



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106793996 A

(43)申请公布日 2017.05.31

(21)申请号 201680002952.4

(22)申请日 2016.06.23

(30)优先权数据

P1500298 2015.06.25 HU

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.03.28

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/HU2016/000040 2016.06.23

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/207672 EN 2016.12.29

(71)申请人 培它沃莫诺克商业管理有限公司

地址 匈牙利布达佩斯

(72)发明人 伊姆雷·鲍尔托什

伊姆雷·尤哈斯 亚诺什·卡尔迪

尚多尔·谢雷什

伊什特万·塞凯伊

米科洛什·托罗克

(74)专利代理机构 北京超凡志成知识产权代理
事务所(普通合伙) 11371

代理人 杨勇 李洁

(51)Int.Cl.

A61B 7/00(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

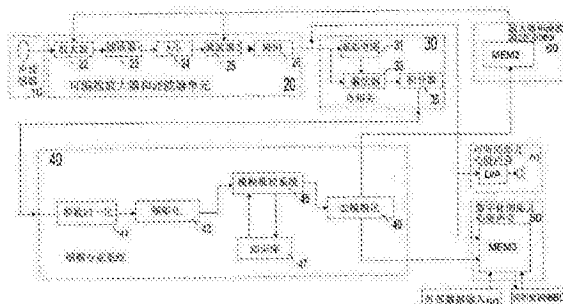
权利要求书2页 说明书8页 附图4页

(54)发明名称

通过无源感测确定胎儿心脏声音的方法和
设备及检查胎儿心脏功能的系统

(57)摘要

在根据本发明的方法中,将通过无源声传感器(10)从母亲腹壁获得的心音描记信号通过可编程放大器和滤波器单元(20)进行预滤波、放大、数字化、数字滤波,存储在中间存储器中,并且通过自相关单元(30)以预定大小的时间窗执行自相关。将作为自相关的结果的所获得的信号馈送到模糊专家系统(40)的输入端,其中由模糊专家系统(40)确定信号的局部最大值、局部最大值的时间位置和局部最大值的时间位置的变化,并且将确定出的那些应用为模糊专家系统的输入参数或信号,利用存储在知识库中的决策逻辑的模糊规则集合和在生物学上能预期的数据将它们分类到概率组中,并进行评估。



1. 一种用于通过无源感测来确定胎儿心脏声音的方法,包括以下步骤:将由声传感器从母亲腹壁获得的心音描记信号进行预滤波、放大、数字化、数字滤波,存储在中间存储器中,并且以预定大小的时间窗执行自相关,

其特征在于,

确定作为自相关的结果的所获得的信号的局部最大值,确定所述局部最大值的时间位置并且确定所述局部最大值的时间位置的变化,

并且,将确定出的那些应用为模糊专家系统的输入参数或信号,通过存储在知识库中的决策逻辑的模糊规则集合以及在生物学上能预期的数据将它们分类到概率组中,并且对结果进行评估,

利用所述评估的结果来修改所述模糊规则集合,

对所述评估的结果去模糊化,

以及将所述去模糊化的数值结果存储在输入和输出存储器以及控制存储器中,以用于进一步处理。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,

通过存储在所述控制存储器中的值来调节放大器的增益和数字滤波器的参数,以实现胎儿心率信号的最大幅度和干扰信号的最小值。

3. 根据权利要求1或2所述的方法,其特征在于,

应用所述模糊专家系统的知识库和推理系统并且基于存储在所述知识库中的数据来选择适用于做出推理的规则,并且基于所选择的规则,利用模糊逻辑来确定信号之间的时间距离,并由此确定胎儿心率(FHR)的值。

4. 根据权利要求1至3中任一项所述的方法,其特征在于,

将从胎儿心脏声音得出的数字化的声音信号变换到更高的频率,并且以能听见的方式展示经变换的声音。

5. 根据权利要求1至4中任一项所述的方法,其特征在于,

显示存储在存储器中的胎儿心率值,向它们分配另外的数据,处理、归档以及本地或远程地存储所述胎儿心率值。

6. 一种用于实施根据权利要求1至5中任一项所述的方法的设备,包括声传感器(10)、可编程放大器和滤波器单元(20)以及自相关单元(30),所述声传感器适于放置在母亲腹壁上并且适于将胎儿心脏功能的声信号转换为电信号,所述可编程放大器和滤波器单元包括:

连接到所述声传感器(10)的可编程模拟放大器(22),连接到所述模拟放大器(22)的输出端的模拟滤波器(23),连接到所述模拟滤波器(23)的输出端的A/D转换器(24),连接到所述A/D转换器(24)的输出端的数字滤波器(25),以及连接到所述数字滤波器(25)的输出端的中间存储器(26),以及

所述自相关单元具有延迟电路(31)、乘法器电路(33)和积分器(35),其中,所述乘法器电路(33)的输入端中的一个输入端与所述延迟电路(31)的输入端互连并且连接到所述可编程放大器和滤波器单元(20)的输出端,所述延迟电路(31)的输出端连接到所述乘法器电路(33)的另一输入端,并且所述乘法器电路(33)的输出端连接到所述积分器(35)的输入端,其中所述自相关单元(30)的输出端由所述积分器(35)的输出端构成,所述设备还包括:

连接到所述自相关单元的输出端的模糊专家系统(40),参数归一化单元(41)是所述模糊专家系统(40)的输入单元,所述参数归一化单元(41)的输出端连接到模糊化单元(43)的输入端,所述模糊化单元(43)的输出端连接到模糊推理系统(45)的输入端,知识库模块(47)经由双向连接与所述模糊推理系统(45)连接,其中数据库和规则集合存储在所述知识库模块(47)中,所述模糊推理系统(45)的输出端连接到去模糊化接口(49)的输入端,其中所述模糊专家系统(40)的输出端由所述去模糊化接口(49)的输出端构成,

所述去模糊化接口(49)的第一输出端连接到存储胎儿心脏声音数据的输入和输出存储器(50)的输入端,所述去模糊化接口(49)的第二输出端连接到控制存储器(60),所述控制存储器存储用于增益和滤波控制的数据,并且

