



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103654861 A

(43) 申请公布日 2014. 03. 26

(21) 申请号 201310631504. 9

(22) 申请日 2013. 11. 19

(71) 申请人 深圳京柏医疗设备有限公司

地址 518000 广东省深圳市宝安区西乡街道
劳动社区宝源工业区 34 号五楼

(72) 发明人 陈昕 牛洋洋 钟昇 温慧
付博文

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006. 01)

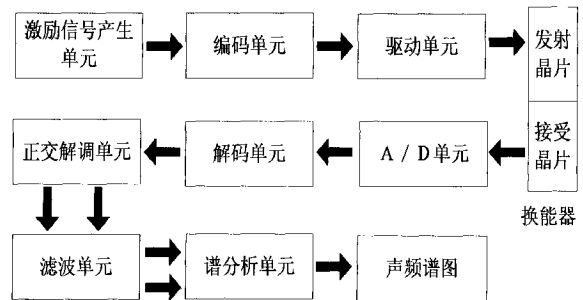
权利要求书2页 说明书5页 附图2页

(54) 发明名称

一种基于伪随机编码的超声脐带血流测量系统及方法

(57) 摘要

本发明公开了一种基于伪随机编码的超声脐带血流测量系统及方法,所述系统包括激励信号产生单元、编码单元、驱动单元、换能器、A/D 转换单元、解码单元、正交解调单元、滤波单元、以及谱分析单元;所述方法主要是在传统的超声波测量脐带血流的基础上,运用了编码技术,采用伪随机编码技术对原始激励波进行编码,回波信号经过 A/D 转换之后再进行解码,进行后续的处理。本发明采用经过伪随机编码的超声波去测量脐带血流,可以提高超声回波的信噪比,从而提高脐带血流检测精度,更有效的实现其临床应用价值。



1. 一种基于伪随机编码的超声脐带血流测量系统,其特征在于:包括激励信号产生单元、编码单元、驱动单元、换能器、A/D 转换单元、解码单元、正交解调单元、滤波单元、以及谱分析单元;

所述激励信号产生单元产生所需频率的原始连续激励信号;

所述编码单元将原始激励信号与预先设定好的伪随机码序列进行逻辑运算,实现对激励信号的伪随机编码;

所述驱动单元对编码之后的激励信号进行功率的放大,使其能够驱动换能器晶片产生相应参数的超声波;

所述换能器采用收发分立式换能器,由发射晶片和接收晶片组成,发射晶片收到激励信号的驱动,发生压电效应,产生所需参数的超声波,超声波在传播过程中,遇到胎儿脐带中的血流,产生多普勒频移回波信号;接收晶片接收该回波信号,将其转换为相应的电信号;

所述 A/D 转换单元按照预设的采样率,将接收晶片转换之后的模拟信号采样为数字信号;

所述解码单元对回波信号进行解码,原理与编码相同,用相同的伪随机码作相应的延时之后与回波信号作相同的逻辑运算;

所述正交解调单元将解码之后的回波信号进行正交解调,得到回波信号的频移信息;

所述滤波单元对解调后的信号进行滤波处理,得到更为纯净的频移信号,使其更好的反应血流信息;

所述谱分析单元对频移信号进行处理,提取其所携带的血流信息,以声频谱的形式反映出来,并根据提取的信息,计算出临床检测脐带血流所需的相关参数。

2. 根据权利要求 1 所述的一种基于伪随机编码的超声脐带血流测量系统,其特征在于:所述频移信息为脐带血流的运动速度,相对换能器的运动方向及血流分布情况。

3. 根据权利要求 1 所述的一种基于伪随机编码的超声脐带血流测量系统,其特征在于:所述伪随机码序列为 M 序列伪随机码。

4. 一种利用权利要求 1 所述基于伪随机编码的超声脐带血流测量系统进行超声脐带血流测量方法,其特征在于:包括以下步骤:

步骤一:系统的激励信号产生单元产生所需频率的原始连续激励信号;

步骤二:编码单元将原始激励信号与预先设定好的伪随机码序列进行逻辑运算,实现对激励信号的伪随机编码;

步骤三:驱动单元对编码之后的激励信号进行功率的放大,使其能够驱动换能器晶片产生相应参数的超声波;

