



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105411627 A

(43) 申请公布日 2016.03.23

(21) 申请号 201511002768.3

(22) 申请日 2015.12.28

(71) 申请人 武汉大学

地址 430072 湖北省武汉市武昌区珞珈山武汉大学

(72)发明人 龚志浩

(74) 专利代理机构 武汉科皓知识产权代理事务
所（特殊普通合伙）42222

代理人 彭艳君

(51) Int. Cl.

A61B 8/06(2006.01)

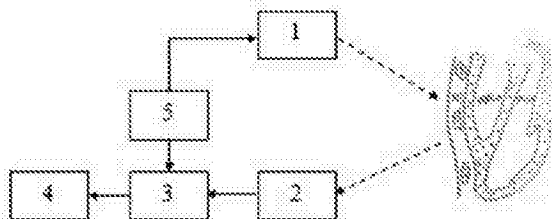
权利要求书1页 说明书5页 附图4页

(54) 发明名称

一种测量血流横向速度的装置及方法

(57) 摘要

本发明公开了一种测量血流横向速度的装置及方法,包括控制单元,所述控制单元连接有超声波发射单元和信号处理单元,超声波接收单元与所述信号处理单元、速度显示单元依次连接。本发明在人体皮肤表面放置超声探头,利用测量装置的超声发射单元发射出超声波信号,信号到血液后被反射,形成反射信号,超声接收单元中的两个接收电路分别接收反射信号,得到两路接收信号,两路接收信号经过信号处理单元处理后得到基带干涉信号,信号处理单元根据基带干涉信号的频率特性提取出运动物体的横向速度;通过横向速度的测量,相比传统的多普勒径向速度的测量,大大提高了测量精度,实现了更精细人体血流组织的疾病检测。



1. 一种测量血流横向速度的装置,其特征在于:包括控制单元,所述控制单元连接有超声波发射单元和信号处理单元,超声波接收单元与所述信号处理单元、速度显示单元依次连接。

2. 如权利要求1所述的测量血流横向速度的装置,其特征在于:所述超声波发射单元包括高频振荡电路、功率放大电路和超声波发射探头;所述控制单元通过开关控制所述高频振荡电路输出余弦脉冲波;所述高频振荡电路的输出端与所述功率放大电路的输入端相连,所述功率放大电路的输出端与所述超声波发射探头的输入端相连。

3. 如权利要求1所述的测量血流横向速度的装置,其特征在于:所述超声波接收单元包括两个接收电路,所述接收电路包括依次连接的超声波接收探头和低噪放大器电路;两个低噪放大器电路分别与所述信号处理单元连接;两个超声波接收探头之间存在距离D。

4. 如权利要求1所述的测量血流横向速度的装置,其特征在于:所述的信号处理单元包括干涉及速度信息提取单元以及与之连接的两路采样及距离信息提取单元;所述干涉及速度信息提取单元与所述速度显示单元连接;所述两路采样及距离信息提取单元分别与所述超声波接收单元中的两个超声波接收探头连接;所述控制单元分别与所述两路采样及距离信息提取单元连接。

5. 如权利要求4所述的测量血流横向速度的装置,其特征在于:所述干涉及速度信息提取单元实现两路基带信号的相加或相减以得到基带干涉信号。

6. 一种利用权利要求1至5任一项权利要求所述的测量血流横向速度的装置的测量方法,其特征在于:包括以下步骤:

第一步:利用测量血流横向速度的装置中超声波发射单元发射出超声波信号,信号到达人体血液里遇到运动物质后被反射,形成反射信号;

第二步:测量血流横向速度的装置中超声波接收单元中的两个接收电路分别接收反射信号,得到两路接收信号;

第三步:将第二步所得两路接收信号经过信号处理单元处理后得到基带干涉信号;