所述控制存储器(60)的输出端连接到所述放大器(22)的增益控制输入端和所述数字滤波器(25)的滤波器编程输入端,

调制解调器(80)连接到所述输入和输出存储器(50),并且所述输入和输出存储器(50)配备有外部数据输入(90),以及

所述可编程放大器和滤波器单元(20)的输出端连接到所述输入和输出存储器(50)的另一输入端,并且连接到适于胎儿心脏声音的能听展示的声展示单元(70)的输入端。

7.根据权利要求6所述的设备,其特征在于,

具有配备有输入A/D转换器的微处理器电路,所述电路包括所述可编程放大器和滤波器单元(20)的所述A/D转换器(24)、所述数字滤波器(25)和所述中间存储器(26),并且还包括所述自相关单元(30)、所述模糊专家系统(40)以及所述控制存储器(60)和所述输入和输出存储器(50)。

8.根据权利要求6或7所述的设备,其特征在于,

所述声传感器(10)包括:壳体(11),所述壳体的内部空间被划分为敞开的第二室(13)以及封闭的第二室(16)和封闭的第三室(19);声音传导开口(14),所述声音传导开口设置在所述第二室(13)与所述第二室(16)之间的间隔壁中;机电声换能器(17),所述机电声换能器设置在所述第三室(19)中,所述机电声换能器(17)的传感器隔膜设置在位于所述第二室(16)与所述第三室(19)之间的壁中,所述第一室(13)具有适于紧贴母亲腹壁的边缘(12),其中所述第一室(13)在其紧贴所述母亲腹壁的位置中是封闭的,并且其中在所述第一室(13)和所述第三室(19)中的每一个的侧壁中设置有通向外部空气的相应的小直径压力均衡开口(15、18)。

9.一种用于检查胎儿心脏功能的系统,特别是利用根据权利要求6至8中任一项所述的设备实现所述检查,其特征在于,

包括一个或多个设备(100),连接到所述设备的输出端的调制解调器(80),适于医疗评估和归档的中央计算机(105),以及适于由治疗医师使用的一个或多个计算机(107)和/或能够进行数据通信和显示的移动电话(109),这些单元通过互联网、经由承载双向数据业务的数据连接互连。

通过无源感测确定胎儿心脏声音的方法和设备及检查胎儿心脏功能的系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于通过无源 (passive, 被动式) 感测来确定胎儿心脏声音的方法以及一种用于实施该方法的设备, 优选地, 该设备可以在家庭环境中使用, 并且优选地, 该设备还可以应用于远程医疗。本发明还涉及一种用于检查胎儿心脏功能的系统。

背景技术

[0002] 已知的是仅能够通过较长持续时间 (约20分钟) 的测试来获得可清楚地解读的胎儿心脏功能的测量结果; 在这样的持续时间内, 有机会检测到或适时地注意到与心脏疾病的可能症状相关的现象。

[0003] 现今最常使用的测量类型是基于多普勒原理的超声法, 该方法是一种有源 (active, 主动) 方法, 并且由此涉及在不可忽视的时间段内的连续能量辐照, 并且不适合于在家中在不受监督的情况下实施的测试。适于检查胎儿心脏功能的无源方法的选择是非常有限的, 这主要是由于与同母亲 (maternal, 孕妇) 身体的物理配合和接近相关的问题, 其次是由于在执行该测试的人员方面该测试要求其具有丰富的专业知识的事实, 最后但同样重要的是由于这样测试的成本过高。

[0004] 为了规避超声法产生的问题并且消除在测试期间要存在专家人员的需求, 开发出心音描记 (phonocardiographic) 法, 诸如在US 6,551,251和US6,749,573中公开的那些方法。这些测试方法应用多个声传感器, 其中通过单独地处理这些传感器的信号并将它们组合来产生可解读的胎儿心脏声音信号。然而, 由于与将传感器放置在母亲腹部上并且将传感器抵靠地支承在皮肤上相关的问题, 应用多个传感器是很繁琐的并且导致较差的信噪比, 由此允许仅以有限的准确度进行测量, 并且无法满足家庭和远程医疗应用的需求。

[0005] 已知的方案还包括根据EP 0850014和US 6,245,025的方法、设备和三室 (chamber, 腔室) 声传感器, 它们允许对始于通过多种情况 (circumstance) 确定的一定年龄的胎儿的心脏功能信号进行足够准确的胎儿心脏功能检查和记录 (registration), 并且也适合于远程医疗应用。然而, 在更复杂的情况下, 需要提高灵敏度和准确度, 并且需要能够在怀孕的前期阶段就开始实施心音描记测量。

[0006] 根据已知的方案, 旨在通过自相关从检测到的载噪 (noise-laden) 信号过滤出由周期性心跳产生的信号, 这样的自相关导致较低幅度的非周期信号 (基本上为噪声) 的减少但是不能使灵敏度和准确度增加。在许多方案中, 应用误差校正数学方法来从有噪声的信号中过滤出由心跳产生的声音, 但即便如此, 这些方法也不能提高有效的灵敏度和准确度。

发明内容

[0007] 本发明的目的是提供一种心音描记方法和设备, 它们在确定胎儿心脏功能的方面提供了改进的灵敏度、可靠度和准确度, 并且由此使胎儿心脏功能测试更简单, 提供了在较早发育阶段实施这样的测试的可能性。

[0008] 我们的另外的目的是提供一种方法,其允许从在不受监督的情况下、在家中或者在远程医疗中实施的测试获得可清晰地解读的结果。与此相关,本发明的又一目的是提供一种改进的声传感器,其同样允许在不受医疗监督的情况下、在家中或者在远程医疗中实施的测试中最佳地检测胎儿心脏声音,以用于后续评估。

[0009] 本发明基于这样的认识,即自相关性——其减少非周期性噪声——并不主要应用于增强从周期性心脏声音产生的信号,而是用于进一步的噪声过滤,使得通过进一步的处理来增加由自相关产生的低幅度信号的幅度,然后以高准确度确定信号的时间位置。

