

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102048558 B

(45) 授权公告日 2012. 05. 23

(21) 申请号 201110030452. 0

CN 1195277 A, 1998. 10. 07,

(22) 申请日 2011. 01. 28

审查员 陈正军

(73) 专利权人 深圳市理邦精密仪器股份有限公司

地址 518000 广东省深圳市南山区蛇口南海大道 1019 号南山医疗器械园 B 栋三楼

(72) 发明人 刘冰 陈吴笋 陈德伟

(74) 专利代理机构 深圳市港湾知识产权代理有限公司 44258

代理人 冯达猷

(51) Int. Cl.

A61B 8/02 (2006. 01)

(56) 对比文件

DE 10345717 A1, 2005. 04. 28,

US 4781200 A, 1988. 11. 01,

US 2001014776 A1, 2001. 08. 16,

CN 101689219 A, 2010. 03. 31,

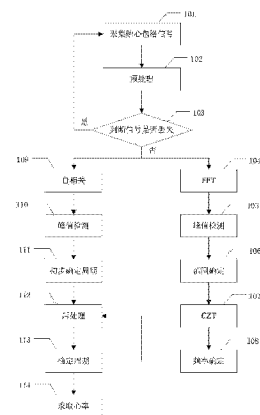
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 5 页

(54) 发明名称

一种胎心率信号处理方法及其装置

(57) 摘要

本发明提供一种胎心率信号处理方法及其装置, 将时域处理和频域处理结合起来, 进而得到一种即能满足实时性要求, 又有较好稳定性的胎心率处理方法, 并将其处理方法应用在胎儿监护仪上, 使得可以得到的中间监护数据更加准确。本发明能对监护过程中产生的一些特殊的中间监护数据进行校准, 使得医生能根据上述经过校准得到的中间监护数据作为进行诊断的参照, 极大的减少对胎心跳动错误判断的情况发生, 便于医生的诊断。



1. 一种获取胎心率的方法,其特征在于,包括以下步骤:

i. 采集胎心多普勒包络信号;

ii. 对采集的胎心多普勒包络信号进行去噪、滤波处理,得到预处理信号;

iii. 所述预处理信号分为两路信号,一路经过频域分析,另一路经过时域分析;

iv. 对时域分析后确定的胎心信号的初步周期与根据频域分析求得的信号频率进行换算比较,根据比较结果,确认胎心信号的周期;

v. 对得到的胎心信号的周期进行折算,求取胎儿心率;

所述频域分析步骤包括步骤i' 至v', 具体为:

i'. 判断上述预处理信号是否丢失,若丢失,则返回步骤i. 重新采集胎心多普勒包络信号,若未丢失,则

ii'. 对预处理信号做 FFT 运算;

iii'. 对经 FFT 运算后的信号进行峰值检测,找出测定频率段内的测定极大值点,定位信号的频率范围;

iv'. 在上述定位的信号频率范围内对预处理信号进行 CZT 运算;

v'. 对做完 CZT 运算后的频率数据进行求极值处理,找出极大值,求得信号频率;

所述时域分析步骤包括步骤vi' 至viii', 具体为:

vi'. 对预处理信号进行自相关处理,得到自相关结果序列;

vii'. 对得到的自相关结果序列进行峰值检测,找到测定峰值;

viii'. 通过上述找到的测定峰值,确定胎心信号的初步周期。

2. 根据权利要求 1 所述的一种获取胎心率的方法,其特征在于,所述频域分析步骤和时域分析步骤不分先后且可同时进行。

3. 根据权利要求 1 所述的一种获取胎心率的方法,其特征在于,所述vii' . 的步骤包括:

I. 找出自相关结果序列中所有的峰值;

II. 通过阈值检测得到检测峰值。

4. 根据权利要求 1 所述的一种获取胎心率的方法,其特征在于,还包括:在步骤iv.之后,当信号好时,经过处理直接得到信号周期;当信号不好时,则将所述自相关结果进行二次分析,得到修正后的信号周期,再将信号周期折算后与经v' 步骤得到的信号频率进行比较,根据比较结果,确认胎心信号的周期。

5. 一种获取胎心率的装置,其特征在于,包括数据采集单元(201)、预处理单元(202)、信号丢失判断单元(203)、第一报警单元(204)、时域分析处理器、后处理单元(208)、周期计算单元(216)、心率计算单元(217)、心率异常判断单元(220)、第二报警单元(221)、频域分析处理器、参数更新单元(214)、控制单元(215)、显示单元(218)、打印单元(219);

数据采集单元(201)用于采集胎心多普勒包络信号;

预处理单元(202)与数据采集单元(201)连接,用于对数据采集单元采集到的胎心多

普勒包络信号进行去噪、滤波处理；

信号丢失判断单元(203)判断经过预处理的信号是否丢失,若信号丢失,则启动第一报警单元(204)；

将经预处理后的信号数据分为两路:一路输入频域分析处理器,进行频域分析;另一路输入时域分析处理器,进行时域分析；

将经所述频域分析器分析后的频率信息输入到参数更新单元,保证参数实时性;将更新的频率信息输入到控制单元(215),由控制单元对后处理单元(208)中确认的后处理周期进行判断和控制,保证周期稳定性；

将经所述时域分析处理器时域分析并初步确定信号周期的信号输入到后处理单元(208),根据参数更新单元(214)提供的参数经控制单元(215)的判断和控制确认后处理周期；

将经过后处理单元(208)处理后的信号输入到周期计算单元(216),得到所需的确定周期；

将得到的确定周期输入到心率计算单元(217),得到所需的胎儿心率；

将心率结果输入到显示单元(218),完成心率的实时显示；

将显示的心率结果输入到打印单元(219),完成心率曲线的实时打印；

心率异常判断单元(220)对心率是否异常进行判断,并根据不同情况触发第二报警单元(221)中对应的报警信号；

所述时域分析处理器中包括自相关处理单元(205)、第一峰值检测单元(206)及初步确定周期单元(207);所述经预处理的信号数据输入到自相关处理单元(205),对预处理后的信号数据进行自相关处理,得到自相关结果序列;对所述自相关处理单元(205)得到的自相关结果序列输入到第一峰值检测单元(206),查找所需要的测定峰值;将峰值检测处理后的信号输入到初步确定周期单元(207),确定信号的初步周期；

