



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109475344 A

(43)申请公布日 2019.03.15

(21)申请号 201780015623.8

(72)发明人 祁昱 陈建刚 李林

(22)申请日 2017.03.06

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(30)优先权数据

16168847.8 2016.05.10 EP

代理人 王英 刘炳胜

(66)本国优先权数据

PCT/CN2016/075977 2016.03.09 CN

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.09.06

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/055114 2017.03.06

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/153301 EN 2017.09.14

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

权利要求书2页 说明书9页 附图3页

(54)发明名称

胎儿成像系统和方法

(57)摘要

一种超声胎儿成像系统,其使用加速度传感器(16)来生成与超声换能器(10)的移动有关的加速度信号。基于对超声图像的图像处理的结果,引导用户如何或向何处移动超声换能器。因此,可以引导用户沿特定方向移动换能器,从而在尽可能短的时间内实现对胎儿的完整扫描。这限制了准妈妈对超声能量的暴露。获得的胎儿图像可以用于确定胎儿体重,例如使用基于从获得的图像导出的一些参数的回归分析。



1. 一种胎儿成像系统,包括:
 - 超声换能器 (10);
 - 加速度传感器 (16),其用于生成与所述超声换能器的移动有关的加速度信号;
 - 输出部 (24),其用于提供输出信息以关于移动所述超声换能器来引导所述系统的用户;
 - 图像处理模块 (20),其用于处理由所述超声换能器生成的超声图像;以及
 - 控制器 (22),其用于根据所述加速度信号和超声图像处理的结果来控制所述超声换能器和所述输出信息;其中,所述超声图像处理的所述结果是由所述图像处理模块 (30) 识别的胎儿身体部分。
2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述控制器 (22) 适于根据所述超声换能器的所述移动或超声图像质量来控制超声信号的发射。
3. 根据前述权利要求中的任一项所述的系统,其中,所述控制器 (22) 适于根据所述超声换能器的移动速度来控制所述超声换能器的发射功率。
4. 根据前述权利要求中的任一项所述的系统,其中,所述图像处理模块 (20) 适于根据所述超声图像处理的所述结果来检测胎儿边缘,并且所述控制器适于根据所述加速度信号和检测到的胎儿边缘来控制所述超声换能器和所述输出信息。
5. 根据前述权利要求中的任一项所述的系统,其中,所述控制器 (22) 适于控制所述输出以提供移动所述超声换能器的方向的指示,以朝向胎儿或所述胎儿的边缘附近移动。
6. 根据权利要求5所述的系统,其中,所述控制器 (22) 适于控制所述输出以提供移动所述超声换能器的速度的指示。
7. 根据前述权利要求中的任一项所述的系统,其中,所述输出部 (24) 包括显示设备或要提供给远程显示设备的无线信号。
8. 根据前述权利要求中的任一项所述的系统,其中,所述超声换能器 (10) 被固定到垫 (12),所述垫具有用于压靠在腹部的表面 (14),其中,所述超声换能器输出被指向为垂直于垫表面。
9. 根据前述权利要求中的任一项所述的系统,其中,所述控制器 (22) 适于生成输出以指引所述用户移动所述超声换能器以取得所述胎儿的颈部区域的图像,并且所述图像处理模块适于识别颈部区域并检测其处的血流方向以基于相对于所述颈部区域的所述血流方向来识别可疑的脐带绕颈。
10. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述图像处理模块 (20) 适于通过识别心脏和头部来识别所述颈部区域。
11. 一种胎儿成像方法,包括:
 - (40) 使用超声换能器基于不同超声换能器位置处的图像序列来取得超声图像;
 - (40) 生成与所述超声换能器的移动有关的加速度信号;
 - (46) 输出信息以引导所述方法的用户在所述序列期间移动所述超声换能器;
 - (44) 处理在所述序列期间由所述超声换能器生成的所述超声图像;并且根据所述加速度信号和超声图像处理的结果来控制所述超声换能器和所述输出信息;其中,所述超声图像处理的所述结果是由所述图像处理模块识别的胎儿身体部分。

12. 根据权利要求11所述的方法, 包括(42) 根据所述超声换能器的所述移动来控制所述超声换能器。

13. 根据权利要求11或12所述的方法, 包括检测胎儿边缘, 并且(46) 控制所述输出以提供移动所述超声换能器的方向的指示以朝向胎儿或所述胎儿边缘附近移动。

14. 根据权利要求11至13中的任一项所述的方法, 包括生成输出以指引所述方法的所述用户移动所述超声换能器以取得所述胎儿的所述颈部区域的图像, 并检测其处的血流方向以识别可疑的脐带绕颈。

15. 一种包括代码单元的计算机程序, 当所述计算机程序在计算机上运行时, 所述代码单元适于实施根据权利要求10至14中的任一项所述的方法。

胎儿成像系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及胎儿成像系统和方法。

背景技术

[0002] 胎儿成像的一个目的是提供对胎儿体重的估计。

[0003] 胎儿体重的准确估计在常规产前保健和检测胎儿生长异常中具有重要作用。

[0004] 在当前产科实践中,预测出生体重的两种主要方法第一是基于胎儿躯体部分的腹部触诊和基高测量的临床估计,并且第二是骨骼胎儿部分的超声测量,然后将其插入回归方程中以导出估计的胎儿体重。与其他方法相比,超声估计是胎儿体重估计的最准确方法。

[0005] 已经进行了研究以比较出生前出生体重估计方法的准确性,并且发现超声估计的准确性优于胎儿体重的临床估计。

[0006] 超声估计的胎儿体重是根据对胎儿部分的二维超声测量获得的。如上所述,这些测量结果在回归公式被使用以得出胎儿体重。回归模型基于不同胎儿生物计量指标的组合,主要是腹围(AC)、股骨长度(FL)、双顶径(BPD)和头围(HC)。

