



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107249440 A

(43)申请公布日 2017. 10. 13

(21)申请号 201680011349.2

(74)专利代理机构 北京市联德律师事务所
11361

(22)申请日 2016.03.16

代理人 黄大正 王璐

(30)优先权数据

62/133,485 2015.03.16 US

14/921,489 2015.10.23 US

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/205(2006.01)

A61B 7/04(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2017.08.21

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2016/000454 2016.03.16

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/147054 EN 2016.09.22

(71)申请人 努沃集团有限公司

地址 以色列特拉维夫

(72)发明人 奥伦·奥兹 内森·英特拉托
伊利亚·迪温斯基

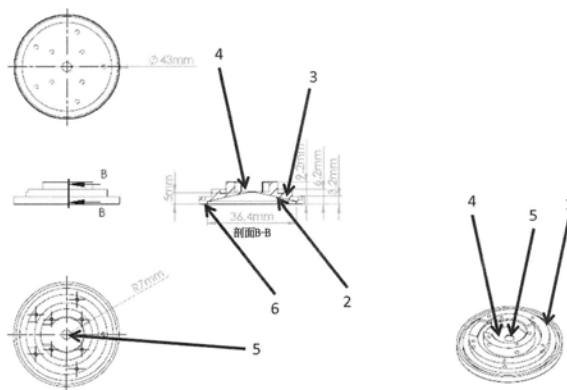
权利要求书4页 说明书11页 附图11页

(54)发明名称

用于腹部胎儿心脏活动检测的声学传感器

(57)摘要

本发明提供用于通过胎儿心脏活动数据的有创检测和分析来监测胎儿的健康的系统和方法。



1. 一种声学传感器, 包括:

f) 本体, 所述本体由具有圆形围裙的固体整体物质形成, 所述圆形围裙具有两个相对的主侧壁,

i. 一个侧壁为凹陷配置并且另一侧壁具有同轴地形成于其上的朝后部分, 所述朝后部分限定用于麦克风的附接部;

ii. 开口, 所述开口穿过所述朝后部分同轴地形成; 和

iii. 环形边缘, 所述环形边缘连接所述侧壁的外围;

g) 麦克风, 所述麦克风附接至所述朝后部分,

其中, 所述麦克风经配置以产生响应于自孕妇受试者的腹部传送的声学信号的电信号;

h) 柔性膜, 所述柔性膜覆盖所述一个侧壁, 其中所述柔性膜的边缘覆盖所述一个侧壁的所述环形边缘,

其中, 所述柔性膜经配置以接触所述人类孕妇受试者的皮肤;

其中, 所述柔性膜经配置以转换传送至本体的声学信号; 和

其中, 所述本体经配置以将所述转换的声学信号传送至所述麦克风;

i) 电导体, 所述电导体电连接至所述麦克风; 以及

j) 连接器, 所述连接器电接触所述电导体以用于连接至引线。

2. 根据权利要求1所述的声学传感器, 其中, 所述本体配置成定位于外壳内, 所述外壳将所述声学传感器附接至服装。

3. 根据权利要求2所述的声学传感器, 其中, 所述服装经配置以被穿戴于所述人类孕妇受试者的腹部周围。

4. 根据权利要求2所述的声学传感器, 其中, 所述服装为腰带。

5. 根据权利要求1所述的声学传感器, 其中, 所述麦克风位于经配置以使所述麦克风与非来自所述人类孕妇受试者的所述腹腔的声学信号相隔离的结构内。

6. 根据权利要求5所述的声学传感器, 其中, 所述本体和经配置以使所述麦克风与非来自所述人类孕妇受试者的所述腹部的声学信号相隔离的所述结构经配置以定位在将所述麦克风附接至所述服装的外壳内。

7. 根据权利要求6所述的声学传感器, 其中, 所述服装经配置以被穿戴于所述人类孕妇受试者的腹部周围。

8. 根据权利要求6所述的声学传感器, 其中, 所述服装为腰带。

9. 根据权利要求1所述的声学传感器, 其中, 所述本体具有20mm至60mm的外径。

10. 根据权利要求1所述的声学传感器, 其中, 所述凹陷配置限定高度为1mm至15mm的锥体。

11. 一种服装, 包括:

a. 至少一个心电图传感器, 所述至少一个心电图传感器经配置以接触人类孕妇受试者的腹部的皮肤并且检测胎儿和母体的心电活动;

b. 至少一个声学传感器, 所述至少一个声学传感器经配置以接触所述人类孕妇受试者的腹部的皮肤并且检测胎儿和母体的心电活动; 和

c. 服装, 所述服装经配置以定位并接触所述人类孕妇受试者的所述腹部上的所述至少

一个心电图传感器和所述至少一个声学传感器。

12. 根据权利要求11所述的声学传感器,其中,所述服装经配置以被穿戴于所述人类孕妇受试者的所述腹部的周围。

13. 根据权利要求11所述的声学传感器,其中,所述服装为腰带。

14. 根据权利要求11所述的服装,还包括:

a. 特别编程的计算机系统,所述计算机系统包括:至少一个专用电脑机,所述至少一个专用电脑机包括:非暂态存储器,所述非暂态存储器电存储特定的计算机可执行程序代码;和至少一个计算机处理器,所述至少一个计算机处理器在执行所述特定的程序代码时变为特别编程的运算处理器以经配置来至少执行下述操作:从至少一对心电图 (ECG) 传感器中接收原始ECG信号数据,其中所述至少一对ECG传感器位于所述人类孕妇受试者的所述腹部上,其中所述原始ECG信号数据包括表示从所述至少一对ECG传感器中实时获取的N个原始ECG信号的数据 (原始N-ECG信号数据);数字信号过滤所述原始ECG信号数据以形成具有经过滤N-ECG信号的经过滤N-ECG信号数据;检测所述经过滤N-ECG信号数据的每个经过滤N-ECG信号中母体的心脏峰值;通过利用至少一个非线性减法过程来从所述经过滤N-ECG信号数据的每个所述经过滤N-ECG信号中减去所述母体的ECG信号以获得包括表示N个经校正ECG信号的数据 (经校正N-ECG信号数据) 的经校正ECG信号数据,其中所述至少一个非线性减法过程包括:迭代地执行:i) 将所述经过滤N-ECG信号数据的N-ECG信号中的每个经过滤N-ECG信号分成第二多个ECG信号片段,1) 其中所述多个ECG信号片段的每个ECG信号片段对应于完整心跳的跳动间隔,和2) 其中至少部分地基于自动地检测此跳动间隔的开始值和偏移值来自动地确定每个跳动间隔;ii) 修改所述多个经过滤N-ECG信号片段的每一者以形成多个修改的经过滤N-ECG信号片段,其中基于一组参数且利用至少一种逆向优化方案来执行所述修改,其中所述参数组的值基于以下各项而确定:迭代地执行:1) 基于成年人的标准心跳分布图来定义全局模板;2) 为每个经过滤N-ECG信号片段的局部模板设置一组暂定值;和3) 利用至少一种优化方案来基于所述局部模板确定每个经过滤N-ECG信号片段的自适应模板,所述局部模板在预定相似度数值内与所述全局模板相匹配;和iii) 通过从所述经过滤N-ECG信号中减去所述自适应模板来生成每个校正的ECG信号,从每个所述经过滤N-ECG信号中消除所述修改的片段;基于所述校正的ECG信号数据而从所述经过滤N-ECG信号数据中提取原始胎儿ECG信号数据,其中所述原始胎儿ECG信号数据包括N个胎儿ECG信号 (原始N-ECG胎儿信号数据);处理所述原始N-ECG胎儿信号数据以改善所述N-ECG胎儿信号的信噪比来形成经过滤N-ECG胎儿信号数据;检测所述经过滤N-ECG胎儿信号数据中的胎儿心脏峰值;基于所检测的胎儿心脏峰值来计算以下各项中的至少一者:i) 胎儿心率,ii) 胎儿心脏曲线,iii) 心跳-心跳间胎儿心率,或iv) 胎儿心率变化;以及输出所述计算操作的结果;

b. 特别编程的计算机系统,所述计算机系统包括:至少一个专用电脑机,所述至少一个专用电脑机包括:非暂态存储器,所述非暂态存储器电存储特定的计算机可执行程序代码;和至少一个计算机处理器,所述至少一个计算机处理器在执行所述特定的程序代码时变为特别编程的运算处理器以经配置来至少执行下述操作:通过至少一个计算机处理器执行所述方法配置的具体可编程指令来从多个声学传感器中接收多个心音图 (PCG) 信号数据输入;通过所述至少一个计算机处理器、利用多个带通滤波器来数字信号过滤所述多个PCG信号数据输入以形成多个经过滤PCG输出,其中所述多个带通滤波器包括L个带通滤波器,其

中每个带通滤波器输出K个经过滤PCG输出;通过所述至少一个计算机处理器来小波去噪所述多个经过滤PCG输出的第一子组经过滤PCG输出从而形成M个去噪的经过滤PCG输出,其中M等于L乘以K;通过所述至少一个计算机处理器、利用独立分量分析(ICA)来变换所述多个经过滤PCG输出的第二子组经过滤PCG输出从而形成所述M个经过滤ICA变换;通过所述至少一个计算机处理器、利用所述独立分量分析(ICA)来变换所述第二子组去噪的经过滤PCG输出的第一部分以形成所述M个去噪的经过滤ICA变换;通过所述至少一个计算机处理器,编译多个检测心跳(DH)输入中的S个,包括:i) M个经过滤PCG输出,ii) M个去噪的经过滤PCG输出,iii) M个经过滤ICA变换,和iv) M个去噪的经过滤ICA变换;通过所述至少一个计算机处理器来检测每个DH输入中的跳动的跳动位置;通过所述至少一个计算机处理器来计算置信度分数,所述置信度分数描述了所述多个DH输入的每个DH输入中的所述跳动表示实际心跳而非噪音的可能性;通过所述至少一个计算机处理器来将所述多个DH输入分成至少两个组:i) 含有胎儿心跳的第一组DH输入,ii) 含有母体心跳的第二组DH输入;基于所述至少一个特定的胎儿DH输入的第一置信度分数,通过所述至少一个计算机处理器从所述第一组DH输入中选择含有所述胎儿心跳的至少一个特定的胎儿DH输入;和基于所述至少一个特定的母体DH输入的第二置信度分数,通过所述至少一个计算机处理器从所述第二组DH输入中选择含有所述母体心跳的至少一个特定的母体DH输入;

c. 特别编程的计算机系统,包括:至少一个专用电脑机,所述至少一个专用电脑机包括:非暂态存储器,所述非暂态存储器电存储特定的计算机可执行程序代码;和至少一个计算机处理器,所述至少一个计算机处理器在执行所述特定的程序代码时变为特别编程的运算处理器以被配置为至少执行下述操作:

i. 从经过滤N-ECG胎儿信号数据接收特定时间间隔内多个时间点的所计算胎儿心率和从经过滤PCG输出接收特定时间间隔内多个时间点的所计算胎儿心率;

ii. 为所述经过滤N-ECG胎儿信号确定所述特定时间间隔内所述多个时间点的所述所计算胎儿心率的分数;

iii. 为所述经过滤PCG输出确定所述特定时间间隔内所述多个时间点的所述所计算胎儿心率的分数;

iv. 基于所述所计算胎儿心率和经过滤N-ECG胎儿信号数据在特定时间间隔内多个时间点的分数,以及基于所述所计算胎儿心率和经过滤PCG输出在特定时间间隔内多个时间点的分数,来确定所述特定时间间隔内所述多个时间点的综合胎儿心率和分数,

