



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110720905 B

(45) 授权公告日 2021.10.15

(21) 申请号 201910894921.X

(22) 申请日 2019.09.20

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 110720905 A

(43) 申请公布日 2020.01.24

(73) 专利权人 中南大学
地址 410083 湖南省长沙市麓山南路932号

(72) 发明人 唐四元 唐颖 孙玫

(74) 专利代理机构 广州嘉权专利商标事务所有
限公司 44205

代理人 肖云

(51) Int. Cl.
A61B 5/344 (2021.01)
A61B 5/00 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 103263262 A, 2013.08.28

CN 110051336 A, 2019.07.26

CN 107468232 A, 2017.12.15

CN 105997095 A, 2016.10.12

CN 110101378 A, 2019.08.09

CN 106983508 A, 2017.07.28

审查员 郭小斑

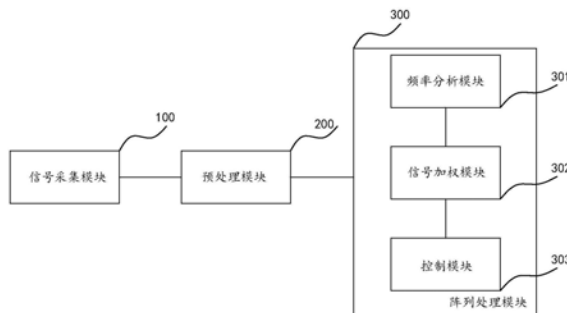
权利要求书1页 说明书3页 附图1页

(54) 发明名称

一种基于阵列处理的胎儿心电信号干扰抑制系统

(57) 摘要

本发明提供了一种基于阵列处理的胎儿心电信号干扰抑制系统,包括:信号采集模块、预处理模块以及阵列处理模块;阵列处理模块包括频率分析模块、信号加权模块以及控制模块。本系统通过将每一路母体腹壁心电信号与相应权值相乘后累加得到处理后的心电信号,同时权值可以根据采集的每一路母体腹壁心电信号来进行动态调整,处理后的心电信号中的胎儿心电信号部分得到增强,母体心电信号部分得到削弱,将有利于后续对胎儿心电信号的进一步研究。



1. 一种基于阵列处理的胎儿心电信号干扰抑制系统,其特征在于,包括:信号采集模块、预处理模块以及阵列处理模块;

所述信号采集模块包括若干个相互独立的传感器,其中一个传感器用于采集母体心脏壁心电信号并发送至所述预处理模块中,剩余传感器用于采集母体腹壁心电信号并发送至所述预处理模块中;

所述预处理模块用于对传感器所采集的所述母体心脏壁心电信号以及每一路所述母体腹壁心电信号分别进行预处理,所述预处理包括放大信号处理以及A/D转换处理;

所述阵列处理模块包括频率分析模块、信号加权模块以及控制模块,所述频率分析模块用于对所述母体心脏壁心电信号以及每一路所述母体腹壁心电信号进行频率分析,以获取所述母体心脏壁心电信号最大值对应的频点,以及每一路所述母体腹壁心电信号进行傅里叶序列变换后所述频点的对应值;所述信号加权模块用于将经过频率分析之后的每一路所述母体腹壁心电信号进行加权处理,所述加权处理具体包括通过所述频点的对应值确定复数权值,再将每一路所述母体腹壁心电信号与相对应的所述复数权值相乘后进行累加求和,并输出处理后的心电信号;所述控制模块用于动态调整所述复数权值。

一种基于阵列处理的胎儿心电信号干扰抑制系统

技术领域

[0001] 本发明涉及心电信号数据处理技术领域,特别是涉及一种基于阵列处理的胎儿心电信号干扰抑制系统。

背景技术

[0002] 胎儿心电信号(FECG)是一种产生于胎儿心脏搏动,经子宫向外传导,并能在孕妇腹壁检测到的生理电信号。FECG可以反映胎儿心脏的电生理活动,同时也反映了胎儿在子宫内的健康水平,可作为认知和诊断胎儿心脏问题的重要工具。记录心脏电信号的胎儿心电图被广泛认为比传统的超声检测方法包含更多的心脏缺陷信息。