[0007] 图1示出了用于根据这些参数的不同组合来估计胎儿体重的回归指标的表格。

胎儿生物计量识别指标	回归公式
[0008] AC	$\text{Ln EFW} = -4.564 + 0.282(\text{AC}) - 0.00331(\text{AC})^2 (\dagger)$
	$\text{Ln EFW} = 2.695 + 0.253(\text{AC}) - 0.00275(\text{AC})^2$
	$\text{Log}_{10} \text{ EFW} = 0.6328 + 0.1881(\text{AC}) - 0.0043(\text{AC})^2 + 0.000036239(\text{AC})^3$
	$\text{Log}_{10} \text{ EFW} = -1.8367 + 0.092(\text{AC}) - 0.000019(\text{AC})^3 (\dagger)$
	$\text{EFW} = 0.0816(\text{AC})^3$

AC 和 FL	$\text{Log}_{10} \text{ EFW} = 1.304 + 0.05281(\text{AC}) + 0.1938(\text{FL}) - 0.004(\text{AC})(\text{FL})$
	$\text{Log}_{10} \text{ EFW} = 0.59 + 0.08(\text{AC}) + 0.28(\text{FL}) - 0.00716(\text{AC})(\text{FL})$
	$\text{Ln EFW} = 2.792 + 0.108(\text{FL}) + 0.0036 (\text{AC})^2 - 0.0027(\text{FL})(\text{AC})$
AC 和 BPD	$\text{Log}_{10} \text{ EFW} = 1.879 + 0.084(\text{BPD}) + 0.026(\text{AC}) (\ddagger)$
	$\text{Log}_{10} \text{ EFW} = -1.599 + 0.144(\text{BPD}) + 0.032(\text{AC}) - 0.000111(\text{BPD})^2(\text{AC}) (\dagger)$
	$\text{Log}_{10} \text{ EFW} = -1.7492 + 0.166(\text{BPD}) + 0.046(\text{AC}) - 0.002546(\text{AC})(\text{BPD}) (\dagger)$
	$\text{Log}_{10} \text{ EFW} = -1.1683 + 0.0377(\text{AC}) + 0.0950(\text{BPD}) - 0.0015(\text{BPD})(\text{AC}) (\dagger)$
	$\text{Log}_{10} \text{ EFW} = 1.1134 + 0.05845(\text{AC}) - 0.000604(\text{AC})^2 - 0.007365(\text{BPD})^2 + 0.000595(\text{BPD})(\text{AC}) + 0.1694(\text{BPD})$
	$\text{Log}_{10} \text{ EFW} = 1.63 + 0.16(\text{BPD}) + 0.00111(\text{AC})^2 - 0.0000859(\text{BPD})(\text{AC})^2$
	$\text{Log}_{10} \text{ EFW} = 2.1315 + 0.0056541(\text{AC})(\text{BPD}) - 0.00015515(\text{BPD})(\text{AC})^2 + 0.000019782(\text{AC})^3 + 0.052594(\text{BPD})$
AC 和 HC(±BPD)	$\text{Log}_{10} \text{ EFW} = 1.182 + 0.0273(\text{HC}) + 0.07057(\text{AC}) - 0.00063 (\text{AC})^2 - 0.0002184 (\text{HC})(\text{AC})$
	$\text{Log}_{10} \text{ EFW} = 0.9119 + 0.0488(\text{HC}) + 0.0824(\text{AC}) - 0.001599(\text{HC})(\text{AC})$
	$\text{Log}_{10} \text{ EFW} = 2.3231 + 0.02904(\text{AC}) + 0.0079(\text{HC}) - 0.0058(\text{BPD})$
AC, FL 和 BPD	$\text{Log}_{10} \text{ EFW} = 1.335 - 0.0034(\text{AC})(\text{FL}) + 0.0316(\text{BPD}) + 0.0457(\text{AC}) + 0.1623(\text{FL})$
	$\text{Log}_{10} \text{ EFW} = 1.54 + 0.15(\text{BPD}) + 0.00111(\text{AC})^2 - 0.0000764 (\text{BPD})(\text{AC})^2 + 0.05(\text{FL}) - 0.000992(\text{FL})(\text{AC})$
	$\text{EFW} = 0.23966(\text{AC})^2(\text{FL}) + 1.6230(\text{BPD})^3$
	$\text{Log}_{10} \text{ EFW} = 2.7193 + 0.0094962(\text{AC})(\text{BPD}) - 0.1432(\text{FL}) - 0.00076742(\text{AC})(\text{BPD})^2 + 0.001745(\text{FL})(\text{BPD})^2$
AC, FL 和 HC	$\text{Log}_{10} \text{ EFW} = 1.326 - 0.00326(\text{AC})(\text{FL}) + 0.0107(\text{HC}) + 0.0438(\text{AC}) + 0.158(\text{FL})$
	$\text{EFW} = 0.23718(\text{AC})^2(\text{FL}) + 0.03312(\text{HC})^3$
	$\text{Log}_{10} \text{ EFW} = -2.0661 + 0.04355(\text{HC}) + 0.05394(\text{AC}) - 0.0008582(\text{HC})(\text{AC}) + 1.2594(\text{FL}/\text{AC}) (\dagger)$
AC, FL, BPD 和 HC	$\text{Log}_{10} \text{ EFW} = 1.3596 + 0.0064(\text{HC}) + 0.0424(\text{AC}) + 0.174(\text{FL}) + 0.00061(\text{BPD})(\text{AC}) - 0.00386(\text{AC})(\text{FL})$

[0010] 在该表中,EFW是估计的胎儿体重;AC是腹围;FL是股骨长度;BPD是双顶径;HC是头围.AC,FL,BPD和HC通常以厘米表示,并且EFW通常以克表示。对此的例外示出为†:估计的胎儿体重以千克和‡表示:股骨长度以毫米表示。

[0011] 该表取自Melamed N,Yogev Y,Meizner I,Mashiach R,Bardin R和Ben-Haroush A.“Sonographic fetal weight estimation:which model should be used?”J, Ultrasound Med.2009;28(5):617-29。

[0012] 除了在临床环境中进行监测之外,可以使用家中胎儿体重的测量来帮助孕妇了解她们的婴儿的生长趋势和健康状况,并且孕妇还可以估计她自己增加了多少体重。然而,目前没有可用的家用胎儿体重测量设备。

[0013] 如以上所解释的,超声是胎儿体重估计的最准确方法,但它仅由经验丰富的医师在诊所中使用。此外,诊所中使用的超声能量也是一个关注问题。临床和家用超声设备都应

