



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108451498 A

(43)申请公布日 2018.08.28

(21)申请号 201710090859.X

(22)申请日 2017.02.20

(71)申请人 深圳市和来科技有限公司

地址 518000 广东省深圳市龙岗区锦龙大道2号精华中工业园6栋501

(72)发明人 熊毅 刘成 陈仕欢

(74)专利代理机构 深圳卓正专利代理事务所
(普通合伙) 44388

代理人 吴思莹

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

A61B 7/04(2006.01)

权利要求书2页 说明书6页 附图4页

(54)发明名称

一种胎儿先天性心脏病的心音分析及方法

(57)摘要

本发明公开了一种胎儿先天性心脏病的心音分析及系统。该方法包括以下步骤:S1:获取胎儿心音数字信号;S2:对所述心音数字信号进行预处理,得到数字音频信号;S3:对经过所述预处理后的数字音频信号进行频域处理,获得胎儿心音的频率分布特性、幅频特性以及功率谱估计,得到病理判断数据;S4:将所述的病理判断数据,通过心率、心音曲线或胎心状态图显示。本发明的胎儿先天性心脏病的心音分析及系统,能够为医学工作者提供准确的、无创的、廉价的、低成本的、无风险的判断依据;有助于提高新生儿的成活率和健康水平,有利于先心病孕期筛查的普及。

S1: 获取胎儿心音数字信号;

S2: 对所述心音数字信号进行预处理, 得到数字音频信号;

S3: 对经过所述预处理后的数字音频信号进行频域处理, 获得胎儿心音的频率分布特性、幅频特性以及功率谱估计, 得到病理判断数据;

S4: 将所述的病理判断数据, 通过心率、心音曲线和胎心状态图显示。

1. 一种胎儿先天性心脏病的心音分析方法,其特征在于,该方法包括以下步骤:

S1:获取胎儿心音数字信号;

S2:对所述心音数字信号进行预处理,得到数字音频信号;

S3:对经过所述预处理后的数字音频信号进行频域处理,获得胎儿心音的频率分布特性、幅频特性以及功率谱估计,得到病理判断数据;

S4:将所述的病理判断数据,通过心率、心音曲线或胎心状态图显示。

2. 根据权利要求1所述的胎儿先天性心脏病的心音分析方法,其特征在于,在步骤S3中,获得胎儿心音的频率分布特性、幅频特性以及功率谱估计后,通过提取各阶段心音特征和功率谱,得到病理判断数据。

3. 根据权利要求1所述的胎儿先天性心脏病的心音分析方法,其特征在于,在步骤S2中,对心音数字信号进行预处理,包括对胎儿的心音数字信号进行放大、FIR滤波、A/D数据转换处理,得到数字音频信号。

4. 根据权利要求1或2所述的胎儿先天性心脏病的心音分析方法,其特征在于,在步骤S3中,对数字音频信号进行数据处理,包括对数字音频信号进行FFT处理、功率谱估计,得到病理判断数据。

5. 根据权利要求1或2所述的胎儿先天性心脏病的心音分析方法,其特征在于,在所述步骤S2中,对获取的胎儿心音数字信号进行最小均方误差线性FIR滤波,针对胎儿心音数字信号的频率特性,采用低通滤波,心音信号采样频率2~3KHz,滤波器截止频率0.8~1KHz。

6. 根据权利要求1所述的胎儿先天性心脏病的心音分析方法,其特征在于,在所述步骤S3中,对数字音频信号进行实时时间抽取法FFT,按公式(7)进行FFT复数运算处理:

$$F(m) = \sum_{n=0}^{N-1} f(n) e^{-j\left(\frac{2n}{N}\right)mn} \quad (7)$$

其中, $f(n)$ 是时域滤波后的时间样本值, e 为指数函数, $n=0,1,2\cdots,255$; $m=0,1,2\cdots, N-1$, $N=256$;通过FFT复数运算处理,得到胎儿心音信号的256点频域复数的处理结果,即 $R(n)$ 、 $I(n)$;

$P(n) = R^2(n) + I^2(n)$,其中, $n=0,1,2\cdots,255$,得到对应的功率谱。

7. 根据权利要求1或所述的胎儿先天性心脏病的心音分析方法,其特征在于,在步骤S3中,对数字音频信号进行FFT处理后,按公式(8)进行功率谱估计:

$$\lim_{N \rightarrow \infty} \sum_{n=0}^{N-1} [i \sum_{i=0}^{N-1} P(i) P(i-n)] e^{-j\left(\frac{2n}{N}\right)mn} = 0 \quad (8);$$

根据有限心音功率谱样本值序列 $P(n)$,其中, $(0 \leq n \leq N-1)$,计算随机变量 $\{P_n\}$ 的平均估计值;

