



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108451548 A

(43)申请公布日 2018.08.28

(21)申请号 201710096436.9

(22)申请日 2017.02.22

(71)申请人 深圳市理邦精密仪器股份有限公司

地址 518000 广东省深圳市坪山新区坑梓  
街道金沙社区金辉路15号

(72)发明人 陈金亮 武学星 黄东 李美升

(74)专利代理机构 深圳中一专利商标事务所  
44237

代理人 阳开亮

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006.01)

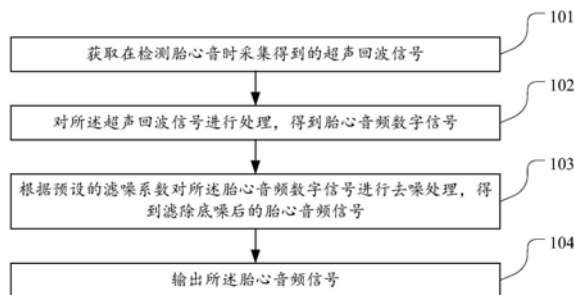
权利要求书2页 说明书8页 附图3页

(54)发明名称

一种胎心音处理方法、装置和一种胎心音检测设备

(57)摘要

本发明实施例公开了一种胎心音处理方法，用于解决现有胎心音检测设备难以有效滤除胎心音底噪的问题。本发明实施例方法包括：获取在检测胎心音时采集得到的超声回波信号；对所述超声回波信号进行处理，得到胎心音频数字信号；根据预设的滤噪系数对所述胎心音频数字信号进行去噪处理，得到滤除底噪后的胎心音频信号，所述滤噪系数通过所述胎心音检测设备空载时检测得到的空载音频信号预先确定；输出所述胎心音频信号。本发明实施例还提供一种胎心音处理装置和一种胎心音检测设备。



1. 一种胎心音处理方法,应用于胎心音检测设备,其特征在于,包括:
  - 获取在检测胎心音时采集得到的超声回波信号;
  - 对所述超声回波信号进行处理,得到胎心音频数字信号;
  - 根据预设的滤噪系数对所述胎心音频数字信号进行去噪处理,得到滤除底噪后的胎心音频信号,所述滤噪系数通过所述胎心音检测设备空载时检测得到的空载音频信号预先确定;
  - 输出所述胎心音频信号。
2. 根据权利要求1所述的胎心音处理方法,其特征在于,对所述超声回波信号进行处理,得到胎心音频数字信号之后,所述胎心音处理方法还包括:
  - 从所述胎心音频数字信号中提取胎心音频包络信号;
  - 在根据预设的滤噪系数对所述胎心音频数字信号进行去噪处理,得到滤除底噪后的胎心音频信号之后,所述胎心音处理方法还包括:
    - 根据所述胎心音频包络信号对所述胎心音频信号进行自适应幅度调整,得到幅度调整后的胎心音频信号。
3. 根据权利要求2所述的胎心音处理方法,其特征在于,所述根据所述胎心音频包络信号对所述胎心音频信号进行自适应幅度调整,得到幅度调整后的胎心音频信号具体包括:
  - 获取所述胎心音频包络信号中各个包络的幅值;
  - 根据所述各个包络的幅值计算得到包络平均幅度序列,所述包络平均幅度序列中的序列值等于所述各个包络中对应包络及相邻连续N个包络的幅值均值,N大于或等于1;
  - 根据所述包络平均幅度序列对所述胎心音频信号进行幅度调整,得到幅度调整后的胎心音频信号。
4. 根据权利要求1所述的胎心音处理方法,其特征在于,所述滤噪系数通过以下步骤预先确定:
  - 获取所述胎心音检测设备空载时检测得到的空载音频信号;
  - 根据所述空载音频信号的幅值和所述胎心音检测设备的采样精度确定所述滤噪系数。
5. 根据权利要求1至4中任一项所述的胎心音处理方法,其特征在于,所述根据预设的滤噪系数对所述胎心音频数字信号进行去噪处理,得到滤除底噪后的胎心音频信号具体包括:
  - 根据所述滤噪系数对所述胎心音频数字信号进行幅度调整,得到待去噪的胎心音频信号;
  - 对所述待去噪的胎心音频信号中幅值低于预设阈值的信号进行过滤,得到滤除底噪后的胎心音频信号,所述预设阈值由所述滤噪系数预先确定。
6. 一种胎心音处理装置,应用于胎心音检测设备,其特征在于,包括:
  - 回波信号获取模块,用于获取在检测胎心音时采集得到的超声回波信号;
  - 信号处理模块,用于对所述超声回波信号进行处理,得到胎心音频数字信号;
  - 底噪滤除模块,用于根据预设的滤噪系数对所述胎心音频数字信号进行去噪处理,得到滤除底噪后的胎心音频信号,所述滤噪系数通过所述胎心音检测设备空载时检测得到的空载音频信号预先确定;
  - 胎心音输出模块,用于输出所述胎心音频信号。