遵循称为ALARA (合理地可达到的尽可能低) 的超声暴露的一般原则, 并且根据规定, 超声系统对胎儿的功率输出应限制在 $720\text{mW}/\text{cm}^2$ 。尽管没有研究报告在诊所中对胎儿进行超声检查有不良影响, 但家用超声设备的安全性仍是一个关注的问题。因此, 消费者总是欢迎尽可能地降低超声暴露。

[0014] 怀孕期间需要监测的另一个问题是脐带绕颈的发生。当脐带缠绕在胎儿颈部周围整整360度时就会出现这种情况。脐带绕颈非常常见, 报告的患病率为10%至37%。

[0015] 脐带绕颈更常见于男婴。它可能在怀孕期间或分娩期间出现, 但在妊娠期结束时可能性逐渐增加。

[0016] 预产妇护理提供者预期在他们的实践中经常遇到脐带绕颈。

[0017] 胎儿脐带是传递营养的重要桥梁, 因为它是母体子宫与胎儿之间交换血气的重要通道。脐带绕颈可能影响胎儿血气交换, 改变胎儿血液供应, 并且在严重情况下引起胎儿缺氧导致死产和新生儿死亡。此外, 它显著影响胎儿头部和胎儿血液循环的下降, 这可能导致胎儿宫内缺氧, 窒息甚至死亡。

[0018] 通常通过母亲在家中主观地监测胎儿运动来检查脐带绕颈, 这是不方便的并且有时具有高风险。例如, 如果母亲不关注婴儿的运动, 她可能会错过脐带绕颈的重要迹象。

[0019] 此外, 许多接生从业者接受过培训, 以便在第二产程期间定期检查脐带绕颈, 并且如果存在的话, 则通过拉动以松开脐带或夹紧和切割来进一步干预。目前, 最通常的是, 在医院中使用超声来执行对脐带绕颈的诊断。

[0020] 如以上所解释的, 超声系统需要经过训练的操作者并且通常仅在临床环境中使用。

[0021] EP2636374A1公开了一种在通过使用探头获得的对象的三维(3D)超声图像上标记切割线或切割面的方法, 其中, 切割线和切割面用于观察3D超声图像的横截面, 通过使用探头中包括的传感器来检测关于探头的运动信息, 并且基于检测到的关于探头的运动信息来改变切割线或切割面的位置。

[0022] US20150374344A1公开了一种装置, 所述装置包括用于在对象上执行超声发射/接收的超声探头, 用于检测由所述超声探头对超声扫描平面移动的移动检测部分, 用于在其中存储关于在所述对象上的第一三维(3D)超声扫描中的多个第一扫描平面的位置的信息的存储部分; 以及图像显示控制部分, 其用于基于存储在所述存储部分中的关于位置所述信息, 在所述显示部分中显示表示所述第一扫描平面的位置的第一图像, 并且基于来自所述移动检测部分的检测信息在所述显示部分中显示第二图像, 表示由操作者移动所述超声探头对所述对象进行第二3D超声扫描而形成的多个第二扫描平面的位置, 所述图像显示控制部分显示所述第一图像和第二图像, 使得所述第一扫描平面和第二扫描平面具有相互对应的位置关系。

[0023] W02014141277A1公开了一种用于监测对象的一个或多个参数的探头, 所述探头包括: 监测组件, 其包括至少一个声学端口, 用于将声辐射发射到对象中的感兴趣区域; 至少一个光输出端口, 其用于朝向感兴趣区域发射入射光; 以及至少一个光输入端口, 其用于接收从对象返回的光; 以及包括至少一个感测组件的至少一个控制机构, 所述至少一个感测组件被配置为感测邻近附接和信号质量条件中的至少一个, 并且被配置为控制探头组件与对象之间的耦合条件, 使得能够控制所述监测组件的操作。

[0024] US20100125201A1公开了一种超声成像装置,其具有:被配置为发射超声和接收反射波的探测器,被配置为基于所述反射波来生成图像的发生器,以及显示所述图像的显示器,其中,所述超声成像装置包括:第一分析器,其被配置为分别指定存在于所述图像中的每个脐带;第二分析器,其被配置为分别指定行进到所述脐带的一端的结构;以及显示控制器,其被配置为使每个所述结构显示在所述识别和显示上。

发明内容

[0025] 期望具有一种基于超声的胎儿成像系统,其更易于使用并且能够准确地确定胎儿体重和/或脐带绕颈的存在。

[0026] 本发明由权利要求所定义。

[0027] 根据本发明的一个方面的示例,提供了一种胎儿成像系统,包括:

[0028] 超声换能器;

[0029] 加速度传感器,其用于生成与所述超声换能器的移动有关的加速度信号;

[0030] 输出部,其用于提供输出信息以关于移动所述超声换能器来引导所述系统的用户;

[0031] 图像处理模块,其用于处理由所述超声换能器生成的所述超声图像;以及

[0032] 控制器,其用于根据所述加速度信号和所述超声图像处理的结果来控制所述超声换能器和所述输出信息;其中,所述超声图像处理的所述结果是由所述图像处理模块识别的胎儿身体部分。

[0033] 在该系统中,通过加速度传感器跟踪超声换能器的移动,使得可以引导用户沿特定方向移动所述换能器,以便在所述换能器激活后在最短可能的时间内实现对胎儿的完整扫描。所获得的超声图像处理结果是通过图像处理识别的胎儿身体部分,例如胎儿的肉或骨,其在扫描期间提供对最短路径的指示。这限制了准妈妈对超声能量的暴露。获得的胎儿图像可以用于确定胎儿体重,例如使用基于从获得的图像导出的一些参数的回归分析。

[0034] 所述控制器可以适于根据超声换能器的移动或超声图像质量来控制超声信号的发射。

[0035] 因此,仅在需要进一步构建期望的超声图像时才生成超声信号。例如,如果超声换能器是静止的,则如果成功捕获了超声图像,则换能器可以停止被激活,直到用户已经选择了新的换能器位置。控制器可以替代地基于图像质量来控制超声换能器。可以相应地控制超声换能器,例如发射功率或操作模式,以实现胎儿检测的容忍分辨率,使得尽可能多地限制对超声信号的暴露。

