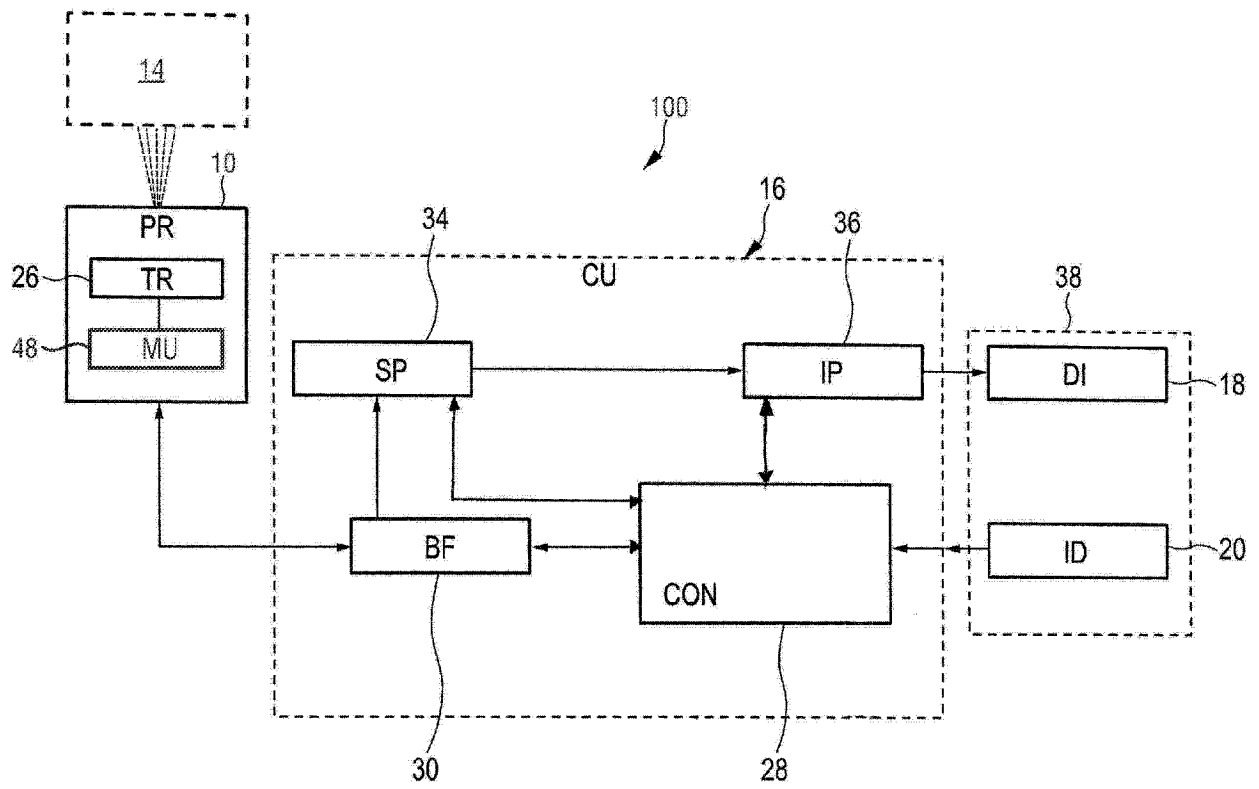


图 2

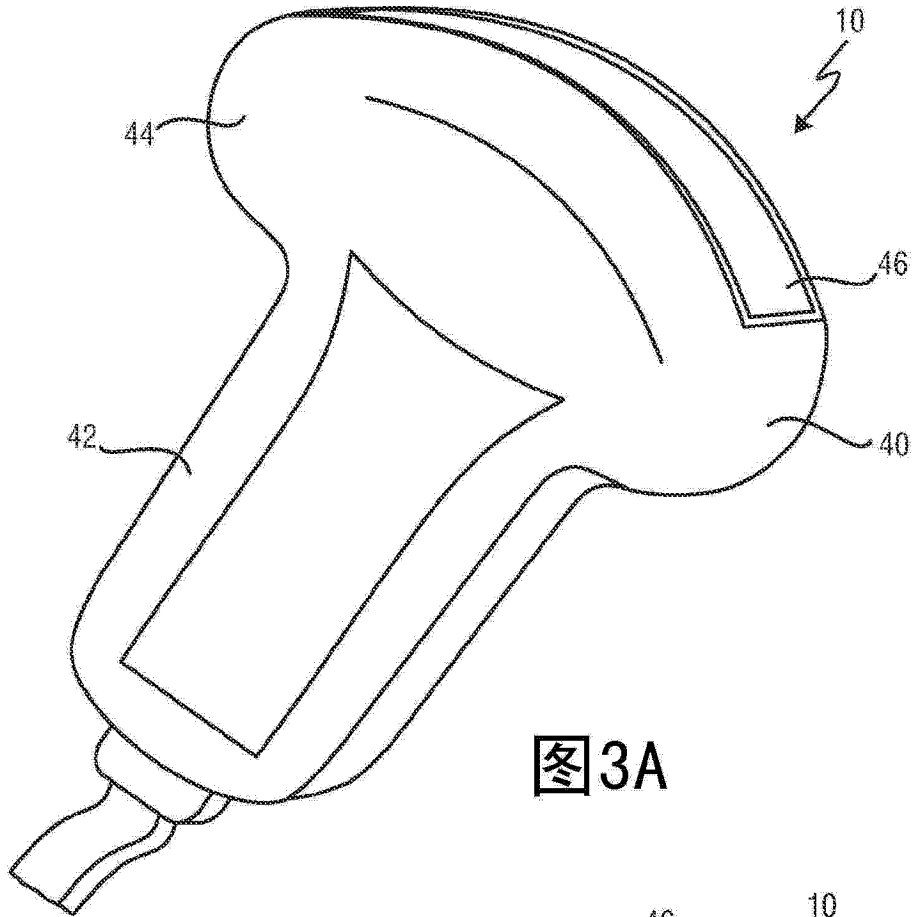


图3A

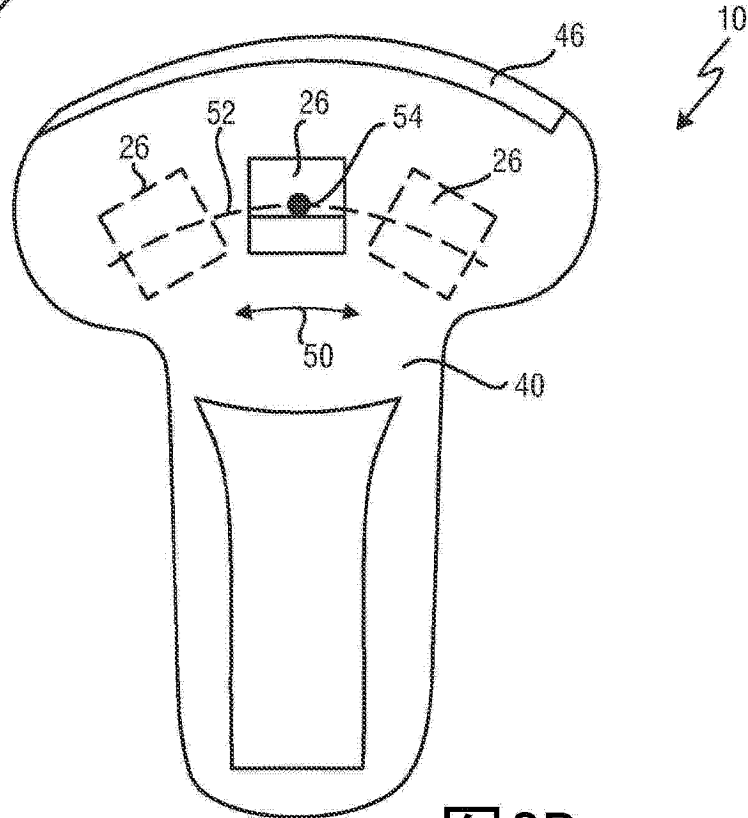


图3B

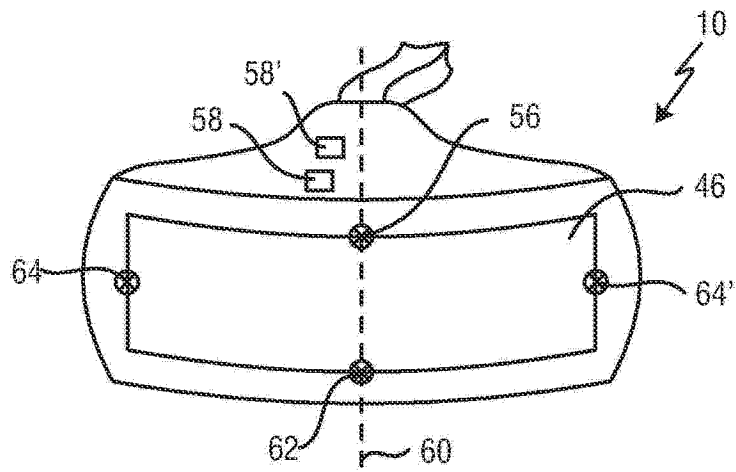


图 4A

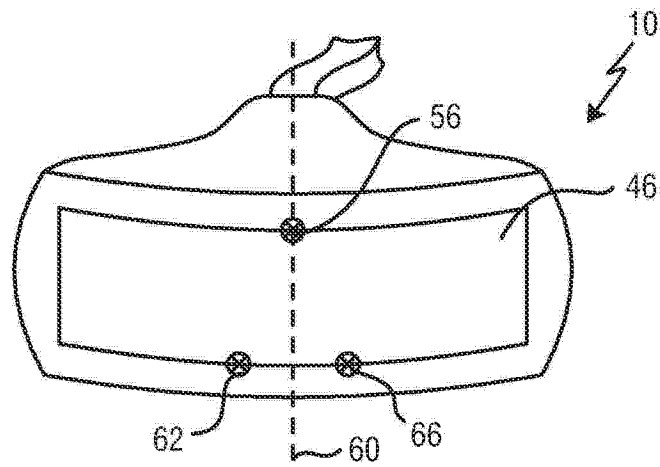


图 4B

