



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105708494 B

(45)授权公告日 2019.04.26

(21)申请号 201610057604.9

(22)申请日 2016.01.27

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 105708494 A

(43)申请公布日 2016.06.29

(73)专利权人 成都思多科医疗科技有限公司
地址 610041 四川省成都市高新区天府大道北段1700号4栋1单元19层1908号

(72)发明人 刘西耀 刘鑫 邹长俊 刘东权

(74)专利代理机构 四川力久律师事务所 51221
代理人 韩洋 王芸

(51)Int.Cl.
A61B 8/04(2006.01)

(56)对比文件

CN 104146731 A,2014.11.19,
CN 105476665 A,2016.04.13,
CN 102613990 A,2012.08.01,
JP 2011240006 A,2011.12.01,
CN 104095656 A,2014.10.15,

审查员 刘琳

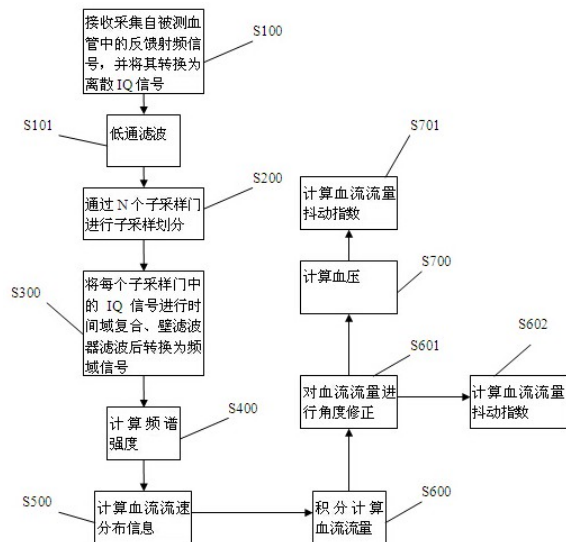
权利要求书1页 说明书5页 附图2页

(54)发明名称

一种基于超声的血压测量方法

(57)摘要

本发明涉及超声成像领域,特别涉及一种基于超声的血压测量方法。传统的D模式成像方法(脉冲波多普勒频谱成像方法)相比,本发明提供的血压测量方法通过N个包含血管全深度范围的子采样窗口对采集的IQ信号进行子采样划分,并进一步的通过将每个子采样窗口内的IQ信号进行时间域复合、频域转换、频域复合等操作得血管全深度范围内各处的血流速度信息,进而计算被测患者的血压信息及血压抖动指数;由于本方法同时对血管全深度范围内进行子窗口采样,获取血管全深度范围内各个位置的血流信息,因此,用户可以选择获得整个血管的血流信息分布,从而可以方便精确的计算出被测患者的血压信息及血压抖动指数。



1. 一种基于超声的血流流速分布信息计算方法，
包含接收采集自被测血管内的反馈射频信号，并将该射频信号经希尔伯特变换后获得离散IQ信号的步骤；

其特征在于，还包含如下步骤：

将离散IQ信号通过N个子采样门进行子采样划分，N个子采样门包含被测血管的全部深度范围；N为2以上自然数；

将每个子采样门内的IQ信号顺序进行时间域信号复合、壁滤波器滤波、频域转换，生成频域信号；

从获得的频域信号中计算幅度频谱；

根据幅度频谱计算 t_j 时刻的血流流速分布信息 $V(k, t_j)$ ；

其中，子采样门的个数N由血管深度及脉冲波波长确定，即 $N \leq \left\lceil \frac{\text{被测血管直径}}{\text{脉冲波波长}} \right\rceil$ ；

子采样门的个数取符合条件的最大偶数；

子采样门的大小由公式 $S_{\text{sub-gate}} = \frac{mF_s}{2F_c}$ 获得，其中，m是用于检测的脉冲波内包含的脉冲信号个数，其为1以上自然数， F_s 是采样频率， F_c 是脉冲信号的中心频率。

2. 如权利要求1所述的血流流速分布信息计算方法，其特征在于，所述时间域信号复合采用公式 $s_k(i) = \sum s(i, k)$ 进行，其中i表示IQ信号在时间上的离散序号，k是子采样门的序号； $s(i, k)$ 表示第k个子采样门中i时刻的IQ原始信号， $s_k(i)$ 表示经过时间域复合操作后的信号。

3. 如权利要求2所述的血流流速分布信息计算方法，其特征在于，所述频域转换的步骤为采用短时窗口快速傅里叶变换实现，具体公式为： $\hat{s}_k(t, \omega) = \sum_{n=t}^{t+w-1} s_k(n) \exp(-j\omega n)$ ；其中，w表示短时窗口傅里叶变换的窗口大小， $\hat{s}_k(t, \omega)$ 表示转换后的频域信号。