[0036] 所述控制器可以适于根据超声换能器的移动速度来控制超声换能器的发射功率。

[0037] 以此方式,即使在换能器移动时,也可以调节超声换能器的发射功率,以便在保持尽可能低的暴露水平的同时实现总体图像的期望分辨率。可以通过超声换能器的操作模式之间的自动或半自动转换来实现对发射功率的控制。

[0038] 所述图像处理模块可以适于根据超声图像处理的结果来检测胎儿边缘,并且控制器适于根据检测到的加速度信号和胎儿边缘来控制超声换能器和输出信息。

[0039] 所述控制器可以适于控制输出以提供移动超声换能器的方向的指示以朝向胎儿或胎儿边缘移动。以此方式,可以将用户引导向胎儿直到找到边缘,然后可以围绕边缘引

导。以此方式,胎儿的外部轮廓利用有限的超声发射而被成像,并且这使得能够通过图像分析来测量或导出关键指数,其包括FL,BPD,HC,胎儿体重或其他可能的参数。避免了对整个腹部的成像,而是仅覆盖胎儿边缘的部分区域暴露于超声信号,这限制了过度暴露的可能性。检测基于超声图像处理的结果,其中从其他环境组织(例如羊水)识别胎儿部分,例如胎儿的肉或骨。识别的胎儿身体部分可以任选地是心脏、颈部、腿部或其他身体部分。然后,控制器将基于解剖知识指示用户相应地移动到胎儿边缘。

[0040] 所述控制器还可以适于控制输出以提供移动超声换能器的速度的指示。

[0041] 所述输出部例如包括显示设备或要提供给远程显示设备的无线信号。该系统可以例如与远程显示器通信,或者它可以具有显示器作为系统的集成部分。其也可能使用声音输出。这使得能够查看超声图像以及用户的指令。替代地或额外地,指示灯可用于向用户提供方向指令。

[0042] 超声换能器可以固定到具有用于压靠在腹部的表面的垫上,其中,超声换能器输出被指向为垂直于垫表面。

[0043] 该布置确保输出正常地指向腹部并且系统易于使用。另外,其防止用户从成像聚焦区域外接收超声信号。

[0044] 所述控制器可以适于生成输出以指示用户移动超声换能器以取得胎儿的颈部区域的图像,并且图像处理模块适于识别颈部区域并检测血流方向从而基于相对于颈部区域的血流方向来识别可疑的脐带绕颈。

[0045] 多普勒图像处理可用于识别血流方向。垂直于颈部区域(心脏与头部之间的线)的血流方向指示脐带绕颈,而平行于心脏与头部之间的线的方向指示颈动脉。

[0046] 所述图像处理模块可以例如适于通过识别心脏和头部来识别颈部区域。

[0047] 根据本发明的另一方面的示例提供了一种胎儿成像方法,包括:

[0048] 使用超声换能器基于不同超声换能器位置处的图像序列取得超声图像;

[0049] 生成与超声换能器的移动有关的加速度信号;

[0050] 输出信息以引导所述方法的用户在所述序列期间移动所述超声换能器;

[0051] 处理在所述序列期间由所述超声换能器生成的超声图像;并且

[0052] 根据加速度信号和超声图像处理的结果来控制所述超声换能器和所述输出信息。

[0053] 在该方法中,引导用户沿特定方向移动换能器,从而在尽可能短的时间内实现对胎儿的完整扫描。这限制了准妈妈对超声能量的暴露。

[0054] 该方法可以包括根据超声换能器的移动(即,位置和/或速度)来控制超声换能器。这限制了准妈妈的暴露。

[0055] 该方法可以包括检测胎儿边缘,并且控制输出以提供移动超声换能器的方向的指示以朝向胎儿或胎儿边缘移动。

[0056] 可以生成输出以指示该方法的移动超声换能器以取得胎儿颈部区域的图像,并且该方法然后包括检测血流方向从而识别可疑的脐带绕颈。

[0057] 该方法可以至少部分地以软件实现。

附图说明

[0058] 现在将参考附图详细描述本发明的范例,其中,

- [0059] 图1示出了标准超声图像；
- [0060] 图2示出了超声系统；
- [0061] 图3示出了要由图2的系统使用的一组指示灯的一个示例；
- [0062] 图4示出了成像和图像处理方法的步骤；
- [0063] 图5示出了超声图像，并解释了如何可以检测脐带绕颈；并且
- [0064] 图6示出了适于执行图2的系统的信号处理的通用计算机体系架构。

具体实施方式

[0065] 本发明提供了一种超声胎儿成像系统，其使用加速度传感器来生成与超声换能器的移动有关的加速度信号。基于对超声图像的图像处理的结果，引导用户如何或向何处移动超声换能器。因此，可以引导用户沿特定方向移动换能器，从而在尽可能短的时间内实现对胎儿的完整扫描。这限制了准妈妈对超声能量的暴露。获得的胎儿图像可以用于确定胎儿体重，例如使用基于从获得的图像导出的一些参数的回归分析。

[0066] 图1示出了胎儿的超声图像。可以看出，其在不同组织密度的区域之间的边界处具有明亮的边缘区域，这导致所获得的超声图像中的高对比度差异。因此，由于对比度差异，可以通过图像处理容易地识别视野中的肉以及骨骼部分的轮廓。其使得能够以低分辨率成像确定胎儿的异常。

[0067] 图2示出了胎儿成像系统。其包括安装在用于施加到皮肤上的垫12上的超声换能器10。超声换能器可具有单个元件或元件的阵列。超声换能器在垂直于垫的表面14的方向上引导超声束，使得辐射通常被引导到皮肤内。超声换能器接收回波信号，用于后续的图像处理和图像分析。垫12围绕超声换能器以使超声换能器保持垂直于测量部位，以便获取一致的信号。垫由比皮肤具有更高刚性的材料和不刺激皮肤的材料制成。超声换能器可以是2D或3D的线性或弯曲的。