功率谱样本值序列的平均值为(9)式所示:

$$a_P = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} P(n) \quad (9);$$

功率谱样本值序列的方差为(10)式所示:

$$\varepsilon_P = E[(P(n) - a_P)^2] \quad (10);$$

功率谱样本值序列的自协方差为(11)式所示:

$$r_{xx}(m) = [(P(n) - a_P) (P^*(n+m) - a_P^*)] \quad (11)$$

其中,式(9)、(10)、(11)的参数 a_P 、 ε_P 和 $r_{xx}(m)$ 作为病理判断数据,用来评估胎儿心音的频域的相关特征。

8.一种胎儿先天性心脏病的心音分析系统,其特征在于,所述系统包括:

用于获取胎儿的心音数字信号的胎儿心音数据接收单元;

用于对胎儿心音数据接收单元进行预处理的数据预处理单元;

用于对经过所述数据预处理后的心音信号进行频域处理,获得胎儿心音的频率分布特性、幅频特性以及功率谱估计,得到病理判断数据的数据处理单元;

用于将所述的病理判断数据,通过心率、心音曲线或胎心状态图显示出来的显示单元;

以及用于整个系统的控制和数据计算的主控制单元;

其中,所述胎儿心音数据接收单元、数据预处理单元、数据处理单元以及显示单元依次电连接,所述主控制单元分别与胎儿心音数据接收单元、数据预处理单元、数据处理单元、显示单元电连接。

9.根据权利要求8所述的胎儿先天性心脏病的心音分析系统,其特征在于,所述数据预处理单元包括依次连接的放大器、滤波器和A/D数据转换;所述滤波器为FIR滤波器。

10.根据权利要求8所述的胎儿先天性心脏病的心音分析系统,其特征在于,所述数据处理单元包括依次连接的FFT处理模块以及功率谱估计模块。

一种胎儿先天性心脏病的心音分析系统及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械和数字信号处理技术领域,尤其涉及一种胎儿先天性心脏病的心音分析系统及方法。

背景技术

[0002] 先天性心脏病(简称先心病)是严重影响胎儿、婴儿正常发育的心脏器质性病变,先心病是指在胚胎发育过程中,由于心脏及大血管的形成障碍或发育异常而引起的解剖结构异常,导致胎儿出生后应自动关闭的血流通道,未能闭合的情形或血流通道异常狭窄,从而导致身体各个部位的供血不足,严重影响胎儿的正常发育,甚至夭折。先心病是先天性畸形中最常见的一类,约占各种先天性畸形的28%,并且约占出生活婴的0.4%~1%。

[0003] 目前在胎儿先心病诊断领域里,正在使用的均是较复杂的、较大型的昂贵器械;通过在18-20周孕期检查时,进行四维超声腹外、产道或肠内的检查,以及进行核磁共振的检查,能够看到胎儿是否患有先心病,但是这类检查的灵敏度低,成本高。但是,这类检测所采用的器械在使用上存在较高的风险、操作复杂、不易便携、使用成本过高等缺点,对于普及性筛查很难开展。

发明内容

[0004] 本发明的目的在于针对目前存在的缺陷,提供一种胎儿先天性心脏病的心音分析方法和系统;通过本发明的方法获取胎儿心音信号,在此基础上通过数字信号处理技术,有效地将胎儿心音由于心脏器质性病变所产生的杂音分离出来,然后根据杂音的特性确定心脏的解剖学变异;这种针对胎儿心音信号进行数字信号处理的系统和方法,能够为医学工作者提供准确的、无创的、廉价的、低成本的、无风险的判断依据;有利于先心病孕期筛查的普及。

[0005] 本发明提供一种胎儿先天性心脏病的心音分析方法,该方法包括以下步骤:

[0006] S1:获取胎儿心音数字信号;

[0007] S2:对所述心音数字信号进行预处理,得到数字音频信号;

[0008] S3:对经过所述预处理后的数字音频信号进行频域处理,获得胎儿心音的频率分布特性、幅频特性以及功率谱估计,得到病理判断数据;

[0009] S4:将所述的病理判断数据,通过心率、心音曲线或胎心状态图显示。

[0010] 本发明还提供一种胎儿先天性心脏病的心音分析系统,所述系统包括:用于获取胎儿的心音数字信号的胎儿心音数据接收单元;用于对胎儿心音数据接收单元进行预处理的数据预处理单元;用于对经过所述数据预处理后的心音信号进行频域处理,获得胎儿心音的频率分布特性、幅频特性以及功率谱估计,得到病理判断数据的数据处理单元;用于将所述的病理判断数据,通过心率、心音曲线或胎心状态图显示出来的显示单元;以及用于整个系统的控制和数据计算的主控制单元;其中,所述胎儿心音数据接收单元、数据预处理单元、数据处理单元以及显示单元依次电连接,所述主控制单元分别与胎儿心音数据接收单

元、数据预处理单元、数据处理单元、显示单元电连接。

[0011] 本发明的有益效果:通过本发明的方法获取胎儿心音信号,在此基础上通过数字信号预处理技术,有效地将胎儿心音由于心脏器质性病变所产生的杂音分离出来,然后对经过所述预处理后的数字音频信号进行频域处理,获得胎儿心音的频率分布特性、幅频特性以及功率谱估计,得到病理判断数据;这种针对胎儿心音信号进行数字信号处理的系统和方法,能够为医学工作者提供准确的、无创的、廉价的、低成本的、无风险的判断依据;有助于提高新生儿的成活率和健康水平,有利于先心病孕期筛查的普及。