7. 根据权利要求6所述的胎心音处理装置,其特征在于,所述胎心音处理装置还包括:  
包络信号提取模块,用于从所述胎心音频数字信号中提取胎心音频包络信号;  
自适应幅度调整模块,用于根据所述胎心音频包络信号对所述胎心音频信号进行自适应幅度调整,得到幅度调整后的胎心音频信号。
8. 根据权利要求7所述的胎心音处理装置,其特征在于,所述自适应幅度调整模块具体包括:  
包络幅值获取单元,用于获取所述胎心音频包络信号中各个包络的幅值;  
平均幅度序列计算单元,用于根据所述各个包络的幅值计算得到包络平均幅度序列,所述包络平均幅度序列中的序列值等于所述各个包络中对应包络及相邻连续N个包络的幅值均值,N大于或等于1;  
幅度调整单元,用于根据所述包络平均幅度序列对所述胎心音频信号进行幅度调整,得到幅度调整后的胎心音频信号。
9. 根据权利要求6至8中任一项所述的胎心音处理装置,其特征在于,所述滤噪系数通过以下模块预先确定:  
空载音频信号获取模块,用于获取所述胎心音检测设备空载时检测得到的空载音频信号;  
系数确定模块,用于根据所述空载音频信号的幅值和所述胎心音检测设备的采样精度确定所述滤噪系数。
10. 一种胎心音检测设备,其特征在于,包括如权利要求6至9中任一项所述的胎心音处理装置。

## 一种胎心音处理方法、装置和一种胎心音检测设备

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医疗设备领域,尤其涉及一种胎心音处理方法、装置和一种胎心音检测设备。

### 背景技术

[0002] 胎心音信号是反映胎儿心脏电生理活动的一项可观指标,是表征生命体存在与否的一项重要生命参数,在孕妇围产期检测胎心音是判断胎儿在宫内状况最直接也是最简单的一种方法。目前,胎心音检测设备在播放胎心音时底噪都非常大,胎心节拍听得不是特别清晰,这是因为胎心音是一种典型的生物医学信号,属于非平稳的随机信号,使得现有设备普遍采用的维纳滤波和卡尔曼滤波都受到了限制,难以有效滤除胎心音底噪。

### 发明内容

[0003] 本发明实施例提供了一种胎心音处理方法、装置和一种胎心音检测设备,能够有效滤除胎心音频信号中的底噪,大大降低底噪对胎心音检测设备播放胎心音时的干扰,使得胎心节拍更清晰可辨。

[0004] 本发明实施例提供的一种胎心音处理方法,应用于胎心音检测设备,包括:

[0005] 获取在检测胎心音时采集得到的超声回波信号;

[0006] 对所述超声回波信号进行处理,得到胎心音频数字信号;

[0007] 根据预设的滤噪系数对所述胎心音频数字信号进行去噪处理,得到滤除底噪后的胎心音频信号,所述滤噪系数通过所述胎心音检测设备空载时检测得到的空载音频信号预先确定;

[0008] 输出所述胎心音频信号。

[0009] 可选地,对所述超声回波信号进行处理,得到胎心音频数字信号之后,所述胎心音处理方法还包括:

[0010] 从所述胎心音频数字信号中提取胎心音频包络信号;

[0011] 在根据预设的滤噪系数对所述胎心音频数字信号进行去噪处理,得到滤除底噪后的胎心音频信号之后,所述胎心音处理方法还包括:

[0012] 根据所述胎心音频包络信号对所述胎心音频信号进行自适应幅度调整,得到幅度调整后的胎心音频信号。

[0013] 可选地,所述根据所述胎心音频包络信号对所述胎心音频信号进行自适应幅度调整,得到幅度调整后的胎心音频信号具体包括:

[0014] 获取所述胎心音频包络信号中各个包络的幅值;

[0015] 根据所述各个包络的幅值计算得到包络平均幅度序列,所述包络平均幅度序列中的序列值等于所述各个包络中对应包络及相邻连续N个包络的幅值均值,N大于或等于1;

[0016] 根据所述包络平均幅度序列对所述胎心音频信号进行幅度调整,得到幅度调整后的胎心音频信号。

- [0017] 可选地,所述滤噪系数通过以下步骤预先确定:
- [0018] 获取所述胎心音检测设备空载时检测得到的空载音频信号;
- [0019] 根据所述空载音频信号的幅值和所述胎心音检测设备的采样精度确定所述滤噪系数。
- [0020] 可选地,所述根据预设的滤噪系数对所述胎心音频数字信号进行去噪处理,得到滤除底噪后的胎心音频信号具体包括:
- [0021] 根据所述滤噪系数对所述胎心音频数字信号进行幅度调整,得到待去噪的胎心音频信号;
- [0022] 对所述待去噪的胎心音频信号中幅值低于预设阈值的信号进行过滤,得到滤除底噪后的胎心音频信号,所述预设阈值由所述滤噪系数预先确定。
- [0023] 本发明实施例提供的一种胎心音处理装置,应用于胎心音检测设备,包括:
- [0024] 回波信号获取模块,用于获取在检测胎心音时采集得到的超声回波信号;
- [0025] 信号处理模块,用于对所述超声回波信号进行处理,得到胎心音频数字信号;
- [0026] 底噪滤除模块,用于根据预设的滤噪系数对所述胎心音频数字信号进行去噪处理,得到滤除底噪后的胎心音频信号,所述滤噪系数通过所述胎心音检测设备空载时检测得到的空载音频信号预先确定;
- [0027] 胎心音输出模块,用于输出所述胎心音频信号。
- [0028] 可选地,所述胎心音处理装置还包括:
- [0029] 包络信号提取模块,用于从所述胎心音频数字信号中提取胎心音频包络信号;
- [0030] 自适应幅度调整模块,用于根据所述胎心音频包络信号对所述胎心音频信号进行自适应幅度调整,得到幅度调整后的胎心音频信号。
- [0031] 可选地,所述自适应幅度调整模块具体包括:
- [0032] 包络幅值获取单元,用于获取所述胎心音频包络信号中各个包络的幅值;
- [0033] 平均幅度序列计算单元,用于根据所述各个包络的幅值计算得到包络平均幅度序列,所述包络平均幅度序列中的序列值等于所述各个包络中对应包络及相邻连续N个包络的幅值均值,N大于或等于1;
- [0034] 幅度调整单元,用于根据所述包络平均幅度序列对所述胎心音频信号进行幅度调整,得到幅度调整后的胎心音频信号。
- [0035] 可选地,所述滤噪系数通过以下模块预先确定:
- [0036] 空载音频信号获取模块,用于获取所述胎心音检测设备空载时检测得到的空载音频信号;
- [0037] 系数确定模块,用于根据所述空载音频信号的幅值和所述胎心音检测设备的采样精度确定所述滤噪系数。
- [0038] 本发明实施例提供的一种胎心音检测设备,包括上述的胎心音处理装置。
- [0039] 从以上技术方案可以看出,本发明实施例具有以下优点:
- [0040] 本发明实施例中,首先,获取在检测胎心音时采集得到的超声回波信号;然后,对所述超声回波信号进行处理,得到胎心音频数字信号;接着,根据预设的滤噪系数对所述胎心音频数字信号进行去噪处理,得到滤除底噪后的胎心音频信号,所述滤噪系数通过所述胎心音检测设备空载时检测得到的空载音频信号预先确定;最后,输出所述胎心音频信号。

