



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103845080 A

(43) 申请公布日 2014. 06. 11

(21) 申请号 201410063361. 0

(22) 申请日 2014. 02. 25

(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 付博文

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006. 01)

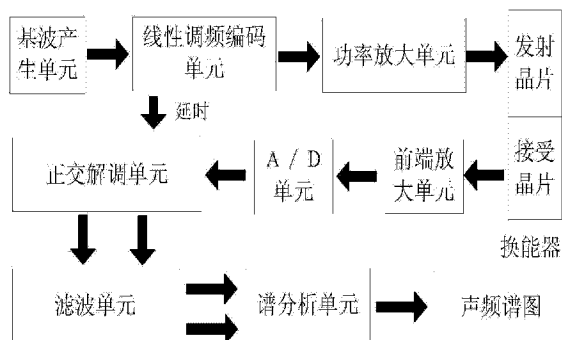
权利要求书2页 说明书7页 附图2页

(54) 发明名称

一种基于线性调频编码的超声脐带血流测量系统与方法

(57) 摘要

本发明公开了一种基于线性调频编码的超声脐带血流测量系统和方法,所述系统包括基波产生单元、线性调频编码单元、功率放大单元、换能器、前端放大单元、A/D 转换单元、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,采用线性调频编码技术对原始激励波进行编码,回波信号经前端放大和 A/D 转换之后用正交解调进行解码,进行后续的处理。本发明将线性调频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。



1. 一种基于线性调频编码的超声脐带血流测量系统,其特征在于:包括基波产生单元、线性调频编码单元、功率放大单元、换能器、前端放大单元、A/D 转换单元、正交解调单元、滤波单元、以及谱分析单元;

所述基波产生单元产生所需频率的原始连续激励信号;

所述线性调频编码单元用预先设定好参数的调制波对原始激励信号进行调制,从而实现对激励信号的线性调频编码,编码分为两路,一路作为参考信号,另外一路作为激励信号激励超声换能器产生超声波;

所述功率放大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;

所述前端放大单元对接收晶片转换的电信号进行初步的放大,使其符合 ADC 量程范围。

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;

所述正交解调单元将经过线性编码单元调制、并且作了相应延时的参考信号,分为两路,其中一路作 $\pi/2$ 的相移,然后分别与回波信号相乘,进行正交解调;

所述滤波单元对解调后的信号进行滤波处理,低通滤波,得到回波信号的频移信息;

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 所述的一种基于线性调频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. 一种利用权利要求 1 所述基于线性调频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:系统的基波产生单元产生所需频率的原始连续激励信号;

步骤二:线性调频编码单元用预先设定好参数的调制波对原始激励信号进行调制,从而实现对激励信号的线性调频编码,编码分为两路,一路作为参考信号,另外一路作为激励信号激励超声换能器产生超声波;

步骤三:功率放大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:前端放大单元对接收晶片转换的电信号进行初步的放大,使其符合 ADC 量程范围。

步骤六: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;

步骤七：正交解调单元将经过线性编码单元调制、并且作了相应延时的参考信号，分为两路，其中一路作 $\pi/2$ 的相移，然后分别与回波信号相乘，进行正交解调；

步骤八：滤波单元对解调后的信号进行滤波处理，低通滤波，得到回波信号的频移信息；

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，以声谱图的形式反映出来，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。

一种基于线性调频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,尤其涉及一种基于线性调频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。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,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。

[0003] 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。

[0004] 超声多普勒血流速度测量方法按信号类型可分为连续波超声多普勒血流速度测量和脉冲波多普勒血流速度测量。连续波多普勒系统发射连续信号,沿波束方向得到的血流和组织运动多普勒频移信号均被接收,并通过多普勒频谱分析,显示出来。灵敏度高、拥有很强的速度分辨能力,能够检测高速血流速度信息,而且不会受到深度的限制,能够检测心脏等的高速血流信息。但由于连续波多普勒接收的回波信号并不区分不同距离或不同延时的回波,所有回波混叠在一起,因而所有的运动物体所产生的多普勒频移也混叠在一起,因此无法确定产生多普勒频移的运动目标的具体位置,无法进行定位诊断。为了克服连续波多普勒测量系统在测量运动目标时不具备距离信息的不足,脉冲波多普勒测量系统发展了起来。通过多普勒技术和脉冲回波技术的结合,可以通过延迟控制进行距离选定,测得选定位置的多普勒频移信息。但是,脉冲多普勒测量系统的最大测量深度和最大可测速度之