[0003] 目前,提取FECG的方法主要有两种:侵入式法和非侵入式法。侵入式法通过记录电极在胎膜破水后直接与胎儿皮肤或者头皮接触获得胎儿心电信号,该方法所采集的胎儿心电信号不受母体的干扰,信号质量较好,但该方法操作难度过大,对时机的要求过高,存在有安全隐患;非侵入式方法通过前端导联系统采集,放大,A/D转换,然后运用信号处理算法提取胎儿心电信号,该方法操作简单,安全系数高,但是该方法采集的心电信号是复杂的混合生理信号,包含了母体心电信号和各种噪声干扰,尤其母体心电信号的幅值远大于胎儿心电,这对胎儿的心电信号产生很强的削弱作用,将影响后续对胎儿心电信号的进一步分析和研究。

发明内容

[0004] 本发明的目的在于至少解决现有技术中存在的技术问题之一,提供了一种基于阵列处理的胎儿心电信号干扰抑制系统。对采集的心电信号进行阵列加权处理,能够增强处理后的心电信号中的胎儿心电信号部分,减弱母体心电信号部分。

[0005] 本发明提供了一种基于阵列处理的胎儿心电信号干扰抑制系统,包括:信号采集模块、预处理模块以及阵列处理模块;

[0006] 所述信号采集模块包括若干个相互独立的传感器,其中一个传感器用于采集母体心脏壁心电信号并发送至所述预处理模块中,剩余传感器用于采集母体腹壁心电信号并发送至所述预处理模块中;

[0007] 所述预处理模块用于对传感器所采集的所述母体心脏壁心电信号以及每一路所述母体腹壁心电信号分别进行预处理,所述预处理包括放大信号处理以及A/D转换处理;

[0008] 所述阵列处理模块包括频率分析模块、信号加权模块以及控制模块,所述频率分析模块用于对所述母体心脏壁心电信号以及每一路所述母体腹壁心电信号进行频率分析;所述信号加权模块用于将经过频率分析之后的每一路所述母体腹壁心电信号进行加权处理,所述加权处理具体包括将每一路所述母体腹壁心电信号与相对应的权值相乘后进行累加求和,并输出处理后的心电信号;所述控制模块用于动态调整所述权值。

[0009] 本发明提供的一种基于阵列处理的胎儿心电信号干扰抑制系统,至少具有以下有益效果:

[0010] 本系统通过将每一路母体腹壁心电信号与相应权值相乘后累加得到处理后的心电信号,同时权值可以根据采集的每一路母体腹壁心电信号来进行动态调整,处理后的心电信号中的胎儿心电信号部分得到增强,母体心电信号部分得到削弱,将有利于后续对胎儿心电信号的进一步研究。

附图说明

[0011] 下面结合附图和实施例对本发明进一步地说明;

[0012] 图1为本发明实施例所提供的一种基于阵列处理的胎儿心电信号干扰抑制系统的模块框图;

[0013] 图2为本发明实施例所提供的一种基于阵列处理的胎儿心电信号干扰抑制系统的具体实施结构示意图。

具体实施方式

[0014] 本部分将详细描述本发明的具体实施例,本发明之较佳实施例在附图中示出,附图的作用在于用图形补充说明书文字部分的描述,使人能够直观地、形象地理解本发明的每个技术特征和整体技术方案,但其不能理解为对本发明保护范围的限制。

[0015] 参照图1与图2,本发明的一个实施例,提供了一种基于阵列处理的胎儿心电信号干扰抑制系统,包括:信号采集模块100、预处理模块200以及阵列处理模块300;

[0016] 信号采集模块100包括三个相互独立的传感器101,其中一个传感器101用于采集母体心脏壁心电信号并发送至预处理模块200中,剩余两个传感器101用于采集母体腹壁心电信号并发送至预处理模块200中;

[0017] 预处理模块200用于对传感器101所采集的一路母体心脏壁心电信号以及两路母体腹壁心电信号分别进行预处理,预处理包括放大信号处理以及A/D转换处理;

[0018] 阵列处理模块300包括频率分析模块301、信号加权模块302以及控制模块303,频率分析模块301用于对一路母体心脏壁心电信号以及两路母体腹壁心电信号进行频率分析;信号加权模块302用于将经过频率分析之后的两路母体腹壁心电信号进行加权处理,加权处理具体包括将两路母体腹壁心电信号与相对应的权值相乘后进行累加求和,并输出处理后的心电信号;控制模块303用于动态调整权值。