其中所述多个时间点内的单个时间点的所述综合胎儿心率和分数被确定为选自由以下各项构成的组的四个选项中的一者:

1. 所述单个时间点的所述经过滤N-ECG胎儿信号数据和所述经过滤PCG输出的所计算心率的加权平均数,如果所述单个时间点的所述经过滤N-ECG胎儿信号数据和所述经过滤PCG输出的所述所计算心率相差10次心跳/分钟或更少,且如果所述经过滤N-ECG胎儿信号数据和所述经过滤PCG输出两者在所述单个时间点的所述所计算胎儿心率的分数是有效的;

2. 具有较低分数的所述所计算心率,如果所述单个时间点的所述经过滤N-ECG胎儿信号数据和所述经过滤PCG输出的所述所计算心率相差10次心跳/分钟以上,且如果所述经过滤N-ECG胎儿信号数据和所述经过滤PCG输出两者在所述单个时间点的所述所计算胎儿心

率的所述分数是有效的；

3. 具有有效分数的所述所计算心率；和

4. 无综合胎儿心率和分数，如果所述经过滤N-ECG胎儿信号数据或所述经过滤PCG输出的所述所计算心率均不具有有效分数；

v. 基于特定时间间隔内所述多个时间点的所述综合心率和分数，通过所述至少一个计算机处理器来生成胎儿心率可能性网格；

vi. 基于所述胎儿心率可能性网格、通过所述至少一个计算机处理器来生成所述特定时间间隔内经估计的胎儿心率。

其中，基于(1)表示所述特定时间间隔内经估计的胎儿心率的每个点处的心率可能性网格值的成本和(2)表示所述特定时间间隔内经估计的胎儿心率的整体曲率的成本来计算所述特定时间间隔内经估计的胎儿心率。

15. 根据权利要求11所述的服装，其中，所述至少一个声学传感器包括：

a) 本体，所述本体由具有圆形围裙的固体整体物质形成，所述圆形围裙具有两个相对的主侧壁，

i. 一个侧壁为凹陷配置且另一个侧壁具有同轴地形成于其上的朝后部分，所述朝后部分限定用于麦克风的附接部；

ii. 开口，所述开口穿过所述朝后部分同轴地形成；和

iii. 环形边缘，所述环形边缘连接所述侧壁的外围；

b) 麦克风，所述麦克风附接至所述朝后部分，

其中，所述麦克风配置成产生响应于自孕妇受试者的腹部传送的声学信号的电信号；

c) 柔性膜，所述柔性膜覆盖所述一个侧壁，其中所述柔性膜的边缘覆盖所述一个侧壁的所述环形边缘，

其中，所述柔性膜配置成接触所述人类孕妇受试者的皮肤，

其中，所述柔性膜配置成转换传送到所述本体的声学信号；和

其中，所述本体配置成将所述转换的声学信号传送至所述麦克风；

d) 电导体，所述电导体电连接至所述麦克风；和

e) 连接器，所述连接器电接触所述电导体以用于连接至引线。

16. 根据权利要求11所述的服装，其中，所述麦克风被定位在配置成使所述麦克风与非来自所述人类孕妇受试者的所述腹部的声学信号相隔离的结构内。

17. 根据权利要求11所述的服装，其中，所述本体具有20mm至60mm的外径。

18. 根据权利要求11所述的服装，其中，所述凹陷配置限定高度为1mm至15mm的锥体。

用于腹部胎儿心脏活动检测的声学传感器

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2015年3月16日提交的62/133,485号美国临时专利申请和于2015年10月23日提交的14/921,489号美国专利申请的优先权,这些专利申请的全部内容以引用方式全文并入。

技术领域

[0003] 本发明整体涉及适用于胎儿心率监测系统的声学传感器。

背景技术

[0004] 监测胎儿心脏可用于确定在怀孕期间胎儿的健康状况。

发明内容

[0005] 在一个实施例中,本发明提供一种经配置以检测胎儿心脏活动信号的声学传感器,该声学传感器包括:

[0006] a) 本体,该本体由具有圆形围裙 (apron) 的固体整体物质 (solid integral mass) 形成,该圆形围裙具有两个相对的主侧壁,

[0007] i. 一个侧壁为凹陷配置且另一侧壁具有同轴地形成于其上的朝后部分,该朝后部分限定用于麦克风的附接部;

[0008] ii. 开口,该开口穿过朝后部分同轴地形成;和

[0009] iii. 环形边缘,该环形边缘连接侧壁的外围;

[0010] b) 麦克风,该麦克风附接至朝后部分,

[0011] 其中,该麦克风经配置以产生响应于自孕妇受试者的腹部传送的声学信号的电信号;

[0012] c) 柔性膜,该柔性膜覆盖一个侧壁,其中柔性膜的边缘覆盖该一个侧壁的环形边缘,

[0013] 其中,柔性膜经配置以接触人类孕妇受试者的皮肤,

[0014] 其中,柔性膜经配置以转换传送至本体的声学信号;和

[0015] 其中,本体经配置以将转换的声学信号传送至麦克风;

[0016] d) 电导体,该电导体电连接至麦克风;和

[0017] e) 连接器,该连接器电接触电导体以用于连接至引线。

[0018] 在一个实施例中,本体经配置以位于外壳内,该外壳将麦克风附接至服装。

[0019] 在一个实施例中,麦克风位于经配置以使麦克风与非来自人类孕妇受试者的腹部声学信号相隔离的结构内。

[0020] 在一个实施例中,本体和经配置以使麦克风与非来自人类孕妇受试者的腹部的声学信号相隔离的结构经配置以位于将麦克风附接至服装的外壳内。

[0021] 在一个实施例中,服装经配置以被穿戴于人类孕妇受试者的腹部周围。

- [0022] 在一个实施例中,服装为腰带。
- [0023] 在一个实施例中,本发明提供了一种服装,该服装包括:
- [0024] 至少一对声学传感器,
- [0025] 其中,服装经配置以当服装被穿戴时将至少一对声学传感器的单个电极布置成环绕人类孕妇受试者的子宫,和
- [0026] 其中,至少一对声学传感器的单个声学传感器包括:
- [0027] a) 本体,该本体由具有圆形围裙的固体整体物质形成,该圆形围裙具有两个相对的主侧壁,
- [0028] i. 一个侧壁为凹陷配置且另一侧壁具有同轴地形成于其上的朝后部分,该朝后部分限定用于麦克风的附接部;
- [0029] ii. 开口,该开口穿过朝后部分同轴地形成;和
- [0030] iii. 环形边缘,该环形边缘连接侧壁的外围;
- [0031] b) 麦克风,该麦克风附接至朝后部分,
- [0032] 其中,麦克风经配置以产生响应于自孕妇受试者的腹部传送的声学信号的电信号;
- [0033] c) 柔性膜,该柔性膜覆盖一个侧壁,其中柔性膜的边缘覆盖一个侧壁的环形边缘,
- [0034] 其中,柔性膜经配置以接触人类孕妇受试者的皮肤,
- [0035] 其中,柔性膜经配置以转换传送至本体的声学信号;和
- [0036] 其中,本体经配置以将转换的声学信号传送至麦克风;
- [0037] d) 电导体,该电导体电连接至麦克风;和
- [0038] e) 连接器,该连接器电接触电导体以用于连接至引线。
- [0039] 在一个实施例中,两个侧壁之间的距离限定厚度,其中厚度的最小值在1mm至5mm之间。
- [0040] 在一个实施例中,凹陷配置限定高度为1mm至15mm的锥体。

附图说明

- [0041] 图1示出了根据本发明的一些实施例的声学传感器的本体。
- [0042] 图2示出了根据本发明的一些实施例的位于外壳内的声学传感器的本体。
- [0043] 图3示出了根据本发明的一些实施例的另一外壳。
- [0044] 图4示出了经配置以使麦克风与非来自人类孕妇受试者的腹腔的声学信号相隔离的结构。
- [0045] 图5示出了根据本发明的一些实施例利用声学传感器转换声学信号的图示。
- [0046] 图6示出了由人类孕妇受试者穿戴的根据本发明的一些实施例的服装的第一视图。
- [0047] 图7示出了根据本发明的一些实施例的服装的主视图。
- [0048] 图8示出了根据本发明的一些实施例的服装的后视图。
- [0049] 图9示出了根据本发明的一些实施例的、位于人类孕妇受试者的腹部上的声学传感器的位置(位置M1、M2、M3、M4)。
- [0050] 图10示出了根据本发明的一些实施例的、位于人类孕妇受试者的腹部上的声学传

传感器的位置(位置A1、A2、A3、A4、B1、B2、B3、B4、C1、C2、C3、C4)。

[0051] 图11示出了根据本发明的一些实施例的利用声学传感器所接收的母体声学信号数据。

具体实施方式

[0052] 为使本公开清楚起见,同时不通过限制的方式,将本发明的具体描述分成下述子部分,这些子部分描述或说明本发明的特定特征、实施例或应用。

[0053] 在一个实施例中,本发明提供一种服装,该服装包括:

[0054] a) 至少一个心电图传感器,该至少一个心电图传感器经配置以接触人类孕妇受试者的腹部的皮肤并且检测胎儿和母体的心电活动;

[0055] b) 至少一个声学传感器,该至少一个声学传感器经配置以接触人类孕妇受试者的腹部的皮肤并且检测胎儿和母体的心电活动;和

[0056] c) 服装,该服装经配置以定位并接触人类孕妇受试者的腹部上的至少一个心电图传感器和至少一个声学传感器。

[0057] 在一个实施例中,服装还配置成包括:

[0058] d) 特别编程的计算机系统,包括:至少一个专用电脑机,该至少一个专用电脑机包括:非暂态存储器,该非暂态存储器电存储特定的计算机可执行程序代码;和至少一个计算机处理器,该至少一个计算机处理器在执行特定的程序代码时变为特别编程的运算处理器以经配置来至少执行下述操作:从至少一对ECG传感器中接收原始的心电图(ECG)信号数据,其中至少一对ECG传感器位于人类孕妇受试者的腹部上;其中原始ECG信号数据包括表示从至少一对ECG传感器中实时获取的N个原始ECG信号的数据(原始N-ECG信号数据);数字信号过滤该原始ECG信号数据以形成具有经过滤N-ECG信号的经过滤N-ECG信号数据;检测经过滤N-ECG信号数据的每个经过滤N-ECG信号中母体的心脏峰值;通过利用至少一个非线性减法过程来从经过滤N-ECG信号数据中的每个经过滤N-ECG信号中减去母体的ECG信号以获得包括表示N个经校正ECG信号的数据(经校正N-ECG信号数据)的经校正ECG信号数据,其中至少一个非线性减法过程包括:迭代地执行:i) 将经过滤N-ECG信号数据的N-ECG信号中的每个经过滤N-ECG信号分成第二多个ECG信号片段,1) 其中该多个ECG信号片段的每个ECG信号片段对应于一个完整心跳的跳动间隔,和2) 其中至少部分地基于自动地检测此跳动间隔的开始值和偏移值而自动地确定每个跳动间隔;ii) 修改多个经过滤N-ECG信号片段的每一者以形成多个修改的经过滤N-ECG信号片段,其中基于一组参数并利用至少一种逆向优化方案来执行该修改,其中该参数组的值基于以下各项确定:迭代地执行:1) 基于成年人的标准心跳分布图来定义全局模板;2) 为每个经过滤N-ECG信号片段的局部模板设置一组暂定值;和3) 利用至少一种优化方案来基于局部模板而确定每个经过滤N-ECG信号片段的自适应模板,该局部模板在预定的相似度数值内与全局模板匹配;和iii) 通过从经过滤N-ECG信号中减去自适应模板从而生成每个校正的ECG信号,来从每个经过滤N-ECG信号中消除修改的片段;基于校正的ECG信号数据而从经过滤N-ECG信号数据中提取原始的胎儿ECG信号数据,其中该原始的胎儿ECG信号数据包括N个胎儿ECG信号(原始的N-ECG胎儿信号数据);处理原始的N-ECG胎儿信号数据以改善N-ECG胎儿信号的信噪比从而形成经过滤N-ECG胎儿信号数据;检测经过滤N-ECG胎儿信号数据中的胎儿心脏峰值;基于所检测的胎儿心脏峰值