所述频域分析处理器中包括FFT处理单元(209)、第二峰值检测单元(210)、范围定位单元(211)、CZT处理单元(212)及频率确定单元(213);所述经预处理的信号数据输入到FFT处理单元(209);信号经FFT处理单元(209)处理后,得到频域数据,将该频域数据输入到第二峰值检测单元(210),找出测定频段内的测定极大值点;根据得到的测定极大值点,在范围定位单元(211)中得到信号频率的初步范围;将得到信号频率的初步范围的信号输入CZT处理单元(212),根据信号频率的初步范围对信号做CZT变换;经CZT变换后的信号输入到频率确定单元(213),提取出信号的频率信息；

根据所述参数更新单元(214)提供的参数经控制单元(215)的判断和控制确认后处理周期;当信号好时,则直接将经过后处理单元(208)处理后的信号输入到周期计算单元(216),得到所需的确定周期;当信号不好时,则对所述自相关结果进行二次分析,得到修正后的后处理周期,然后再将经过后处理单元(208)处理后的信号输入到周期计算单元(216),得到所需的确定周期。

一种胎心率信号处理方法及其装置

技术领域

[0001] 本发明涉及胎心信号处理领域,尤其涉及一种胎儿心率信号处理方法及装置。

背景技术

[0002] [0002] 胎心率检测在临床诊断中具有重要的意义,尤其是对围产期胎心率的监测,有助于提高胎儿分娩质量,降低胎儿畸形率和死亡率。胎心率检测大致有两种方式,一种是直接法,这种方法是利用螺旋电极勾到胎儿头皮获取心率信号,属于有创的,并且要等到孕妇破膜之后,宫口开到一定程度时才能使用,有一定的局限性;另一种是间接法,目前用的最多的是超声波多普勒心率检测法,它是通过利用回声和多普勒原理,提取出超声多普勒的频移信号,从而得到胎心包络信号,由此求得胎心的一种方法具有无损伤性和操作简单等优点,得到了广泛的应用。

[0003] 一个典型的基于超声多普勒获取心率的方法是利用对采集的包络信号进行自相关处理,然后基于自相关结果序列求得信号的周期,进而得到胎儿心率。

[0004] 自相关函数的公式描述为:

[0005]

$$A_{x(t)} = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)x(t-\tau)d\tau$$

[0006] 在信息分析中,通常将自相关函数称之为自协方差方程。用来描述信息在不同时间 τ 的信息函数值的相关性。

[0007] 自相关具有使周期信号得到加强而随机噪声被减弱的特性,在一定程度上可以减少干扰对信号的影响,理论上,自相关结果序列的第一主峰就对应信号周期。但是由于人体是一个复杂的运动环境,尤其是围产期胎儿本身的心跳就比较弱,再加上母体环境的干扰,超声回波信号成分比较复杂,干扰大。因此,采集的信号有时干扰较多,如果只依赖自相关结果序列求得信号周期,有时候很难得到正确的胎心周期,从而有可能导致胎心的减半或加倍现象,给医生的诊断造成困扰。

[0008] 相对时域的处理方法来说,频域的处理方法实时性不强,但是抗干扰能力比较强,得到的结果要更稳定,常用的求取频域的方法是 FFT 和 CZT。

[0009] 理论上,FFT 就可以得到比较精确的频率,但是由于 FFT 固有的频率分辨率与计算量之间的矛盾也限制了它的应用,即要提高 FFT 的频率分辨率,需要增加分析的采样点数,而这将大大增加计算量。因此,我们可以先用 FFT 对信号频谱进行粗略的估计,获取需要细化分析的窄带频谱范围,再在该窄带范围内进行频域细化分析,以获得满足精度要求的频谱。

[0010] CZT 是一种典型的频域细化的方法,它可以在 Z 平面单位圆上取一个自定义的弧段,只在该弧段上进行序列 Z 变化的均匀取样,而且取样间隔也可以自由确定,如果所取弧段对应于待细化的窄带,则 CZT 就是窄带中个频率点处的频谱值。因此,CZT 适合窄带高分辨率的计算。

[0011] 从上面的论述可以看出,时域有实时性的优势,频域有稳定性的优势。

[0012] 目前,现有的方法都是在时域对信号进行自相关处理,进而求得胎心率,虽然在实时性方面满足临床要求,但是在稳定性方面性能不佳,在临床中,当信号不好的情况下,时常会出现减半和加倍的现象。因此,在本专利中,我们将时域处理和频域处理结合起来,应用在胎儿监护仪上,进而得到一种即能满足实时性要求,又有较好稳定性的胎心率处理方法,它可以得到更加准确、可靠的胎儿心率,减少临床上胎心减半或加倍的现象,减少由此导致医生误诊而引发的医疗事故。

发明内容

[0013] 本发明提供一种更准确地获取胎心率的方法及其实现装置,它能提供更准确、可靠的胎儿心率,特别是在信号比较差的情况下,对于胎心率的加倍和减半有很好的抑制作用。

[0014] 本发明是通过以下技术方案实现的:一种胎心率信号处理方法,包括以下步骤:

[0015] i. 采集胎心多普勒包络信号;

[0016] ii. 对采集的胎心多普勒包络信号进行去噪、滤波处理,得到预处理信号;

[0017] iii. 所述预处理信号分为两路信号,一路经过频域分析,另一路经过时域分析;

[0018] iv. 对时域分析后确定的胎心信号的初步周期与根据频域分析求得的信号频率进行换算比较,根据比较结果,确认胎心信号的周期;