步骤四:换能器中的发射晶片收到激励信号的驱动,发生压电效应,产生所需参数的超声波,超声波在传播过程中,遇到胎儿脐带中的血流,产生多普勒频移回波信号;换能器中的接收晶片接收该回波信号,将其转换为相应的电信号;

步骤五:A/D 转换单元按照预设的采样率,将接收晶片转换之后的模拟信号采样为数字信号;

步骤六:解码单元对回波信号进行解码,原理与编码相同,用相同的伪随机码作相应的延时之后与回波信号作相同的逻辑运算;

步骤七:正交解调单元将解码之后的回波信号进行正交解调,得到回波信号的频移信息;

步骤八:滤波单元对解调后的信号进行滤波处理,得到更为纯净的频移信号,使其更好的反应血流信息;

步骤九:谱分析单元对频移信号进行处理,提取其所携带的血流信息,以声频谱的形式反映出来,并根据提取的信息,计算出临床检测脐带血流所需的相关参数。

一种基于伪随机编码的超声脐带血流测量系统及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械技术领域,涉及超声波对脐带血流的测量,尤其涉及一种基于伪随机编码的超声脐带血流测量系统及方法。

背景技术

[0002] 超声波对脐带血流的测量,其基本的原理是多普勒原理。多普勒原理是:当声源与接收者的位置在均匀介质中发生相对运动时,接收者所接收的声波频率将发生改变这种现象,当声源远离接收器运动时,声波频率降低,相反运动时,声波频率增高,这种现象称为多普勒效应。当物体以速度 v 朝向声源运动,并且此时声源不动,假设此时声源连续发射频率为 f_0 的超声波,那么从物体上反射回来的超声波频率为 $f = \frac{c+v}{c} f_0$,如果声

波发射方向与物体运动方向并不在一条直线上,假设此时声束和物体运动方向的夹角为 θ ,并且声源与物体都在相对运动时,则取 v 沿声速方向的有效值 $v \cos \theta$,得出下列公式:

$f = \frac{c+v \cos \theta}{c} f_0$,则有 f 与 f_0 的差值得到多普勒频移 f_D ,则 $f_D = \frac{v \cos \theta}{c} f_0$,其中 c

为声源在某种介质中的传播速度。在超声波测量脐带血流中,其测量原理图如图 1 所示,超声探头分为发射和接收两个晶片,分别发射和接收连续超声波,探头安放于孕妇腹表,对准胎儿脐带中段,由于脐血流(血细胞等)相对于超声波探头有运动,故发射波碰到血流后其反射波会产生频率偏移(频移),频移的符号及大小与相对运动的速度的方向和大小有关,可由此推算出脐带内血流速度、方向及其分布情况,利用现代数字信号处理技术和计算机成像技术,形成脐带血流的彩色声谱图。对于医学超声成像(包括 B 超成像、彩超成像、脐带血流测量等),信噪比(signal to noise ratio, SNR)是决定成像质量的最重要因素。在传统超声系统中,超声信号在人体组织中严重衰减,使深处的回波被噪声淹没。尤其对于血流测量,还受到人体心跳等信号影响,SNR 往往很低,对后端检测处理电路的要求非常高。

[0003] 编码技术是通讯上常用的一种技术,可以有效提高信号在传输过程中的信噪比。编码技术被借鉴到医学超声成像中,应用范围已相当广泛。如果一个序列,一方面它是可以预先确定的,并且是可以重复地生产和复制的;一方面它又具有某种随机序列的随机特性(即统计特性),我们便称这种序列为伪随机序列。伪随机序列广泛应用二进制序列,它由两个元素 0,1 或 1,1 组成,序列中不同位置的元素取值相互独立,取 0 和取 1 的概率相等。

[0004] 伪随机序列被广泛应用到通信、航海、雷达系统中,主要包括 m 序列,Gold 和 Kasami 序列。伪随机序列具有很多优良特性,尤其是它的自相关特性,是最常用的扩谱码序列。二元伪随机序列必须具备以下性质:

[0005] 1) 在序列中“0”和“1”出现的相对频率各为 1/2;

[0006] 2) 在同长度的游程中,0 游程数和 1 游程数大致相等;