来计算以下各项中的至少一者:i) 胎儿心率,ii) 胎儿心脏曲线,iii) 心跳-心跳间胎儿心率(beat-2-beat fetal heart rate),或iv) 胎儿心率变化;以及输出该计算操作的结果;

[0059] e) 特别编程的计算机系统,包括:至少一个专用电脑机,该至少一个专用电脑机包括:非暂态存储器,该非暂态存储器电存储特定的计算机可执行程序代码;和至少一个计算机处理器,该至少一个计算机处理器在执行特定的程序代码时变为特别编程的运算处理器以经配置来至少执行下述操作:通过至少一个计算机处理器执行为该方法配置的具体可编程指令,来从多个声学传感器中接收多个心音图(PCG)信号数据输入;通过至少一个计算机处理器、利用多个带通滤波器来数字信号过滤多个PCG信号数据输入以形成多个经过滤PCG输出,其中多个带通滤波器包括L个带通滤波器,其中每个带通滤波器输出K个经过滤PCG输出;通过至少一个计算机处理器来小波去噪多个经过滤PCG输出的第一子组经过滤PCG输出从而形成M个去噪的经过滤PCG输出,其中M等于L乘以K;通过至少一个计算机处理器、利用独立分量分析(ICA)来变换多个经过滤PCG输出的第二子组过滤PCG输出以形成M个经过滤ICA变换;通过至少一个计算机处理器、利用独立分量分析(ICA)来变换第二子组经去噪的经过滤PCG输出的第一部分以形成M个去噪的经过滤ICA变换;通过至少一个计算机处理器来编译多个检测心跳(DH)输入中的S个输入,包括:i) M个经过滤PCG输出,ii) M个去噪的经过滤PCG输出,iii) M个经过滤ICA变换,和iv) M个去噪的经过滤ICA变换;通过至少一个计算机处理器来检测每个DH输入中的跳动的跳动位置;通过至少一个计算机处理器来计算置信度分数,该置信度分数描述了多个DH输入的每个DH输入中的跳动表示实际心跳而非噪音的可能性;通过至少一个计算机处理器来将多个DH输入分成至少两个组:i) 含有胎儿心跳的第一组DH输入,ii) 含有母体心跳的第二组DH输入;基于至少一个特定的胎儿DH输入的第一置信度分数,通过至少一个计算机处理器从第一组DH输入中选择含有胎儿心跳的至少一个特定的胎儿DH输入;以及基于至少一个特定的母体DH输入的第二置信度分数,通过至少一个计算机处理器从第二组DH输入中选择含有母体心跳的至少一个特定的母体DH输入;

[0060] f) 特别编程的计算机系统,包括:至少一个专用电脑机,该至少一个专用电脑机包括:非暂态存储器,该非暂态存储器电存储特定的计算机可执行程序代码;和至少一个计算机处理器,该至少一个计算机处理器在执行特定的程序代码时变为特别编程的运算处理器以被配置为至少部分地执行下述操作:

[0061] i. 从经过滤N-ECG胎儿信号数据中接收特定时间间隔内多个时间点的所计算胎儿心率和从经过滤PCG输出中接收特定时间间隔内多个时间点的所计算胎儿心率;

[0062] ii. 为经过滤N-ECG胎儿信号确定特定时间间隔内多个时间点的所计算的胎儿心率的分数;

[0063] iii. 为经过滤PCG输出确定特定时间间隔内多个时间点的所计算的胎儿心率的分数;

[0064] iv. 基于所计算胎儿心率和从经过滤N-ECG胎儿信号数据在特定时间间隔内多个时间点的分数,和基于所计算胎儿心率和从经过滤PCG输出在特定时间间隔内多个时间点的分数,来确定特定时间间隔内多个时间点的综合胎儿心率和分数,

[0065] 其中多个时间点内的单个时间点的综合胎儿心率和分数确定为选自由以下各项构成的组的四个选项中的一者:

[0066] 1. 单个时间点的经过滤N-ECG胎儿信号数据和经过滤PCG输出的所计算心率的加

权平均值,如果单个时间点的经过滤N-ECG胎儿信号数据和经过滤PCG输出的所计算心率相差10次心跳/分钟或更少,并且如果经过滤N-ECG胎儿信号数据和经过滤PCG输出两者在单个时间点的所计算胎儿心率的分数是有效的;

[0067] 2.具有较低分数的所计算心率,如果单个时间点的经过滤N-ECG胎儿信号数据和经过滤PCG输出的所计算心率相差10次心跳/分钟以上,且如果经过滤N-ECG胎儿信号数据和经过滤PCG输出两者在单个时间点的所计算胎儿心率的分数是有效的;

[0068] 3.具有有效分数的所计算心率;和

[0069] 4.无综合胎儿心率和分数,如果经过滤N-ECG胎儿信号数据或经过滤PCG输出的所计算心率均不具有有效分数;

[0070] v.基于特定时间间隔内多个时间点的综合心率和分数,通过至少一个计算机处理器来生成胎儿心率可能性网格;

[0071] vi.基于胎儿心率可能性网格、通过至少一个计算机处理器来生成特定时间间隔内经估计的胎儿心率,

[0072] 其中,基于(1)表示特定时间间隔内经估计的胎儿心率的每个点处的胎儿心率可能性网格值的成本和(2)表示特定时间间隔内经估计的胎儿心率的整体曲率的成本来计算特定时间间隔内经估计的胎儿心率。

[0073] 在一些实施例中,服装经配置以穿戴于人类孕妇受试者的腹部周围。

[0074] 在一些实施例中,服装为腰带。

[0075] 在一些实施例中,至少一个声学传感器利用图2所示的外壳定位于服装中。另选地,在一些实施例中,至少一个声学传感器利用图3所示的外壳定位于服装中。

[0076] 在一些实施例中,至少一个声学传感器经配置以补偿由皮肤-空气界面所导致的声音传播的变化。声学信号包括作为压力或位移的机械波传播通过介质(诸如空气、水或身体)的声波或振动。不期望受任何特定理论的限制,声音传播的行为可受声波传播所通过的介质的密度和压力之间的关系的影响。另外,声音传播的行为可受声波传播所通过的介质的运动的影响。此外,声音传播的行为可受声波传播所通过的介质的粘度的影响。

[0077] 不期望受任何特定理论的限制,在正常心脏收缩周期期间,听觉产生下述声音: S_1 ,其对应于在正常心脏收缩周期期间所观察的心电活动的QRS复合波,且由在心室收缩开始时或心脏收缩时因三尖瓣和二尖瓣(双尖瓣)瓣膜的闭合阻塞逆向血流而引起。 S_2 ,其对应于在正常心脏收缩周期期间所观察的心电活动的T波,且由主动脉和肺部瓣膜的闭合引起。

[0078] 参考图1和图2,至少一个声学传感器包括本体(1),其由固体整体物质形成,该固体整体物质具有圆形围裙,该圆形围裙具有两个相对的主侧壁(2)和(3);一个侧壁(2)为凹陷配置且另一侧壁(3)具有同轴地形成于其上的朝后部分(4),该朝后部分(4)限定用麦克风的附接部;开口(5),该开口(5)穿过朝后部分同轴地形成;和环形边缘(6),该环形边缘(6)连接侧壁的外围;麦克风(7),该麦克风(7)附接至朝后部分(4),其中麦克风(7)经配置以产生响应于自孕妇受试者的腹部传送的声学信号的电信号;柔性膜(8),该柔性膜(8)覆盖一个侧壁,其中柔性膜(8)的边缘覆盖一个侧壁的环形边缘(6),其中柔性膜(8)配置成接触人类孕妇受试者的皮肤,其中柔性膜(8)配置成转换传送至本体(1)的声学信号;和其中本体(1)配置成将转换的声学信号传送至麦克风(7);电导体,该电导体电连接至麦克风;和

连接器,该连接器电接触电导体以用于连接至引线。

[0079] 在一些实施例中,麦克风(7)经由摩擦锁定地接合于朝后部分(4)上。用于将麦克风(7)锁定地接合于朝后部分(4)上的任选机构包括粘合剂、螺纹等。

[0080] 参考图4,在一些实施例中,麦克风锁定地接合于经配置以使麦克风(7)与非来自人类孕妇受试者的腹腔的声学信号相隔离的结构中,并且将麦克风(7)定位于朝后部分(4)上。非来自人类孕妇受试者的腹部的声学信号的实例包括但不限于由人类孕妇受试者的移动所产生的声音或环境噪音。

[0081] 在一些实施例中,麦克风(7)通过摩擦锁定地接合于经配置以使麦克风(7)与非来自人类孕妇受试者的腹部的声学信号相隔离的结构中。用于将麦克风(7)锁定地接合于经配置以使麦克风(7)与非来自人类孕妇受试者的腹部的声学信号相隔离的结构中的任选机构包括粘合剂、螺纹等。

[0082] 在图2所示的实施例中,柔性膜(8)具有孔(9)。另选地,柔性膜(8)不具有孔,并且柔性膜(8)形成由本体(1)和柔性膜(8)所限定的气密室。

[0083] 在一些实施例中,本发明提供至少一种声学传感器,该至少一种声学传感器配置成检测胎儿心脏活动信号,该至少一种声学传感器包括:

[0084] a) 本体(1),该本体(1)由具有圆形围裙的固体整体物质形成,该圆形围裙具有两个相对的主侧壁(2)和(3),

[0085] i. 一个侧壁(2)为凹陷配置且另一侧壁(3)具有同轴地形成于其上的朝后部分(4),该朝后部分限定用于麦克风的附接部;

[0086] ii. 开口(5),该开口(5)通过朝后部分同轴地形成;和

[0087] iii. 环形边缘(6),该环形边缘(6)连接侧壁(2)和(3)的外围;

[0088] b) 麦克风(7),该麦克风(7)附接至朝后部分(4),

[0089] 其中,麦克风(7)经配置以产生响应于自孕妇受试者的腹部传送的声学信号的电信号;

[0090] c) 柔性膜(8),该柔性膜(8)覆盖一个侧壁,其中柔性膜(8)的边缘覆盖一个侧壁的环形边缘(6),

[0091] 其中,柔性膜(8)经配置以接触人类孕妇受试者的皮肤,

[0092] 其中,柔性膜(8)经配置以转换传送至本体(1)的声学信号;

[0093] 和

[0094] 其中,本体(1)经配置以将转换的声学信号传送至麦克风(7);