[0010] 本发明的进一步认识是,这样的改进的传感器适合于实现我们的目的,即除了能够由任何人都容易操作之外,该传感器还可以向母亲的下腹部皮肤提供最佳的声耦合。

[0011] 因此,在根据本发明的方案中,通过如下方式确定胎儿心脏声音确定:将由无源声传感器从母亲腹壁获得的心音描记信号进行预滤波、放大、数字化、数字滤波,

[0012] 存储在中间存储器中,以预定大小的时间窗执行自相关,然后确定作为自相关的结果的所获得的信号的局部最大值,确定局部最大值的时间位置和局部最大值的时间位置的变化,

[0013] 并且将结果应用为模糊专家系统的输入参数或信号,利用存储在知识库中的决策逻辑的模糊规则集合以及在生物学上能预期的数据将它们分类到概率组中,并进行评估,将评估的数值结果存储在输入和输出存储器以及控制存储器中以用于进一步处理。

[0014] 在实施根据本发明的方法的优选方式中,应用存储在控制存储器中的值来调节放大器的增益和数字滤波器的参数,以实现胎儿心率信号的最大幅度和干扰信号的最小值。

[0015] 在实施根据本发明的方法的另一优选方式中,应用模糊专家系统的知识库和推理系统并且基于存储在知识库中的数据来选择适用于做出推断的规则,并且基于所选择的规则,通过模糊集合来确定信号之间的时间距离(时间差)并由此确定胎儿心率(FHR)的值。

[0016] 在实施根据本发明的方法的优选方式中,将从胎儿心脏声音得出的数字化声音信号变换到更高的频率,并且以可听的方式展示经变换的声音。

[0017] 在实施根据本发明的方法的另一优选方式中,显示先前存储在存储器中的胎儿心率信号,向所存储的心率信号分配数据,主要是个人和医疗数据,并且在本地或远程地存储数据以用于评估和归档。

[0018] 构成本发明的另一目的的设备基本上通过以下来表征:

[0019] 该设备包括声传感器,该声传感器适于放置在母亲腹壁上并且适于将胎儿心脏功能的声信号转换为电信号,并且还包括:

[0020] 可编程放大器和滤波器单元,其包括:

[0021] 连接到声传感器的可编程模拟放大器,连接到模拟放大器的输出端的模拟滤波器,连接到模拟滤波器的输出端的A/D转换器,连接到A/D转换器的输出端的数字滤波器,以及连接到数字滤波器的输出端的中间存储器,以及

[0022] 自相关单元,该自相关单元具有延迟电路、乘法器电路和积分器电路,其中延迟电路的输入端和乘法器电路的第一输入端互连且构成自相关单元的输入端,并且连接到可编程放大器和滤波器单元的输出端,延迟电路的输出端连接到乘法器电路的第二输入端,并且乘法器电路的输出端连接到积分器电路的输入端,其中自相关单元的输出端由积分器的输出端构成,所述设备还包括:

[0023] 模糊专家系统,该模糊专家系统包括:参数归一化单元,该参数归一化单元适于接收数据信号并将接收的数据信号转换为输入信号;模糊化单元,该模糊化单元连接到参数归一化单元的输出端并且适于将输入信号转换为符合模糊规则的输入信号;模糊推理系统,该模糊推理系统连接到模糊化单元的输出端并且包括对应于推理过程的决策逻辑;知识库单元,该知识库单元经由双向链路与模糊推理系统连接,并且包括存储限定边界条件的数据集的存储器和限定决策规则的逻辑电路;以及去模糊化单元,该去模糊化单元连接到模糊推理系统的输出端并且适于将逻辑决策转换成数据信号,模糊专家系统的输入部件是连接到自相关单元的输出端的参数归一化单元,

[0024] 其中所述模糊专家系统的去模糊化单元包括:

[0025] 提供胎儿心率(FHR)的时间距离数据的第一输出端和提供数字滤波器的期望参数的第二输出端,第一输出端连接到输入/输出MEM3存储器的输入端,并且第二输出端经由控制MEM2存储器连接到模拟放大器的增益控制输入端和数字滤波器的滤波控制输入端,其中可编程放大器和滤波器单元的输出端连接到声换能器,该声换能器适于将胎儿心脏声音转换成可听信号,并且提供双向数据业务的调制解调器连接到输入/输出MEM3存储器。

[0026] 本发明的实质可以被概括为通过以下信号处理实现了目的:这样的信号处理是应用串联连接的可编程放大器和滤波器单元、自相关单元和模糊专家系统实施的,并通过控制放大和滤波得以优化。

[0027] 该设备的优选实施方案包括微处理器电路,该微处理器电路包括输入A/D转换器,该电路包括可编程放大器和滤波器单元的A/D转换器、数字滤波器和中间MEM1存储器,并且还包括自相关单元、模糊专家系统以及控制MEM2存储器和输入/输出MEM3存储器。还可以设想出优选的实施方案,其中微处理器被实现和编程为移动电话、iPOD或者其他计算设备的微处理器。

[0028] 在该设备的另一优选实施方案中,输入/输出MEM3存储器包括外部数据输入。

[0029] 在该设备的另一优选实施方案中,声传感器包括:壳体,该壳体的内部空间被划分为敞开的第一室以及封闭的第二室和封闭的第三室;声音传导开口,该声音传导开口设置在第一室与第二室之间的间隔壁中;机电声换能器,该机电声换能器设置在第三室中,该机电声换能器的传感器隔膜设置在位于第二室与第三室之间的壁中,第一室具有适于紧贴(fit against)母亲腹壁的边缘,其中第一室在其紧贴母亲腹壁的位置中是封闭的,并且其中,在第一室与第三室中的每一个的侧壁中设置有通向外部空气的相应的小直径压力均衡开口。

[0030] 根据本发明的胎儿心脏功能检查系统本质上的特征在于,其包括一个或多个根据本发明的胎儿心率检查设备,连接到胎儿心率检查设备的输出端的相应的对接(interface)调制解调器,适于医疗评估和归档的中央计算机,适于由治疗医师使用的一个或多个计算机和/或能够进行数据通信和显示的移动电话,上述单元通过互联网经由承载双向数据业务的数据连接互连。