[0007] 3) 如果将给定的伪随机序列位移任何个元素,则所得序列的和原序列的对应的元素有一半相同,一半不同;

[0008] 4) 随机序列的自相关函数具有类似于白噪声自相关函数的性质。

[0009] 超声多普勒扩谱技术就是采用 M 序列伪随机码, 通过将载波信号频带宽度扩展到 M 序列信号所占的频带宽度, 使得在传输信息时使用一个比信息本身带宽大很多倍的传输带宽。如果考虑噪声对接收通道的影响, 并把非取样点以外的血流信号也视为干扰噪声, 超声多普勒扩谱系统可以在低发射功率条件下, 得到更高的信噪比。并且 M 序列伪随机码还可以提升连续超声波的距离选通能力, 从而提高回波信号的信噪比。

[0010] 目前超声测量脐带血流都采用较为传统的实现方案, 其框图如图 2 所示, 系统的激励信号产生单元产生所需频率的连续激励信号, 经过驱动单元的功率放大之后, 驱动换能器中的发射晶片产生连续超声波, 超声波在传播过程中, 遇到脐带中的血流发生反射, 产生多普勒频移回波信号, 换能器中的接收晶片接收到含有多普勒频移的回波信号, 将其转换成相应的电信号, 然后经过 A/D 转换单元, 把模拟信号变为数字信号, 之后是正交解调、滤波, 得到所需的频移信息, 再进行后续的频谱信号处理, 得到所需的声频谱图。传统的方案普遍存在的问题是: 回波信号中的信噪比不高, 易受到干扰, 使得最后的血流检测不精确。

发明内容

[0011] 本发明的主要目的在于提供一种基于伪随机编码的超声脐带血流测量方法, 解决在传统的脐带血流测量中, 回波信号信噪比低的问题, 采用经过伪随机编码的超声波去测量脐带血流, 可以提高超声回波的信噪比, 从而提高脐血流检测精度, 更有效的实现其临床应用价值。

[0012] 为实现上述目的, 本发明采用以下技术方案:

[0013] 一种基于伪随机编码的超声脐带血流测量系统, 包括激励信号产生单元、编码单元、驱动单元、换能器、A/D 转换单元、解码单元、正交解调单元、滤波单元、以及谱分析单元;

[0014] 所述激励信号产生单元产生所需频率的原始连续激励信号;

[0015] 所述编码单元将原始激励信号与预先设定好的伪随机码序列进行逻辑运算, 实现对激励信号的伪随机编码;

[0016] 所述驱动单元对编码之后的激励信号进行功率的放大, 使其能够驱动换能器晶片产生相应参数的超声波;

[0017] 所述换能器采用收发分立式换能器, 由发射晶片和接收晶片组成, 发射晶片收到激励信号的驱动, 发生压电效应, 产生所需参数的超声波, 超声波在传播过程中, 遇到胎儿脐带中的血流, 产生多普勒频移回波信号; 接收晶片接收该回波信号, 将其转换为相应的电信号;

[0018] 所述 A/D 转换单元按照预设的采样率, 将接收晶片转换之后的模拟信号采样为数字信号;

[0019] 所述解码单元对回波信号进行解码, 原理与编码相同, 用相同的伪随机码作相应的延时之后与回波信号作相同的逻辑运算;

[0020] 所述正交解调单元将解码之后的回波信号进行正交解调, 得到回波信号的频移信息;

[0021] 所述滤波单元对解调后的信号进行滤波处理, 得到更为纯净的频移信号, 使其更

好的反应血流信息；

[0022] 所述谱分析单元对频移信号进行处理，提取其所携带的血流信息，以声频谱的形式反映出来，并根据提取的信息，计算出临床检测脐带血流所需的相关参数。

[0023] 进一步的，所述频移信息为脐带血流的运动速度，相对换能器的运动方向及血流分布情况。

[0024] 进一步的，所述伪随机码序列为 M 序列伪随机码。

[0025] 本发明还提供了一种利用上述基于伪随机编码的超声脐带血流测量系统进行超声脐带血流测量方法，包括以下步骤：

[0026] 步骤一：系统的激励信号产生单元产生所需频率的原始连续激励信号；

[0027] 步骤二：编码单元将原始激励信号与预先设定好的伪随机码序列进行逻辑运算，实现对激励信号的伪随机编码；

[0028] 步骤三：驱动单元对编码之后的激励信号进行功率的放大，使其能够驱动换能器晶片产生相应参数的超声波；

[0029] 步骤四：换能器中的发射晶片收到激励信号的驱动，发生压电效应，产生所需参数的超声波，超声波在传播过程中，遇到胎儿脐带中的血流，产生多普勒频移回波信号；换能器中的接收晶片接收该回波信号，将其转换为相应的电信号；