[0019] v. 对得到的胎心信号的周期进行折算,求取胎儿心率。

[0020] 进一步地,所述频域分析步骤和时域分析步骤不分先后且可同时进行。

[0021] 进一步地,所述频域分析步骤为:

[0022] i'. 判断上述预处理信号是否丢失,若丢失,则返回步骤i. 重新采集胎心多普勒包络信号,若未丢失,则

[0023] ii'. 对预处理信号做FFT运算;

[0024] iii'. 对经FFT运算后的信号进行峰值检测,找出测定频率段内的测定极大值点,定位信号的频率范围;

[0025] iv'. 在上述定位的信号频率范围内对预处理信号进行CZT运算;

[0026] v'. 对做完CZT运算后的频率数据进行求极值处理,找出极大值,求得信号频率。

[0027] 进一步地,所述时域分析步骤为:

[0028] vi'. 对预处理信号进行自相关处理,得到自相关结果序列;

[0029] vii'. 对得到的自相关结果序列进行峰值检测,找到测定峰值;

[0030] viii'. 通过上述找到的测定峰值,确定胎心信号的初步周期。

[0031] 进一步地,所述vii' . 的步骤包括:

[0032] I. 找出自相关结果序列中所有的峰值;

[0033] II. 通过阈值检测得到检测峰值。

[0034] 进一步地,还包括:在步骤iv'-之后,当信号好时,经过处理直接得到信号周期;当信

号不好时,则将所述自相关结果进行二次分析,得到修正后的信号周期,再将信号周期折算后与经 v' 步骤得到的信号频率进行比较,根据比较结果,确认胎心信号的周期。

[0035] 一种获取胎心率的装置,包括数据采集单元 201、预处理单元 202、信号丢失判断单元 203、第一报警单元 204、时域分析处理器、后处理单元 208、周期计算单元 216、心率计算单元 217、心率异常判断单元 220、第二报警单元 221、频域分析处理器、参数更新单元 214、控制单元 215、显示单元 218、打印单元 219。

[0036] 数据采集单元 201 用于采集胎心多普勒包络信号。

[0037] 预处理单元 202 与数据采集单元 201 连接,用于对数据采集单元采集到的胎心多普勒包络信号进行去噪、滤波处理。

[0038] 信号丢失判断单元 203 判断经过预处理的信号是否丢失,若信号丢失,则启动第一报警单元 204。

[0039] 将经预处理后的信号数据分为两路:一路输入频域分析处理器,进行频域分析;另一路输入时域分析处理器,进行时域分析。

[0040] 将经所述频域分析器分析后的频率信息输入到参数更新单元,保证参数实时性;将更新的频率信息输入到控制单元 215,由控制单元对后处理单元 208 中确认的后处理周期进行判断和控制,保证周期稳定性。

[0041] 将经所述时域分析处理器时域分析并初步确定信号周期的信号输入到后处理单元 208,根据参数更新单元 214 提供的参数经控制单元 215 的判断和控制确认后处理周期。

[0042] 将经过后处理单元 208 处理后的信号输入到周期计算单元 216,得到所需的确定周期。

[0043] 将得到的确定周期输入到心率计算单元 217,得到所需的胎儿心率。

[0044] 将心率结果输入到显示单元 218,完成心率的实时显示。

[0045] 将显示的心率结果输入到打印单元 219,完成心率曲线的实时打印。

[0046] 心率异常判断单元 220 对心率是否异常进行判断,并根据不同情况触发第二报警单元 221 中对应的报警信号。

[0047] 进一步地,所述时域分析处理器中包括自相关处理单元 205、第一峰值检测单元 206 及初步确定周期单元 207;所述经预处理的信号数据输入到自相关处理单元 205,对预处理后的信号数据进行自相关处理,得到自相关结果序列;对所述自相关处理单元 205 得到的自相关结果序列输入到第一峰值检测单元 206,查找所需要的测定峰值;将峰值检测处理后的信号输入到初步确定周期单元 207,确定信号的初步周期。

[0048] 进一步地,所述频域分析处理器中包括 FFT 处理单元 209、第二峰值检测单元 210、范围定位单元 211、CZT 处理单元 212 及频率确定单元 213;经预处理的信号数据输入到 FFT 处理单元 209;信号经 FFT 处理单元 209 处理后,得到频域数据,将该频域数据输入到第二峰值检测单元 210,找出测定频段内的测定极大值点;根据得到的测定极大值点,在范围定位单元 211 中得到信号频率的初步范围;将得到信号频率的初步范围的信号输入 CZT 处理单元 212,根据信号频率的初步范围对信号做 CZT 变换;经 CZT 变换后的信号输入到频率确定单元 213,提取出信号的频率信息。

[0049] 进一步地,根据所述参数更新单元 214 提供的参数经控制单元 215 的判断和控制确认后处理周期;当信号好时,则直接将经过后处理单元 208 处理后的信号输入到周期计

算单元 216, 得到所需的确定周期; 当信号不好时, 则对所述自相关结果进行二次分析, 得到修正后的后处理周期, 然后再将经过后处理单元 208 处理后的信号输入到周期计算单元 216, 得到所需的确定周期。

[0050] 本发明的优点及有益效果。

[0051] 时域的自相关处理技术具有较好的实时性, 但在稳定性方面不如频域得到的结果, 而频域的 FFT 与 CZT 具有较好的稳定性, 但在实时性方面又不如时域的自相关技术, 在本发明中, 我们将时域处理和频域处理结合起来, 进而得到一种即能满足实时性要求, 又有较好稳定性的胎心率处理方法, 并将其处理方法应用在胎儿监护仪上, 使得可以得到的中间监护数据更加准确。本发明能对监护过程中产生的一些特殊的中间监护数据进行校准, 使得医生能根据上述经过校准得到的中间监护数据作为进行诊断的参照, 极大的减少对胎心跳动错误判断的情况发生, 便于医生的诊断。