[0019] 在本实施例中,将一个传感器101放于母体心脏处即可采集母体心脏壁心电信号,由于采集的母体心脏壁心电信号的母体心电信号部分远远高于胎儿心电信号部分,胎儿心电信号可以忽略不计,因此采集母体心脏壁心电信号的目的是为了获取母体心电信号的频率;将两个传感器101放于母体腹部处即可采集母体腹壁心电信号;需要理解的是,传感器101可为传统采集心电信号的电极片,放大信号处理可为传统的信号放大芯片,例如芯片ad620或者芯片ad358等,A/D转换处理可为传统的模数转换芯片,例如芯片adc0809或者芯片ad574A等。将采集的三路信号进行预处理之后,频率分析模块301对三路信号进行频率分析,频率分析方法选择为傅里叶变换方法,具体频率分析处理如下:傅里叶变换方法的计算公式如下:
$$X_n(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)e^{-j\frac{2\pi}{N}kn}$$
,其中k取值范围为 $[0, N-1]$,N等于1024,x(n)为传感器101采集的第n路信号,由于母体心脏壁心电信号中的母体心电信号强,因此对上述频域序

列取最大值,得到母体心电信号的频域特征, $Y_0 = \max(X_0(k))$;在本实施例中,对第一路母体心脏壁心电信号 $x(1)$ 进行频率分析得到最大值相应的频点 k_m ,对第二路母体腹壁心电信号 $x(2)$ 进行傅里叶变换序列直接取频点 k_m 处的值 $X_1(k_m)$,同理对第三路母体腹壁心电信号 $x(3)$ 进行傅里叶变换序列直接取频点 k_m 处的值 $X_2(k_m)$ 。将经过频率分析之后的两路母体腹壁心电信号与相应的权值进行加权处理,具体如下,将第二路母体腹壁心电信号 $x(2)$ 与权值 w_1 相乘,将第三路母体腹壁心电信号 $x(3)$ 与权值 w_2 相乘,因此输出的信号 $y = x(2)w_1 + x(3)w_2$,其中,权值 w_1 为复数,复数权值 w_1 的模用来调节信号 $x(2)$ 的幅度,复数权值 w_1 的幅角用来调节信号 $x(2)$ 的相位,权值 w_2 同理。本实施例的权值调整过程如下:令 $w_1X_1(k_m) + w_2X_2(k_m) = 0$,则取 $w_1 = 1, w_2 = -(X_1(k_m))/X_2(k_m)$,控制模块303可以动态调整权值的大小,从而通过不断的相干叠加母体腹壁心电信号 $x(2)$ 与母体腹壁心电信号 $x(3)$ 中的胎儿心电信号部分,不相干叠加母体心电信号部分,使最终输出的心电信号 y 中的胎儿心电信号部分得到增强,母体心电信号部分得到抑制,该心电信号 y 有利于后续对胎儿心电信号的分析 and 处理。可以理解的是,控制模块303中内置MCU,例如STM32F103系列芯片,以实现对整个系统进行控制。

[0020] 以上是对本发明的较佳实施进行了具体说明,但本发明并不局限于上述实施方式,熟悉本领域的技术人员在不违背本发明精神的前提下还可作出种种的等同变形或替换,这些等同的变形或替换均包含在本申请权利要求所限定的范围内。