附图说明

[0012] 下面将结合附图及实施例对本发明作进一步说明,附图中:

[0013] 图1为本发明优选实施例的一种胎儿先天性心脏病的心音分析方法的流程图;

[0014] 图2为本发明优选实施例的一种胎儿先天性心脏病的心音分析系统的功能模块图;

[0015] 图3是通过本发明的胎儿先天性心脏病的心音分析方法的最佳有限冲击响应滤波器的设计图;

[0016] 图4是通过本发明的胎儿先天性心脏病的心音分析方法的最小均方误差线性FIR滤波器的设计图;

[0017] 图5是本发明的实施例1的胎儿先天性心脏病的心音分析方法应用最小均方误差线性FIR滤波前的心音信号图;

[0018] 图6是本发明的实施例1的胎儿先天性心脏病的心音分析方法应用最小均方误差线性FIR滤波后的心音信号图;

[0019] 图7是本发明的实施例2的胎儿先天性心脏病的心音分析方法得到的正常胎儿心音的分布图;

[0020] 图8是本发明的实施例2的胎儿先天性心脏病的心音分析方法得到的疑似房室瓣闭锁不全的胎儿心音的分布图;

[0021] 图9是本发明的实施例3的胎儿先天性心脏病的心音分析方法在进行频域处理前的胎儿心音的分布图;

[0022] 图10是本发明的实施例3的胎儿先天性心脏病的心音分析方法在进行频域处理后的胎儿心音的分布图。

具体实施方式

[0023] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图及实施例,对本发明进行进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0024] 参阅图1及图2,本发明优选实施例提供了一种胎儿先天性心脏病的心音分析系统,所述分析系统包括依次连接的胎儿心音数据接收单元1、数据预处理单元2、数据处理单元3以及显示单元4。其中,胎儿心音数据接收单元1,放置孕妇下腹处,用于采集胎儿的心音信号。数据预处理单元2对胎儿心音数据接收单元1获取到的胎儿心音信号进行放大、滤波和A/D数据转换,然后通过无线传输将胎儿心音的数字音频信号传送至数据处理单元3。所

述数据预处理单元2包括放大器、滤波器和A/D数据转换,分别用于对胎儿心音数据接收单元1获取到的胎儿心音信号进行放大、滤波和A/D数据转换;优选地,所述滤波器采用FIR滤波器21,对胎儿心音信号进行最小均方误差线性FIR滤波。数据处理单元3,将无线接收到的数字音频信号进行处理,包括通过FFT处理模块31以及功率谱估计模块32进行FFT处理、功率谱估计等处理,得到病理判断数据;最终将处理结果送至显示单元4。所述分析系统还包括主控制单元5,所述主控制单元5分别与胎儿心音数据接收单元1、数据预处理单元2、数据处理单元3、显示单元4电连接,用于控制这些模块作用,并将经过功率谱估计模块32得到的病理判断数据,通过心率、心音曲线或胎心状态图在显示单元4显示出来。所述主控制单元5用于实现整个系统的控制和数据计算,并具有分析和绘图功能,具有这些功能的设备均可用于本发明,例如可以为本领域中常用的数字信号处理器、电脑主机等,其安装的软件程序、数据运算程序以及绘图程序可由本领域技术人员根据现有技术实现。

[0025] 参见图1,本发明优选实施例提供了一种胎儿先天性心脏病的心音分析方法,其包括以下步骤:

[0026] S1:获取胎儿心音数字信号;在本实施例中,采用胎儿心音数据接收单元1,放置孕妇下腹处,用于采集胎儿的心音数字信号。

[0027] 优选地,通过红外光电传感技术在孕妇的下腹处采集心音数字信号。具体地,在孕妇的下腹处放置心音数字信号传感器,通过心音数字信号传感器发送红外光作为探测光,并接受探测光的反射光,通过反射光获取心音信号,以采集胎儿的心音信号。所述红外光电传感技术可采用本领域技术人员所知的红外光电传感技术,当然其它能够采集心音信号的现有技术也可以用于本发明。

[0028] S2:对获取到的所述心音数字信号进行预处理,得到数字音频信号;因为胎儿心音的获取时通常含有来自母体的干扰和测量系统本身的噪声,这些对正确地进行胎儿心音分析会带来一定的影响,因而需要对获取到的所述心音数字信号进行预处理。在本步骤中,对心音数字信号进行预处理,包括对胎儿的心音数字信号进行放大、FIR滤波、A/D数据转换处理,得到数字音频信号。

[0029] 因而,对采集的胎儿心音进行净化是本发明处理的第一个环节;采用的是自适应线性滤波器。对所采集的数字胎儿心音信号进行最小均方误差线性FIR滤波,以期得到较好的真实心音信号,即净化。针对心音频率特性,采用FIR低通滤波,心音信号采样频率2~3KHz,滤波器截止频率0.8~1KHz。