附图说明

[0031] 下面参照随附的示意性附图对本发明的实质进行详细地描述,附图中:

[0032] 图1示出了胎儿心脏声音的基本上无干扰的声信号;

- [0033] 图2例示了根据本发明的方法的主要步骤；
- [0034] 图3是根据本发明的设备的框图；
- [0035] 图4是根据图3的设备的部分地用微处理器实现的优选实施方案的框图；
- [0036] 图5示出了在该设备中使用的声传感器的优选实施方案的示意性截面视图；以及
- [0037] 图6是根据本发明的系统的可能布置。

具体实施方式

[0038] 图1示出了胎儿心脏声音的无干扰声(心音描记)信号。在该图中,可以容易地看到对应于胎儿心脏瓣膜的打开(S1)和闭合(S2)的两个特征信号S1和S2;瞬时心率(瞬时FHR)是基于后续信号S1或S2之间的时间差确定的。

[0039] 在图2中例示了根据本发明的方法的主要步骤。在该方法的过程中,对通过无源传感器从母亲腹壁获得的心音描记信号进行放大、数字化、滤波,并且应用预定大小的时间窗使其经受自相关处理,并且作为自相关的结果的所获得的信号序列由模糊专家系统处理。

[0040] 在处理期间,利用存储在知识库中的决策逻辑的规则集合(规则集合包括在生物学上预期的信号范围和对应的发生概率)将作为自相关的结果的所获得的信号——作为模糊专家系统的输入参数——分类到概率组中,然后对信号进行评估。确定作为处理的结果的所获得的信号的局部最大值、局部最大值的时间位置和局部最大值的时间位置的变化。通过模糊专家系统的第一输出信号,调节放大增益以实现最佳增益,模糊专家系统的第二输出信号被应用于调节滤波器参数,使得实现了最小噪声,并且包括胎儿心脏声音的频率的第三输出信号被存储以用于进一步的评估和处理。

[0041] 图3示出了根据本发明的设备的框图。

[0042] 该设备具有声传感器10以及可编程放大器和滤波器单元20,其中声传感器10的输出端连接到可编程放大器和滤波器单元20的输入端。可编程放大器和滤波器单元20具有可控增益模拟放大器22、模拟滤波器23、A/D转换器24、可编程数字滤波器25和中间MEM1存储器26,所有这些部件均串联连接。模拟放大器22和数字滤波器25具有适于调节模拟放大器22的增益以及可编程数字滤波器25的一个或多个参数(诸如频率范围、斜率、阻尼等)的相应的控制输入端。

[0043] 该设备还包括自相关单元30,该自相关单元具有延迟电路31、乘法器电路33和积分器35。可编程放大器和滤波器单元20的输出端由中间MEM1存储器26的输出端构成,该中间MEM1存储器的输出端一方面连接到延迟电路31的输入端,另一方面连接到乘法器电路33的第一输入端,其中延迟电路31的输出端连接到乘法器电路33的第二输入端。乘法器电路33的输出端连接到积分器35的输入端,其中积分器35的输出端连接到模糊专家系统40的输入端。

[0044] 模糊专家系统40的输入单元是参数归一化单元41,该参数归一化单元的输出端连接到模糊化单元43的输入端,模糊化单元43的输出端连接到模糊推理系统45的第一输入端。模糊专家系统40还包括知识库模块47,该知识库模块通过提供双向数据传输的连接与模糊推理系统45连接。

[0045] 模糊推理系统45的输出端连接到去模糊化接口49,其中去模糊化接口49的一个输出端经由控制存储器60连接到可编程放大器和滤波器单元20的模拟放大器22和数字滤波

器25的相应的控制输入端,并且去模糊化接口的另一输出端连接到输入/输出MEM3存储器50的输入端。存储器50具有外部数据输入90,并且对接调制解调器80连接到存储器50。

[0046] 适于将胎儿心脏声音转换为可听信号的声展示单元70也连接到可编程放大器和滤波器单元20的输出端。

[0047] 该设备通过以下方式操作:由声传感器10将以声学方式在母亲腹壁处检测到的胎儿心脏声音转换为电信号,由模拟放大器22将该经转换的信号以受控的方式放大到所期望的水平,并且应用模拟滤波器23从检测到的信号中滤除较高频率分量,由于它们落在胎儿心脏声音信号的频率范围之外。经放大和滤波的信号由A/D转换器24转换成数字信号,并且应用可编程数字滤波器25对该数字化的信号进行进一步滤波,从而滤除落在有用信号的频率范围之外的分量,同时考虑到胎儿的年龄、妈妈的体型和胎儿的位置,将落入有用范围内的信号调节到最佳幅度。滤波一方面减少了低频分量、母亲心脏声音和其他干扰信号,并且另一方面也减少了外部干扰的较高频率分量。将放大器增益和滤波参数编程用于获得最大胎儿心脏声音信号和最小干扰信号。由此获得的数字信号序列被存储在中间MEM1存储器26中。

[0048] 相关函数由自相关单元30根据下式生成:

[0049]
$$R(\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} v(t) v(t-\tau) dt$$

[0050] 其中

[0051] t 表示时间

[0052] τ 表示延迟时间(时钟信号脉冲之间的时间距离)

[0053] $R(\tau)$ 表示自相关函数

[0054] $v(t)$ 代表原函数

[0055] $v(t-\tau)$ 表示延迟的原函数

[0056] 延迟电路31的延迟时间被选择为小到使得所应用的胎儿心脏声音信号的分辨率可以产生具有足够准确度的自相关信号。

[0057] 作为自相关的结果,周期性信号保持它们的周期性,而非周期性信号(即大部分噪声)在幅度上显著地减小。

[0058] 可编程放大器和滤波器单元20的中间MEM1存储器26连接到自相关单元30的输入端,并且还连接到输入/输出MEM3存储器50的输入端,以及连接到适于展示胎儿心脏声音的声展示单元70。