第四步:再由信号处理单元根据基带干涉信号的频率特性提取出人体血液的横向速度。

一种测量血流横向速度的装置及方法

技术领域

[0001] 本发明属于超声波技术领域,具体涉及一种测量血流横向速度的装置及方法。

背景技术

[0002] 现有测量血液流速的方法主要有超声多普勒成像原理与技术。超声多普勒效应是在连续介质中,当波源相对与接收体(如接收仪器)运动时,接收体所收到的波动频率发生变化,不同于波源所发出的频率,两者的频差值,即所谓的频移大小与波源同接收体相对运动的速度有关。超声多普勒技术通过研究接收到的超声波与一定夹角发射的超声波之间产生的频移,根据频移与速度的关系,得出血液流速。但是,现有超声多普勒技术有下列缺陷:人体大部分血管与体表平行,为了实现传统径向速度测量,超声探头必须倾斜,由于不同的角度(超声波束有一定宽度)有着非常不同的径向分量(投影),导致多普勒谱展宽,影响测量准确性。血管的脉动也对多谱勒谱有贡献,干扰径向速度测量,如图1所示。

发明内容

[0003] 本发明的目的是解决传统径向血流速度测量超声探头必须倾斜,影响测量准确性,血管的脉动对多谱勒谱有贡献,干扰径向速度测量的问题。

[0004] 为实现上述目的,提出利用干涉原理测量血流速度的装置及方法,能够测量血流横向速度,而且没有脉动的径向干扰,测量精度也更加高。

[0005] 本发明采用的技术方案是:一种测量血流横向速度的装置,包括控制单元,所述控制单元连接有超声波发射单元和信号处理单元,超声波接收单元与所述信号处理单元、速度显示单元依次连接。

[0006] 优选的,所述超声波发射单元包括高频振荡电路、功率放大电路和超声波发射探头;所述控制单元通过开关控制所述高频振荡电路输出余弦脉冲波;所述高频振荡电路的输出端与所述功率放大电路的输入端相连,所述功率放大电路的输出端与所述超声波发射探头的输入端相连。

[0007] 优选的,所述超声波接收单元包括两个接收电路,所述接收电路包括依次连接的超声波接收探头和低噪放大器电路;两个低噪放大器电路分别与所述信号处理单元连接;两个超声波接收探头之间存在距离D。

[0008] 优选的,所述的信号处理单元包括干涉及速度信息提取单元以及与之连接的两路采样及距离信息提取单元;所述干涉及速度信息提取单元与所述速度显示单元连接;所述两路采样及距离信息提取单元分别与所述超声波接收单元中的两个超声波接收探头连接;所述控制单元分别与所述两路采样及距离信息提取单元连接。

[0009] 进一步优选的,所述干涉及速度信息提取单元实现两路基带信号的相加或相减以得到基带干涉信号。

[0010] 一种利用测量血流横向速度的装置的测量方法,包括以下步骤:

[0011] 第一步:利用测量血流横向速度的装置中超声波发射单元发射出超声波信号,信

号到达人体血液里遇到运动物质后被反射,形成反射信号;

[0012] 第二步:测量血流横向速度的装置中超声波接收单元中的两个接收电路分别接收反射信号,得到两路接收信号;

[0013] 第三步:将第二步所得两路接收信号经过信号处理单元处理后得到基带干涉信号;

[0014] 第四步:再由信号处理单元根据基带干涉信号的相位变化率提取出人体血液的横向速度。

[0015] 本发明工作原理:在人体皮肤表面放置超声探头,利用测量血流横向速度的装置超声波发射单元发射出超声波信号,信号到血液后被反射,形成反射信号,超声波接收单元中的两个接收电路分别接收反射信号,得到两路接收信号,两路接收信号经过信号处理单元处理后得到基带干涉信号,信号处理单元根据基带干涉信号的相位变化率提取出运动物体的横向速度,得到血流横向速度。

[0016] 本发明的有益效果:通过血流横向速度的测量,相比传统的多普勒径向速度超声测量,大大提高了测量精度,实现了更精细人体血流组织的疾病检测;在精度和实时性方面提高了对血流速度的检测能力,从而提高心血管疾病的指示性能;由于本发明系统构成及数据处理比传统方法测量血流速度要简单很多,故可以大幅降低成本。

附图说明

[0017] 图 1 为传统超声测量血液径向速度示意图;

[0018] 图 2 为本发明超声测量血液横向速度示意图;

[0019] 图 3 为本实施例测量血液横向速度的示意图;

[0020] 图 4 为本实施例两天线所在位置为焦点的双曲线簇及椭圆线簇;

[0021] 图 5 为本实施例原理框图;

[0022] 其中,1- 超声波发射单元,2- 超声波接收单元,3- 信号处理单元,4- 速度显示单元,5- 控制单元;