[0068] 超声探头不是从单个位置捕获图1中所示的完整图像。相反，整幅图像是通过平铺来自不同超声换能器位置的多幅图像来制成的。

[0069] 用于构建整幅图像的成像位置的数量取决于例如胎儿尺寸。以2D图像为例，典型的帧率在30-100Hz范围内。如果以30Hz的最低帧速率操作，并且换能器的移动速度为每秒2cm，则这对应于每cm移动15幅图像。对于较低分辨率的成像，帧速率可能较低。

[0070] 提供加速度传感器16以用于生成与超声换能器10的移动有关的加速度信号。

[0071] 输出设备18被用于提供输出信息以关于移动所述超声换能器10来引导所述系统的用户。输出设备可以是如图所示的系统的组成部分，或者它可以是远程设备，例如智能手机，系统的其余部分与之通信。输出设备可以使用光或声音或其组合。目的是引导没有经验的用户沿正确的方向移动换能器以找到胎儿身体的边缘，并且然后沿着边缘移动。

[0072] 图像处理模块20用于处理由超声换能器10生成的超声图像。

[0073] 控制器22用于控制超声换能器并且还根据加速度信号和超声图像处理的结果来控制提供给用户的输出。因此，到控制器的输入来自图像处理模块和加速度传感器。可以提供其他输入，例如与超声换能器的位置有关的其他位置跟踪信息。控制器向超声换能器10和输出设备18提供输出。

[0074] 单独的显示设备和存储器被示出为24。这使得能够存储分析结果以供显示和进一

步分析。

[0075] 为了克服在家中使用超声进行胎儿体重测量的问题,该系统能够使用降低的能量水平,并且未经训练的用户可以通过为用户提供自动引导来使用该系统。

[0076] 特别地,该系统能够实现减少的超声暴露时间,并因此减少能量暴露,以便由未经训练的人在家中测量胎儿体重。加速度传感器16监测超声换能器是否在移动以及移动的有多快。如果超声换能器10停止移动,则系统能够检测到此,并且从而停止生成超声信号。

[0077] 另外,可以根据换能器的移动速度来调整超声成像处理的脉冲重复频率(PRF)。当超声换能器缓慢移动时,因此可以减小PRF以避免过度暴露于超声能量。通过以此方式提供PRF的自动调节,该装置可以例如在超声换能器通过的每个位置处发射至多两个成像脉冲。

[0078] 临床设备可以例如每秒发射20至30个超声脉冲。较低的脉冲重复率对于家庭使用来说足以获得胎儿的轮廓,然后可以将其用于胎儿体重估计。在该场景中,一个脉冲意指同时来自阵列中的每个换能器元件的一个发射信号,使得能够分析组合的回波信号以形成超声图像的一部分,其对应于超声换能器的特定位置。

[0079] 图3示出了可用于引导用户的输出设备18的示例。其包括一组指示灯30,所述一组指示灯30向用户指示换能器元件应该移动的方向。指示灯可用于引导用户移动换能器元件的位置,以便找到胎儿身体的边缘,然后基于图像分析沿着边缘移动。

[0080] 一旦获得了胎儿体的整个轮廓,指示灯就可以给出完成指示(例如,全部闪烁)。还可以给出声音引导,不仅用于帮助沿循正确的移动方向,而且还用于警告是否发生任何错误,例如,在用户移动得太快或方向错误的情况下。

[0081] 在扫描完成之后,可以生成胎儿身体轮廓的图像,然后可以自动测量或导出关键胎儿生物特征参数,并且可以通过使用合适的回归公式来计算胎儿体重。生物特征参数可以由图像处理模块20获得。

[0082] 通过随时间监测结果,可以例如获得胎儿生长曲线,例如用于从智能手机观看。

[0083] 图4示出了系统采用的方法步骤。请注意,这些步骤不严格按顺序执行,因为某些步骤与其他步骤同时执行。例如,图像分析在在执行成像的所有时间实时进行。

[0084] 在步骤40中,换能器用于扫描孕妇的腹部。换能器一旦移动就开始发射超声信号,移动是由换能器所包含的加速度计确定的。因此,在步骤40的扫描期间,生成加速度传感器信号以确定换能器的移动方向和速度。在换能器通过的每个位置处,系统可以设置最大数量的成像脉冲,例如至多两个成像脉冲。

[0085] 在步骤42中,根据换能器的移动速度自动调节PRF,以避免当换能器移动太慢或保持静止时过度暴露于超声能量。为了便于无经验的人使用,换能器设计成在借助于围绕超声换能器的垫移动时始终垂直于测量部位。

[0086] 在步骤44中,图像处理模块处理和分析捕获的图像。胎儿的边缘通过胎儿身体与羊水之间的强烈对比确定。

[0087] 在步骤46中,使用指示灯和/或声音形式的输出来通知用户换能器应朝哪个方向移动,以便找到胎儿身体的边缘,并且然后沿着边缘移动。在步骤44中,根据实时图像分析来获得该方向信息。因此,以此方式,引导用户对胎儿的整个轮廓进行成像。该边缘检测可以基于找到最强对比度,即羊水与胎儿身体之间的边界,并指示换能器沿着在明亮图像部分(即胎儿身体)与暗的图像部分(即羊水)之间的该线的长度方向移动。如果移动速度过高

或移动方向错误,可以发出警报。

[0088] 在步骤48中,一旦捕获了胎儿体的轮廓,该设备就通知用户停止扫描。

[0089] 基于捕获的胎儿身体轮廓图,可以在步骤50中自动计算关键胎儿身体生物特征参数。通过使用合适的回归公式,可以在步骤52中计算胎儿体重。还可以生成在较长时间段内的胎儿体重的图。

[0090] 该系统的另一个用途是针对家庭使用检测脐带绕颈。然后,输出设备(指示灯,声音或显示数据)可以包括用于指示脐带绕颈的输出模式。

[0091] 第一步是通过基于心脏的特定运动模式来分析多普勒信号或B模式图像以识别心脏。然后由系统记录识别心脏的换能器的位置,例如,使用电磁跟踪系统或诸如计算机鼠标中使用的坐标系统。作为附加选项,每次当用户作为历史数据执行扫描时存储心脏搏动模式,并且如果存在任何异常则可以分析该数据。