[0030] 具体地,在实际心音获取时只有一路传感器,所以通过延迟数字心音信号作为线性预测期望值的时间样本值。 $X(n)$ 为心音的采样时间样本值。 N 为数字胎儿心音信号的序列长度。考虑到系统的实时性和计算方便这里 $M=5$, M 称为线性均方误差估计器阶数。

$$[0031] \quad y(n) = x(n) \quad 0 \leq n \leq N \quad (1)$$

$$[0032] \quad x_k(n) = x(n+1-k) \quad 1 \leq k \leq M \quad (2)$$

[0033] 因为线性预测中,期望响应和心音的采样是同一信号的时间样本值,所以式(1)为心音的采样时间序列,即线性预测的期望响应;式(2)为延迟后的采样时间序列。

[0034] 本发明采用线性均方误差估计器,例如(3)式,是一种可操作性强、易于数学计算的方法。

$$[0035] \quad Y(n) = \sum_{k=1}^M c_k(n) x_k(n) \quad (3)$$

[0036] 通过对系数 $c_k(n)$ 的确定,使得(5)式最小,(4)式 $\varepsilon(n)$ 为误差信号。

$$[0037] \quad \varepsilon(n) = y(n) - Y(n) \quad (4)$$

$$[0038] \quad P(n) = E\{|\varepsilon(n)|^2\} \quad (5)$$

[0039] 通过正定矩阵理论,可以计算得到 $c_k(n)$ 的值。

[0040] 将上述的结果应用到最佳FIR(有限冲击响应滤波器)设计中,如图3所示。

[0041] FIR滤波器的输出形式由下式(6)确定。

$$[0042] \quad f(n) = \sum_{k=1}^M h_k(n) x(n-k+1) \quad (6)$$

[0043] 这里系数 $h_k(n)$ 表示FIR滤波器的脉冲响应。由以上正定矩阵理论求解方程组,得到最佳的系数 $c_k(n)$ 。并且,这里 $h_k(n) = c_k(n)$,最小均方误差线性FIR滤波器,如图4所示。

[0044] 当然其它能够对心音信号进行净化处理的现有技术也可以用于本发明。但是本发明采用的自适应滤波器,不同于传统滤波器预先要知道信号的频谱分布,而只需要知道采样信号的样本值。这种自适应滤波是根据采样信号的样本值,在样本值统计特性优化的前提下的滤波器。

[0045] 采用以上滤波后的胎儿心音数据,保留了胎儿心音的自身的频率特征,而将母体或者系统自身产生的随机干扰进行了净化。为下面分析提供在最小均方误差下的最佳信号。

[0046] S3:对经过所述预处理后的数字音频信号进行频域处理,获得胎儿心音的频率分布特性、幅频特性以及功率谱估计,得到病理判断数据;

[0047] 具体地,在本步骤S3中,对数字音频信号进行数据处理,包括对数字音频信号进行FFT处理、功率谱估计,得到病理判断数据。

[0048] 其中,FFT(快速傅里叶变换)作为时频转换的数学工具,它的主要作用就是解决信号在时域上无法获得的信息。从而解决在各种工程上的实际问题。

[0049] 通过上述FIR滤波处理得到时域滤波后的时间样本值 $f(n)$,对 $f(n)$ 通过FFT式(7)进行频域处理,这里采用时间抽取512点FFT变换。

$$[0050] \quad F(m) = \sum_{n=0}^{N-1} f(n) e^{-j\left(\frac{2\pi}{N}\right)mn} \quad (7)$$

[0051] 其中, $f(n)$ 是时域滤波后的时间样本值, e 为指数函数, $n=0,1,2,\dots,255$; $m=0,1,2,\dots,N-1$, $N=256$;通过FFT复数运算处理,因为FFT运算结果是镜像对称的,得到胎儿心音信号的256点频域复数的处理结果,即 $R(n)$ 、 $I(n)$;对 $R(n)$ 、 $I(n)$ 进行 $P(n) = R^2(n) + I^2(n)$ 计算, $n=0,1,2,\dots,255$,得到对应的功率谱。为了降低进行FFT处理时,时域数据截断产生频率泄漏效应和分辨率损失,可以根据实际情况对时域胎儿心音信号进行加窗处理。本领域中常用的加窗处理方法为三角窗、汉宁窗、海明窗、高斯窗等。

[0052] 本发明之所以考虑512点FFT变换,是因为考虑到基于心音的组成特性。一般情况

下心音是由第一心音、第二心音、第三心音和第四心音组成,在时间上它们有时间上的延迟,在频率上它们是频率相当接近的一族音频信号。如果频率分辨率太大,那么可能会产生频谱叠加,造成分析上的误差。由于采样胎儿心音的频率是2KHz,采用512点处理,频率分辨率是 $\Delta F = \frac{1}{N\Delta t}$, ($\Delta t=0.5\text{ms}$ 是采样的时间间隔, $N=512$, ΔF 是频率分辨率), $\Delta F=3.9\text{Hz}$ 。