[0023] 图 6 为本实施例中的余弦脉冲波发射单元的示意图;

[0024] 图 7 为本实施例中的余弦脉冲波接收单元的示意图;

[0025] 图 8 为本实施例中信号处理单元的原理框图;

[0026] 图 9 为本实施例的使用状态示意图。

具体实施方式

[0027] 通过以下详细说明结合附图可以进一步理解本发明的特点和优点。所提供的实施例仅是对本发明方法的说明,而不以任何方式限制本发明揭示的其余内容。

[0028] 实施例 1

[0029] 如图 5 所示,本实施例的技术方案如下:一种测量血流横向速度的装置,包括控制单元 5,所述控制单元 5 连接有超声波发射单元 1 和信号处理单元 3,超声波接收单元 2 与所述信号处理单元 3、速度显示单元 4 依次连接。

[0030] 所述超声波发射单元 1 包括高频振荡电路、功率放大电路和超声波发射探头;所述控制单元 5 通过开关控制所述高频振荡电路输出余弦脉冲波;所述高频振荡电路的输出

端与所述功率放大电路的输入端相连,所述功率放大电路的输出端与所述超声波发射探头的输入端相连。

[0031] 所述超声波接收单元 2 包括两个接收电路,所述接收电路包括依次连接的超声波接收探头和低噪放大器电路;两个低噪放大器电路分别与所述信号处理单元 3 连接;两个超声波接收探头之间存在距离 D。

[0032] 所述的信号处理单元 3 包括干涉及速度信息提取单元以及与之连接的两路采样及距离信息提取单元;所述干涉及速度信息提取单元与所述速度显示单元连接;所述两路采样及距离信息提取单元分别与所述超声波接收单元中的两个超声波接收探头连接;所述控制单元 5 分别与所述两路采样及距离信息提取单元连接。

[0033] 所述干涉及速度信息提取单元实现两路基带信号的相加或相减以得到基带干涉信号。

[0034] 如图 2 所示,为超声测量横向速度示意图。

[0035] 用本实施例装置在人体皮肤表面放置超声探头,利用本实施例测量装置的超声波发射单元 1 发射出超声波信号,信号到血液后被反射,形成反射信号,超声波接收单元 2 中的两个接收电路分别接收反射信号,得到两路接收信号,两路接收信号经过信号处理单元处理后得到基带干涉信号,信号处理单元 3 根据基带干涉信号的相位变化率提取出运动物体的横向速度。

[0036] 如图 4 所示,在离探头很近的一段区域内,等相位面是均匀的,干涉信号的包络是一个定频信号,即干涉信号慢变化部分相位变化率是恒定的,这正是装置紧贴人体浅表血管的情形,此时,即可由相位变化率与速度的关系得出血液横向流速。

[0037] 如图 6 所示,超声波发射单元 1 包括余弦脉冲产生电路、功率放大电路和发射探头;余弦脉冲波产生电路的开关控制端与控制单元连接,余弦脉冲产生电路输出端与功率放大电路的输入端相连,功率放大电路的输出端与超声波发射探头的输入端相连,在控制单元的控制下,余弦脉冲产生电路产生一定脉冲宽度的余弦脉冲信号,经功率放大器放大后送超声波探头发射。

[0038] 如图 3、图 7 所示,超声波接收单元 2 包括两个接收电路,每个接收电路均包括依次连接的超声波探头、低噪放大器,两个低噪放大器的输出端分别与信号处理单元连接;两个超声波接收探头之间存在一定距离 D,此距离可以保证速度测量精度;运动物体目标反射回来的余弦脉冲信号由超声波探头接收后放大,送入信号处理单元 3。

[0039] 如图 8 所示,信号处理单元 3 包括干涉及速度信息提取电路和两个采样及距离信息提取电路;干涉及速度信息提取电路与速度显示单元 4 连接;干涉及速度信息提取电路分别与两个采样及距离信息提取电路连接;两个采样及距离信息提取电路分别与超声波接收单元 2 中的两个低噪放大器连接;控制单元 5 分别与两个采样及距离信息提取电路连接。在控制单元 5 的控制下,信号处理单元 3 对来自超声波接收单元的两路信号先进行采样及距离信息提取,再得到这两路信号的干涉信号,通过对干涉信号的处理得到运动物体的横向速度信息,并通过速度显示单元 4 显示出来。