[0095] d) 电导体,该电导体电连接至麦克风;和

[0096] e) 连接器,该连接器电接触电导体以用于连接至引线。

[0097] 在一些实施例中,至少一个声学传感器经配置以减少皮肤和空气之间的声学阻抗失配,从而改善至少一个传感器的性能。

[0098] 不期望受任何特定理论的限制,本体(1)配置成检测胎儿心脏活动,但使麦克风(7)与非来自人类孕妇受试者的腹部的声学信号相隔离,并且将麦克风(7)定位于开口(5)处。非来自人类孕妇受试者的腹部的声学信号的实例包括但不限于由人类孕妇受试者的移动所产生的声音或环境噪音。根据本发明的一些实施例的至少一个声学传感器对胎儿心脏活动的敏感度可通过改变选自以下各项组成的组中的一个或多个参数而改变:柔性膜的

柔性、本体的直径、麦克风的敏感度、本体的材料、本体的尺寸、由侧壁(2)的凹陷配置所限定的锥体的高度、隔离结构的材料,和用于从声学信号提取胎儿心脏活动数据的算法。

[0099] 例如,通过图示的方式,较大声学传感器相比于较小声学传感器会能够收集更多声学信号。通过另一图示的方式,铝本体会更有效地反射声波(参见,例如图5,相比于塑料本体)。

[0100] 在一些实施例中,本体(1)为圆形的,具有配置成检测胎儿心脏活动的外径。在一些实施例中,本体(1)为圆形的,具有20mm至60mm的外径。在一些实施例中,本体(1)为圆形的,具有60mm的外径。在一些实施例中,本体(1)为圆形的,具有50mm的外径。在一些实施例中,本体(1)为圆形的,具有43mm的外径。在一些实施例中,本体(1)为圆形的,具有40mm的外径。在一些实施例中,本体(1)为圆形的,具有30mm的外径。在一些实施例中,本体(1)为圆形的,具有20mm的外径。

[0101] 在一些实施例中,本体(1)为非圆形形状。根据本发明的一些实施方式的适合使用的非圆形形状的实例包括但不限于椭圆形、方形、矩形等。

[0102] 在一个实施例中,两个侧壁(2)和(3)之间的距离限定了厚度,其中厚度具有0.3mm至5mm之间的最小值。在一些实施例中,厚度配置成检测胎儿心脏活动。在一些实施例中,厚度为5mm。另选地,厚度为4mm。另选地,厚度为3mm。另选地,厚度为2mm。另选地,厚度为1mm。另选地,厚度为0.9mm。另选地,厚度为0.8mm。另选地,厚度为0.7mm。另选地,厚度为0.6mm。另选地,厚度为0.5mm。另选地,厚度为0.4mm。另选地,厚度为0.3mm。

[0103] 在一些实施例中,侧壁(2)的凹陷配置限定高度为1mm至15mm的锥体。在一些实施例中,锥体的高度配置成检测胎儿心脏活动。在一些实施例中,锥体的高度为15mm。另选地,在一些实施例中,锥体的高度为14mm。另选地,在一些实施例中,锥体的高度为13mm。另选地,在一些实施例中,锥体的高度为12mm。另选地,在一些实施例中,锥体的高度为11mm。另选地,在一些实施例中,锥体的高度为10mm。另选地,在一些实施例中,锥体的高度为9mm。另选地,在一些实施例中,锥体的高度为8mm。另选地,在一些实施例中,锥体的高度为7mm。另选地,在一些实施例中,锥体的高度为6mm。另选地,在一些实施例中,锥体的高度为5mm。另选地,在一些实施例中,锥体的高度为4mm。另选地,在一些实施例中,锥体的高度为3mm。另选地,在一些实施例中,锥体的高度为2mm。另选地,在一些实施例中,锥体的高度为1mm。

[0104] 在一些实施例中,锥体的高度小于或等于本体(1)的基部的1/4直径。

[0105] 在一些实施例中,本体(1)配置成具有50dB的声学增益。另选地,在一些实施例中,本体(1)配置成具有40dB的声学增益。另选地,在一些实施例中,本体(1)配置成具有30dB的声学增益。另选地,在一些实施例中,本体(1)配置成具有20dB的声学增益。另选地,在一些实施例中,本体(1)配置成具有10dB的声学增益。

[0106] 在一些实施例中,声学增益大于皮肤和空气之间的声学信号因等同声学阻抗失配造成的传送损失。

[0107] 在一些实施例中,传送损失利用下述公式来计算:

$$[0108] \quad \tau = 4 \frac{Z_{\text{空气}} * Z_{\text{皮肤}}}{(Z_{\text{空气}} + Z_{\text{皮肤}})^2}$$

$$\rightarrow \tau \cong -29dB$$

[0109] 其中:

[0110] $Z_{\text{空气}}$ 为空气的等同声学阻抗；

[0111] $Z_{\text{皮肤}}$ 为皮肤的等同声学阻抗。

[0112] 在一些实施例中,用于补偿损失 τ 所需的最小声学增益 $G_{\min}$ 利用下述公式来近似得出:

$$\begin{aligned} \propto \frac{A_{\text{基部}}}{A_{\text{孔}}} &= \left(\frac{D_{\text{基部}}}{D_{\text{孔}}} \right)^2 = \left(\frac{R_{\text{基部}}}{r_{\text{孔}}} \right)^2 \\ [0113] \quad G_{\min} &= 29\text{dB} = 10\log_{10} \left(\left(\frac{R_{\text{基部}}}{r_{\text{孔}}} \right)^2 \right) = 20\log_{10} \left(\frac{R_{\text{基部}}}{r_{\text{孔}}} \right) \\ &\rightarrow \frac{R_{\text{基部}}}{r_{\text{孔}}} \geq 10^{\frac{29}{20}} = 28 \end{aligned}$$

[0114] 其中:

[0115] $A_{\text{基部}}$ 为基部的空间;

[0116] $A_{\text{孔}}$ 为孔的空间;

[0117] $R_{\text{基部}}$ 为基部的半径;

[0118] $r_{\text{孔}}$ 为孔的半径;

[0119] $D_{\text{基部}}$ 为基部的直径;

[0120] $D_{\text{孔}}$ 为孔的直径。

[0121] 在一些实施例中,孔(5)具有2mm至5mm的直径。在一些实施例中,孔(5)具有5mm的直径。在一些实施例中,孔(5)具有4mm的直径。在一些实施例中,孔(5)具有3mm的直径。在一些实施例中,孔(5)具有2mm的直径。

[0122] 参考图4,在一些实施例中,麦克风(7)锁定地接合于配置成使麦克风(7)与来自自人类孕妇受试者的腹部的声学信号相隔离的结构内,并且其中该结构配置成将麦克风定位于孔(5)上方。在一些实施例中,结构具有0.2至2mm的间隔物。在一些实施例中,间隔物为2mm。在一些实施例中,间隔物为1.9mm。在一些实施例中,间隔物为1.8mm。在一些实施例中,间隔物为1.7mm。在一些实施例中,间隔物为1.6mm。在一些实施例中,间隔物为1.5mm。在一些实施例中,间隔物为1.4mm。在一些实施例中,间隔物为1.3mm。在一些实施例中,间隔物为1.2mm。在一些实施例中,间隔物为1.1mm。在一些实施例中,间隔物为1.0mm。在一些实施例中,间隔物为0.9mm。在一些实施例中,间隔物为0.8mm。在一些实施例中,间隔物为0.7mm。在一些实施例中,间隔物为0.6mm。在一些实施例中,间隔物为0.5mm。在一些实施例中,间隔物为0.4mm。在一些实施例中,间隔物为0.3mm。在一些实施例中,间隔物为0.2mm。

[0123] 在一些实施例中,结构具有将声学信号从本体传送至麦克风(7)的孔。在一些实施例中,结构配置成锁定地接合麦克风(7)。在一些实施例中,麦克风经由粘合剂锁定地接合于结构内。

[0124] 在一个实施例中,结构的高度配置成使麦克风(7)与非来自人类孕妇受试者的腹部的声学信号相隔离。在一些实施例中,高度为0.4至9mm。在一些实施例中,高度为9mm。在一些实施例中,高度8mm。在一些实施例中,高度为7mm。在一些实施例中,高度为6mm。在一些实施例中,高度为5.5mm。在一些实施例中,高度为5mm。在一些实施例中,高度为4.5mm。在一些实施例中,高度为4mm。在一些实施例中,高度为3.5mm。在一些实施例中,高度为3mm。在一些实施例中,高度为2.5mm。在一些实施例中,高度为2mm。在一些实施例中,高度为1.5mm。在

一些实施例中,高度为1mm。在一些实施例中,高度为0.9mm。在一些实施例中,高度为0.8mm。在一些实施例中,高度为0.7mm。在一些实施例中,高度为0.6mm。在一些实施例中,高度为0.5mm。在一些实施例中,高度为0.4mm。

[0125] 在一些实施例中,结构包括圆形部分。在一些实施例中,该圆形部分配置成锁定地接合朝后部分(4)。

[0126] 在一些实施例中,圆形部分具有配置成使麦克风(7)与非来自人类孕妇受试者的腹部的声学信号相隔离的外径。在一些实施例中,外径为6mm至16mm。在一些实施例中,外径为16mm。在一些实施例中,外径为15mm。在一些实施例中,外径为14mm。在一些实施例中,外径为13mm。在一些实施例中,外径为12mm。在一些实施例中,外径为11mm。在一些实施例中,外径为10mm。在一些实施例中,外径为9mm。在一些实施例中,外径为8mm。在一些实施例中,外径为7.1mm。在一些实施例中,外径为7mm。在一些实施例中,外径为6mm。

[0127] 在一些实施例中,圆形部分具有配置成容纳麦克风(7)并且使该麦克风与非来自人类孕妇受试者的腹部的声学信号相隔离的内径。在一些实施例中,内径为4mm至8mm。在一些实施例中,内径为8mm。在一些实施例中,内径为7mm。在一些实施例中,内径为6mm。在一些实施例中,内径为5mm。在一些实施例中,内径为4mm。

[0128] 在一些实施例中,本体(1)由配置成检测胎儿心脏活动的材料制成。在一些实施例中,本体(1)由铝制成。在另选实施例中,本体(1)由黄铜制成。在另选实施例中,本体(1)由不锈钢制成。在另选实施例中,本体(1)由塑料制成。在一些实施例中,塑料为尼龙。

[0129] 在一些实施例中,结构由配置成使麦克风(7)与非来自人类孕妇受试者的腹部的声学信号相隔离的材料制成。在一些实施例中,结构由60肖氏(shore)聚氨酯制成。在一些实施例中,结构为树脂。适于形成结构的材料的实例包括但不限于橡胶、硅树脂、TPE、TPU等。在一些实施例中,聚氨酯的弹性为20至80邵尔(shore)。

[0130] 在一些实施例中,柔性膜(8)经由粘合剂附接至本体(1)。另选地,在一些实施例中,通过将一部分的柔性膜压接于本体(1)和外壳之间(通过真空形成,然后扣合)将柔性膜(8)附接至本体(1)。

[0131] 如本文所用,术语“柔性”是指膜发生变形以不仅贴合至人类孕妇受试者的皮肤而且以充分保真性将声学信号转换至麦克风的性质。

[0132] 在一些实施例中,柔性膜(8)的尺寸、包括柔性膜(8)的材料、柔性膜(8)的厚度或其任何组合可改变柔性膜(8)用以接触人类孕妇受试者的皮肤和转换声学信号的能力。在一些实施例中,柔性膜(8)配置成接触人类孕妇受试者的皮肤并转换声学信号。在一些实施例中,柔性膜(8)还配置成包括孔(9)。