[0059] 自相关函数的长度和大小对应于最小的生物可能心率和采样值,即,在我们的案例中,包含至少四次胎儿心跳的胎儿心脏声音信号。应用模糊专家系统40的参数归一化单元41,对从自相关获得的输出信号执行参数归一化,这包括以下步骤:

[0060] -检测信号中的峰值(检测至少四个幅度最大值),

[0061] -通过它们的幅度对检测到的峰值进行排序,

[0062] -选择至少四个具有最大幅度的信号。

[0063] 所选择的信号最可能构成胎儿心脏信号序列。因为心脏声音信号可能被噪声掩蔽,所以必须测试检测到的峰值(最大值)是否真的是心脏功能的特征。举例来说,可能发生于噪声而不能发现胎儿心脏声音信号的情况,但是仍然可以利用胎儿心脏声音信号序列

来检测或确定胎儿心脏声音信号。在这些情况下,不一定要丢弃测量的信号序列,而是应当利用其他可接受的值来确定胎儿心脏声音信号的位置。

[0064] 将从该参数归一化操作获得的信号馈送到模糊化单元43的输入端。

[0065] 在模糊化的过程中,根据模糊规则将信号的信息内容转换为模糊输入信号。

[0066] 通过模糊输入信号并且基于以模糊语言限定的且存储在知识库模块47中的推理规则和数据(诸如生理规则和先前的测量数据),应用模糊推理系统45,以通过模糊和逻辑操作来做出推理,在此期间,确定具有最大值的各个信号落入给定的可处理信号组中的概率,并且应用所获得的结果来规定要存储在知识库模块47中的新策略,在该过程中,与结果相对应地修改模糊推理规则和推理数据。

[0067] 利用去模糊化接口49执行的去模糊化包括将推理系统的输出信号转换为数值信号,基于该数值信号可以确定是否已经发现有用的心脏声音信号。一旦已经发现大多数的有用的心脏信号,将作为去模糊化的结果的值(峰值幅度的时间位置)存储在输入/输出MEM3存储器50中。如果基于由模糊推理系统提供的评估未能发现胎儿心脏声音信号(及它们的复现),那么该测量结果被认为是不可解读的,并且重新开始搜索。

[0068] 在评估过程中,由模糊推理系统45生成第二输出信号,该第二输出信号与胎儿心脏声音信号的幅度成比例,并且与由从测量方面被认为是干扰信号的其他信号引起的噪声水平成比例。该第二信号存储在控制MEM2存储器60中,并且其还用于控制放大器22和滤波器25,在某种意义上用作控制环路,其调节放大器的增益以实现胎儿心脏声音信号的最大可能值,并设置滤波器参数(带宽、斜率)使得获得最低可能的噪声水平。

[0069] 该设备可以经由连接到输入/输出MEM3存储器50的调制解调器80连接到外部系统,同时,其他数据(举例来说,描述胎儿运动的数据)可以经由外部数据输入90随测量同时输入。

[0070] 图4例示了根据图3的设备的例如部分地利用微处理器来实现的实施方案的框图。可选地,该微处理器可以实现为移动电话,例如,实现为能够进行数据通信和显示的所谓的智能电话。微处理器的结构包括提供A/D转换、可编程数字滤波、中间数据存储、自相关和模糊专家系统的部件的可编程实现以及将数据写入存储器单元和从存储器单元获取数据和与调制解调器的连接的任何这样的电路部件和编程能力。

[0071] 该设备具有声传感器10,可编程放大器和滤波器单元20的放大器22和与该放大器串联的滤波器23连接到该声传感器。滤波器23的输出端连接到微处理器的A/D转换器的输入端。

[0072] 微处理器还包括数字滤波器、适于执行自相关的可编程单元和模糊专家系统的模块,以及中间存储器和控制存储器和适于存储测量结果和其他数据的存储器。与测量相关的其他数据可以通过外部数据输入90输入到存储器,并且微处理器可以通过调制解调器80与数据业务系统对接。声展示单元70也连接到微处理器。

[0073] 图5示出了声传感器10的示意性结构布置的截面图。该配置在胎儿心脏声音的频率范围内具有最大的灵敏度。声传感器10具有壳体11,该壳体的内部空间被划分为第一室13、第二室16和第三室19。室13与室16通过设置在位于它们之间的间隔壁中的声音传导开口14连接。在其与声音传导开口14相对的一侧,室13是敞开的,而室13具有刚性侧壁,在该侧壁中形成有边缘12。在使用期间,室13的边缘12抵靠地支承在母亲腹壁上,室13通过被边

缘12围住的皮肤表面而封闭。声传感器10以偏置(预先加载)的状态放置在母亲腹壁上,这种压力由柔性带产生,并且由此皮肤表面的被围住部分用作隔膜。室13的外部配置和室16的内部配置以及两个室之间的声耦合一起使得声传感器10具有期望的频率特性。

[0074] 机电声换能器17设置在室19中,其中传感器隔膜设置在室16的与声音传导开口14相对的壁中。室16具有刚性侧壁。通过室13和室16的容积以及声音传导开口14的尺寸确保了在母亲腹壁与机电声换能器17之间的适当的声耦合。

[0075] 在室13的侧壁和室19的侧壁中设置有通向外部空气的相应的小直径压力均衡开口15、18。这些开口适于减小由围住的皮肤表面的振动在运动中带来的气团 (air mass, 空气质量) 的阻尼效应。同时, 开口15还用作适于使母亲心脏声音衰减的高通滤波器。开口18适于减小在机电声换能器17后面形成的气穴的影响, 并且通过补偿提供抵御背景噪声的保护。