通过试验这样的频率分辨率,在作为心音分析时是可以接受的。另外,在后续的功率谱估计中,也尽可能的使序列长度N足够大。

[0053] 对于有解剖学变异的胎儿心脏,造成流经心脏的血液因狭窄、闭锁不全、缺损等因素不能按正常方向流动,从而导致血液流经这些部位时产生非正常振动,这些振动就是产生病理性胎儿心音的原因。病理性胎儿心音在孕期使用胎儿心音听诊或对其进行时域分析处理,很难提取明显的特征,做出正确的判断。本案通过FFT处理将胎儿心音的时域信号转换为频域信号后,对其频域信号的频率分布和幅频特性做进一步分析和统计意义下的特征提取,这样能够检测到血液流经心脏时振动所产生的细小动态变化,而这些振动产生是具有随机性的,在时域上的把握是非常困难的,而借助频域数据可以比较方便的进行频谱、能量和统计学特性估计等参数的对比。这是胎儿心脏是否存在器质性病变的分析基础,并且可为胎儿在胚胎发育期心脏自身的正常房或室间隔缺损做出可靠地鉴别依据。

[0054] 本案中,功率谱估计作为在胎儿心音分析的估计理论使用过程中,是将频域功率谱序列 $P(n)$ 作为一个随机序列处理。这里发明人仍然假定心音信号的功率谱序列 $P(n)$ 是一个线性平稳随机过程。即(8)式等于0:

$$[0055] \quad \lim_{N \rightarrow \infty} \sum_{n=0}^{N-1} [i \sum_{i=0}^{N-1} P(i)P(i-n)] e^{-j(\frac{2n}{N})mn} = 0 \quad (8)$$

[0056] 根据一个有限心音功率谱样本值序列 $P(n)$, ($0 \leq n \leq N-1$) 计算随机变量 $\{P_n\}$ 的平均估计值。以评估胎儿心音的功率谱数据由于不同的心脏解剖学变异,功率谱在频域的统计学特征。

[0057] 如果N足够大,功率谱样本值序列的平均值为(9)式所示。

$$[0058] \quad a_P = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} P(n) \quad (9)$$

[0059] 功率谱样本值序列的方差为(10)式所示。

$$[0060] \quad \varepsilon_P = E[(P(n) - a_P)^2] \quad (10)$$

[0061] 功率谱样本值序列的自协方差(自相关函数)为(11)式所示。

$$[0062] \quad r_{xx}(m) = [(P(n) - a_P)(P^*(n+m) - a_P^*)] \quad (11)$$

[0063] 这些参数均可以作为我们估计使用,用来评估胎儿心音的频域的相关特征。尤其对第一心音和第二心音的相关特征的分析(对于第三心音和第四心音较难判断),对判断胎儿心脏的先天性器质性病变有着非常重要的意义。正常情况下,因为胎儿的心肌组织比较柔软,所以由此振动产生的心音频率也较成人低,但胎儿的心率较成人高很多,这是胎儿心音的重要特征。而相对于第一心音和第二心音讲,因为第一心音是心室收缩音,这时伴随着二尖瓣、三尖瓣的闭合、主动脉瓣开放和血液快速流动至主动脉,所产生的心音频率较高、

能量较大,但持续时间较短。第二心音是心室的舒张音,这时伴随着二尖瓣、三尖瓣的开放和心房的收缩,因为血流速度较低,所以产生的心音频率也较低、能量也较小,但持续时间较长。

[0064] 根据实验,对于患有先天心脏器质性病变的胎儿,根据其心音信号在频域上的频谱和能量分布特征以及具有统计学意义的评估算子所得到的结果,与上述正常情况下得到的结果则完全不同。而不同的心脏解剖学变异导致的频域上和评估算子的变化也不相同,这就为我们筛查和鉴别胎儿可能存在先心病和先心病的种类提供了判断依据。

[0065] 在实际应用(9)、(10)、(11)参数时,因为它们代表的是统计意义下的特征,它们反映了胎儿先心病不同解剖学性病变的统计学特点。 a_P 平均值反映了能量的平均水平,比如,在应用实例b中, a_P 在具有疑似房室瓣闭锁不全(图8)的病例值要高得多,这意味着心音存在着能量较高的杂音,而且 ε_P 方差值也比较大,这说明在高频部分能量分布比较集中,结合图8分析,疑似房室瓣闭锁不全。

[0066] 以下将通过实施例对本发明作进一步详细地描述。

[0067] 实施例1

[0068] 参阅图5及图6,应用最小均方误差线性FIR滤波前后的心音信号对比,图5是滤波前的心音信号,图6是滤波后的心音信号;从图5和图6的对比可以看出,图6对心音信号进行净化处理,保留了胎儿心音的自身的频率特征,提供在最小均方误差下的最佳信号。

[0069] 实施例2

[0070] 参阅图7及图8,胎儿心音在频域的功率谱能量的分布,对经过所述预处理后的数字音频信号进行频域处理,获得胎儿心音的频率分布特性、幅频特性以及功率谱估计,图7为正常胎儿心音的分布图;图8为疑似房室瓣闭锁不全的胎儿心音的分布图。由此可知通过数字音频信号进行频域处理,获得胎儿心音的频率分布特性、幅频特性以及功率谱估计,可以用于分别正常和不正常的胎儿心音;有利于先心病孕期筛查。