[0092] 第二步是识别头骨。在超声图像上头骨总是清晰的,例如如图5中所示。可以使用已知的图像处理模式识别技术。还存储识别头骨的换能器位置。

[0093] 第三步是检查颈部区域是否有任何多普勒/彩色信号。可以识别颈部,因为它位于如先前所确定的头骨与心脏之间。指示灯可以用于通过以与上述相同的方式指示移动方向来引导用户将探头移动到颈部区域。

[0094] 脐带绕颈中的血流方向垂直于颅骨与心脏之间的线,如图5中的箭头54所示。如果识别出这样的方向,则高度怀疑脐带绕颈。如果发现所识别的血流方向与颅骨和心脏之间的线平行,如图5中的箭头56所示,则它可以指示颈动脉。

[0095] 最后一步是给出潜在的脐带绕颈的指示。如果怀疑有脐带绕颈,则会发出警告信号,例如红灯。

[0096] 可以在不需要用户完全查看超声图像的情况下给出脐带绕颈警告。实际上,根本不需要超声图像输出。因此,不需要经验或培训来理解所给出的警告。

[0097] 上述系统利用控制器或处理器来处理图像数据。

[0098] 图6图示了用于实现上述控制器或处理器的计算机60的示例。

[0099] 计算机60包括但不限于PC、工作站、膝上型计算机、PDA、掌上设备、服务器、存储器,等等。通常,就硬件架构而言,计算机60可以包括一个或多个处理器61、存储器62、以及经由本地接口(未示出)通信地耦合的一个或多个I/O设备63。本地接口可以是,例如但不限于,一个或多个总线或其他有线或无线连接,如本领域中已知的。本地接口可以具有额外的元件,例如控制器、缓冲器(高速缓存)、驱动器、中继器和接收器,以实现通信。此外,本地接口可以包括寻址、控制和/或数据连接,以实现上述部件之间的适当通信。

[0100] 处理器61是用于运行可以存储在存储器62中的软件的硬件设备。处理器61实际上可以是与计算机60相关联的若干处理器中的任何定制或商用处理器、中央处理单元(CPU)、数字信号处理器(DSP)或辅助处理器,并且处理器61可以是基于半导体的微处理器(以微芯片的形式)或微处理器。

[0101] 存储器62可包括易失性存储器元件(例如,随机存取存储器(RAM),例如动态随机存取存储器(DRAM),静态随机存取存储器(SRAM)等)和非易失性存储器元件(例如,ROM,可擦除可编程只读存储器(EPROM),电子可擦除可编程只读存储器(EEPROM),可编程只读存储器(PROM),磁带,光盘只读存储器(CD-ROM),磁盘,软盘,卡盘,盒式磁带等)中的任何一个或

其组合。此外,存储器62可以包含电子、磁、光和/或其他类型的存储介质。注意,存储器62可以具有分布式架构,其中各种组件彼此远离,但是可以由处理器61访问。

[0102] 存储器62中的软件可以包括一个或多个单独的程序,每个程序包括用于实现逻辑功能的可执行指令的有序列表。根据示例性实施例,存储器62中的软件包括合适的操作系统(O/S) 64、编译器65、源代码66和一个或多个应用程序67。

[0103] 应用程序67包括许多功能部件,例如计算单元、逻辑、功能单元、过程、操作、虚拟实体和/或模块。

[0104] 操作系统64控制计算机程序的执行,并提供调度、输入-输出控制、文件和数据管理、存储器管理以及通信控制和相关服务。

[0105] 应用程序67可以是源程序、可执行程序(目标代码)、脚本或包括要执行的一组指令的任何其他实体。在为源程序时,则程序通常通过编译器(例如编译器65)、汇编器、解释器等进行转译,其可以包括或不包括在存储器62中,以便与操作系统64一起正确地操作。此外,应用程序67可以被编写为面向对象的编程语言,其具有数据和方法的类,或者流程编程语言,其具有例程、子例程和/或函数,例如但不限于C,C++,C#,Pascal,BASIC,API调用,HTML,XHTML,XML,ASP脚本,JavaScript,FORTRAN,COBOL,Perl,Java,ADA,.NET等。

[0106] I/O设备63可以包括输入设备,例如但不限于鼠标、键盘、扫描仪、麦克风、相机等。此外,I/O设备63还可以包括输出设备,例如但不限于打印机、显示器等。最后,I/O设备63还可以包括传送输入和输出两者的设备,例如,但不限于网络接口控制器(NIC)或调制器/解调器(用于访问远程设备、其他文件、设备、系统或网络),射频(RF)或其他收发器、电话接口、桥接器、路由器等。I/O设备63还包括用于通过在各种网络(例如互联网或内联网)上进行通信的部件。

[0107] 当计算机60在操作中时,处理器61被配置为运行存储在存储器62内的软件,以将数据传送到存储器62和从存储器52传送数据,并且通常根据软件来控制计算机60的操作。应用程序67和操作系统64全部或部分地由处理器61读取,可能在处理器61内缓冲,并且然后被运行。

[0108] 当应用程序67以软件实现时,应该注意,应用程序67可以存储在几乎任何计算机可读介质上,以供任何计算机相关系统或方法使用或与之结合使用。在本文件的上下文中,计算机可读介质可以是电子、磁、光学或其他物理设备或器件,其可以包含或存储计算机程序以供计算机相关的系统或方法使用或与其结合使用。

[0109] 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。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。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集合。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