在本发明实施例中,可以根据预设的滤噪系数对所述胎心音频数字信号进行去噪处理,从而有效滤除胎心音频信号中的底噪,大大降低底噪对胎心音检测设备播放胎心音时的干扰,使得胎心节拍更清晰可辨。

### 附图说明

- [0041] 图1为本发明实施例中一种胎心音处理方法一个实施例流程图;
- [0042] 图2为图1中一种胎心音处理方法的步骤102的具体流程示意图;
- [0043] 图3为本发明实施例中一种胎心音处理方法在一个应用场景下经过步骤202处理后得到的胎心音频数字信号的波形示意图;
- [0044] 图4为图1中一种胎心音处理方法的步骤103的具体流程示意图;
- [0045] 图5为本发明实施例中一种胎心音处理方法在一个应用场景下滤除底噪后的胎心音频信号的波形示意图;
- [0046] 图6为本发明实施例中一种胎心音处理方法在一个应用场景下提取到的胎心音频包络信号的波形示意图;
- [0047] 图7为本发明实施例中一种胎心音处理方法中对所述胎心音频信号进行自适应幅度调整的流程示意图;
- [0048] 图8为本发明实施例中一种胎心音处理方法在一个应用场景下自适应调整后的胎心音频数据的波形示意图;
- [0049] 图9为本发明实施例中一种胎心音处理装置一个实施例结构图。

### 具体实施方式

[0050] 本发明实施例提供了一种胎心音处理方法、装置和一种胎心音检测设备,用于解决现有胎心音检测设备难以有效滤除胎心音底噪的问题。

[0051] 为使得本发明的发明目的、特征、优点能够更加的明显和易懂,下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,下面所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而非全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其它实施例,都属于本发明保护的范围。

[0052] 请参阅图1,本发明实施例中一种胎心音处理方法一个实施例包括:

[0053] 101、获取在检测胎心音时采集得到的超声回波信号;

[0054] 本实施例中,在检测胎心音时,可以将超声多普勒探头固定在孕妇腹壁并对准胎儿心脏,发射的固定频率超声波信号,当超声波信号碰到胎儿心脏的时候,会将超声波信号返回,此时多普勒探头将接收到的超声回波信号转化为电信号。

[0055] 102、对所述超声回波信号进行处理,得到胎心音频数字信号;

[0056] 在获取到该超声回波信号之后,可以对所述超声回波信号进行处理,得到胎心音频数字信号。为了提高得到的胎心音频数据信号的信号质量,可以对该超声回波信号进行解调、滤波、放大、ADC (Analog-to-Digital Converter,模数转换器) 等处理,如图2所示,进一步地,上述步骤102可以具体包括:

[0057] 201、对所述超声回波信号进行解调、滤波和放大处理,得到多普勒频移信号;

[0058] 202、对所述多普勒频移信号进行ADC采集,得到胎心音频数字信号。

[0059] 对于上述步骤201,将接收的超声回波信号与发射时的超声载波信号进行相乘,然后进行低通滤波即可得到差频信号,这个差频信号其实就是多普勒频移信号,由于信号幅值太小,不利于MCU(Microprocessor Control Unit,微处理器控制器)采集和分析,因此可以进行一定的增益将其放大到合适幅值。

[0060] 对于上述步骤202,MCU的ADC可以以设定的采样率对步骤201处理后的多普勒频移信号进行采集,并将采集得到的胎心音频数字信号缓存起来,同时还可以对原始的胎心音频数字信号进行基线滤波,得到没有直流偏置的胎心音频数字信号,图3示出了在一个应用场景下经过步骤202处理后得到的胎心音频数字信号。