[0030] 步骤五：A/D 转换单元按照预设的采样率，将接收晶片转换之后的模拟信号采样为数字信号；

[0031] 步骤六：解码单元对回波信号进行解码，原理与编码相同，用相同的伪随机码作相应的延时之后与回波信号作相同的逻辑运算；

[0032] 步骤七：正交解调单元将解码之后的回波信号进行正交解调，得到回波信号的频移信息；

[0033] 步骤八：滤波单元对解调后的信号进行滤波处理，得到更为纯净的频移信号，使其更好的反应血流信息；

[0034] 步骤九：谱分析单元对频移信号进行处理，提取其所携带的血流信息，以声频谱的形式反映出来，并根据提取的信息，计算出临床检测脐带血流所需的相关参数。

[0035] 本发明的有益效果是：将伪随机编码技术用于超声脐带血流检测，通过编码技术，提高了超声回波的信噪比，从而提高血流检测的精度。

[0036] 本发明的特征及优点将通过实施例结合附图进行详细说明。

附图说明

[0037] 图 1 为超声波测量脐带血流原理图；

[0038] 图 2 传统超声测量脐带血流方法框图；

[0039] 图 3 为本发明超声测量脐带血流方法框图；

[0040] 图 4 为本发明伪随机码编码原理示意图；

[0041] 图 5 为本发明 M 序列伪随机码提高回波信号的信噪比原理示意图；

[0042] 图 6 为本发明 M 序列的自相关函数性质示意图。

具体实施方式

[0043] 本发明主要是在传统的超声波测量脐带血流的基础上,运用了编码技术。采用伪随机编码技术对原始激励波进行编码,回波信号经过 A/D 转换之后再行解码,进行后续的处理。

[0044] 如图 3 所示,本发明提供了一种基于伪随机编码的超声脐带血流测量系统及方法,所述系统包括激励信号产生单元、编码单元、驱动单元、换能器、A/D 转换单元、解码单元、正交解调单元、滤波单元、以及谱分析单元;所述方法包括以下步骤:

[0045] 步骤一:系统的激励信号产生单元产生所需频率的原始连续激励信号;

[0046] 步骤二:编码单元将原始激励信号与预先设定好的伪随机码序列进行逻辑运算,实现对激励信号的伪随机编码,其编码原理示意图如图 4 所示;

[0047] 步骤三:驱动单元对编码之后的激励信号进行功率的放大,使其能够驱动换能器晶片产生相应参数的超声波;

[0048] 步骤四:换能器中的发射晶片收到激励信号的驱动,发生压电效应,产生所需参数的超声波,超声波在传播过程中,遇到胎儿脐带中的血流,产生多普勒频移回波信号;换能器中的接收晶片接收该回波信号,将其转换为相应的电信号;

[0049] 步骤五:A/D 转换单元按照预设的采样率,将接收晶片转换之后的模拟信号采样为数字信号;

[0050] 步骤六:解码单元对回波信号进行解码,原理与编码相同,用相同的伪随机码作相应的延时之后与回波信号作相同的逻辑运算;

[0051] 步骤七:正交解调单元将解码之后的回波信号进行正交解调,得到回波信号的频移信息,该频移信息反映了脐带血流的运动速度,相对换能器的运动方向及血流分布情况等;

[0052] 步骤八:滤波单元对解调后的信号进行滤波处理,得到更为纯净的频移信号,使其更好的反应血流信息;