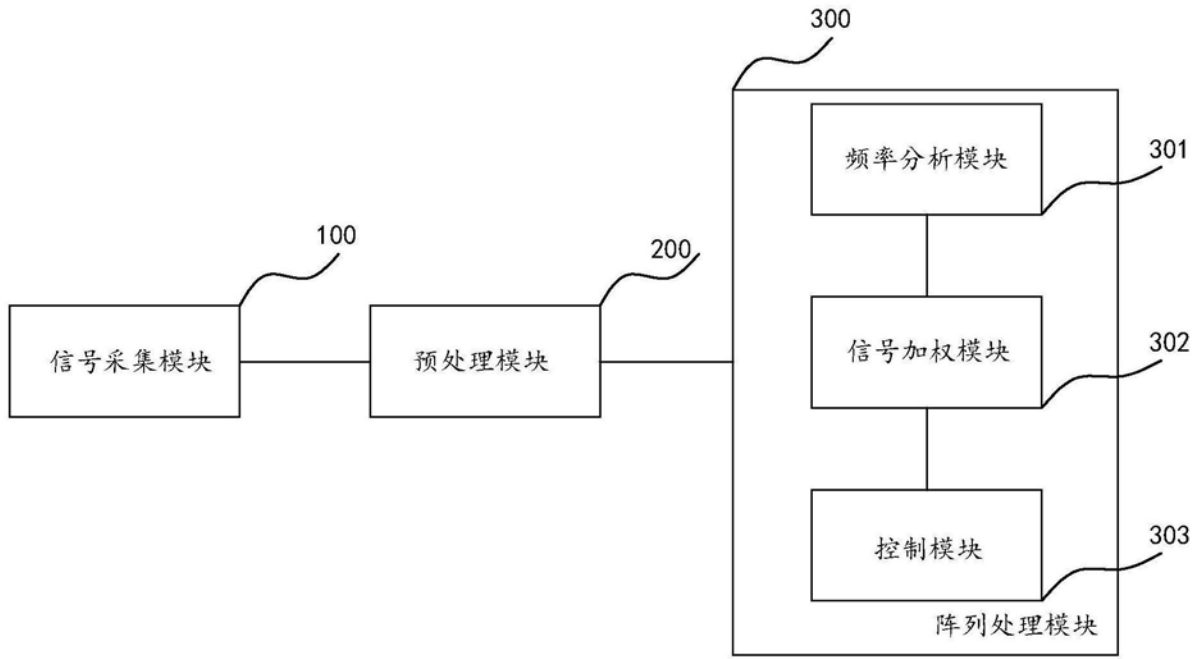


图1

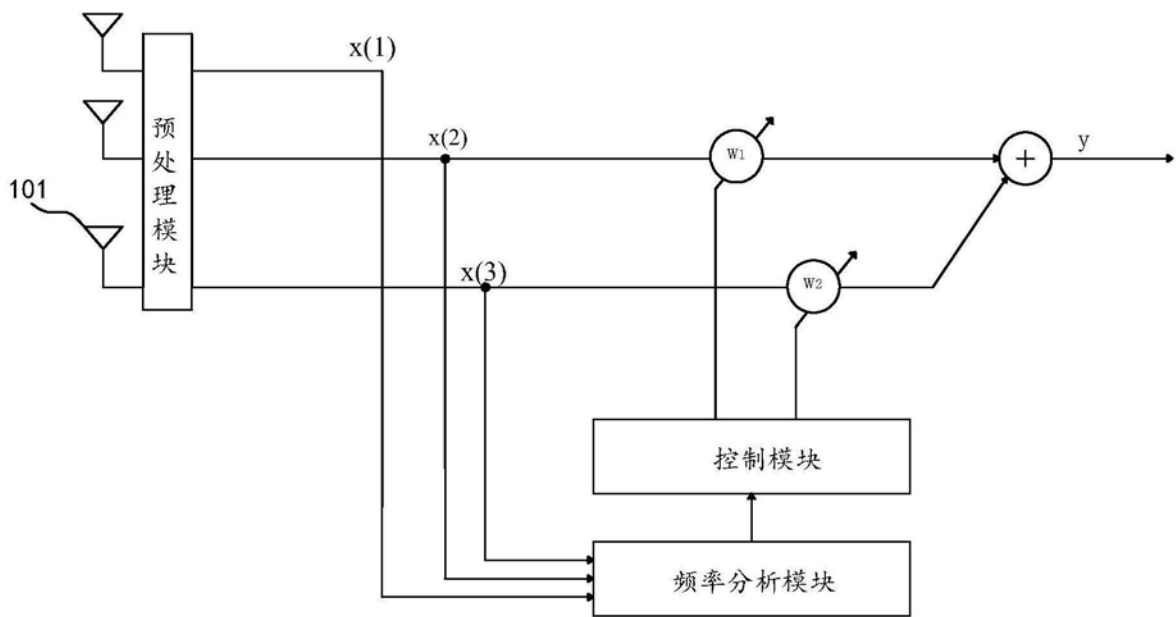


图2