[0061] 103、根据预设的滤噪系数对所述胎心音频数字信号进行去噪处理,得到滤除底噪后的胎心音频信号,所述滤噪系数通过所述胎心音检测设备空载时检测得到的空载音频信号预先确定;

[0062] 本实施例中,胎心音频数字信号通过底噪滤除处理后,得到的胎心音频信号中两个胎心音节拍之间的噪音将被滤除,但胎心音频节拍信息会得到保留,这样处理后的信号节拍将会非常清晰,没有底噪干扰。

[0063] 进一步地,所述滤噪系数通过以下步骤(1)和(2)预先确定:

[0064] (1)获取所述胎心音检测设备空载时检测得到的空载音频信号;

[0065] (2)根据所述空载音频信号的幅值和所述胎心音检测设备的采样精度确定所述滤噪系数。

[0066] 对于上述步骤(1)和(2),本实施例中该胎心音检测设备的音频底噪大小可以通过示波器测量得到。例如,在胎心音检测设备空载状态下,通过示波器测量得知空载音频信号(底噪信号)的幅值为25mV,ADC采样精度设置为8位,ADC参考电压设置为3.3V,因此ADC可采集的电压范围为0~3.3V,得到对应的采集值为0~255。底噪对应的ADC采集理论值为 $25/3300*255=1.93$ ,由于ADC采集值为整数,因此底噪对应的ADC采集值不会超过2,可以设定一个k值(k为滤噪系数),让底噪信号与k值相乘后得到的数值将小于1,因此可以将k值设置为0.5。

[0067] 进一步地,如图4所示,上述步骤103可以具体包括:

[0068] 401、根据所述滤噪系数对所述胎心音频数字信号进行幅度调整,得到待去噪的胎心音频信号;

[0069] 402、对所述待去噪的胎心音频信号中幅值低于预设阈值的信号进行过滤,得到滤除底噪后的胎心音频信号,所述预设阈值由所述滤噪系数预先确定。

[0070] 对于上述步骤401和402,本实施例中,可以将存储在播放缓冲区中的胎心音频数字信号乘以该滤噪系数k,从而对胎心音频数字信号的幅度进行调整,然后对调整后得到的待去噪的胎心音频信号进行过滤。其中,用于过滤的预设阈值由滤噪系数k预先确定。例如,在上述应用场景中,k为0.5,由于底噪与k相乘后的数值小于1,因此可以认为小于1的幅值部分均属于音频底噪,从而可以对待去噪的胎心音频信号进行幅值取整,从而将胎心音频信号中的音频底噪滤除。可知,上述的预设阈值与滤噪系数k正相关,当k为0.5时,预设阈值可以为1;当k为5时,则预设阈值可以为10。

[0071] 进一步地,由于底噪滤除的同时,胎心音频信号中有用的节拍音频信号也会被衰

减(或放大),为了还原胎心节拍信号,可以将乘以k后的信号再乘以 $1/k$ ,得到与原始节拍信号幅度基本一致的胎心音频信号。最后将滤除底噪的胎心音频信号保存到播放缓冲区中,图5示出了在一个应用场景下滤除底噪后的胎心音频信号。

[0072] 优选的,本实施例中,还可以在胎心音检测设备上在增加一个电容式的传感器放置到探头晶片后面,只有检测到探头接触到腹壁时才进行音频输出,这样可以避免多普勒探头空置时产生自激啸叫声,也可以避免涂藕合剂过程中由于探头抖动而产生噪音。

[0073] 本实施例中的底噪滤除处理方法实现简单,能有效的滤除现有滤波技术中无法滤除的底噪,除噪效果显著,MCU计算量极少,对MCU的性能要求很低,低成本的8位MCU就能满足要求,同时也不需要各种复杂的硬件滤波电路,在显著滤除底噪的同时还能够大大的降低多普勒胎心仪产品的成本。

[0074] 104、输出所述胎心音频信号。

[0075] 本实施例中,在得到滤除底噪后的胎心音频信号之后,可以输出所述胎心音频信号。具体地,可以将胎心音频信号加上直流偏置后通过DAC输出,然后经过滤波和放大电路后通过扬声器输出胎心音。另外用户也可以根据需要在输出之前对音频幅度进行更改,本实施例中是在胎心音检测设备的外部设置一对音量调节按键,软件根据按键状态来实时调整音频信号的幅度,以达到调节音量大小的目的,例如当用户每按下一次音量加按键时,软件将输出的音频幅度增加特定幅值,比如 $0.1V$ ,最大可以增加到 $3.3V$ ;而当用户按下音量减按键时,每按下一次将输出音频幅度减小 $0.1V$ ,最多可以减小到 $0V$ ,即静音状态。

[0076] 进一步地,本实施例中,在步骤102之后,还可以从所述胎心音频数字信号中提取胎心音频包络信号。可以理解的是,包络提取通常采用相敏检波法,这种方式可以得到较好的信噪比,对信号中混入的噪声抑制能力较强,由于胎心音频信号的频率不是固定的,载波通常在 $100\sim 400Hz$ 之间,因此这种包络提取法对胎心音频包络提取不适用。本实施例中,可以采用全波包络检波法来实现包络的提取,提取后将这些包络信号保存起来,图6示出了在一个应用场景下提取到的胎心音频包络信号。

[0077] 更进一步地,在提取到胎心音频包络信号的基础上,在输出胎心音频信号之前,还可以根据所述胎心音频包络信号对所述胎心音频信号进行自适应幅度调整,得到幅度调整后的胎心音频信号。