[0076] 由此, 声传感器10转变出 (transduce, 转换) 以及提供相对的声学预滤波信号, 以用于进一步处理。

[0077] 在图6中示出了用于检查胎儿心脏功能的能设想出的系统的配置。该系统允许主要利用设备100在家中执行胎儿心脏声音检查, 以供医师验证测量值, 并且允许存储和归档测量数据以及其他信息。该系统包括一个或者多个设备100、用于每个设备100的对接调制解调器80, 以及适于评估和归档的中央计算机105, 和适于由治疗医师使用的一个或多个计算机107和/或能够进行数据通信和显示的移动电话109, 上述单元通过互联网经由承载双向数据业务的数据连接互连。当系统处于使用中时, 经由调制解调器80将由设备100测量的结果发送到医疗评估和归档中心, 在该中心处对数据进行评估、存储和存档。配备有互联网连接, 治疗医师还可以使用他/她自己的计算机107或者移动电话109执行测量评估并且将信息发送给妈妈和中央计算机。由此, 检测(测量)、显示和测量评估可以在时间和空间上彼此分离。

[0078] 根据本发明的方法、实施该方法的设备和应用该设备实现的系统的最重要的优点在于, 与包括声传感器的已知设备相比, 其允许在怀孕的较早阶段(在最后三个月之前)检查和评估胎儿心脏声音, 并且由于传感器的适当配置以及由串联连接的自相关单元和模糊专家系统提供的信号处理方案, 其允许与已知设备相比更准确和更高灵敏度的胎儿心脏声音监控。与此相关的另一优点是, 其能够在不受医疗监督的情况下、在家中或在远程医疗中实施测试。

[0079] 根据本发明的方法和设备的另一优点在于, 除了测量胎儿心率之外, 还可以检测与其他心脏状况相关的症状。

[0080] 附图标记列表

[0081] 10 声传感器

[0082] 11 壳体

[0083] 12 边缘

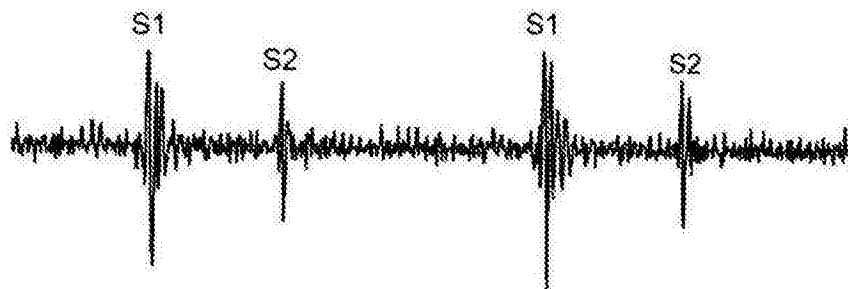
[0084] 13 (第一) 室

[0085] 14 声音传导开口(连接/耦合声音传导开口)

[0086] 15 开口(用于衰减的压力均衡孔)

[0087] 16 室(第二)

- [0088] 17 机电声换能器(声传感器)
- [0089] 18 开口(均衡)、压力均衡孔
- [0090] 19 室(第三),平衡
- [0091] 20 可编程放大器和滤波器单元
- [0092] 22 放大器(模拟、可调节增益)
- [0093] 23 滤波器(模拟)
- [0094] 24 A/D转换器
- [0095] 25 滤波器(可编程的数字的)
- [0096] 26 存储器(中间MEM1)
- [0097] 30 自相关单元
- [0098] 31 延迟电路
- [0099] 33 乘法器电路
- [0100] 35 积分器
- [0101] 40 模糊专家系统(逻辑)
- [0102] 41 参数归一化单元
- [0103] 43 模糊化单元
- [0104] 45 模糊推理系统(逻辑)
- [0105] 47 知识库模块
- [0106] 49 去模糊化接口(模块)
- [0107] 50 存储器(输入/输出MEM3)
- [0108] 60 存储器(控制MEM2)
- [0109] 70 声展示单元
- [0110] 80 调制解调器
- [0111] 90 外部数据输入
- [0112] 100 设备
- [0113] 105 中央计算机(医疗评估和归档)
- [0114] 107 计算机(治疗医师的)
- [0115] 109 移动电话(治疗医师的)