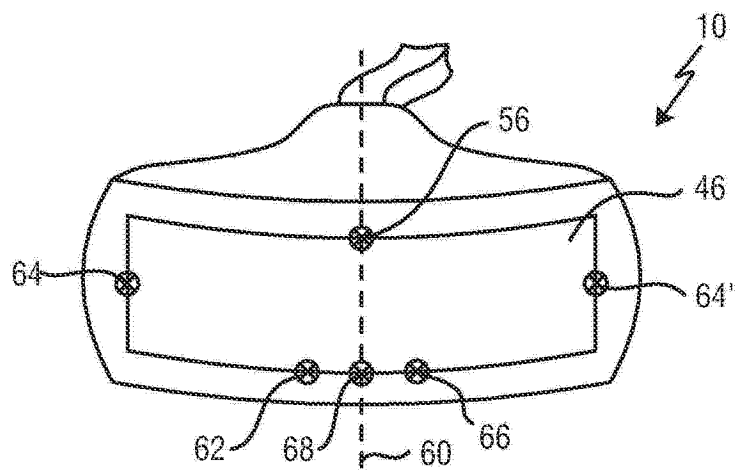


图 4C

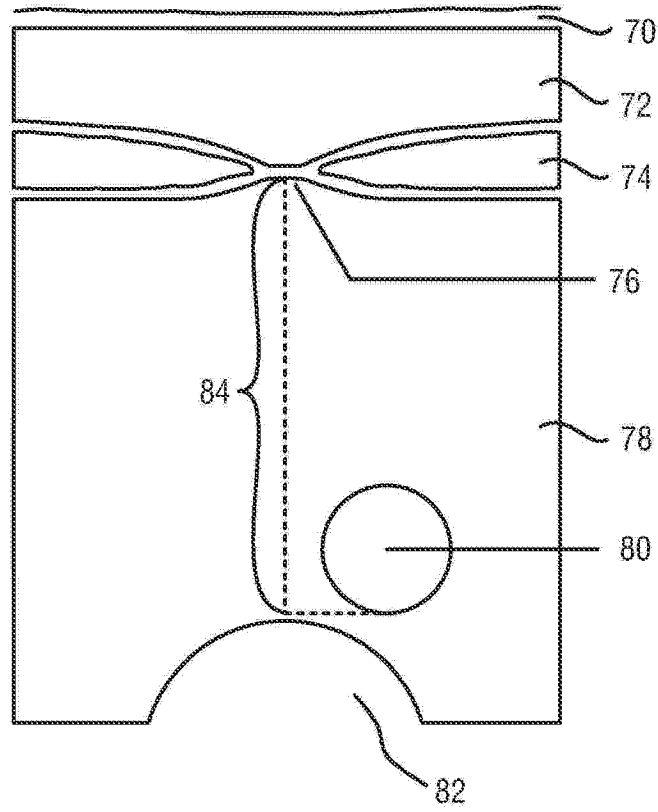


图 5

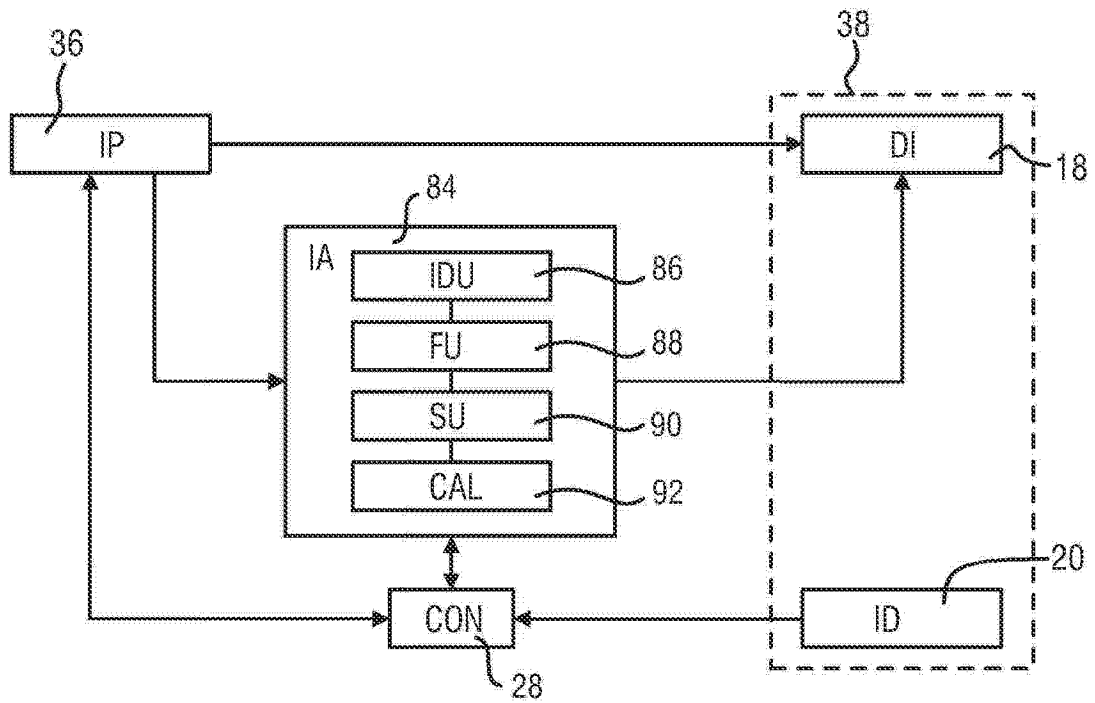


图 7

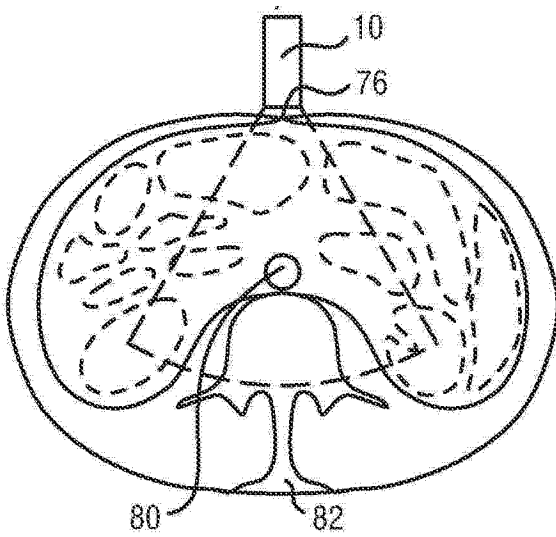


图 6A

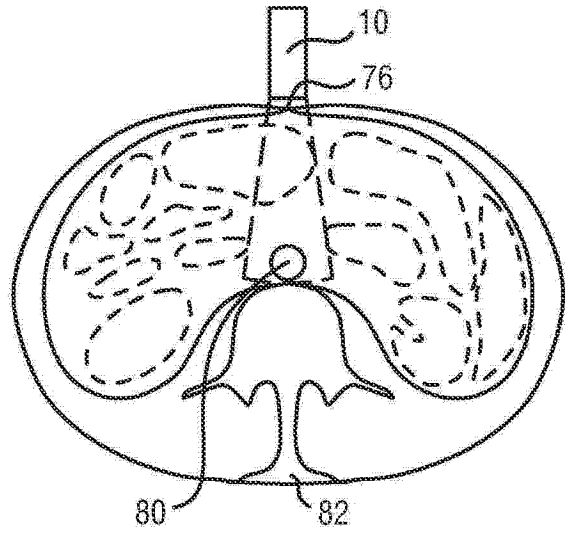