[0071] 实施例3

[0072] 参阅图9及图10,分别为胎儿心音在时域和频域的对比图,检测对象是疑似患有房室间隔狭窄的胎儿。图9是胎儿心音滤波后的时域波形,如果单纯用听诊或时域分析很难提供更多的信息,做出正确判断的依据。图10是时域波形对应的频域的频谱图,胎儿心音的频谱反映了当血液流经房室通道时,因为通道狭窄造成血液流速加快与心室壁和房室瓣的撞击形成涡流,从而频谱上反映出了丰富的谐波分量;充分说明对数字音频信号进行频域处理,更有利于先心病的孕期筛查。

[0073] 综上所述,通过本发明的方法获取胎儿心音信号,在此基础上通过数字信号预处理技术,有效地将胎儿心音由于心脏器质性病变所产生的杂音分离出来,然后对经过所述预处理后的数字音频信号进行频域处理,获得胎儿心音的频率分布特性、幅频特性以及功率谱估计,得到病理判断数据;这种针对胎儿心音信号进行数字信号处理的系统和方法,能够为医学工作者提供准确的、无创的、廉价的、低成本的、无风险的判断依据;有助于提高新生儿的成活率和健康水平,有利于先心病孕期筛查的普及。

[0074] 应当理解的是,对本领域普通技术人员来说,可以根据上述说明加以改进或变换,所有这些改进和变换都应属于本发明所附权利要求的保护范围。

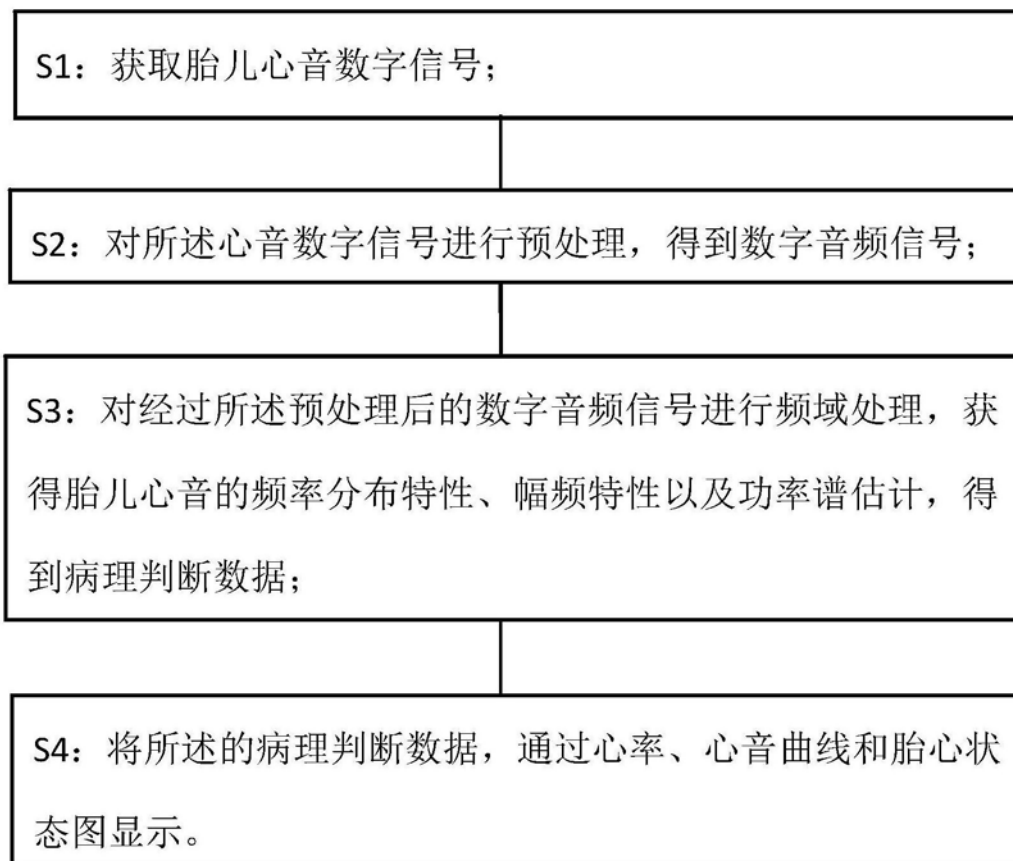


图1

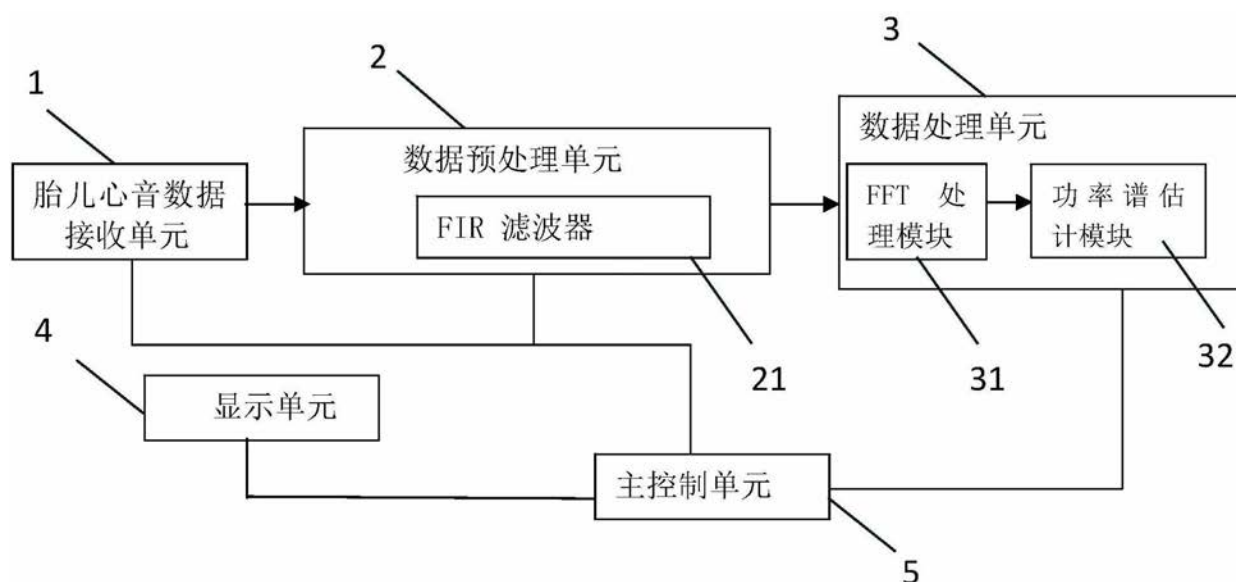


图2