胎儿心脏声音的声信号

图1

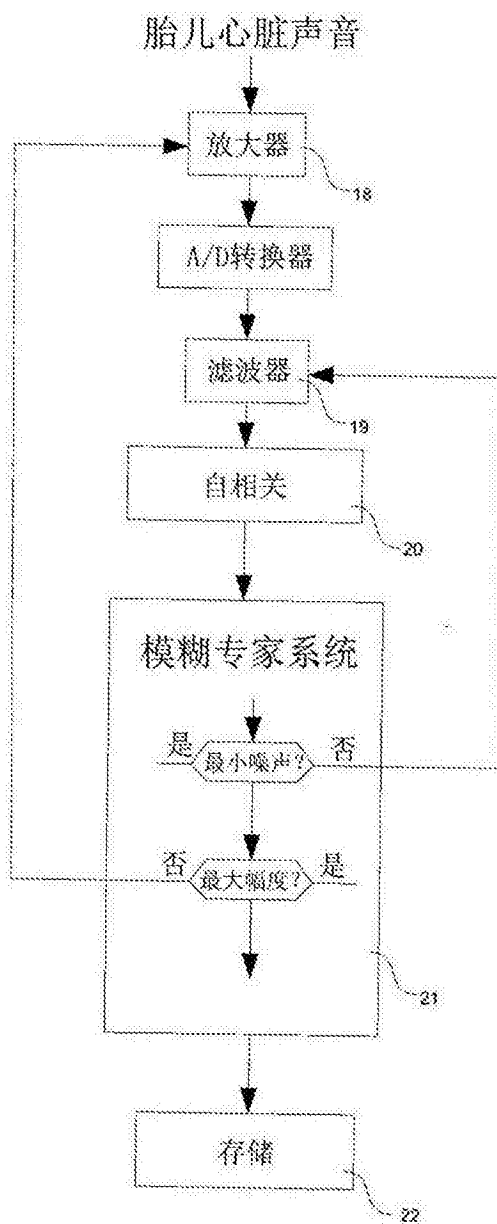


图2

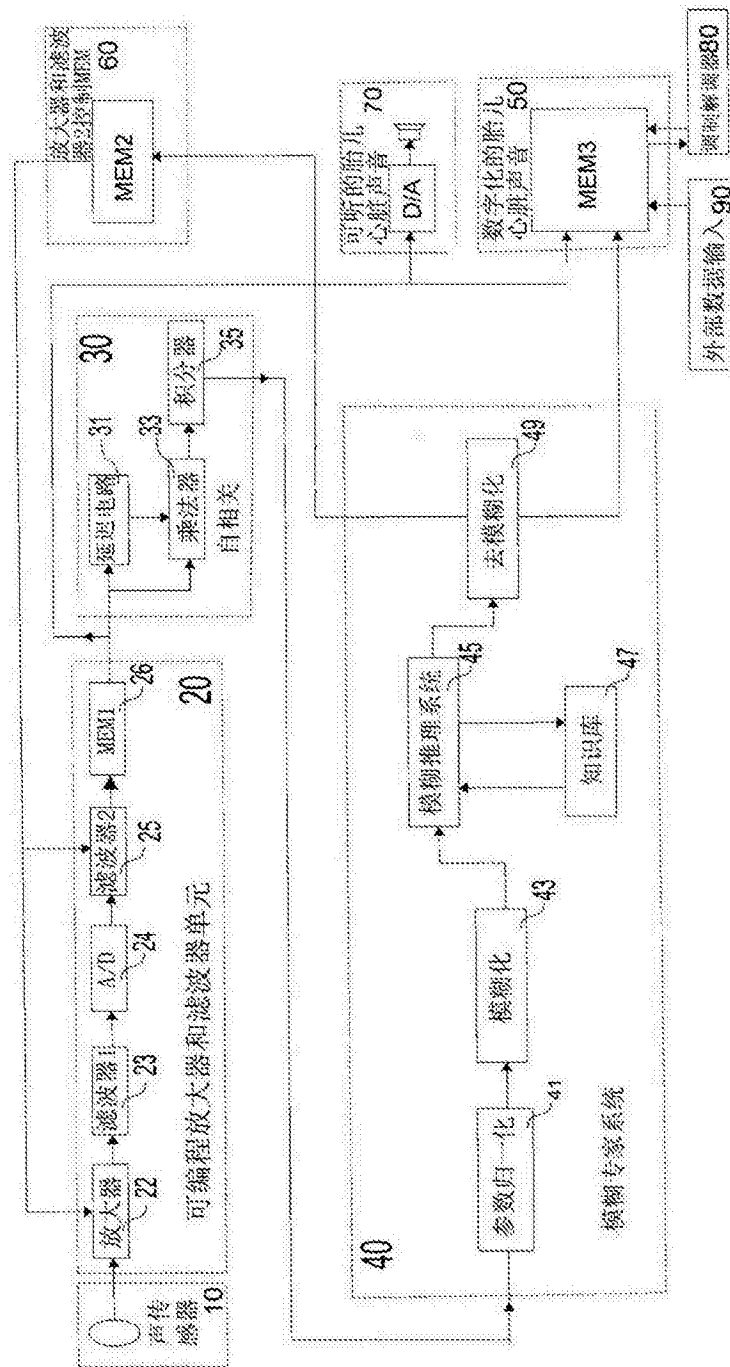


图3

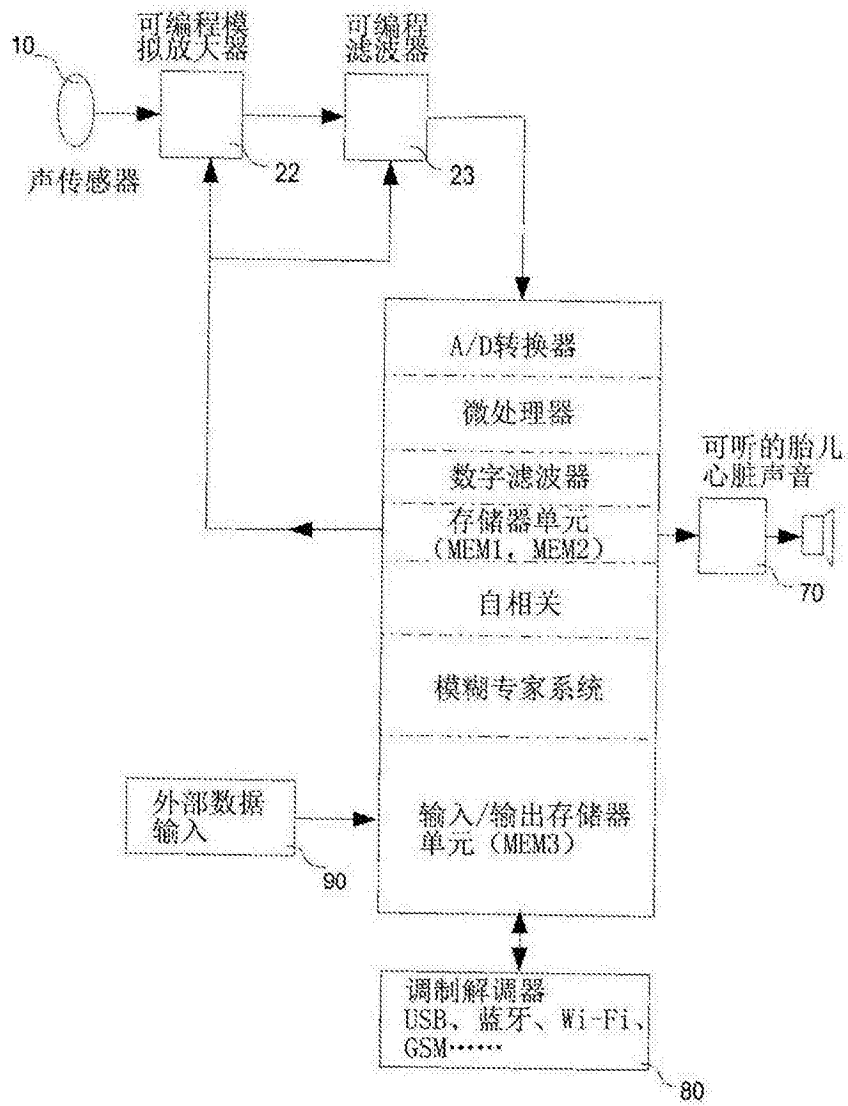


图4

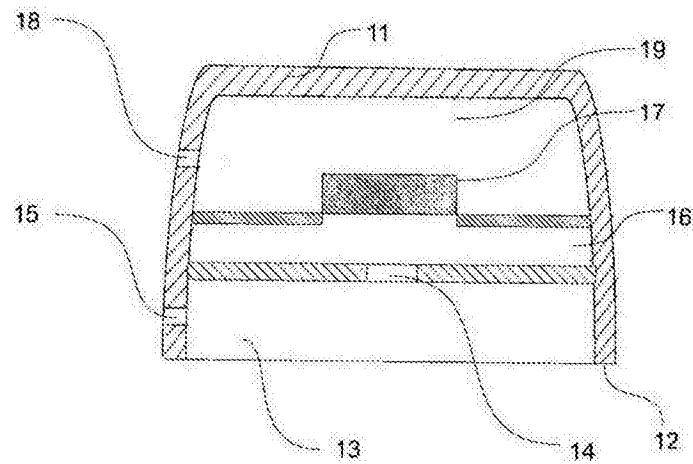


图5

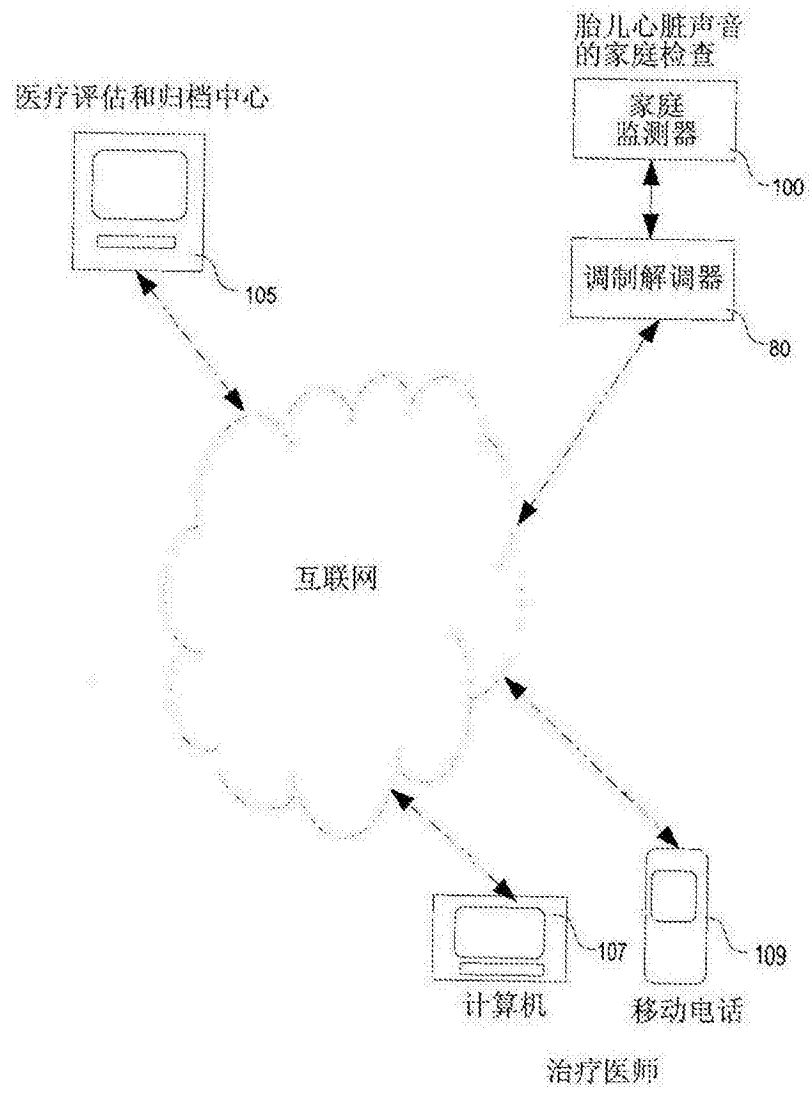


图6

专利名称(译)	通过无源感测确定胎儿心脏声音的方法和设备及检查胎儿心脏功能的系统		
公开(公告)号	CN106793996A	公开(公告)日	2017-05-31
申请号	CN201680002952.4	申请日	2016-06-23
[标]申请(专利权)人(译)	培它沃莫诺克商业管理有限公司		
申请(专利权)人(译)	培它沃莫诺克商业管理有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	培它沃莫诺克商业管理有限公司		
[标]发明人	伊姆雷鲍尔托什 伊姆雷尤哈斯 亚诺什卡尔迪 尚多尔谢雷什 伊什特万塞凯伊 米科洛什托罗克		
发明人	伊姆雷·鲍尔托什 伊姆雷·尤哈斯 亚诺什·卡尔迪 尚多尔·谢雷什 伊什特万·塞凯伊 米科洛什·托罗克		
IPC分类号	A61B7/00 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0002 A61B5/7264 A61B7/00 A61B2503/02		
代理人(译)	杨勇 李洁		
优先权	2015000298 2015-06-25 HU		
其他公开文献	CN106793996B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在根据本发明的方法中，将通过无源声传感器(10)从母亲腹壁获得的心音描记信号通过可编程放大器和滤波器单元(20)进行预滤波、放大、数字化、数字滤波，存储在中间存储器中，并且通过自相关单元(30)以预定大小的时间窗执行自相关。将作为自相关的结果的所获得的信号馈送到模糊专家系统(40)的输入端，其中由模糊专家系统(40)确定信号的局部最大值、局部最大值的时间位置和局部最大值的时间位置的变化，并且将确定出的那些应用为模糊专家系统的输入参数或信号，利用存储在知识库中的决策逻辑的模糊规则集合和在生物学上能预期的数据将它们分类到概率组中，并进行评估。