图 6B

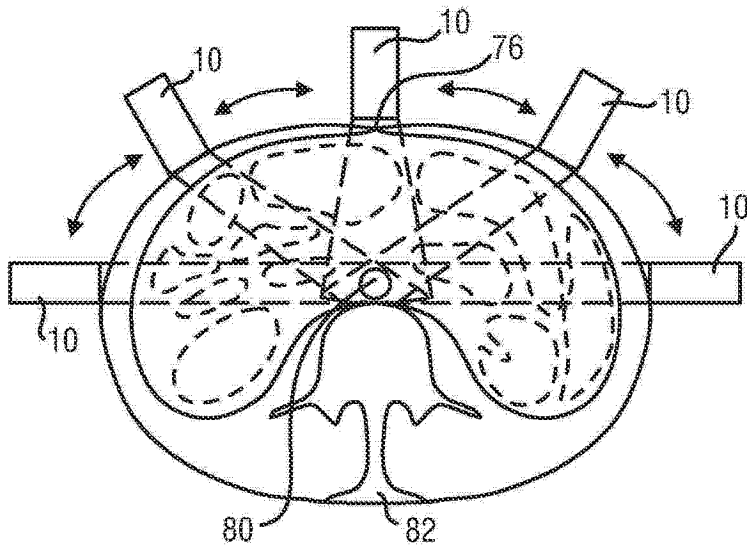


图 6C

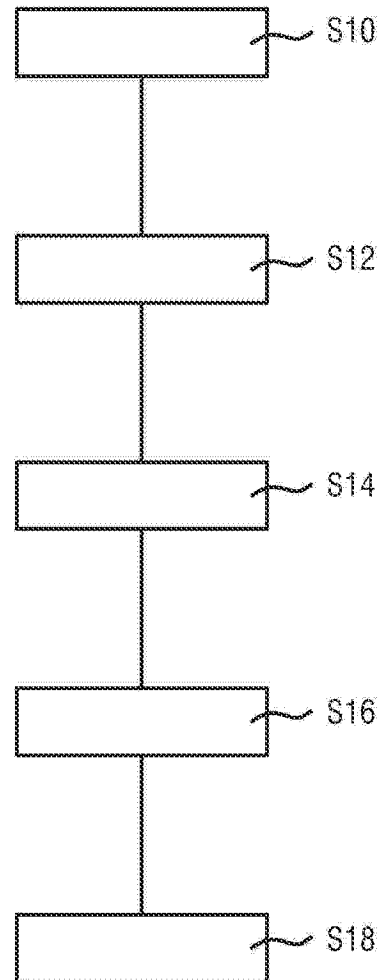


图 8

专利名称(译)	超声探头和超声成像系统		
公开(公告)号	CN104936529A	公开(公告)日	2015-09-23
申请号	CN201480005352.4	申请日	2014-01-14
[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	单彩峰 JH·格利森 S·莫伊勒		
发明人	单彩峰 J·H·格利森 S·莫伊勒		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G10K11/355 A61B8/0858 A61B5/4872 A61B8/429 A61B8/4254 A61B8/4461 A61B8/085 A61B8/5223 A61B8/4472		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	61/755090 2013-01-22 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于超声成像系统(100)的超声探头(10)，所述超声探头包括：-探头壳体(40)；-单元件超声换能器(26)，其用于发射和接收超声信号；-换能器移动单元(48)，其被布置在所述探头壳体(40)之内以用于在信号采集期间相对于所述探头壳体(40)沿着二维凸弯曲路径移动所述单元件超声换能器(26)。