附图说明

[0052] 图 1. 采集的胎心多普勒包络信号图。

[0053] 图 2. 自相关结果序列图。

[0054] 图 3. FFT 结果, 得到粗略的频率信息图。

[0055] 图 4. CZT 结果, 得到精确的频率信息图。

[0056] 图 5. 求取胎心率的信号处理方法流程图。

[0057] 图 6. 本发明实施例中胎儿监护仪框图。

具体实施方式

[0058] 本发明提供一种胎心率信号处理方法及其装置, 其中胎心率信号处理方法包括以下步骤:

[0059] i. 采集胎心多普勒包络信号;

[0060] ii. 对采集的胎心多普勒包络信号进行去噪、滤波处理, 得到预处理信号;

[0061] iii. 所述预处理信号分为两路信号, 一路经过频域分析, 另一路经过时域分析;

[0062] iv. 对时域分析后确定的胎心信号的初步周期与根据频域分析求得的信号频率进行换算比较, 根据比较结果, 确认胎心信号的周期;

[0063] v. 对得到的胎心信号的周期进行折算, 求取胎儿心率。

[0064] 进一步地, 所述频域分析步骤和时域分析步骤不分先后且可同时进行。

[0065] 进一步地, 所述频域分析步骤为:

[0066] i'. 判断上述预处理信号是否丢失, 若丢失, 则返回步骤 i. 重新采集胎心多普勒包络信号, 若未丢失, 则

[0067] ii'. 对预处理信号做 FFT 运算; FFT 运算, 即快速傅氏变换运算, 是离散傅氏变换的快速算法, 它是根据离散傅氏变换的奇、偶、虚、实等特性, 对离散傅立叶变换的算法进行改进获得的。它对傅氏变换的理论并没有新的 FFT 算法图发现, 但是对于在计算机系统或者说数字系统中应用离散傅立叶变换, 可以说是进了一大步。

[0068] 设 $x(n)$ 为 N 项的复数序列, 由 DFT 变换, 任一 $X(m)$ 的计算都需要 N 次复数乘法和

$N-1$ 次复数加法, 而一次复数乘法等于四次实数乘法和两次实数加法, 一次复数加法等于两次实数加法, 即使把一次复数乘法和一次复数加法定义成一次“运算”(四次实数乘法和四次实数加法), 那么求出 N 项复数序列的 $X(m)$, 即 N 点 DFT 变换大约就需要 N^2 次运算。当 $N=1024$ 点甚至更多的时候, 需要 $N^2=1048576$ 次运算, 在 FFT 中, 利用 WN 的周期性和对称性, 把一个 N 项序列(设 $N=2k$, k 为正整数), 分为两个 $N/2$ 项的子序列, 每个 $N/2$ 点 DFT 变换需要 $(N/2)^2$ 次运算, 再用 N 次运算把两个 $N/2$ 点的 DFT 变换组合成一个 N 点的 DFT 变换。这样变换以后, 总的运算次数就变成 $N \cdot 2 \cdot (N/2)^2 = N \cdot N^2/2$ 。继续上面的例子, $N=1024$ 时, 总的运算次数就变成了 525312 次, 节省了大约 50% 的运算量。而如果我们将这种“一分为二”的思想不断进行下去, 直到分成两两一组的 DFT 运算单元, 那么 N 点的 DFT 变换就只需要 $N \log_2 N$ 次的运算, N 在 1024 点时, 运算量仅有 10240 次, 是先前的直接算法的 1%, 点数越多, 运算量的节约就越大, 这就是 FFT 的优越性;

[0069] iii' . 对经 FFT 运算后的信号进行峰值检测, 找出测定频率段内的测定极大值点, 定位信号的频率范围;

[0070] iv' . 在上述定位的信号频率范围内对预处理信号进行 CZT (线性调频 Z 变换) 运算; 线性调频 Z 变换 (chirp Z transform, CZT) 是一种有效的频率细化方法。采用 DFT 或 FFT 计算得到的信号 N 点频谱实际上是 Z 平面单位圆上 N 点等间隔的采样结果; 而采用 CZT 计算得到的频谱则是 Z 平面螺旋周线上的等间隔采样结果。(王楠, 肖先勇, 曾颂崎, 顾威. 基于插值线性调频 Z 变换的间谐波分析方法. 电网技术. 2007 年 9 月. 第 31 卷第 18 期);

[0071] v' . 对做完 CZT 运算后的频率数据进行求极值处理, 找出极大值, 求得信号频率。

[0072] 进一步地, 所述时域分析步骤为:

[0073] vi' . 对预处理信号进行自相关处理, 得到自相关结果序列;

[0074] vii' . 对得到的自相关结果序列进行峰值检测, 找到测定峰值;

[0075] viii' . 通过上述找到的测定峰值, 确定胎心信号的初步周期。

[0076] 进一步地, 所述 vii' . 的步骤包括:

[0077] I. 找出自相关结果序列中所有的峰值;

[0078] II. 通过阈值检测得到检测峰值。

[0079] 进一步地, 还包括: 在步骤 iv' 之后, 当信号好时, 经过处理直接得到信号周期; 当信号不好时, 则将所述自相关结果进行二次分析, 得到修正后的信号周期, 再将信号周期折算后与经 v' 步骤得到的信号频率进行比较, 根据比较结果, 确认胎心信号的周期。

[0080] 一种获取胎心率的装置, 包括数据采集单元 201、预处理单元 202、信号丢失判断单元 203、第一报警单元 204、时域分析处理器、后处理单元 208、周期计算单元 216、心率计算单元 217、心率异常判断单元 220、第二报警单元 221、频域分析处理器、参数更新单元 214、控制单元 215、显示单元 218、打印单元 219。