间彼此受到制约,同时功率要求较高,信噪比差。针对普通连续波和脉冲波多普勒测量系统存在的不足,调频连续波多普勒测量系统的提出,很好地解决了两者的不足。调频连续波多普勒测量系统把多普勒技术和正交解调技术结合起来,通过延迟时间选通距离,通过获得的最大多普勒频谱值所对应的多普勒频率和参考距离,确定距离信息和速度信息。连续的发射信号具有频率调制的标志后,就具有测得目标距离的能力了。调频连续波血流速度测量系统的发射信号是调频信号,其发射频率是改变的,通过改变发射频率,并测量接收信号相对于发射信号的频率特征的方法来测定目标距离。因此调频连续波测量系统具有普通连续波测量系统低功率特点,同时能够获得被测物体速度和位置信息。调频是一种载波频率随调制信号改变的调制方式,其频率不是一个常数,是随调制信号而在一定范围内变化,其幅值则是一个常数。一般干扰信号总是叠加在信号上,改变其幅值,所以调频波虽然受到干扰后幅度也会发生变化,但是在接收端可以通过限幅器将信号的幅度变化滤掉,所以调频波信号的抗干扰性较好。调频连续波分为调频等幅连续波和随机调频连续波。常用的调频等幅连续波调制方式主要有三角波调频、锯齿波调频、正弦波调频和平方律波调频,其中三角波调频和锯齿波调频又属于线性调频,正弦波调频和平方律波调频又属于非线性调频;随机调频连续波调制方式主要有高斯白噪声调频和混沌波调频。

[0005] 三角波调频连续波发射信号表达式为:

$$[0006] \quad S_1(t) = A \sum_{m=0}^{M-1} u_1(t - mT) \exp(j2\pi f_0 t)$$

[0007] 其中调制信号 $u_1(t)$ 为:

[0008]

$$u_1(t) = \begin{cases} \exp(j2\pi \frac{W}{T} t^2), & 0 \leq t \leq \frac{T}{2} \\ \exp[j2\pi(-\frac{W}{T} t^2 + 2Wt - \frac{TW}{2})], & \frac{T}{2} \leq t \leq T \\ 0 & \text{其他} \end{cases}$$

[0009] 瞬时相位为:

$$[0010] \quad \theta_1(t) = \begin{cases} 2\pi(f_0 t + \frac{W}{T} t^2), & 0 \leq t \leq \frac{T}{2} \\ 2\pi(f_0 t - \frac{W}{T} t^2 + 2Wt - \frac{TW}{2}), & \frac{T}{2} \leq t \leq T \end{cases}$$

[0011] 瞬时频率为:

$$[0012] \quad f_1(t) = \begin{cases} f_0 + 2\frac{W}{T} t, & 0 \leq t \leq \frac{T}{2} \\ f_0 - 2\frac{W}{T} t + 2W, & \frac{T}{2} \leq t \leq T \end{cases}$$

[0013] 其中 f_0 是信号的初始频率, T 是信号的频率调制周期, W 是信号的频率调制带宽。从信号的瞬时频率可以看出,三角波调频连续波信号的瞬时频率在一个调频周期 T 内,随时间线性上升到极大值后,又线性下降到初始值,属于线性调频。这里的信号是一个对称三角波调频,在信号的每个周期内包括了正、负两个部分,它的调频斜率绝对值相等,但是符

号相反,调制频率是对称的。信号的中心频率 $f_{\text{mid}} = f_0 + W/2$, 调频斜率为 $k = 2W / T$ 。

[0014] 锯齿波调频连续波发射信号表达式为:

$$[0015] \quad S_2(t) = A \sum_{m=0}^{M-1} u_2(t - mT) \exp(j2\pi f_0 t)$$

[0016] 其中调制信号 $u_2(t)$ 为:

[0017]

$$u_2(t) = \begin{cases} \exp(j2\pi \frac{W}{T} t^2), & 0 \leq t \leq T \\ 0 & \text{其他} \end{cases}$$

[0018] 瞬时相位为:

$$[0019] \quad \theta_2(t) = 2\pi(f_0 t + \frac{W}{T} t^2), \quad 0 \leq t \leq T$$