[0040] 如图 9 所示,是本实施例的使用状态示意图,发射探头发射余弦脉冲波信号,两个超声波探头接收由运动物体反射回来的余弦脉冲波信号,送入后面电路进行速度处理与显示。

[0041] 采用本实施例装置测量人体血液横向速度的方法包括以下步骤：

[0042] 第一步：利用本实施例装置中超声波发射单元 1 发射出超声波信号，信号到达人体血液里遇到运动物质后被反射，形成反射信号；

[0043] 第二步：本实施例装置中超声波接收单元 2 中的两个接收电路分别接收反射信号，得到两路接收信号；

[0044] 第三步：将第二步所得两路接收信号经过信号处理单元 3 处理后得到基带干涉信号；

[0045] 第四步：再由信号处理单元 3 根据基带干涉信号的频率特性提取出人体血液的横向速度。

[0046] 如图 3 所示为本实施例测量血液横向速度的示意图，两路接收通道的两副接收天线间距为 D ，它们在图 3 所示坐标系的位置分别是 $(-D/2, 0)$ 和 $(D/2, 0)$ ，接收天线 1 和接收天线 2 与运动物体的距离分别为 r_1 和 r_2 。运动物体在某一时刻与坐标原点的距离为 r_0 ，其方位角为 φ_0 ，其速度为 v 。两副接收天线所接收的来自运动物体的反射信号的表达式分别为：

$$[0047] \quad s_1 = \cos[\omega t - (2\pi/\lambda)r_1] \quad (1)$$

$$[0048] \quad s_2 = \cos[\omega t - (2\pi/\lambda)r_2] \quad (2)$$

[0049] (1)、(2) 两式中的 ω 和 λ 分别为电磁波的角频率和波长，这两路信号相干涉后的和信号 s_Σ 与差信号 s_Δ 的表达式分别为：

$$[0050] \quad s_\Sigma = 2\cos[\omega t - (\pi/\lambda)(r_1+r_2)]\cos[(\pi/\lambda)(r_1-r_2)] \quad (3)$$

$$[0051] \quad s_\Delta = -2\sin[\omega t - (\pi/\lambda)(r_1+r_2)]\sin[(\pi/\lambda)(r_1-r_2)] \quad (4)$$

[0052] 从式 (3) 和式 (4) 可以看到干涉信号的慢变化部分，即基带干涉信号，具有相同的相位因子 $(\pi/\lambda)(r_1-r_2)$ 。如果运动物体沿以两天线所在位置为焦点的双曲线轨迹运动，该相位将不会变化；如果运动物体的运动在以两天线所在位置为焦点的椭圆线上的投影分量不为零，该相位会产生变化，所以从包络信号的相位因子变化可以反演出运动物体投影在上述椭圆线上的运动速度分量。双曲线和椭圆线如图 4 所示。

[0053] 如果将物体沿图 4 所示双曲线簇的运动定义为径向运动，其大小为 v_ζ ，沿椭圆线簇的运动定义为横向运动，其大小为 v_η ，相位因子变化率 k_p 与横向运动速度 v_η 间的关系为：

[0054]

$$k_p = \frac{2\pi D}{\lambda r_1 r_2} \sqrt{a_e^2 + r_0^4 \cos^2 \varphi_0 / a_e^2 - 2r_0^2 \cos^2 \varphi_0} \cdot v_\eta \quad (5)$$

[0055] 其中， $a_e^2 = (r_0^2 + D^2/4 + r_1 r_2)/2$

$$[0056] \quad r_1 r_2 = \sqrt{r_0^4 - r_0^2 D^2 \cos 2\varphi_0 / 2 + D^4 / 16}$$

[0057] 由式 (5) 可知，从基带干涉信号中提取其频率特性就可以计算出血流速度。将速度信息送速度显示单元显示血流速度。

[0058] 例如：实际上接收到的超声波经干涉后的信号的检波信号频率 ω 随时间的变化可以由和差信号慢变化部分导出：

$$\varphi(t) = \frac{d}{dt} \left[\frac{\pi}{\lambda} (r_1 - r_2) \right]$$

[0059]

$$= \frac{\pi v}{\lambda} \left(\frac{x_0 + vt + D/2}{r_1} - \frac{x_0 + vt - D/2}{r_2} \right)$$