[0053] 步骤九:谱分析单元对频移信号进行处理,提取其所携带的血流信息,以声频谱的形式反映出来,并根据提取的信息,计算出临床检测脐带血流所需的相关参数。

[0054] 本发明采用 M 序列伪随机码,对超声多普勒扩谱提高回波信号的信噪比。

[0055] 令 N 为编码长度,二进制编码激励带来的信噪比增益理论上为:

$$[0056] \quad \text{SNR}_{\text{gain}} = 10 \lg N$$

[0057] 由上式可知,随着编码长度 N 的增加,信噪比增益增加。在超声测脐带血流中,所用的是连续激励波,故此 N 值可以尽量的大。因此,M 序列的伪随机码通过超声多普勒扩谱技术提高回波信号的信噪比。

[0058] 本发明采用 M 序列伪随机码,使连续超声波具有更好的距离选通能力,从而能有效提高回波信号的信噪比,如图 5 所示,设主频产生的高频正弦波被伪随机序列 M 调制成发射信号 $F_c(t)$,

$$[0059] \quad F_c(t) = M(t) \sin \omega_0 t$$

[0060] 设发送信号在第 i 个反射体反射回接收探头的时间是 τ_i ,由于血流的运动而产生的多普勒角频率为 ω_{di} ,反射波的衰减率为 $A_i (< 1)$ 。这样,接收探头接收到的回波信号 $F_s(t)$ 就可写成:

$$[0061] \quad F_s(t) = \sum_{i=1}^n A_i M(t - \tau_i) \cdot \sin(\omega_0 + \omega_{di})(t - \tau_i)$$

[0062] 如果需要检测目标的选通距离为 R_{i1} , 对应的解调信号延迟时间为 τ_k , 则用作解调得 M 序列经 τ_k 延迟后为 $M(t - \tau_k)$. 解调后的信号 $F_D(t)$ 就可写成:

$$[0063] \quad F_D(t) = \sum_{i=1}^n A_i M(t - \tau_i) \cdot M(t - \tau_k) \sin(\omega_0 + \omega_{di})(t - \tau_i)$$

[0064] 由图 6 中 M 序列的自相关函数性质可以得到:

[0065]

$$\rho(\tau) = \begin{cases} 1 - (P + 1) / Pt_c \cdot \tau, & -t_c < \tau < t_c \\ -\frac{1}{P}, & \text{其余} \end{cases}$$

[0066] 在 n 个反射体当中, 如已知距离为 R_{i1} 的目标是待测目标。调整 $\tau_k = \tau_{i1}$, 此时:

$$[0067] \quad M(t - \tau_{i1}) \cdot M(t - \tau_k) = 1$$

[0068] 为简化起见设其余 $(n-1)$ 个目标对应的 τ_i , 都大于 t_c 。那么, 解调后通过带通滤波器, 回波信号就变成:

$$[0069] \quad F_D(t) = A_{i1} \sin(\omega_0 + \omega_{di})(t - \tau_i) - \frac{1}{P} \sum_{i=1}^{n-1} A_i \sin(\omega_0 + \omega_{di})(t - \tau_i)$$

[0070] 如果为随机序列周期 P 值相当大, 则上述公式第二项可略去, 则

$$[0071] \quad F_D(t) = A_{i1} \sin(\omega_0 + \omega_{di})(t - \tau_i)$$

[0072] 这样, 所需选通距离 R_{i1} 的目标所含的信息就被检测出来, 再经过后续的处理即可得到血流的速度信息和方向信息。

[0073] 因此, 本发明经过伪随机编码的连续超声波具有更好的距离选通能力, 使回波信号的信噪比大幅度提高。

[0074] 虽然结合附图描述了本发明的实施方式, 但是本领域的技术人员可以在所附权利要求的范围之内作出各种变形或修改, 只要不超过本发明的权利要求所描述的保护范围, 都应当在本发明的保护范围之内。