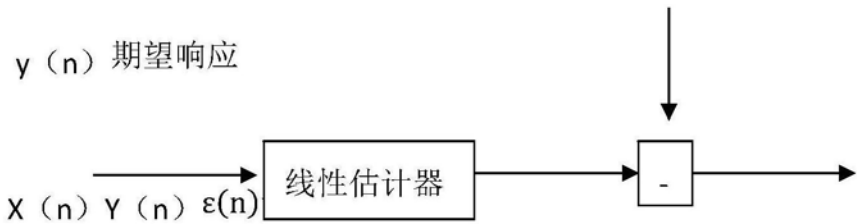


图3

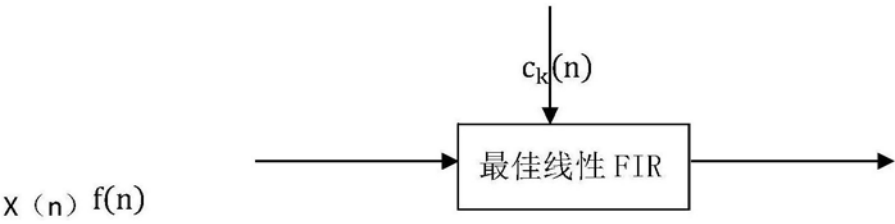


图4

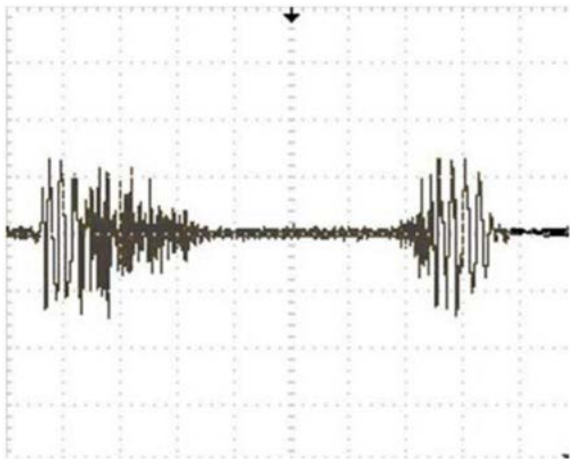


图5

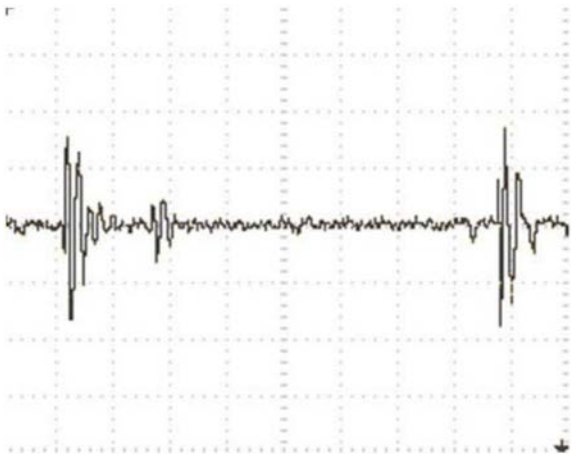


图6

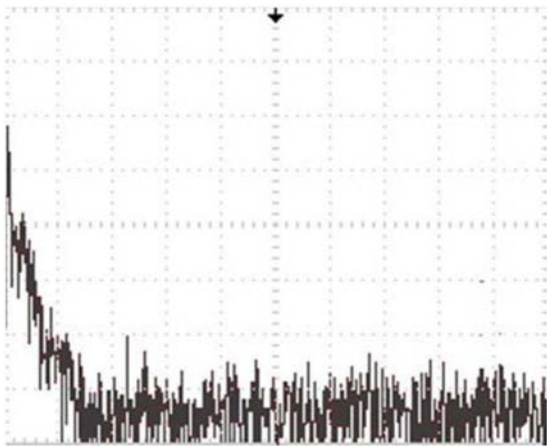


图7

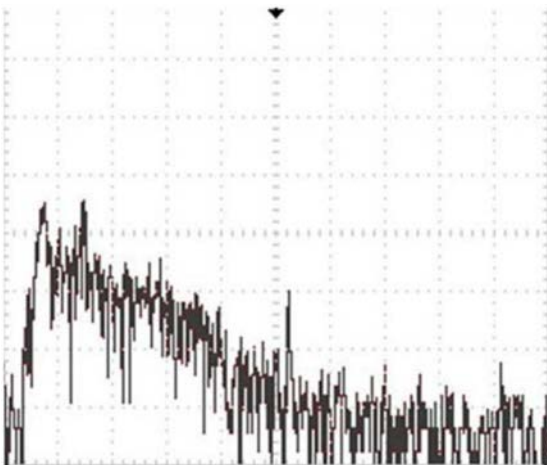


图8

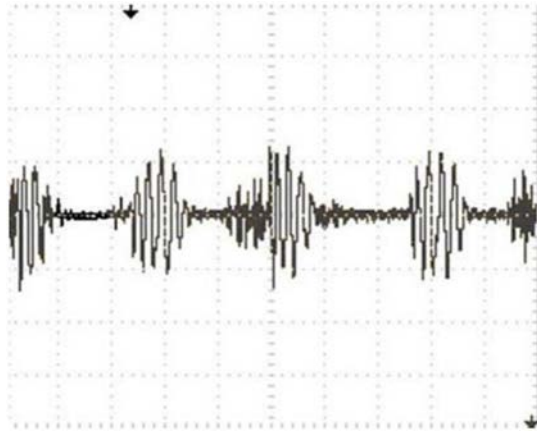


图9

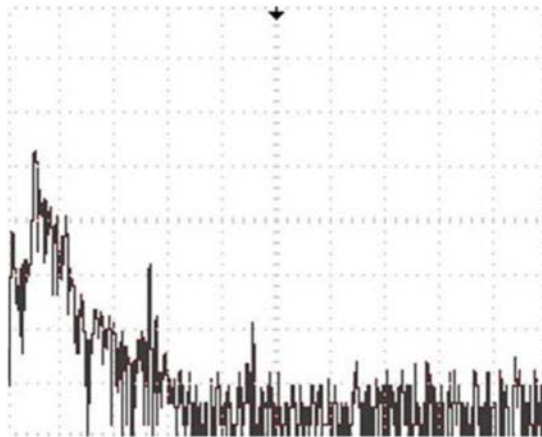


图10

专利名称(译)	一种胎儿先天性心脏病的心音分析及方法		
公开(公告)号	CN108451498A	公开(公告)日	2018-08-28
申请号	CN2017110090859.X	申请日	2017-02-20
[标]申请(专利权)人(译)	深圳市和来科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳市和来科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳市和来科技有限公司		
[标]发明人	熊毅 刘成 陈仕欢		