[0020] 瞬时频率为:

$$[0021] \quad f_2(t) = f_0 + 2 \frac{W}{T} t, \quad 0 \leq t \leq T$$

[0022] 其中 f_0 是信号的初始频率, T 是信号的频率调制周期, W 是信号的频率调制带宽。从信号的瞬时频率可以看出, 锯齿波调频连续波信号的瞬时频率在一个调频周期 T 内, 随时间线性上升到极大值后, 又跳跃到初始值, 属于线性调频。信号的中心频率 $f_{\text{mid}} = f_0 + W$, 调频斜率为 $k = 2W / T$ 。

[0023] 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, 经过功率放大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, 经过前端放大单元的信号放大, 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

[0024] 本发明的主要目的在于提供一种基于线性调频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, 采用经过线性调频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。

[0025] 为实现上述目的, 本发明采用以下技术方案:

[0026] 一种基于线性调频编码的超声脐带血流测量系统, 其包括基波产生单元、线性调频编码单元、功率放大单元、换能器、前端放大单元、A/D 转换单元、正交解调单元、滤波单元、以及谱分析单元;

[0027] 所述基波产生单元产生所需频率的原始连续激励信号;

[0028] 所述线性调频编码单元用预先设定好参数的调制波对原始激励信号进行调制, 从而实现对激励信号的线性调频编码, 编码分为两路, 一路作为参考信号, 另外一路作为激励

信号激励超声换能器产生超声波；

[0029] 所述功率放大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；

[0030] 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；

[0031] 所述前端放大单元对接收晶片转换的电信号进行初步的放大,使其符合 ADC 量程范围。

[0032] 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；

[0033] 所述正交解调单元将经过线性编码单元调制、并且作了相应延时的参考信号,分为两路,其中一路作 $\pi/2$ 的相移,然后分别与回波信号相乘,进行正交解调；

[0034] 所述滤波单元对解调后的信号进行滤波处理,低通滤波,得到回波信号的频移信息；

[0035] 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。

[0036] 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。

[0037] 本发明还提供了一种利用基于线性调频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,其包括以下步骤：

[0038] 步骤一：系统的基波产生单元产生所需频率的原始连续激励信号；

[0039] 步骤二：线性调频编码单元用预先设定好参数的调制波对原始激励信号进行调制,从而实现对激励信号的线性调频编码,编码分为两路,一路作为参考信号,另外一路作为激励信号激励超声换能器产生超声波；

[0040] 步骤三：功率放大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；

[0041] 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；

[0042] 步骤五：前端放大单元对接收晶片转换的电信号进行初步的放大,使其符合 ADC 量程范围。

[0043] 步骤六：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；

[0044] 步骤七：正交解调单元将经过线性编码单元调制、并且作了相应延时的参考信号,分为两路,其中一路作 $\pi/2$ 的相移,然后分别与回波信号相乘,进行正交解调；

[0045] 步骤八：滤波单元对解调后的信号进行滤波处理,低通滤波,得到回波信号的频移信息；

[0046] 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,以声谱图的形式反映出来,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。

[0047] 本发明的有益效果是：将线性调频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。

[0048] 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

[0049] 图 1 为超声波测量脐带血流原理图；

[0050] 图 2 传统超声测量脐带血流方法框图；

[0051] 图 3 为本发明超声测量脐带血流方法框图；

[0052] 图 4 为本发明线性调频编码原理示意图；

具体实施方式

[0053] 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 转换之后再进行解码，进行后续的处理。

[0054] 如图 3 所示，本发明提供了一种基于线性调频编码的超声脐带血流测量系统和方法，所述系统包括基波产生单元、线性调频编码单元、功率放大单元、换能器、前端放大单元、A/D 转换单元、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，采用线性调频编码技术对原始激励波进行编码，回波信号经前端放大和 A/D 转换之后用正交解调进行解码，进行后续的处理，具体包括如下步骤：

[0055] 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；

[0056] 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；

[0057] 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；

[0058] 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；

[0059] 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；

[0060] 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；

[0061] 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；

[0062] 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；

[0063] 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。

[0064] 本发明主要是将线性调频连续波技术应用于脐带血流的测量,本发明的线性调频连续波测量脐带血流原理如下:如图4所示,调频连续波测量脐带血流系统通过调制产生调频连续波,经换能器转化为超声波进行发射,超声信号遇到红细胞反射回来,通过换能器转化为电信号,然后与参考信号相乘,解调出多普勒频移信号。

[0065] 调频连续波信号表示为:

$$[0066] \quad S_T(t) = A \exp[j2\pi f_0 t + jK_e(t)] = A \sin[2\pi f_0 t + K_e(t)]$$