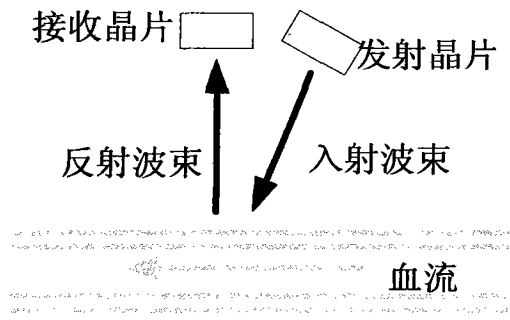


图 1

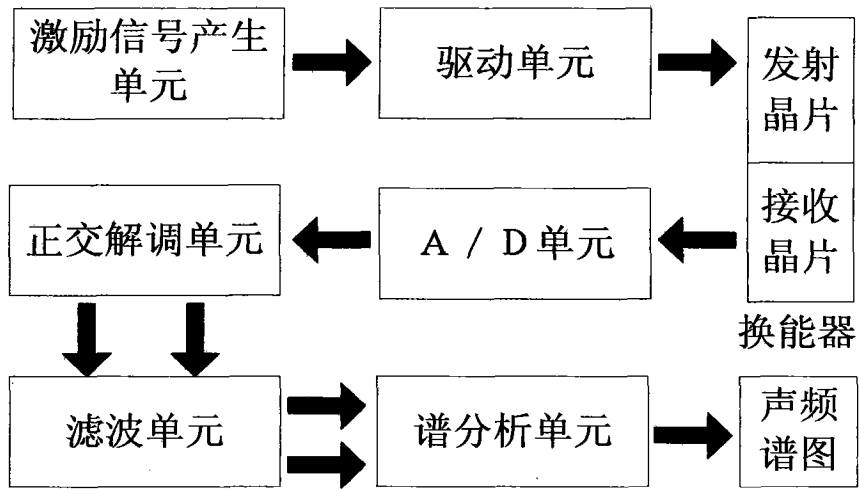


图 2

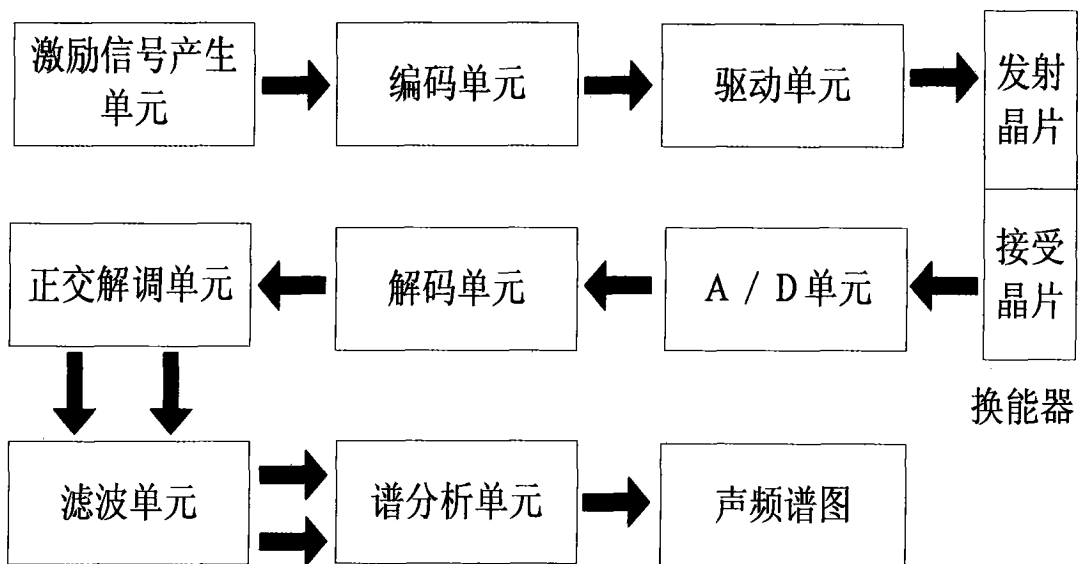


图 3

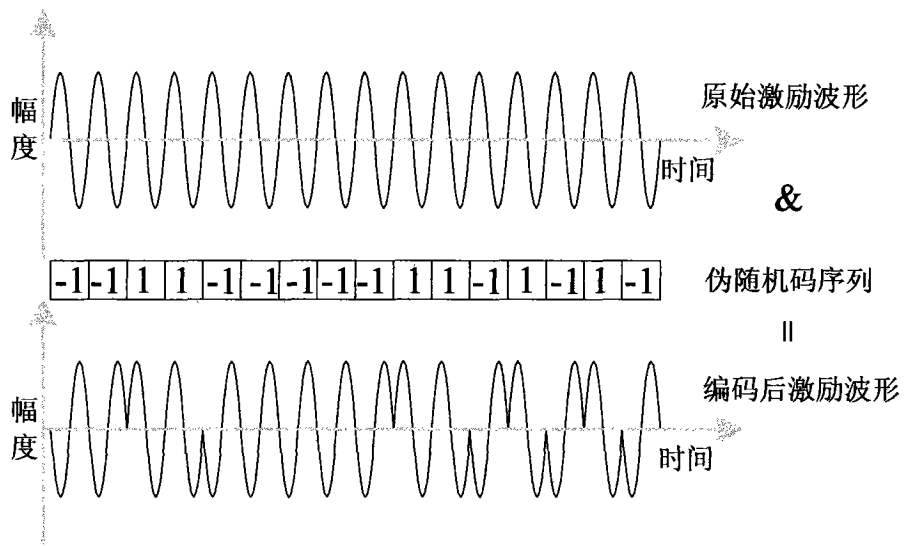


图 4

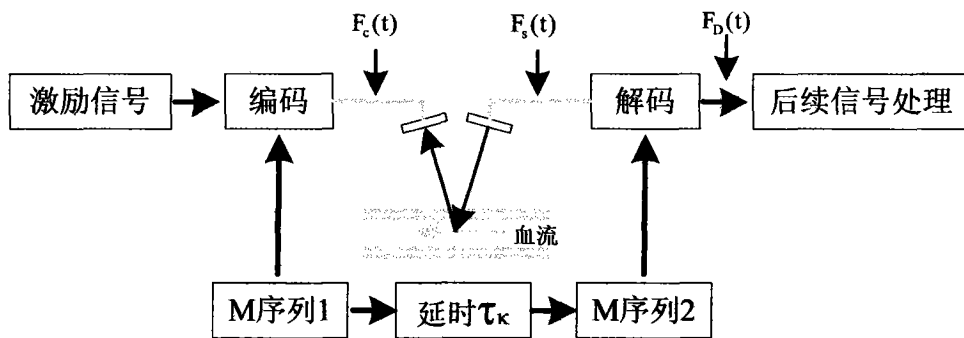


图 5

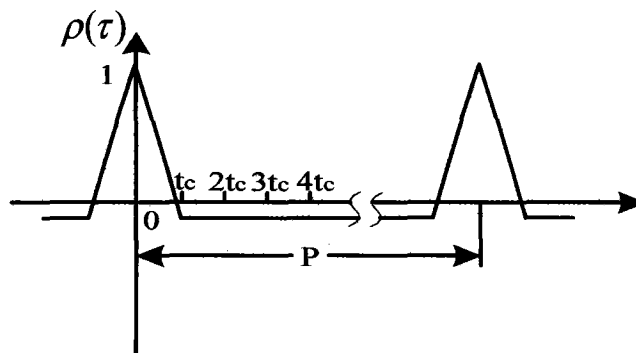


图 6

专利名称(译)	一种基于伪随机编码的超声脐带血流测量系统及方法		
公开(公告)号	CN103654861A	公开(公告)日	2014-03-26
申请号	CN201310631504.9	申请日	2013-11-19
[标]申请(专利权)人(译)	深圳京柏医疗设备有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳京柏医疗设备有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳京柏医疗设备有限公司		
[标]发明人	陈昕 牛洋洋 钟昇 温慧 付博文		
发明人	陈昕 牛洋洋 钟昇 温慧 付博文		
IPC分类号	A61B8/06		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于伪随机编码的超声脐带血流测量系统及方法，所述系统包括激励信号产生单元、编码单元、驱动单元、换能器、A/D转换单元、解码单元、正交解调单元、滤波单元、以及谱分析单元；所述方法主要是在传统的超声波测量脐带血流的基础上，运用了编码技术，采用伪随机编码技术对原始激励波进行编码，回波信号经过A/D转换之后再解码，进行后续的处理。本发明采用经过伪随机编码的超声波去测量脐带血流，可以提高超声回波的信噪比，从而提高脐带血流检测精度，更有效的实现其临床应用价值。