发明人	熊毅 刘成 陈仕欢		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/024 A61B7/04		
CPC分类号	A61B5/024 A61B5/4362 A61B5/7203 A61B5/7235 A61B5/725 A61B5/7257 A61B7/04 A61B2503/02		
代理人(译)	吴思莹		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种胎儿先天性心脏病的心音分析方法及系统。该方法包括以下步骤：S1：获取胎儿心音数字信号；S2：对所述心音数字信号进行预处理，得到数字音频信号；S3：对经过所述预处理后的数字音频信号进行频域处理，获得胎儿心音的频率分布特性、幅频特性以及功率谱估计，得到病理判断数据；S4：将所述的病理判断数据，通过心率、心音曲线或胎心状态图显示。本发明的胎儿先天性心脏病的心音分析方法及系统，能够为医学工作者提供准确的、无创的、廉价的、低成本的、无风险的判断依据；有助于提高新生儿的成活率和健康水平，有利于先心病孕期筛查的普及。

S1：获取胎儿心音数字信号；

S2：对所述心音数字信号进行预处理，得到数字音频信号；

S3：对经过所述预处理后的数字音频信号进行频域处理，获得胎儿心音的频率分布特性、幅频特性以及功率谱估计，得到病理判断数据；

S4：将所述的病理判断数据，通过心率、心音曲线和胎心状态图显示。