[0133] 在一些实施例中,柔性膜(8)的厚度为0.2mm至0.6mm。在一些实施例中,柔性膜(8)的厚度为0.6mm。在一些实施例中,柔性膜(8)的厚度为0.5mm。在一些实施例中,柔性膜(8)的厚度为0.4mm。在一些实施例中,柔性膜(8)的厚度为0.3mm。在一些实施例中,柔性膜(8)的厚度为0.2mm。

[0134] 在一些实施例中,柔性膜(8)的密度为900kg/m³至1900kg/m³。在一些实施例中,柔性膜(8)的密度为1900kg/m³。在一些实施例中,柔性膜(8)的密度为1800kg/m³。在一些实施例中,柔性膜(8)的密度为1700kg/m³。在一些实施例中,柔性膜(8)的密度为1600kg/m³。在一些实施例中,柔性膜(8)的密度为1500kg/m³。在一些实施例中,柔性膜(8)的密度为1400kg/

m³。在一些实施例中,柔性膜(8)的密度为1300kg/m³。在一些实施例中,柔性膜(8)的密度为1200kg/m³。在一些实施例中,柔性膜(8)的密度为1100kg/m³。在一些实施例中,柔性膜(8)的密度为1000kg/m³。在一些实施例中,柔性膜(8)的密度为900kg/m³。

[0135] 在一些实施例中,柔性膜(8)为圆形的,并且具有等于本体的直径。在一些实施例中,柔性膜具有与本体(1)相同的外周长。

[0136] 在一些实施例中,柔性膜(8)为圆形的,并且具有20mm至50mm的直径。在一些实施例中,柔性膜(8)为圆形的,并且具有50mm的直径。在一些实施例中,柔性膜(8)为圆形的,并且具有44mm的直径。在一些实施例中,柔性膜(8)为圆形的,并且具有40mm的直径。在一些实施例中,柔性膜(8)为圆形的,并且具有38mm的直径。在一些实施例中,柔性膜(8)为圆形的,并且具有36mm的直径。在一些实施例中,柔性膜(8)为圆形的,并且具有34mm的直径。在一些实施例中,柔性膜(8)为圆形的,并且具有30mm的直径。在一些实施例中,柔性膜(8)为圆形的,并且具有26mm的直径。在一些实施例中,柔性膜(8)为圆形的,并且具有20mm的直径。

[0137] 在一些实施例中,孔(9)具有在0.4mm至1.2mm范围内的直径。在一些实施例中,孔(9)具有1mm的直径。在一些实施例中,孔(9)具有0.8mm的直径。在一些实施例中,孔(9)具有0.6mm的直径。在一些实施例中,孔(9)具有0.4mm的直径。在一些实施例中,孔(9)不存在。

[0138] 在一些实施例中,柔性膜包括PVC。在一些实施例中,柔性膜包括聚酯、聚碳酸酯。在一些实施例中,柔性膜包括苯氧基树脂。在一些实施例中,柔性膜包括BoPET,诸如,例如以商标名MYLAR®出售的膜。在一些实施例中,柔性膜包括BoPET,诸如,例如以商标名HOSTAPHAN®出售的膜。

[0139] 在一些实施例中,柔性膜为美国专利No.3,276,536所公开的柔性膜。

[0140] 在一些实施例中,麦克风(7)配置成检测胎儿心脏活动。

[0141] 在一些实施例中,麦克风(7)为大气式麦克风(a free air microphone)。另选地,在一些实施例中,麦克风(7)为接触式麦克风。另选地,在一些实施例中,麦克风(7)为混合的大气式和接触式麦克风。

[0142] 在一些实施例中,麦克风(7)配置成检测sub-ELF(极低频率)信号。在一些实施例中,麦克风配置成具有5-150Hz区域中的平坦响应。

[0143] 在一些实施例中,麦克风(7)为静电电容器式麦克风。在一些实施例中,静电电容器式麦克风为箔或隔膜型静电电容器式麦克风。在一些实施例中,静电电容器式麦克风为后驻极体型静电电容器式麦克风。在一些实施例中,静电电容器式麦克风为前驻极体型静电电容器式麦克风。

[0144] 参考图6至图8,示出了根据本发明的一些实施例的服装的实例。在所示实施例中,4个声学传感器(11)并入腰带(10)中,其中该腰带在穿戴时将这些声学传感器定位于怀孕母亲的腹部上,使得这些声学传感器接触怀孕母亲的腹部皮肤,并且这些声学传感器以圆周布置方式位于子宫周围。在所示实施例中,腰带还包括额外传感器(13)和发射器(12)。

[0145] 在一些实施例中,额外传感器为ECG传感器。

[0146] 例如,如图9所示,本发明的示例性发明系统利用相应示例性位置处的一组四个声学传感器(M1-M4)。在一些实施例中,声学传感器的位置可至少部分地基于以下各项而改变:例如,母亲的胃部的形状、怀孕阶段、人类孕妇受试者和/或胎儿的生理特性、先前声学和其它类型的心脏记录值(例如,心电图(ECG)信号记录值和分析等),和其它类似的合

适数据。

[0147] 声学传感器的另选位置示出于图10中。

[0148] 在一些实施例中,本发明的声学传感器记录产生于人类孕妇受试者体内的内部声音和来自环境的额外噪音。如下文所详细描述,从这些记录值中提取胎儿和/或人类孕妇受试者的心跳声并且计算每个受试者的心率。

[0149] 在一些实施例中,每个声学传感器的检测水平独立于其它声学传感器(例如,在图9中,独立于其它三个声学传感器)。参考图9,在一些实施例中,可以确定的是,胎儿PCG信号通常由位置M3和/或M4处的声学传感器来检测,而母体PCG信号由位置M1和/或M2处的声学传感器来检测。在一些实施例中,母体PCG信号可由全部四个传感器(M1-M4)来检测,并且必须被清除以检测胎儿心跳。在一些实施例中,如下文所详细描述,清除过程利用本发明的至少一种独立分量分析(ICA)算法来执行。例如,在一些实施例中,本发明的发明系统假定干扰噪音为非胎儿器官且因此在统计学上独立于胎儿心音的音频源。利用根据本发明的一些实施例的声学传感器所检测的母体声学信号的实例示出于图11中。

[0150] 本文各处所引用的出版物据此全文以引用方式并入本文。尽管本发明的各方面已在上文通过参考实例和优选实施例的方式进行了说明,但是应当理解,本发明的范围并非由前述说明书限定,而是由根据专利法的原则适当地解释的下述权利要求书所限定。