[0078] 可以理解的是,由于探头与胎儿心脏相对位置在检测过程中由于某些原因会发生变化,造成采集得到的胎心音频信号的幅值也会变化,最终播放胎心音时音量大小将产生较大的变化,进行自适应幅度调整的主要目的是为了解决探头与胎儿心脏相对位置改变而影响胎心音量大小变化的问题。

[0079] 本实施例中,如图7所示,根据所述胎心音频包络信号对所述胎心音频信号进行自适应幅度调整,得到幅度调整后的胎心音频信号具体包括:

[0080] 701、获取所述胎心音频包络信号中各个包络的幅值;

[0081] 702、根据所述各个包络的幅值计算得到包络平均幅度序列,所述包络平均幅度序列中的序列值等于所述各个包络中对应包络及相邻连续 $N$ 个包络的幅值均值, $N$ 大于或等于1;

[0082] 703、根据所述包络平均幅度序列对所述胎心音频信号进行幅度调整,得到幅度调整后的胎心音频信号。

[0083] 本实施例中,可以将胎心音频信号的幅度调整到预算范围,一般调整后的幅度越大越利于后续硬件电路对信号进行进一步处理,但考虑到MCU的DAC(Digital Analog Converter数字模拟转换器)输出限制最高为3.3V,同时为了留下一定的余量,一般为设定为3V。

[0084] 因此,对于上述步骤701,可以将胎心音频包络信号中的各个包络的幅值保存起来,分别记为 $F_1$ 、 $F_2$ 、 $F_3$ …… $F_n$ 。

[0085] 对于上述步骤702,可以每 $N$ 个包络幅度取一个平均值,例如 $F_1$ 、 $F_2$ 、…… $F_{N-1}$ 、 $F_N$ 取平均值得到 $A_1$ , $F_2$ 、 $F_3$ 、…… $F_N$ 、 $F_{N+1}$ 取平均值得到 $A_2$ ,依次类推,得到包络平均幅度序列 $A_1$ 、 $A_2$ 、 $A_3$ …… $A_n$ 。由于包络幅度有可能存在突发的增大或者减小,因此采用取连续 $N$ 个包络幅值的平均值来平滑这种偶然情况对音频信号造成的冲击。 $N$ 取值越大,最终播放的音频幅值越稳定,但播放的胎心音与实际胎心音之间的延迟也会越大,综合考虑,一般 $N$ 的优选取值范围为(3,10)。

[0086] 对于上述步骤703,在得到包络平均幅度序列之后,可以根据所述包络平均幅度序列对所述胎心音频信号进行幅度调整,得到幅度调整后的胎心音频信号。考虑到在某些应用场景下需要将音频信号幅度保持在3v,因此将包络平均幅度序列 $A_1$ 、 $A_2$ 、 $A_3$ …… $A_n$ 分别除3V,可以得到系数序列 $B_1$ 、 $B_2$ 、 $B_3$ …… $B_n$ 。例如当平均包络幅度大于3V时,得到一个小于1的系数;而当平均包络幅度为2V时,得到一个1.5的系数,这个系数序列就是控制音频幅度放大或者缩小的系数。

[0087] 然后,再将播放缓冲区中的胎心音频信号乘以对应的系数序列 $B_1$ 、 $B_2$ 、 $B_3$ …… $B_n$ ,得到幅度调整后的胎心音频信号保存在播放缓存区3中。而为了提高胎心音频信号的输出效率,可以只保留幅度调整后的胎心音频信号的整数部分。播放缓存区3中的数据就是进行自适应调整后的胎心音频数据,如图8所示,这些数据中胎心节拍的幅度基本保持一致,也就是说这些幅度调整后的胎心音频信号在执行步骤104后最终播放出来后音量大小基本保持恒定。通过自适应幅度调整后,无论是较小的音频信号还是较大的音频信号,都将其调整为合适的同样音量大小的声音,大大减少了因为胎心探头或者孕妇的轻微移动或者宫缩和胎动对播放时音量大小的影响。

[0088] 本实施例中,通过本发明处理后的胎心音底噪基本可以完全滤除,播放时胎心音节拍非常清晰,由于增加了自适应调节胎心音频信号幅度,即使探头与胎儿心脏之间有相对位置改变,或者没有对准胎儿心脏都能以最合适的音量大小听到清晰的胎心节拍。由于超声多普勒胎心仪的原理性缺陷,目前的胎心算法都有容易的产生“翻倍”或者“减半”现象,清晰的胎心音节拍能够让医生轻易辨别出这种胎心率值的“翻倍”和“减半”现象,从而降低医疗误判的概率。并且低底噪节拍清晰的多普勒胎心仪能够帮助医生快速找到胎心位置,可以加快医生诊断速度。另外,目前胎心多普勒仪基本都是有电池供电,其中播放时的噪音消耗了大量的电能,而应用本发明胎心音处理方法的多普勒胎心仪能显著延长电池的续航时间。

[0089] 上面主要描述了一种胎心音处理方法,下面将对一种胎心音处理装置进行详细描述。

[0090] 图9示出了本发明实施例中一种胎心音处理装置一个实施例结构图。

[0091] 本实施例中,一种胎心音处理装置,应用于胎心音检测设备,其包括:

- [0092] 回波信号获取模块901,用于获取在检测胎心音时采集得到的超声回波信号;
- [0093] 信号处理模块902,用于对所述超声回波信号进行处理,得到胎心音频数字信号;
- [0094] 底噪滤除模块903,用于根据预设的滤噪系数对所述胎心音频数字信号进行去噪处理,得到滤除底噪后的胎心音频信号,所述滤噪系数通过所述胎心音检测设备空载时检测得到的空载音频信号预先确定;
- [0095] 胎心音输出模块904,用于输出所述胎心音频信号。
- [0096] 在一个应用场景下,该胎心音处理装置的具体实施过程如下:首先通过胎心音检测设备上的超声信号发射及解调模块将胎儿心脏跳动的非电信号转化为电信号;回波信号获取模块901获取采集的超声回波信号,然后经过信号处理模块902处理,将获取到超声回波信号进行解调、滤波和放大等处理,得到胎心音频模拟信号,并且通过AD采集将模拟信号转化成胎心音频数字信号存储起来;底噪滤除模块903根据预设的滤噪系数对所述胎心音频数字信号进行底噪滤除得到滤除底噪后的胎心音频信号,最后通过胎心音输出模块904输出所述胎心音频信号,扬声器播放出胎心音。
- [0097] 进一步地,所述滤噪系数可以通过以下模块预先确定:
- [0098] 空载音频信号获取模块,用于获取所述胎心音检测设备空载时检测得到的空载音频信号;
- [0099] 系数确定模块,用于根据所述空载音频信号的幅值和所述胎心音检测设备的采样精度确定所述滤噪系数。
- [0100] 进一步地,所述底噪滤除模块具体可以包括:
- [0101] 幅度调整单元,用于根据所述滤噪系数对所述胎心音频数字信号进行幅度调整,得到待去噪的胎心音频信号;
- [0102] 过滤单元,用于对所述待去噪的胎心音频信号中幅值低于预设阈值的信号进行过滤,得到滤除底噪后的胎心音频信号,所述预设阈值由所述滤噪系数预先确定。
- [0103] 进一步地,所述胎心音处理装置还可以包括:
- [0104] 包络信号提取模块,用于从所述胎心音频数字信号中提取胎心音频包络信号;
- [0105] 自适应幅度调整模块,用于根据所述胎心音频包络信号对所述胎心音频信号进行自适应幅度调整,得到幅度调整后的胎心音频信号。
- [0106] 进一步地,所述自适应幅度调整模块具体可以包括:
- [0107] 包络幅值获取单元,用于获取所述胎心音频包络信号中各个包络的幅值;
- [0108] 平均幅度序列计算单元,用于根据所述各个包络的幅值计算得到包络平均幅度序列,所述包络平均幅度序列中的序列值等于所述各个包络中对应包络及相邻连续N个包络的幅值均值,N大于或等于1;
- [0109] 幅度调整单元,用于根据所述包络平均幅度序列对所述胎心音频信号进行幅度调整,得到幅度调整后的胎心音频信号。
- [0110] 本发明还公开了一种胎心音检测设备,其包括图9对应实施例中描述的任意一种胎心音处理装置。特别地,该胎心音检测设备可以为多普勒胎心仪。
- [0111] 所属领域的技术人员可以清楚地了解到,为描述的方便和简洁,上述描述的系统,装置和单元的具体工作过程,可以参考前述方法实施例中的对应过程,在此不再赘述。
- [0112] 在本申请所提供的几个实施例中,应该理解到,所揭露的系统,装置和方法,可以

通过其它的方式实现。例如,以上所描述的装置实施例仅仅是示意性的,例如,所述单元的划分,仅仅为一种逻辑功能划分,实际实现时可以有另外的划分方式,例如多个单元或组件可以结合或者可以集成到另一个系统,或一些特征可以忽略,或不执行。另一点,所显示或讨论的相互之间的耦合或直接耦合或通信连接可以是通过一些接口,装置或单元的间接耦合或通信连接,可以是电性,机械或其它的形式。

[0113] 所述作为分离部件说明的单元可以是或者也可以不是物理上分开的,作为单元显示的部件可以是或者也可以不是物理单元,即可以位于一个地方,或者也可以分布到多个网络单元上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部单元来实现本实施例方案的目的。

[0114] 另外,在本发明各个实施例中的各功能单元可以集成在一个处理单元中,也可以是各个单元单独物理存在,也可以两个或两个以上单元集成在一个单元中。上述集成的单元既可以采用硬件的形式实现,也可以采用软件功能单元的形式实现。

[0115] 所述集成的单元如果以软件功能单元的形式实现并作为独立的产品销售或使用时,可以存储在一个计算机可读取存储介质中。基于这样的理解,本发明的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分或者该技术方案的全部或部分可以以软件产品的形式体现出来,该计算机软件产品存储在一个存储介质中,包括若干指令用以使得一台计算机设备(可以是个人计算机,服务器,或者网络设备等)执行本发明各个实施例所述方法的全部或部分步骤。而前述的存储介质包括:U盘、移动硬盘、只读存储器(ROM,Read-Only Memory)、随机存取存储器(RAM,Random Access Memory)、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质。

[0116] 以上所述,以上实施例仅用以说明本发明的技术方案,而非对其限制;尽管参照前述实施例对本发明进行了详细的说明,本领域的普通技术人员应当理解:其依然可以对前述各实施例所记载的技术方案进行修改,或者对其中部分技术特征进行等同替换;而这些修改或者替换,并不使相应技术方案的本质脱离本发明各实施例技术方案的精神和范围。