[0081] 所述时域分析处理器中包括自相关处理单元 205、第一峰值检测单元 206 及初步确定周期单元 207; 所述频域分析处理器中包括 FFT 处理单元 209、第二峰值检测单元 210、范围定位单元 211、CZT 处理单元 212 及频率确定单元 213。

[0082] 为了更充分理解本发明的技术特征,下面结合附图对本发明的内容进行描述,以下的描述仅是示范性和解释性的,不应对本发明的保护范围有任何的限制作用。

[0083] 一种胎心计算的信号处理方法,采集和处理的信号是超声回波的胎心包络信号 $x(t)$ 。

[0084] 请参考图 5,具体实施的步骤如下:

[0085] 采集胎心多普勒包络信号 101。采集的胎心多普勒信号 $x(t)$,如图 1 所示。

[0086] 对采集的信号 $x(t)$ 进行预处理 102,因为要处理的信号是带限信号,对应的信号频率只能在一定的范围内,所以要对数据进行去噪、滤波等处理。

[0087] 判断信号是否丢失 103,,如果信号丢失,则不对信号进行处理,直接返回数据采集部分;如果信号没有丢失,则对信号进行后面的处理。

[0088] 将处理后的信号分成两路同样信号,一路用于频域分析 (104~108),一路用于时域分析 (110~113),,这里先说明频域的处理步骤。

[0089] 对预处理的信号做 FFT 运算 104,得到信号频域方面的信息,需要注意的是,为了减少计算量,在这一环节不要求得非常准确的频率信息,只需要粗略估计出信号所在频段即可。图 3 给出了信号做完 FFT 后的结果。

[0090] 对做完 FFT 之后的信号进行峰值检测 105,找出有效频段内的主要极大值点(目前公认的频率段是 0.5~4HZ),在这个环节,有可能会两个或多个频率幅度相当的点,在这种情况下,要根据之前信号的频率段为参考,来对找到的极大值点进行筛选。从图 3 可以看出,有效频段内主要的极大值点在 3HZ 附近。

[0091] 确定了主要的频率点后,就可以确定信号所在的频率段,即定位了信号的频率范围 106,为了防止各方面误差,我们将信号的频率范围稍微加大一点,我们将其信号频率范围定为 2~4hz。

[0092] 对信号进行 CZT 运算 107,CZT 运算的范围就是上面定位的信号的频率范围 2~4hz,并根据定位的频率范围的大小来适当调整运算的点数。由此就可以得到比较精确的信号频率。图 4 给出了针对定位后的信号频率范围做 CZT 得到的结果。

[0093] 对 CZT 之后的频率数据进行求极值处理,找出局部最大值,求得信号频率 108。这个频率将由于时域处理的后处理中,用于确定信号的周期。从图 4 可以看出,极大值点对应的频率是 2.406HZ,即信号的频率。下面说明时域的处理措施。

[0094] 将预处理后的信号进行自相关处理 109,得到自相关结果序列。图 2 给出了得到自相关序列。

[0095] 对得到的自相关结果序列进行峰值检测 110,找出测定峰值,即为主要峰值,首先是找到全部的峰值,然后通过阈值检测,得到主要峰值。

[0096] 通过找出的主要峰值,初步确定信号的周期 111。在信号较好的情况下,初步确定的周期是基本正确的,但是在信号较差的情况下,确定的后期主要是通过后处理来求得。

[0097] 将初步确定的周期和自相关结果进行后处理 112,这个步骤主要是确认周期,当信号较好的时候,确认的周期可能就是初步确定的周期,当信号不好时,需要对前面的自相关结果进行二次分析,得到一个或几个较为可能的周期。然后再根据频域提供的频率参数来选择对应的周期。

[0098] 经过后处理后,很容易就可以获得信号的确定周期 113。

[0099] 对得到的确定周期进行折算,得到所需的胎儿心率 114,此处的折算公式为 $60/\text{确定周期}$ 。

[0100] 如图 5 所示,包括数据采集单元 201、预处理单元 202、信号丢失判断单元 203、第一报警单元 204、时域分析处理器、后处理单元 208、周期计算单元 216、心率计算单元 217、心率异常判断单元 220、第二报警单元 221、频域分析处理器、参数更新单元 214、控制单元 215、显示单元 218、打印单元 219。其中所述时域分析处理器中包括自相关处理单元 205、第一峰值检测单元 206 及初步确定周期单元 207;所述频域分析处理器中包括 FFT 处理单元 209、第二峰值检测单元 210、范围定位单元 211、CZT 处理单元 212 及频率确定单元 213。

[0101] 整个装置的流程如下。

[0102] 由数据采集单元 201 负责采集胎心多普勒包络信号。

[0103] 数据采集完成后,将采集的包络数据输入到预处理单元 202;预处理单元 202 主要负责对数据进行去噪、滤波等处理。

[0104] 预处理后的信号进入信号丢失判断单元 203,判断信号是否丢失,信号如果丢失,就直接返回数据采集部分,并启动第一报警单元 204,第一报警单元 204 发出报警信号,提示医护人员,采取相应的处理措施。

[0105] 如果信号没有丢失,那么将预处理单元 202 处理后的数据分成两路,一路输入到自相关处理单元 205,完成数据的自相关处理,得到自相关结果序列;另一路输入到 FFT 处理单元 209,对信号进行频域的分析。先介绍频域方面的处理。

[0106] 将预处理单元 202 处理后的信号输入到 FFT 单元 209 中,对信号进行频域的分析。

[0107] 信号经过 FFT 处理单元 209 后,得到频域数据,将其输入到第二峰值检测单元 210,找出有效频段内的主要极大值点(目前公认的有效频率段是 $0.5 \sim 4\text{HZ}$),即为检测极大值点,在这个环节,有可能会两个或多个频率幅度相当的点,在这种情况下,要根据之前信号的频率段为参考,来对找到的极大值点进行筛选。