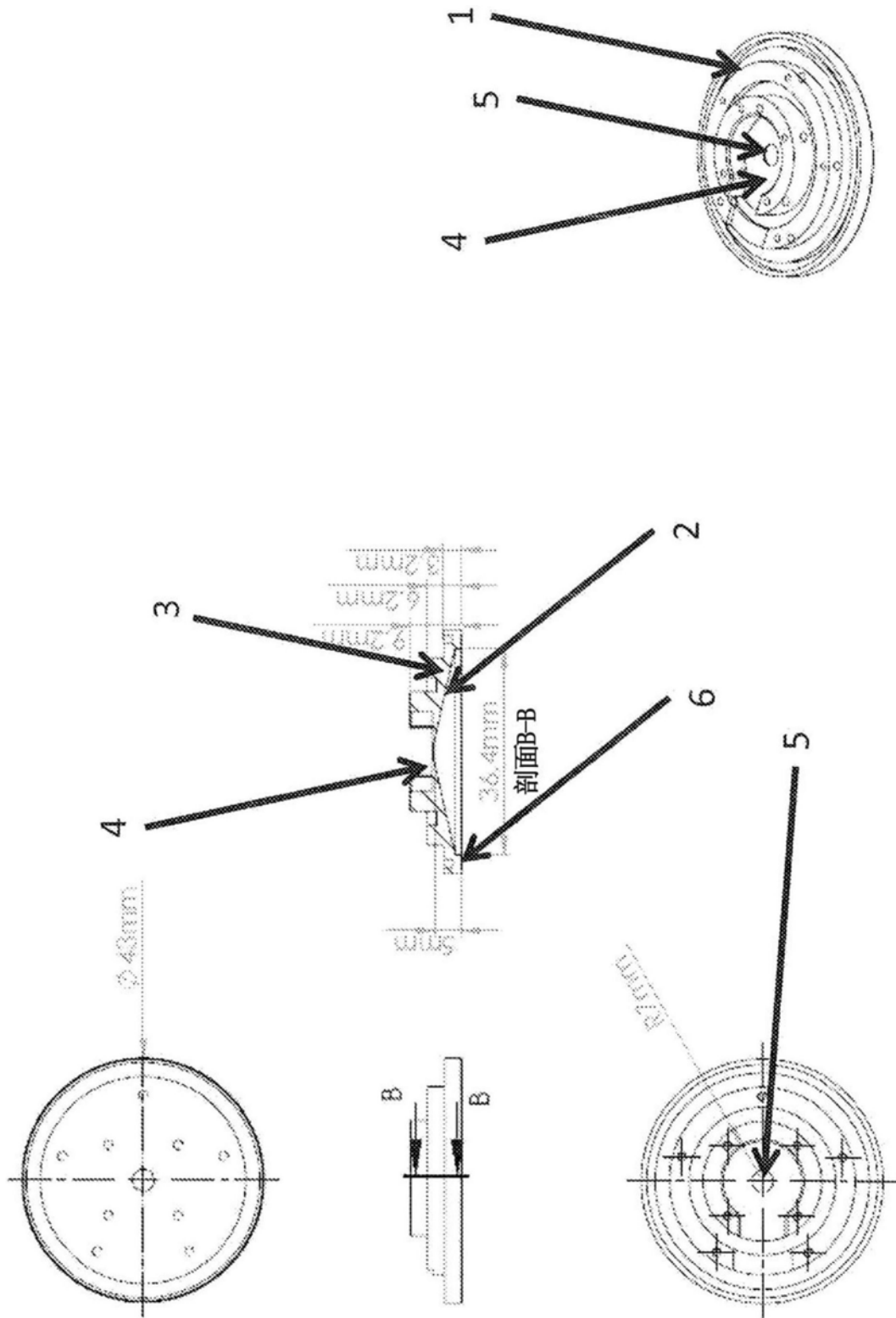


图1

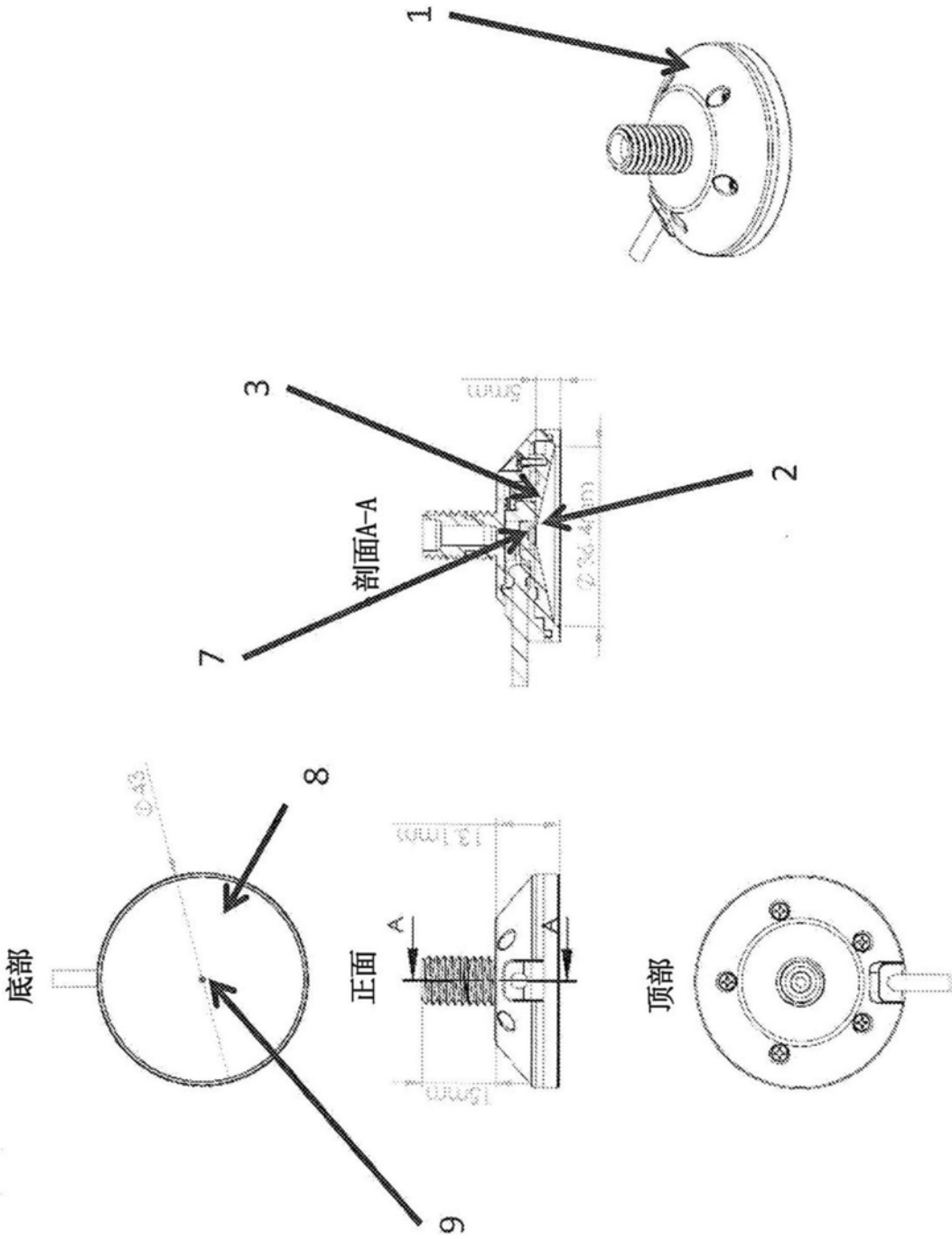


图2

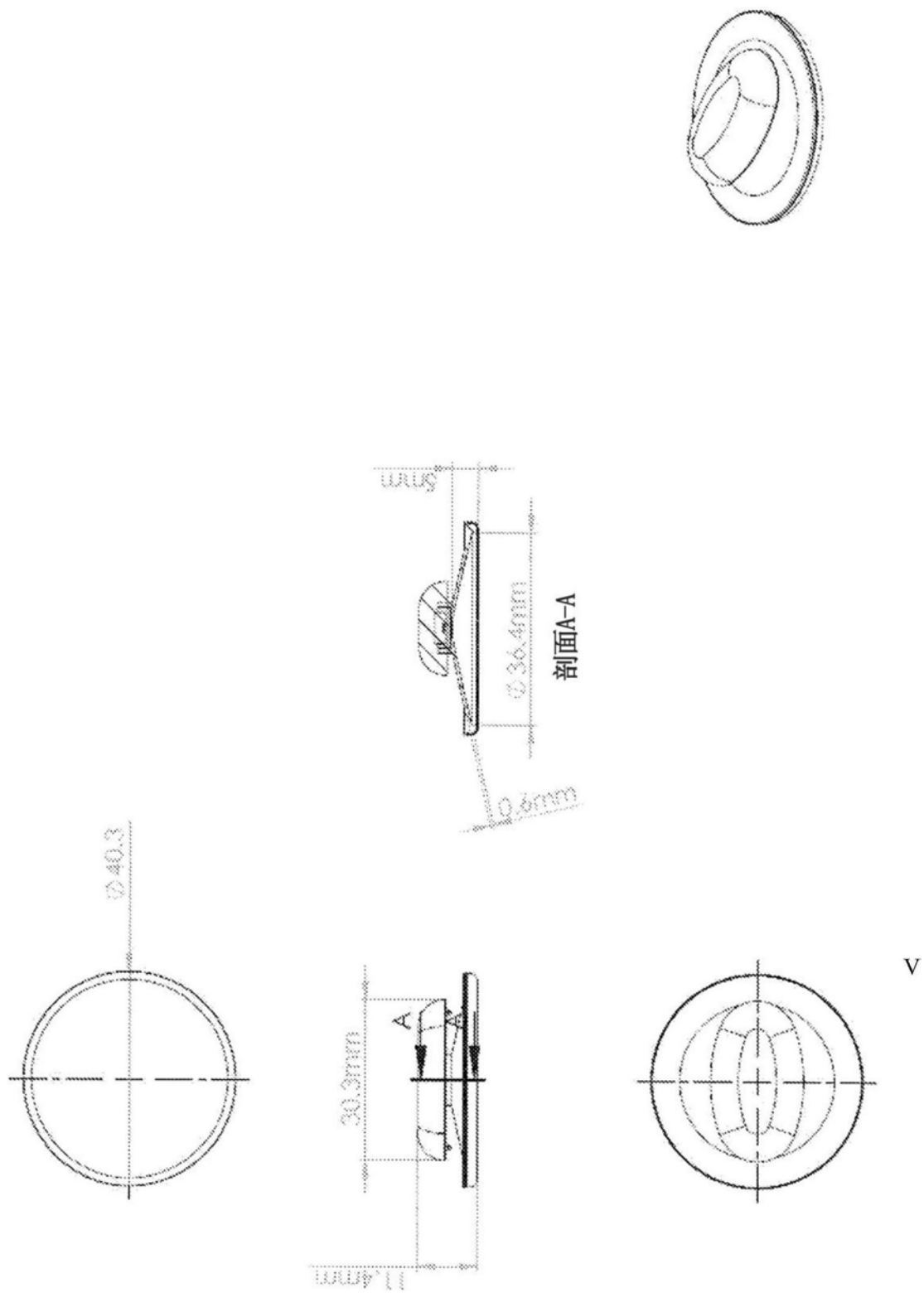


图3

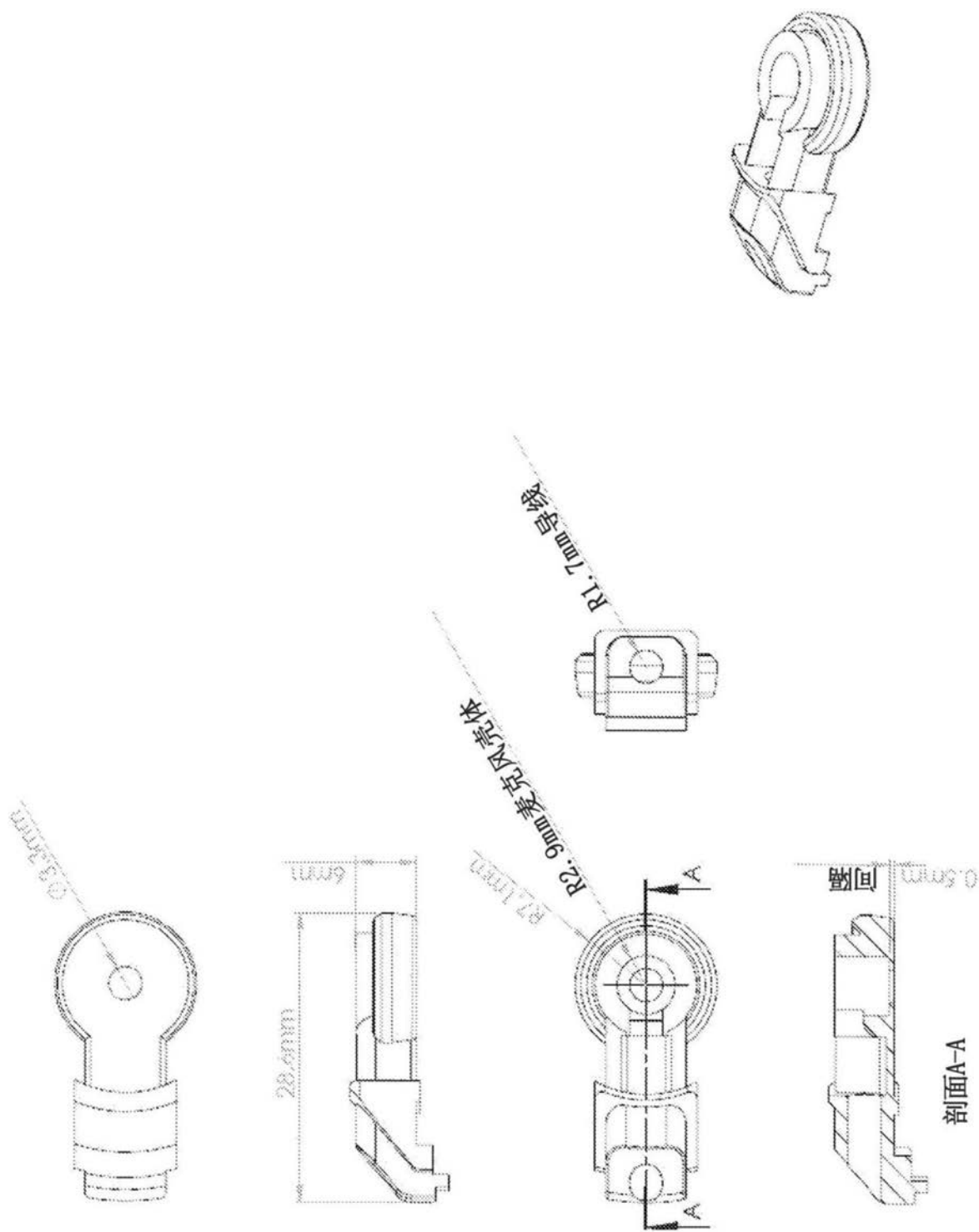


图4

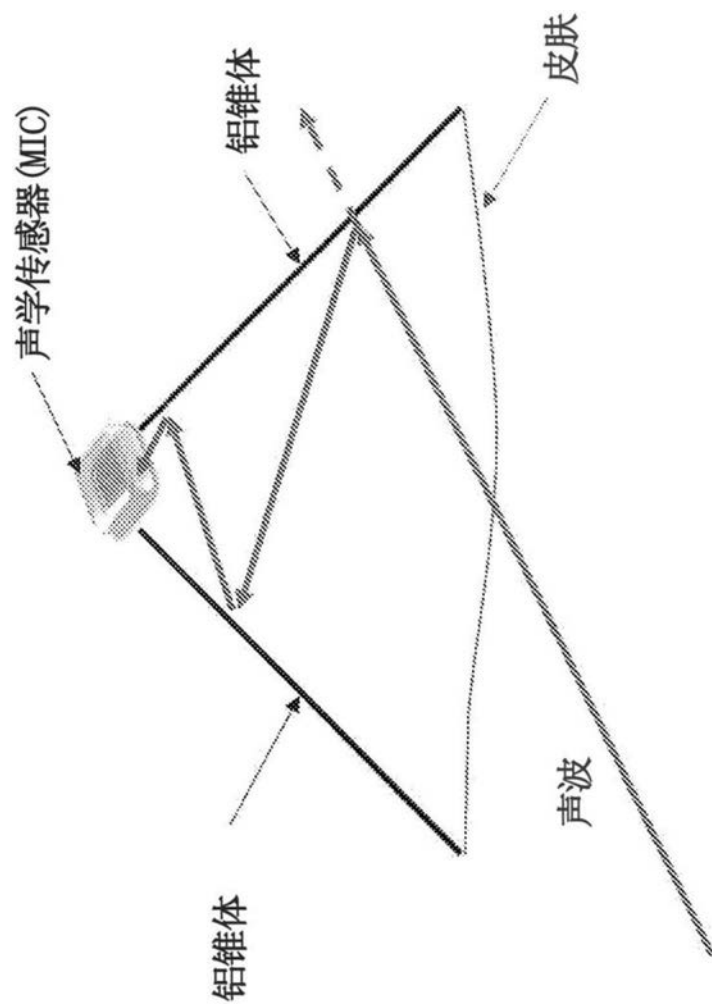


图5

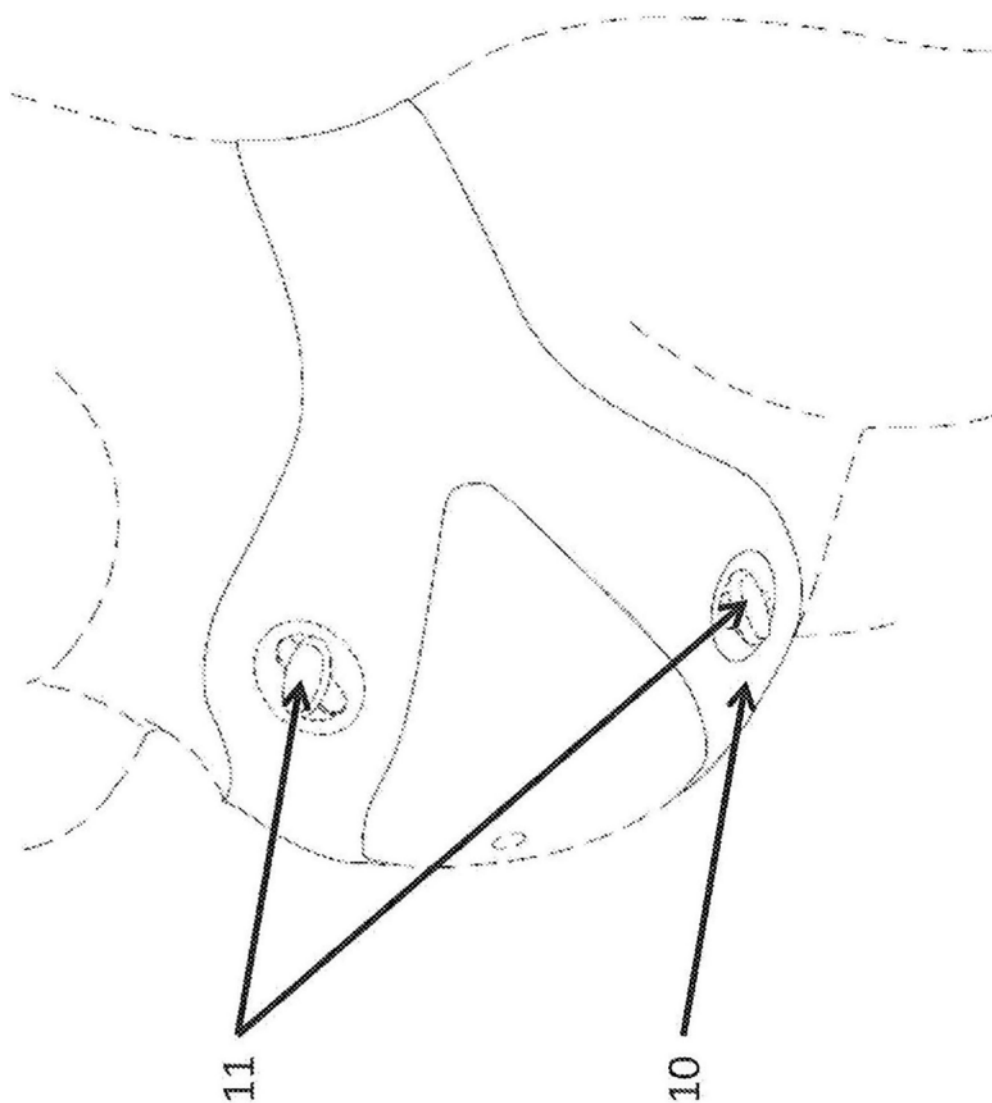


图6

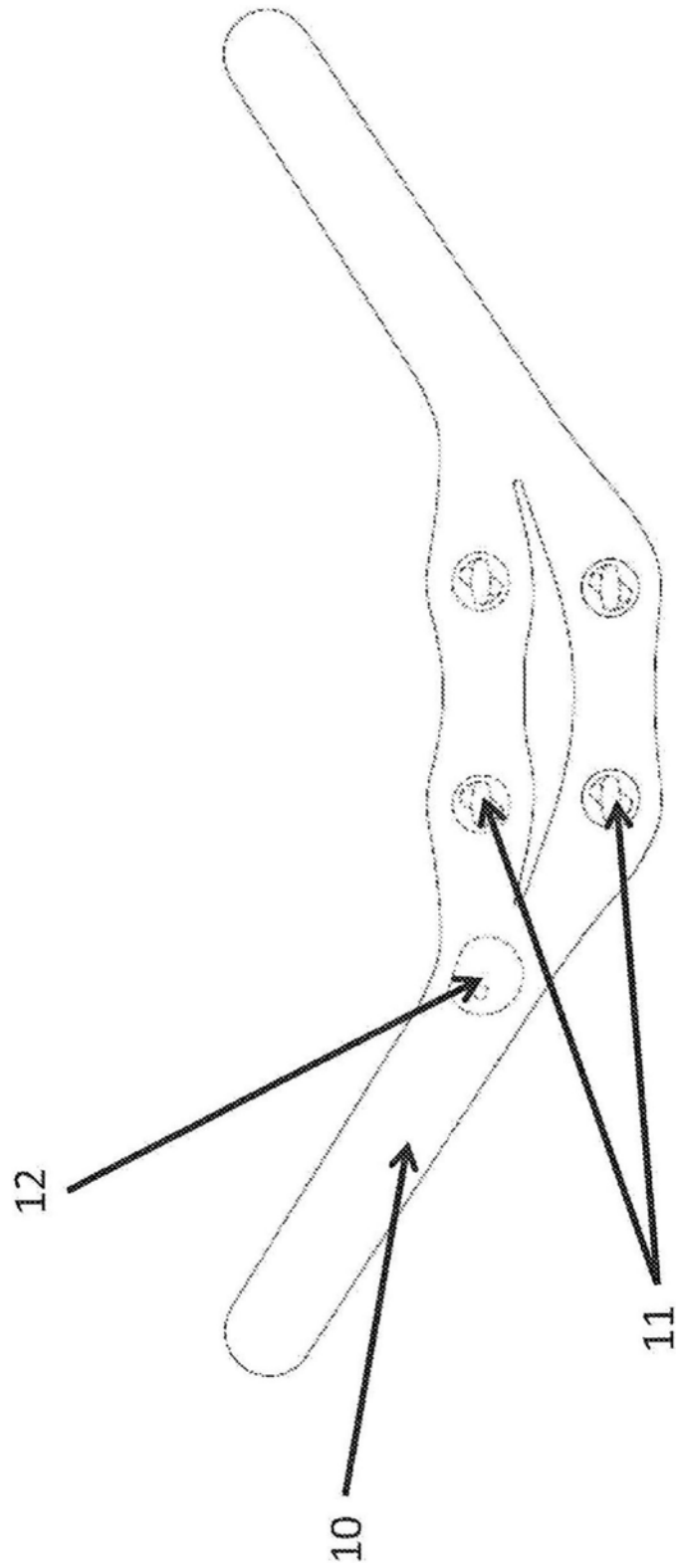


图7

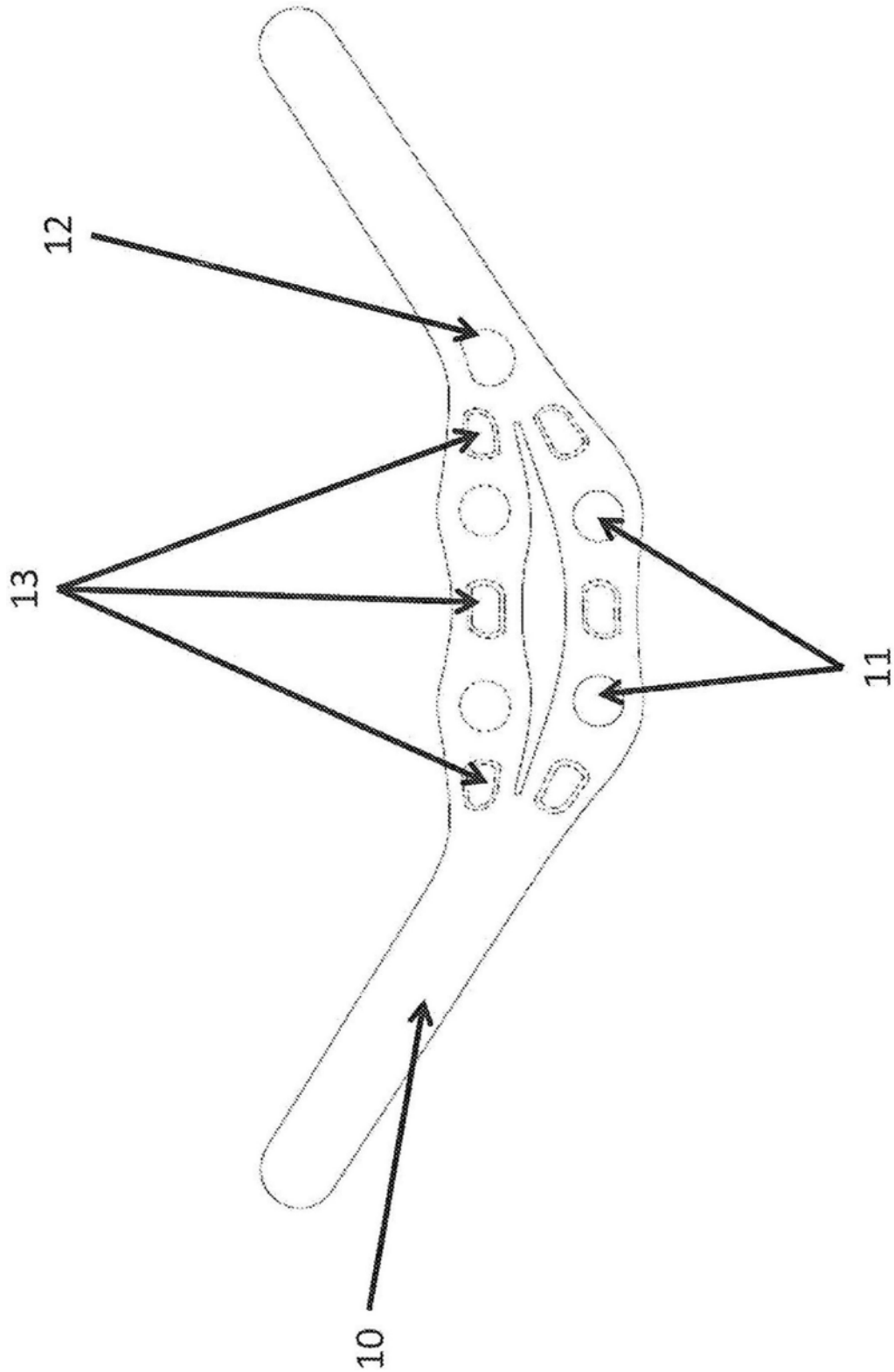


图8