[0067] 调制波信号表示为:

$$[0068] \quad u(t) = \exp[jK_e(t)]$$

[0069] 根据多普勒效应推导,假定在发射与接收端之间的传播衰减为 a , f_d 是多普勒频率, c 是超声在人体组织的速度, v 是血流速度, L 为探测血流深度, τ 为延迟时间,则接收到的回波信号:

[0070]

$$S_R(t) = aA \sin[2\pi(f_0 + f_d)t + K_e(t - \tau) - \varphi_0]$$

[0071] 其中, $\tau = 2(L + vt)/c$, $\varphi_0 = 4\pi f_0 L/(c - v)$ 。

[0072] 给出参考信号:

$$[0073] \quad S_{ref}(t) = A \sin[2\pi f_0 t + K_e(t - \tau_r)]$$

[0074] 采用相关方法,将回波信号与参考信号相乘,得到:

[0075]

$$\begin{aligned} S_D(t) &= S_{ref}(t) \times S_R(t) \\ &= -aA^2 \cos[2\pi(f_0 + f_d)t + K_e(t - \tau) - \varphi_0 + K_e(t - \tau)]/2 \\ &\quad + aA^2 \cos[-2\pi f_d t + K_e(t - \tau) + \varphi_0 - K_e(t - \tau)]/2 \end{aligned}$$

[0076] 通过低通滤波可得:

[0077]

$$\begin{aligned} S_d(t) &= |S_D(t)|_{LPF} \\ &= aA^2 \cos[-2\pi f_d t + K_e(t - \tau) + \varphi_0 - K_e(t - \tau)]/2 \end{aligned}$$

[0078] 当参考信号延迟与回波信号延迟相等,即 $\tau_r = \tau + nT_m$ 时:

[0079]

$$S_d(t) = aA^2 \cos(2\pi f_d t - \varphi_0)/2$$

[0080] 若 $u(t)$ 为等幅调制,具有周期性,记周期为 T_m ,则调制频率为 f_m 。由于等幅调频信号的周期性,难以区分延迟 τ 和 $\tau + T_m$ 所对应的距离。也就是说,距离每隔 $\Delta L = nc/f_m$,所对应的 $u(t - \tau) = u(t - nT_m)$,这就产生了距离模糊。为了消除距离模糊,在选择调制频率时,应使一个调制周期所对应的距离范围大于可测得的距离变化范围。设 L 为系统能够测出的距离范围,则应使这个可测得的距离变化范围 $L < c/(2f_m)$ 。

[0081] 在实际操作中,采用回波信号与通过各个距离门延迟的参考信号相乘,通过低通滤波,再进行傅里叶变换得到多普勒频谱,根据实际延迟时间与参考延迟时间相等时,能获得理想的多普勒功率谱,多普勒功率值最大,由此确定超声波传输时间与多普勒频率,从而确定对应的距离和速度。相比于不加编码的连续波,线性调频编码连续波通过距离门延时来控制检测深度,从而提高回波信号的信噪比,使对脐带血流的检测更加准确。