[0108] 根据得到的主要极大值点,在范围定位单元 211 中得到信号频率的大体范围。

[0109] 将信号输入 CZT 处理单元 212,并根据信号频率的大体范围,对信号做 CZT 变换,得到比较精确的频率信息。

[0110] CZT 变换后的信号输入到频率确定单元 213,提取出信号的频率信息。

[0111] 将频率确定单元 213 中得到的频率信息输入到参数更新单元 214,保证参数的实时性。

[0112] 将更新的参数输入到控制单元 215,由控制单元对后处理中周期的确认进行判断和控制,保证周期的稳定性。下面介绍时域方面的处理。

[0113] 对自相关处理单元 205 得到的自相关结果序列输入到第一峰值检测单元 206,查找所需要的检测峰值。

[0114] 将峰值检测处理后的信号输入到初步确定周期单元 207,初步确定信号的周期。

[0115] 将信号输入到后处理单元 208 进行处理,这个步骤主要是确认周期,当信号较好的时候,确认的周期可能就是 207 单元中初步确定的周期;当信号不好时,确认的周期一般都不是 207 单元中初步确定的周期。以上两种情况都要根据频域提供的参数频域参数更新单元 214 提供的参数来判断,当时域得到的周期(即 207 单元得到的周期)和频域得到的频

率(即 213 单元得到的频率)基本对应时,那么周期就基本是正确的,反之要对前面的自相关结果进行二次分析,得到一个或几个较为可信的周期。然后再根据参数更新单元提供的频域提供的参数来选择对应的周期。

[0116] 在对胎心率信号进行处理时,会在装置中设置信号的预设值,当信号超过该预设的预设值时,即为前面所述的信号较好;当信号未超过该预设的预设值时,即为前面所述的信号不好。由于硬件设备的精确度不同,所得的结果将有所不同。