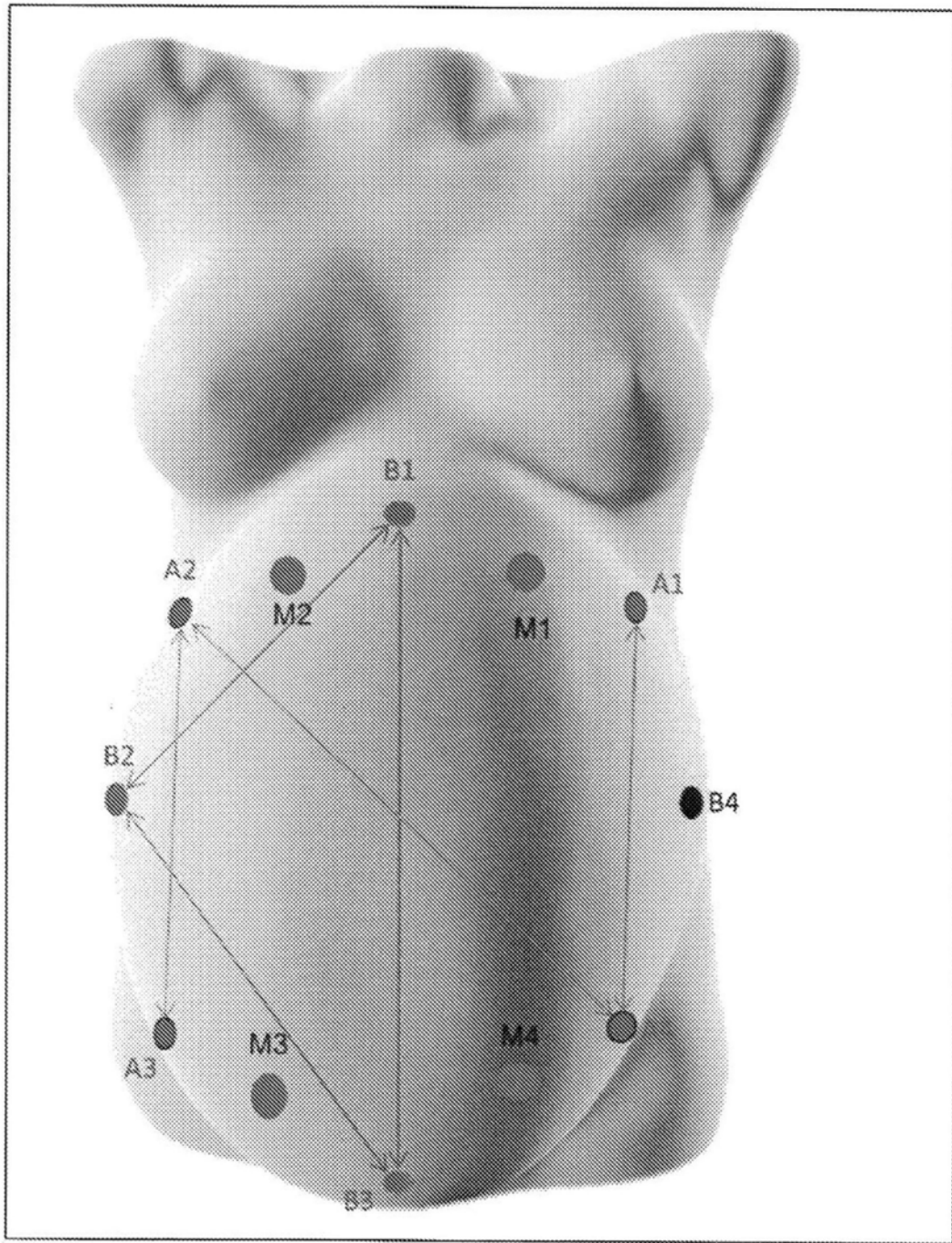


图9

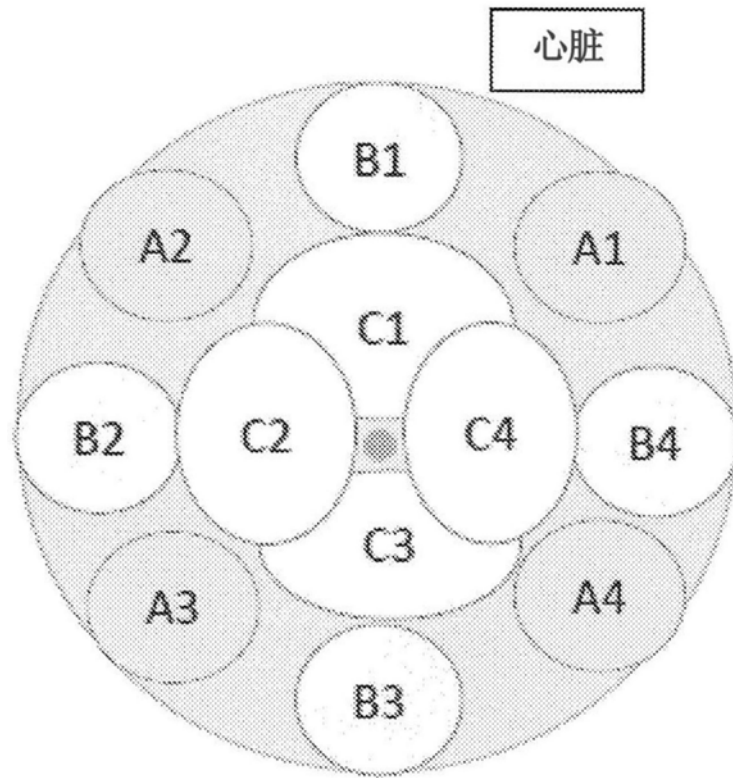


图10

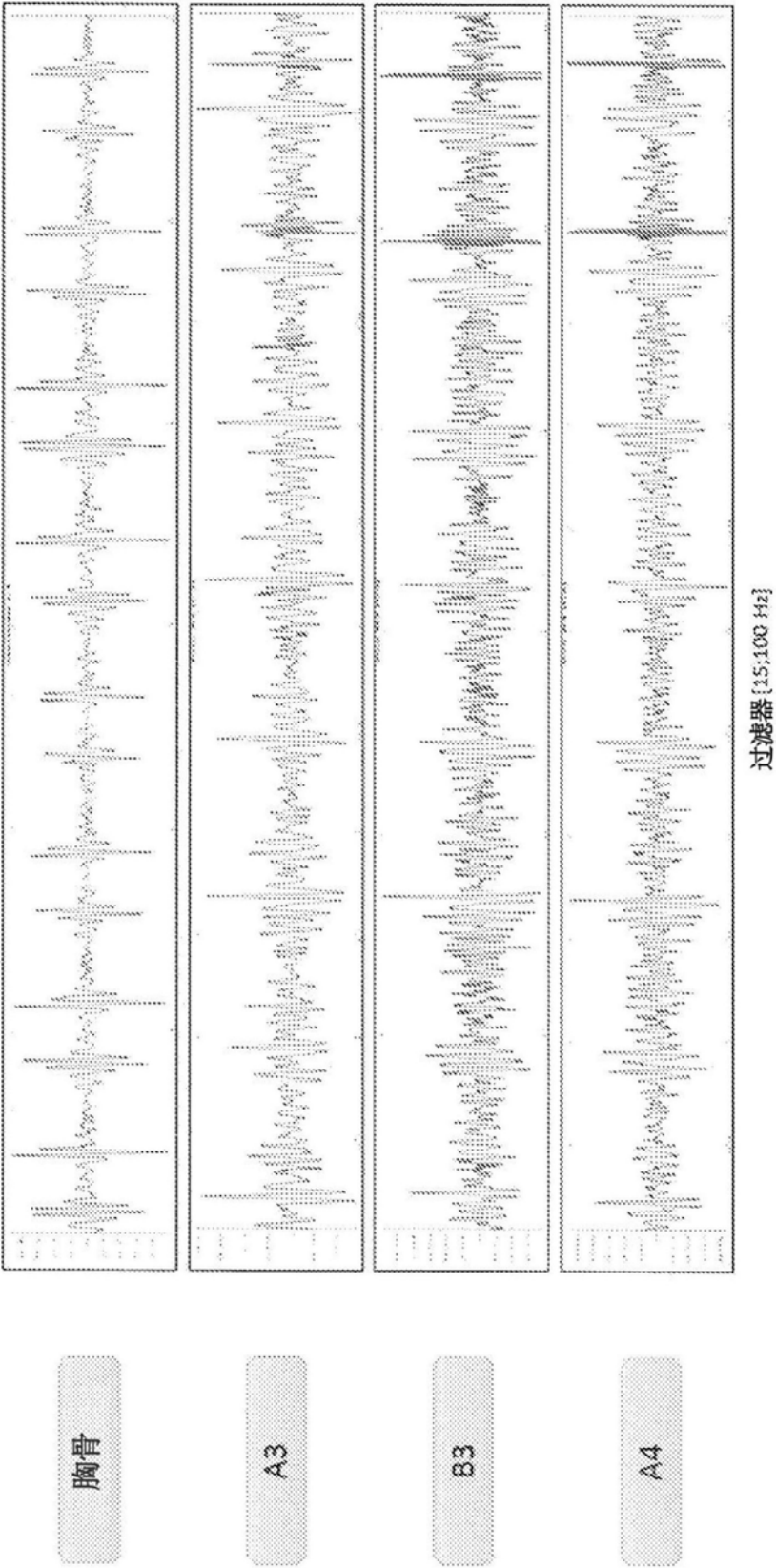


图11

专利名称(译)	用于腹部胎儿心脏活动检测的声学传感器		
公开(公告)号	CN107249440A	公开(公告)日	2017-10-13
申请号	CN201680011349.2	申请日	2016-03-16
[标]发明人	奥伦奥兹 内森英特拉托 伊利亚迪温斯基		
发明人	奥伦·奥兹 内森·英特拉托 伊利亚·迪温斯基		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/02 A61B5/205 A61B7/04		
CPC分类号	A61B5/02411 A61B5/02438 A61B5/0245 A61B5/0444 A61B5/4343 A61B5/6804 A61B5/6823 A61B5/7246 A61B7/026 A61B7/04		
代理人(译)	黄大正 王璐		
优先权	62/133485 2015-03-16 US 14/921489 2015-10-23 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供用于通过胎儿心脏活动数据的有创检测和分析来监测胎儿的健康的系统和方法。

$$\tau = 4 \frac{Z_{\text{空气}} * Z_{\text{皮肤}}}{(Z_{\text{空气}} + Z_{\text{皮肤}})^2}$$

$$\rightarrow \tau \cong -29dB$$