[0060] 如果假定目标在两天线的连线上移动,这正是测量装置的收发探头紧贴人体浅表血管情形,上式可简化为:

$$[0061] \quad \omega = 4\pi v / \lambda$$

[0062] 从上式可知,只要干涉信号的频率,也就是 Kp 检测出来,就可以得到血管血液速度。

[0063] 通过横向速度的测量,相比传统的多普勒径向速度超声测量,大大提高了测量精度,实现了更精细人体血流组织的疾病检测。

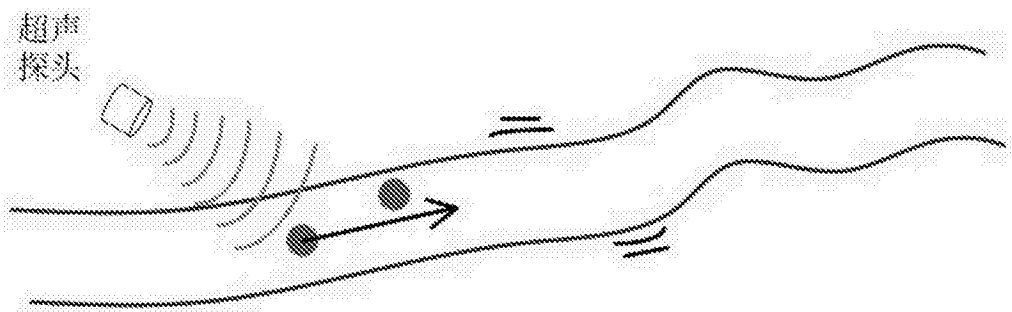


图 1

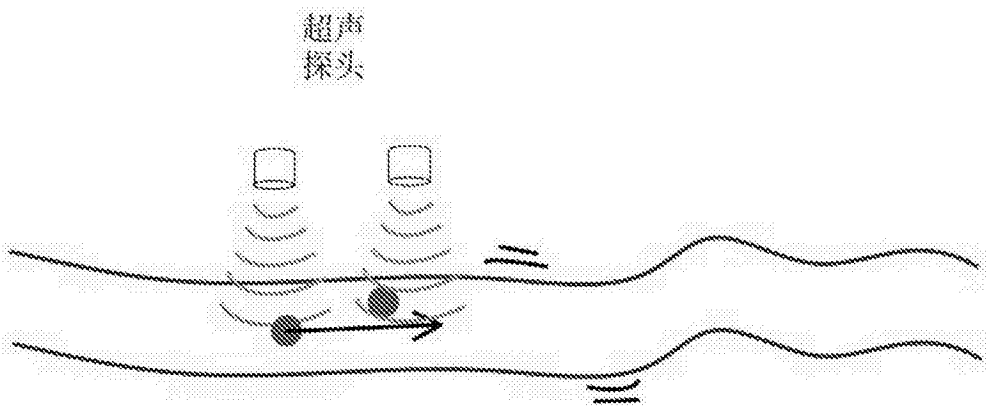


图 2