[0117] 将经过后处理单元处理后的信号输入到周期计算单元 216,,得到所需的确定周期。

[0118] 将得到的周期输入到心率计算单元 217,得到所需的胎儿心率。

[0119] 将心率结果输入到显示单元 218,完成心率的实时显示。

[0120] 将显示的心率结果输入到打印单元 219,完成心率曲线的实时打印。

[0121] 心率异常判断单元 220 完成对心率是否异常的判断,并根据不同的情况触发第二报警单元 221 中对应的报警信号。

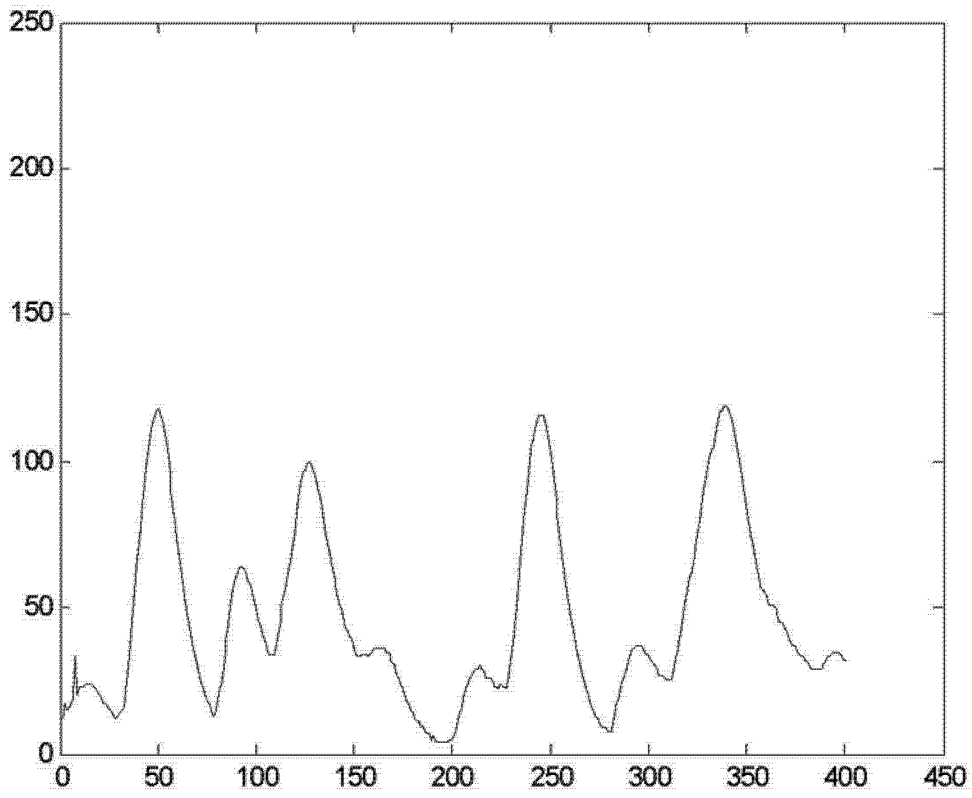