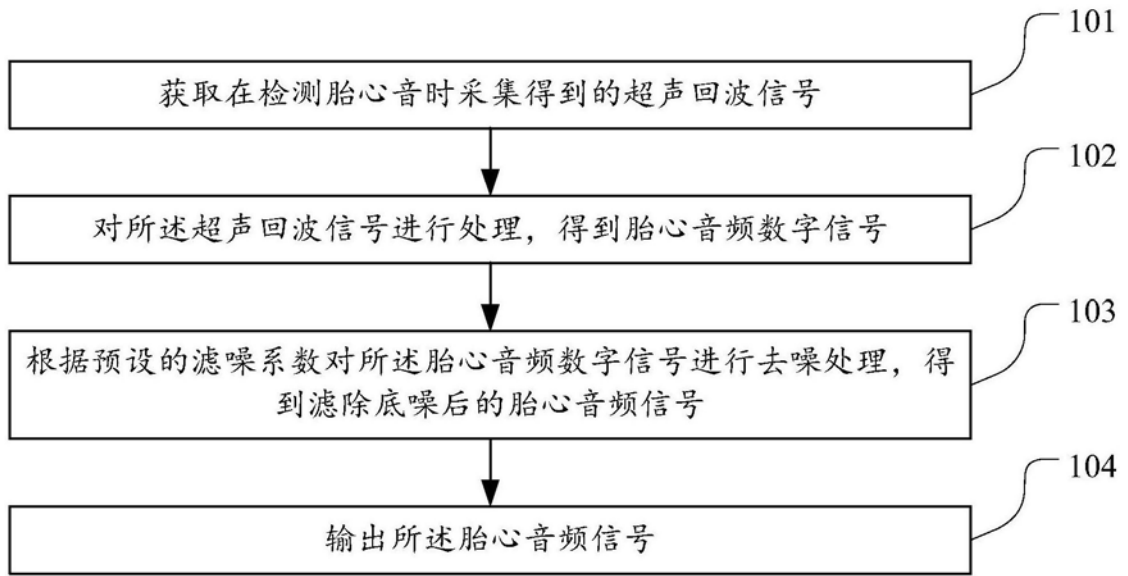


图1

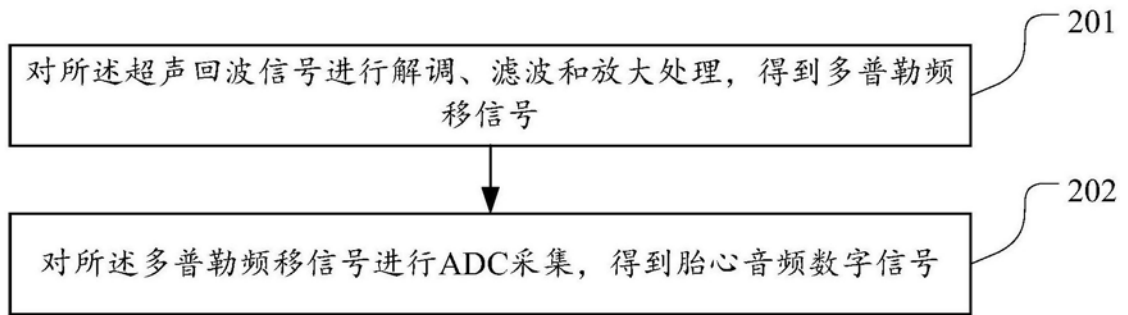


图2

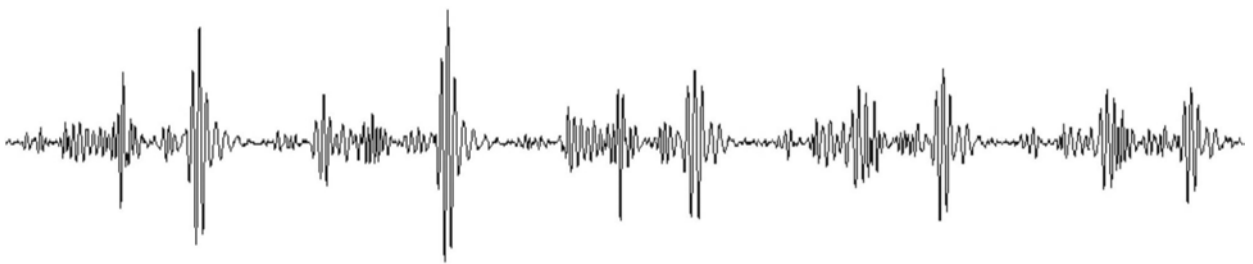


图3

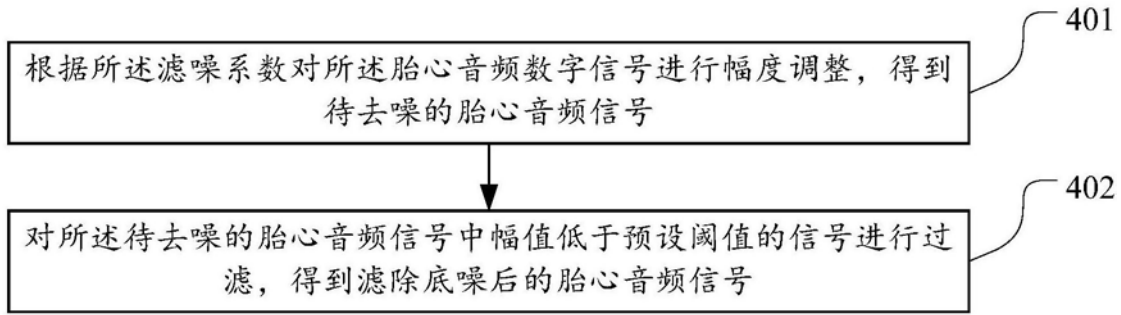


图4



图5



图6

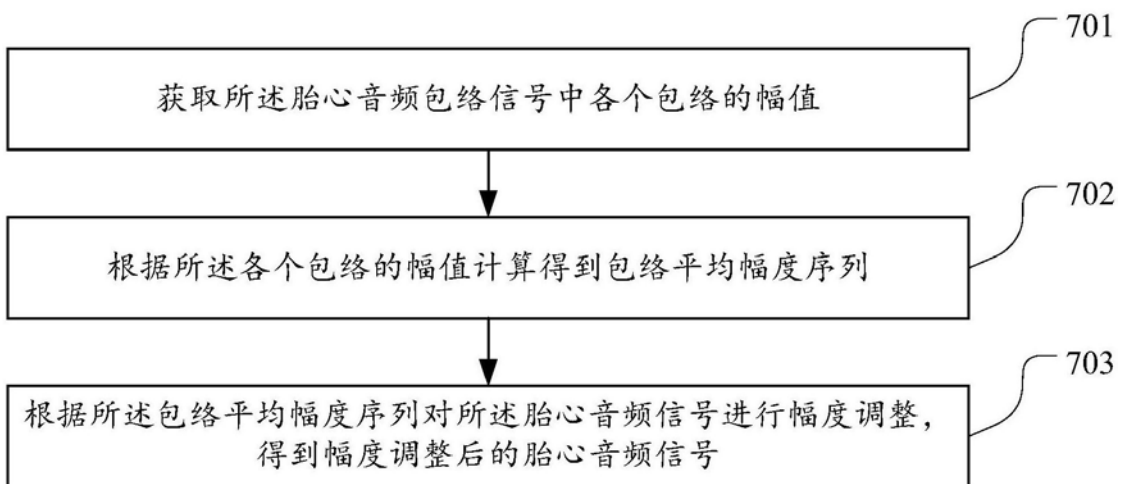


图7



图8

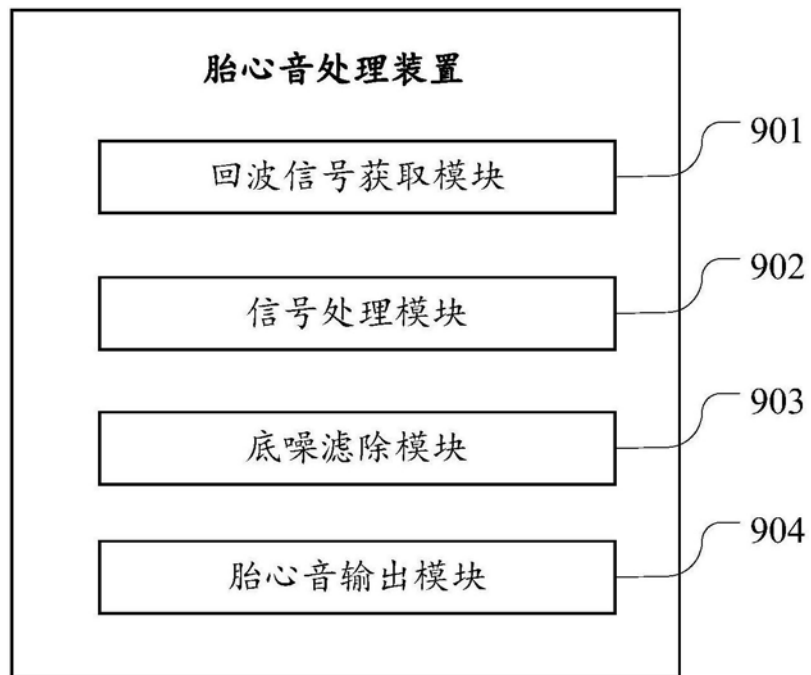


图9

专利名称(译)	一种胎心音处理方法、装置和一种胎心音检测设备		
公开(公告)号	<a href="#">CN108451548A</a>	公开(公告)日	2018-08-28
申请号	CN2017110096436.9	申请日	2017-02-22
[标]申请(专利权)人(译)	深圳市理邦精密仪器股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳市理邦精密仪器股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳市理邦精密仪器股份有限公司		
[标]发明人	陈金亮 武学星 黄东 李美升		
发明人	陈金亮 武学星 黄东 李美升		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0866 A61B8/52 A61B8/5269		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明实施例公开了一种胎心音处理方法，用于解决现有胎心音检测设备难以有效滤除胎心音底噪的问题。本发明实施例方法包括：获取在检测胎心音时采集得到的超声回波信号；对所述超声回波信号进行处理，得到胎心音频数字信号；根据预设的滤噪系数对所述胎心音频数字信号进行去噪处理，得到滤除底噪后的胎心音频信号，所述滤噪系数通过所述胎心音检测设备空载时检测得到的空载音频信号预先确定；输出所述胎心音频信号。本发明实施例还提供一种胎心音处理装置和一种胎心音检测设备。