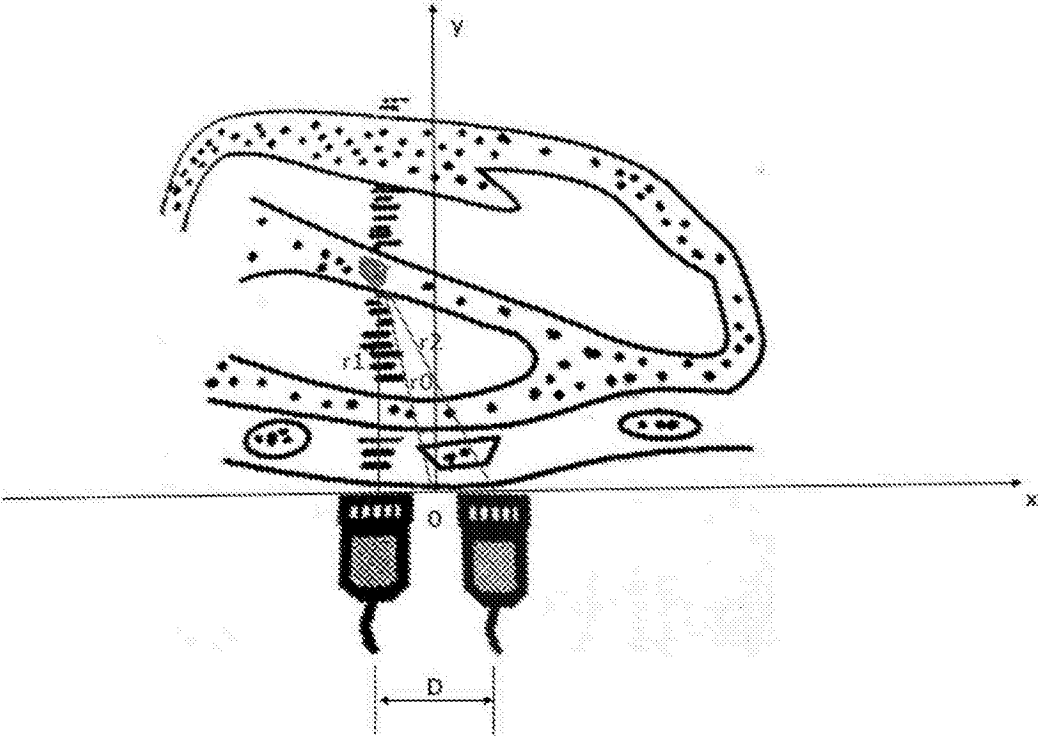


图 3

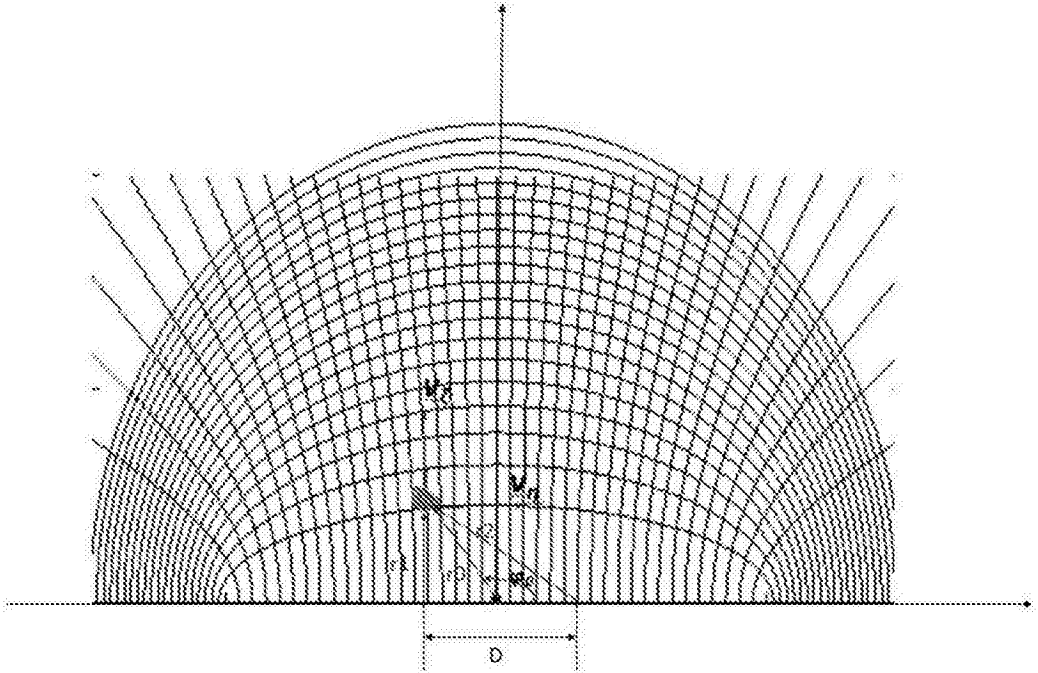


图 4

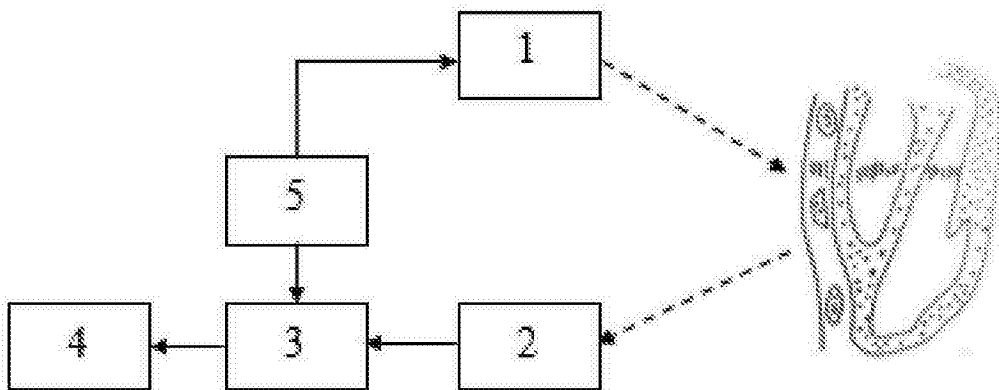


图 5

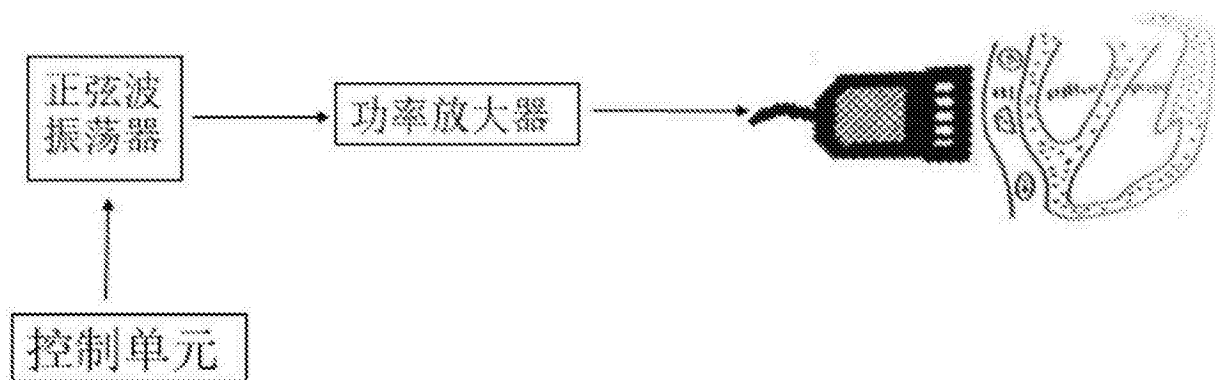


图 6

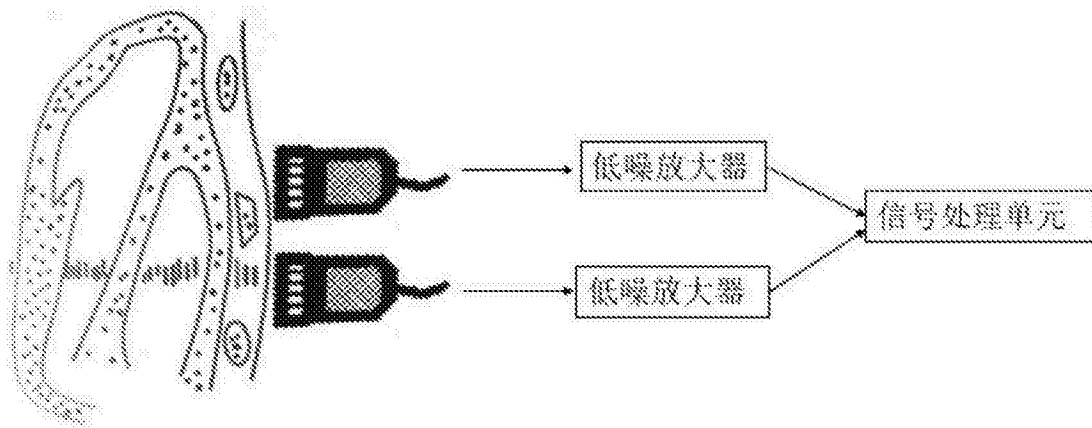


图 7

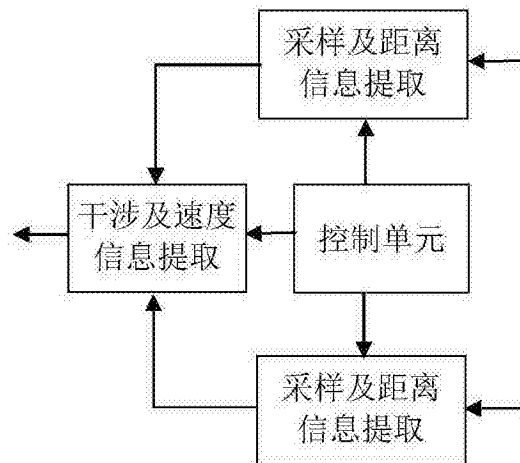


图 8

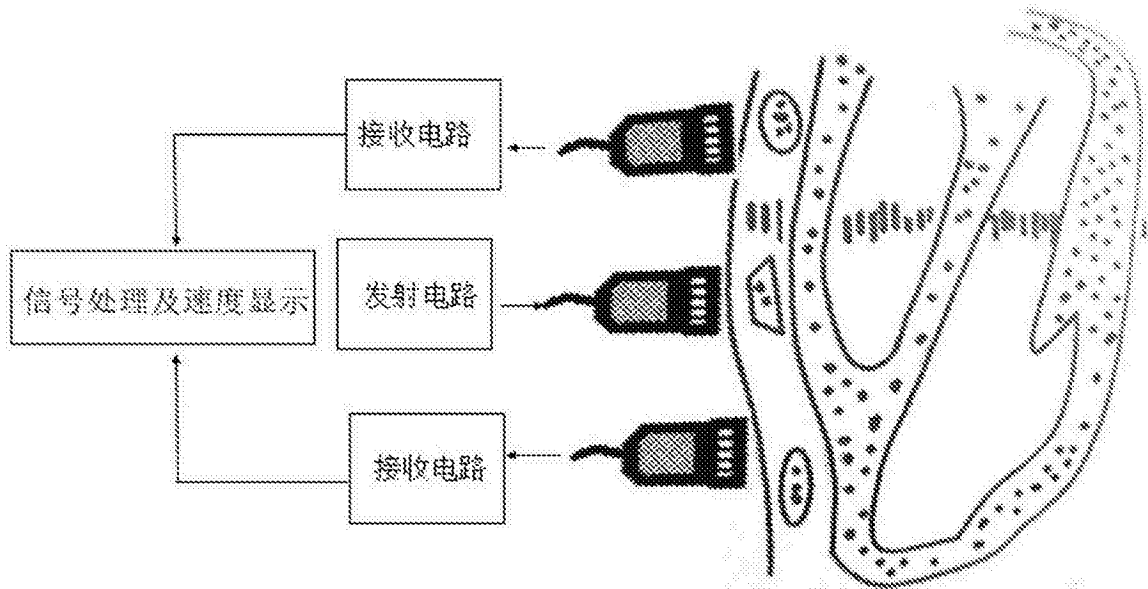


图 9

专利名称(译)	一种测量血流横向速度的装置及方法		
公开(公告)号	CN105411627A	公开(公告)日	2016-03-23
申请号	CN201511002768.3	申请日	2015-12-28
[标]申请(专利权)人(译)	武汉大学		
申请(专利权)人(译)	武汉大学		
当前申请(专利权)人(译)	武汉大学		
[标]发明人	龚志浩		
发明人	龚志浩		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/4411 A61B8/5207		
代理人(译)	彭艳君		
其他公开文献	CN105411627B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种测量血流横向速度的装置及方法，包括控制单元，所述控制单元连接有超声波发射单元和信号处理单元，超声波接收单元与所述信号处理单元、速度显示单元依次连接。本发明在人体皮肤表面放置超声探头，利用测量装置的超声发射单元发射出超声波信号，信号到血液后被反射，形成反射信号，超声接收单元中的两个接收电路分别接收反射信号，得到两路接收信号，两路接收信号经过信号处理单元处理后得到基带干涉信号，信号处理单元根据基带干涉信号的频率特性提取出运动物体的横向速度；通过横向速度的测量，相比传统的多普勒径向速度的测量，大大提高了测量精度，实现了更精细人体血流组织的疾病检测。