图 1

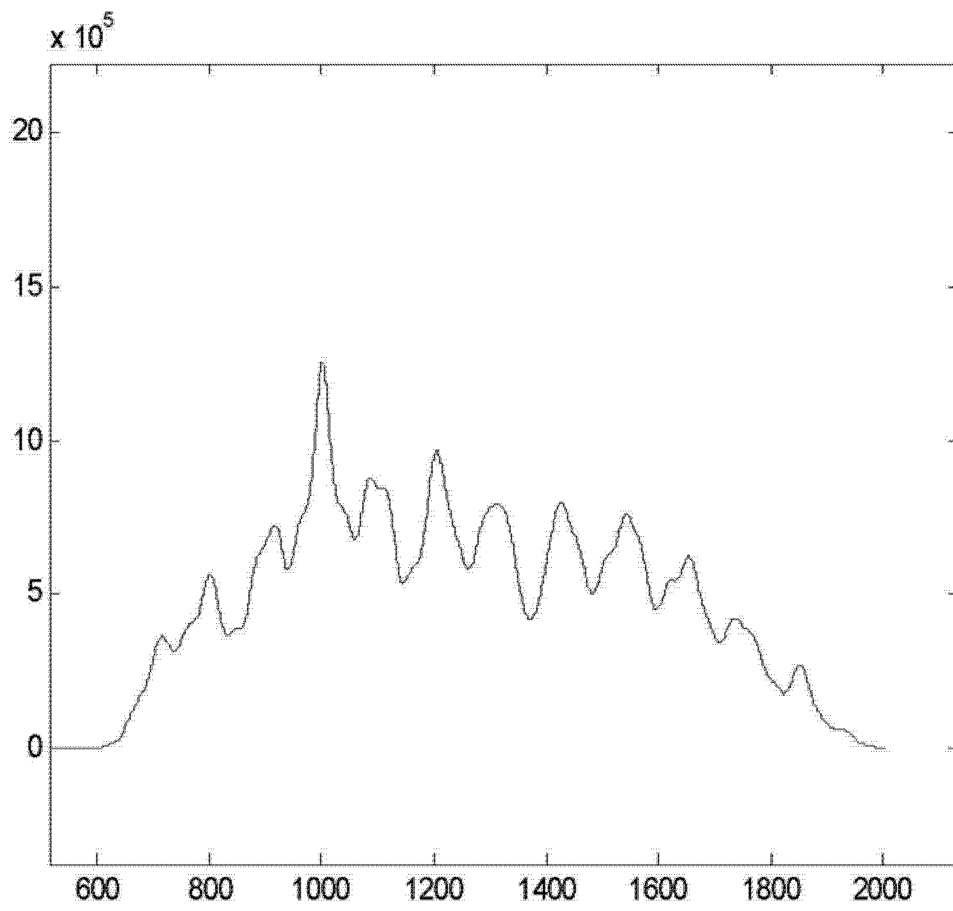


图 2

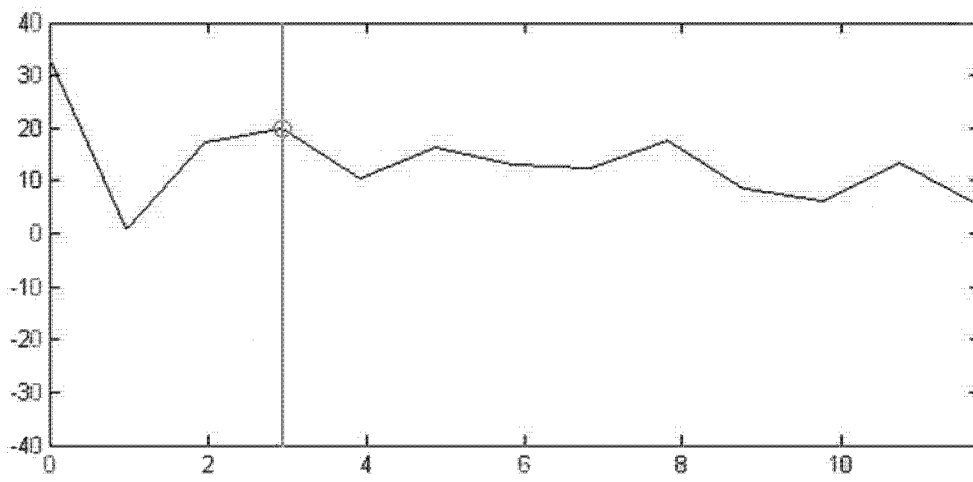


图 3

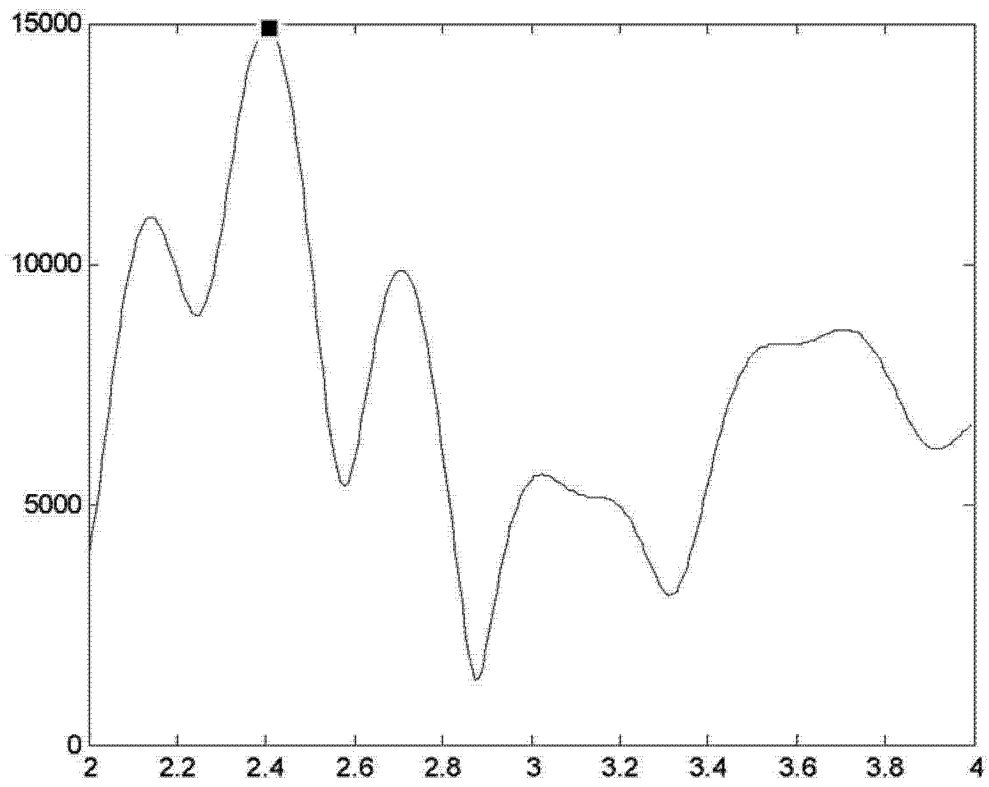


图 4

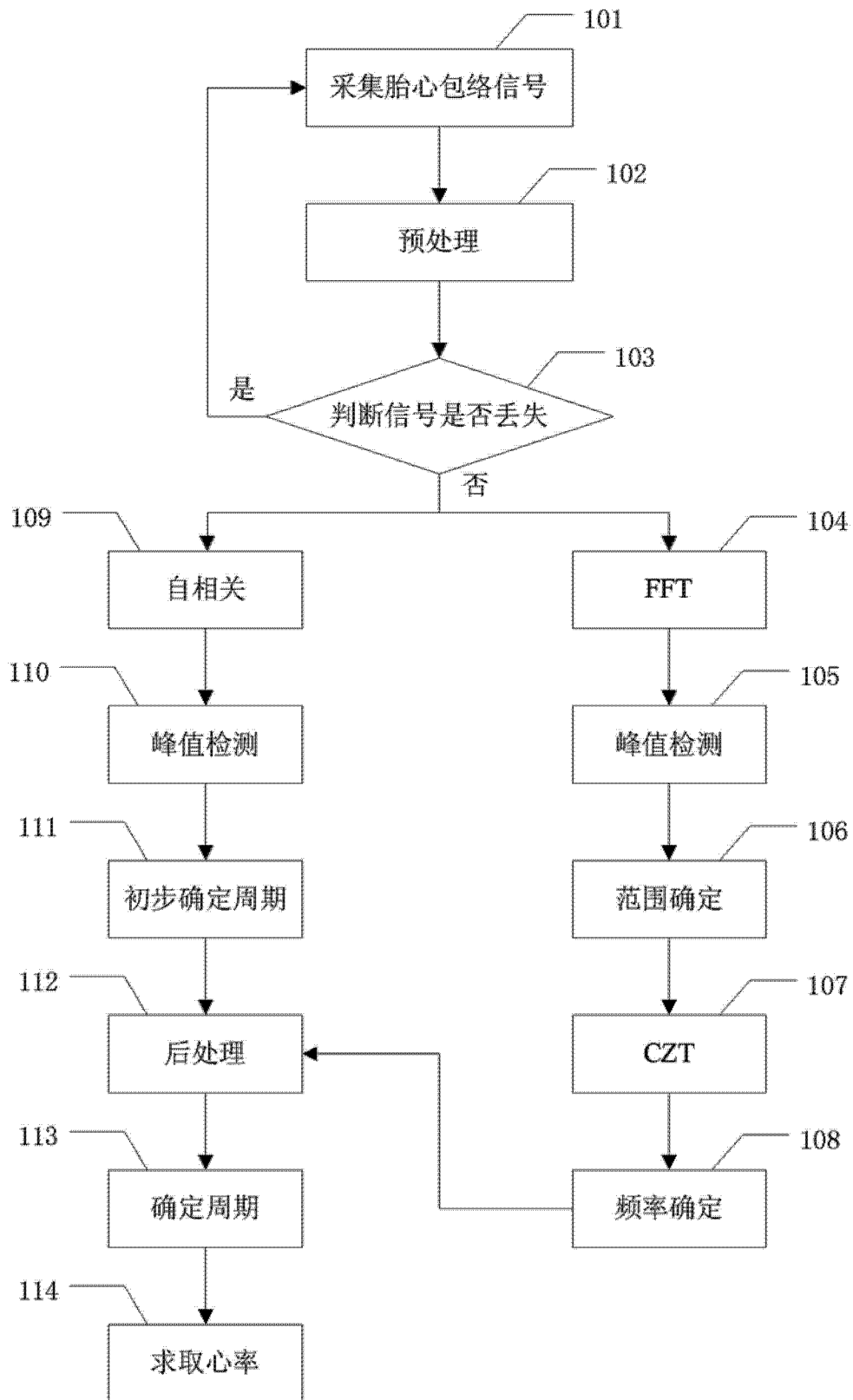


图 5

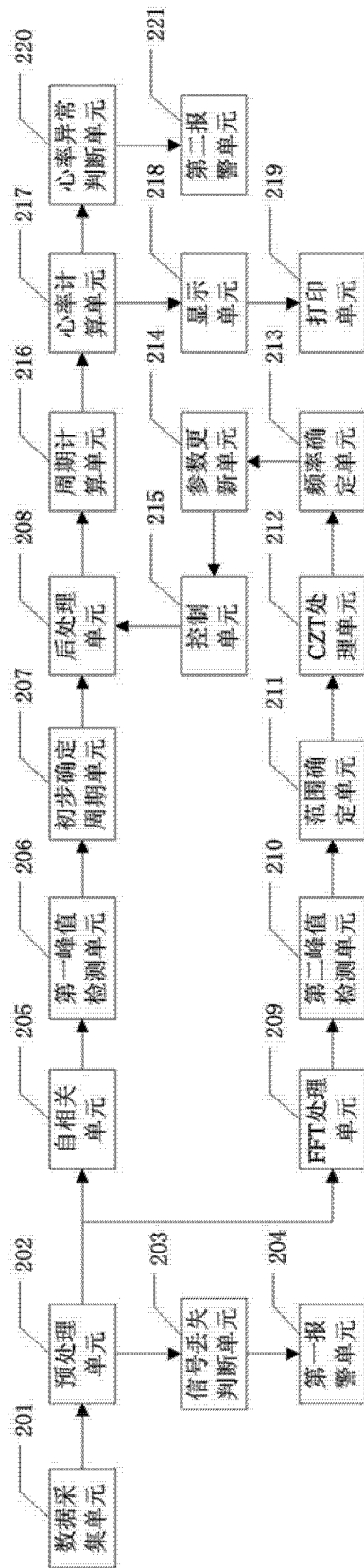


图 6