[0082] 因此,本发明将线性调频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。

[0083] 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。

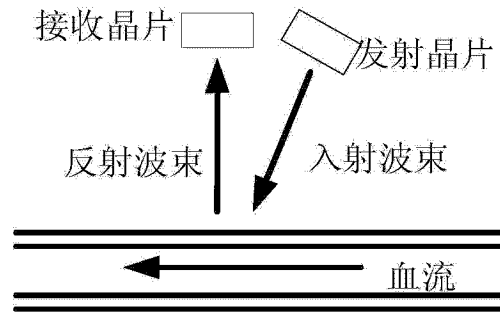


图 1

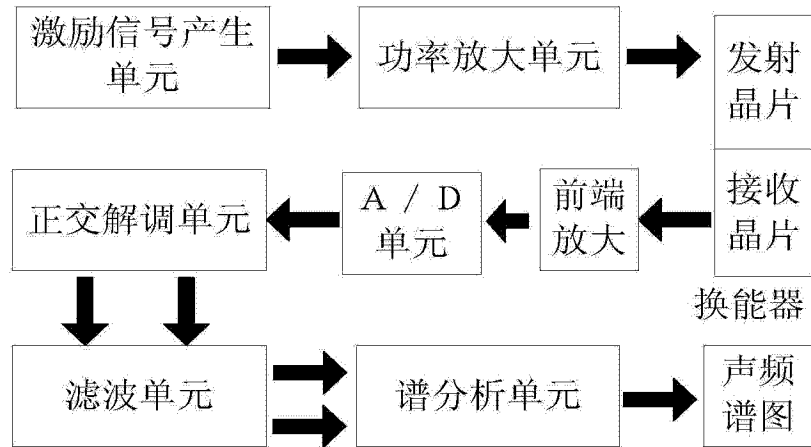


图 2

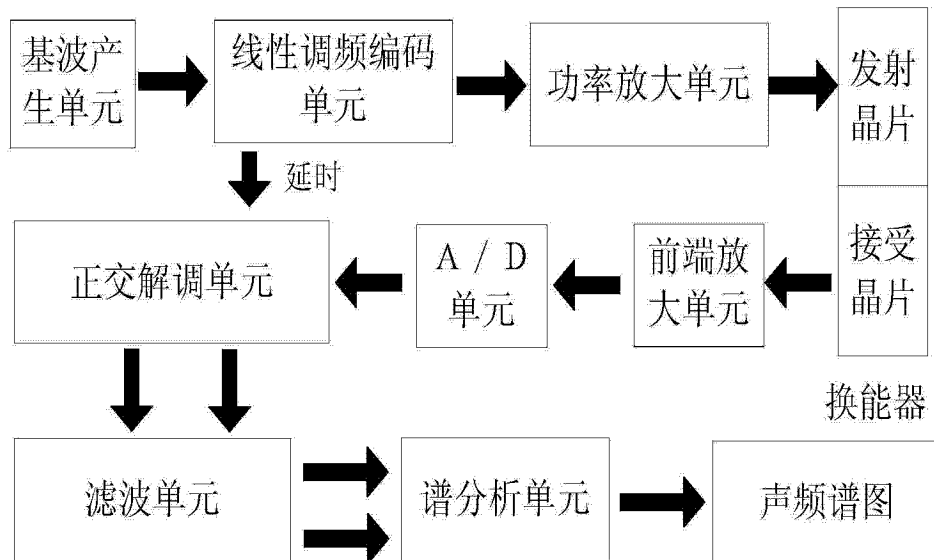


图 3

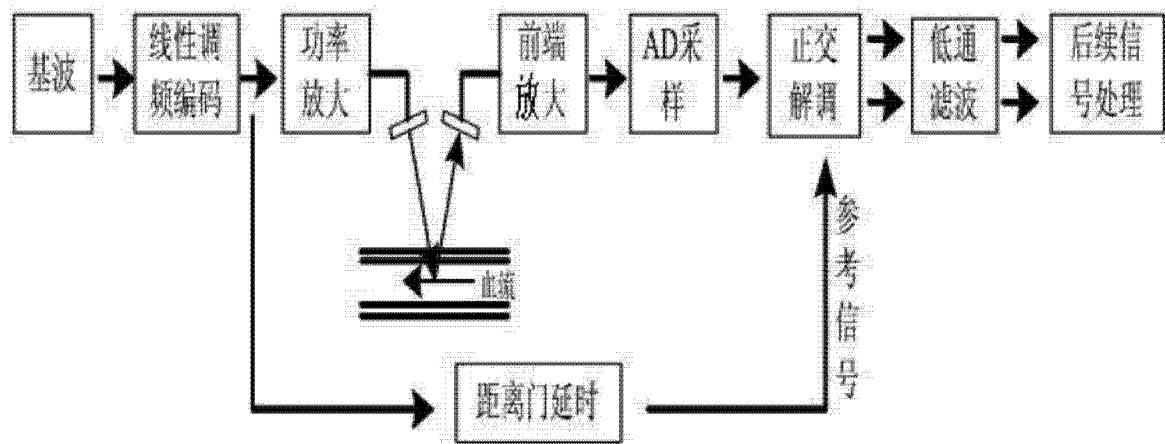


图 4

专利名称(译)	一种基于线性调频编码的超声脐带血流测量系统及方法		
公开(公告)号	CN103845080A	公开(公告)日	2014-06-11
申请号	CN201410063361.0	申请日	2014-02-25
[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 付博文		
发明人	陈昕 牛洋洋 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线性调频编码的超声脐带血流测量系统和方法，所述系统包括基波产生单元、线性调频编码单元、功率放大单元、换能器、前端放大单元、A/D转换单元、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，采用线性调频编码技术对原始激励波进行编码，回波信号经前端放大和A/D转换之后用正交解调进行解码，进行后续的处理。本发明将线性调频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。