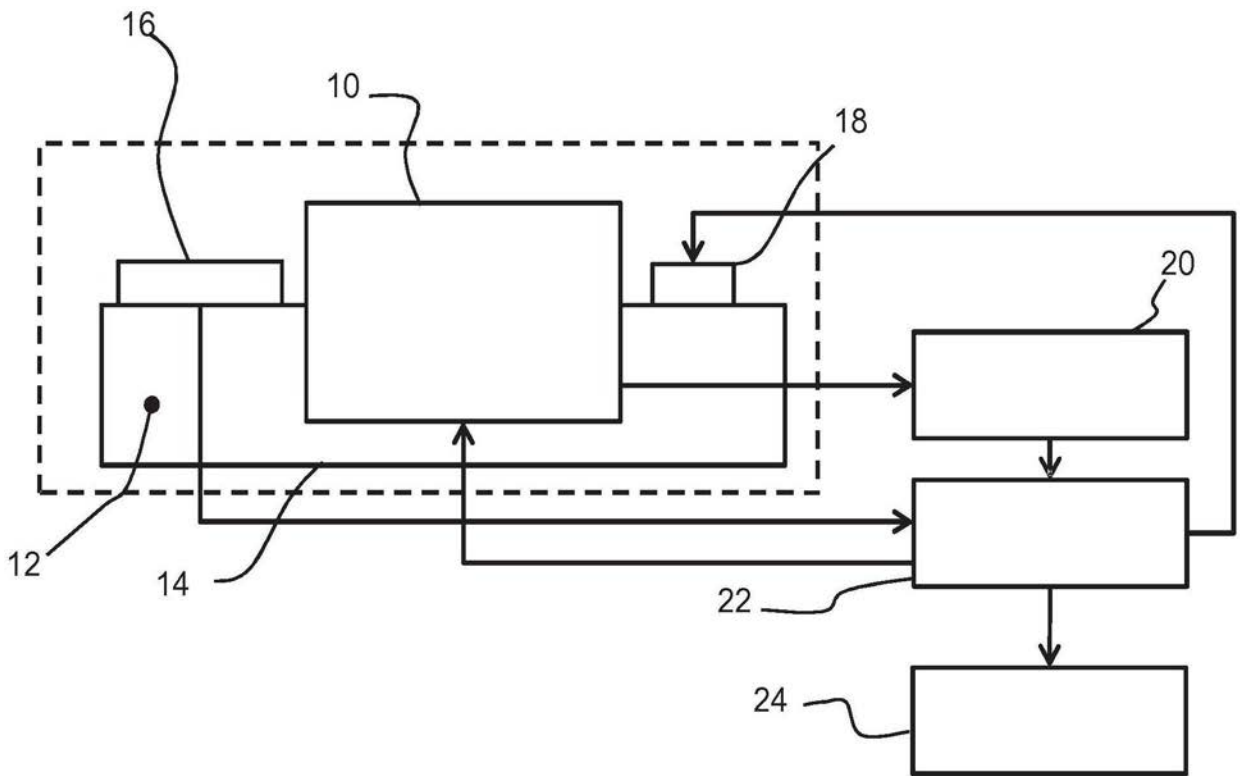


图2

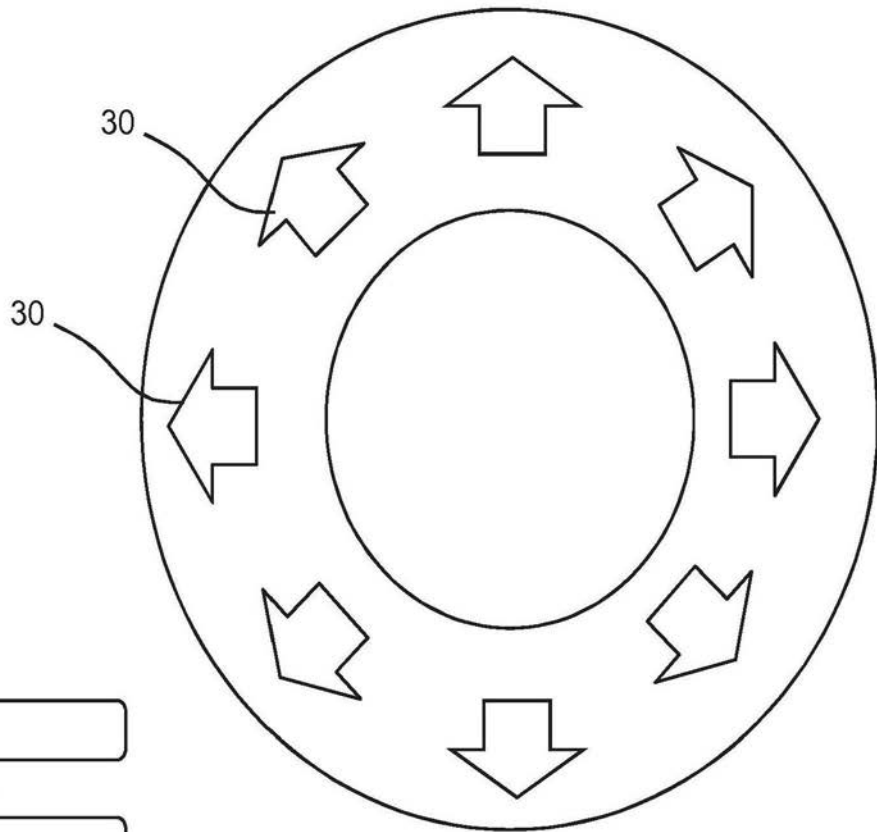


图3

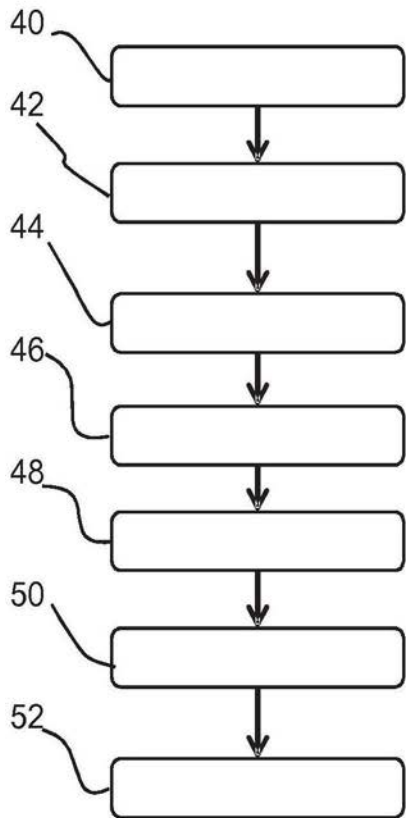


图4

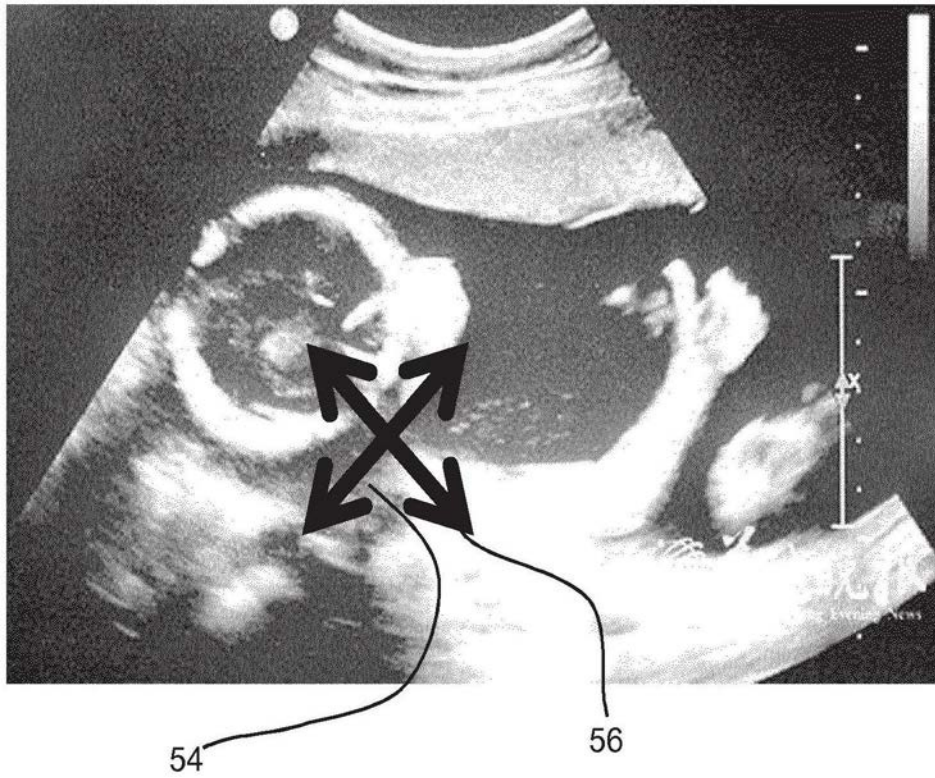


图5

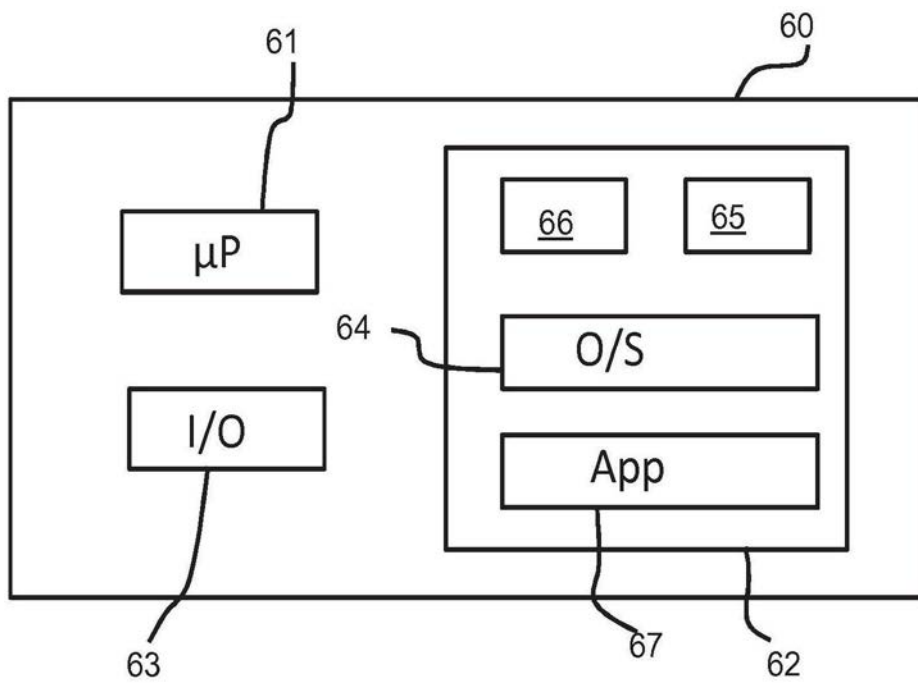
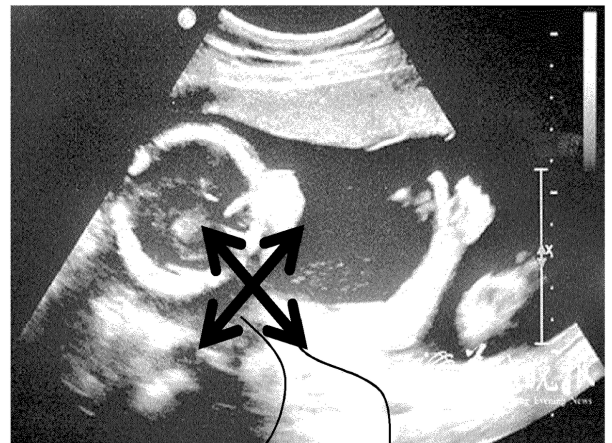


图6

专利名称(译)	胎儿成像系统和方法		
公开(公告)号	CN109475344A	公开(公告)日	2019-03-15
申请号	CN201780015623.8	申请日	2017-03-06
[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	祁昱 陈建刚 李林		
发明人	祁昱 陈建刚 李林		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0866 A61B8/42 A61B8/4245 A61B8/4254		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	2016168847 2016-05-10 EP PCT/CN2016/075977 2016-03-09 WO		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声胎儿成像系统，其使用加速度传感器(16)来生成与超声换能器(10)的移动有关的加速度信号。基于对超声图像的图像处理的结果，引导用户如何或向何处移动超声换能器。因此，可以引导用户沿特定方向移动换能器，从而在尽可能短的时间内实现对胎儿的完整扫描。这限制了准妈妈对超声能量的暴露。获得的胎儿图像可以用于确定胎儿体重，例如使用基于从获得的图像导出的一些参数的回归分析。



54

56