4. 如权利要求3所述的血流流速分布信息计算方法，其特征在于，获取幅度频谱成像的步骤中，所述幅度频谱通过公式 $P_k(t, \omega) = \left| \hat{s}_k(t, \omega) \right|^2$ 获得。

5. 如权利要求4所述的血流流速分布信息计算方法，其特征在于，根据幅度频谱计算任意 t_j 时刻的血流流速分布信息 $V(k, t_j)$ 采用如下公式： $V(k, t_j) = \frac{\sum_i P_k(t_j, \omega) * V_i}{\sum_i P_k(t_j, \omega)}$ ，其中， V_i 表示 t_j 时刻第k个子采样门幅度频谱 $P_k(t, \omega)$ 对应的血速。

一种基于超声的血压测量方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声成像领域,特别涉及一种基于超声的血压测量方法。

背景技术

[0002] 血压与很多血流疾病直接相关,例如动脉硬化,血管拥塞,脑供血不足等,而传统的超声血液诊断中,医生多采用超声B模式成像结果或D模式成像(又称脉冲波多普勒频谱成像)结果对血流疾病进行诊断,由于技术限制,现有的D模式成像大多仅包含1个子采样窗口,同时该子采样窗口包含的范围非常小(D模式下,只能观测到子采样窗口内的血流信息),因此其仅能获得子窗口局部血流流量,因此无法对被测患者的血压值进行精确计算;同时一些传统的血压测量方法(如汞柱测量法)均为间接测量方法,其测量精度有限。

发明内容

[0003] 本发明的目的在于克服现有的D模式成像(脉冲波多普勒频谱成像)技术中,由于技术限制,仅有一个子采样窗口而导致仅能获得子采样窗口范围内的血流信息,进而不能够对被测患者的血压值进行精确计算问题,提供一种包含血管全深度信息的多子采样窗口的血压测量方法。

[0004] 本文中,血管深度指被测血管横切面直径上任一点到该直径的一个选定端头的距离值。

[0005] 为了实现上述发明目的,本发明提供了以下技术方案:

[0006] 一种基于超声的血压测量方法,

[0007] 包含接收采集自被测血管内的反馈射频信号,并将该射频信号经希尔伯特变换后获得离散IQ信号的步骤;

[0008] 还包含如下步骤:

[0009] 将离散IQ信号通过N个子采样门进行子采样划分,N个子采样门包含血管的全部深度范围;N个子采样门可以互不交叉或者略有交叉;N为2以上自然数;

[0010] 将每个子采样门内的IQ信号顺序进行时间域信号复合、壁滤波器滤波、频域转换,生成频域信号;

[0011] 从获得的频域信号中计算幅度频谱;

[0012] 根据幅度频谱计算 t_j 时刻的血流流速分布信息 $V(k, t_j)$;

[0013] 将血流流速分布信息 $V(k, t_j)$ 积分得出血流流量;

[0014] 根据血流流量并结合被测血管的实时截面面积计算血压。

[0015] 进一步的,子采样门的个数N由血管深度及所述脉冲波波长确定,即

$$N \leq \left\lceil \frac{\text{被测血管直径}}{\text{脉冲波波长}} \right\rceil$$
,由于声学物理条件约束,在一个脉冲波波长内的速度估计是不可再

分的,所以目前所能实现的最准确的速度估计即为一个脉冲波波长,所以一个子采样门,为至少一个脉冲波波长的长度或多个脉冲波波长的长度。

[0016] 优选的,子采样门的个数取符合条件的最大偶数,由上可知,子采样门的最佳长度应为一个脉冲波波长的长度,但为了便于后续的图像显示及计算,优选的将血管深度对称划分,即从血管中心向两侧各有 $N/2$ 个子采样门。

[0017] 进一步的,子采样门的大小(即一个脉冲波长内的采样离散信号个数)由公式

$$S_{sub-gate} = \frac{mF_s}{2F_c}$$

获得,其中, m 是用于检测的脉冲波内包含的脉冲信号个数,其为1以上自然数, F_s 是采样频率, F_c 是脉冲信号的中心频率,对于每个脉冲信号来说,每个波长内的采样点数=采样频率/(2*信号中心频率);因此对于包含 m 个脉冲信号的脉冲波来说,当子采样门的长度为信号波长时,每个子采样门内包含的离散采样点数为 $\frac{mF_s}{2F_c}$ 个,一些实施例下,可以

通过公式 $S_{sub-gate} = \frac{N_{num}}{S_{sub-gate}}$ 来确定子采样门 N 的个数, $N \leq \left\lceil \frac{N_{num}}{S_{sub-gate}} \right\rceil$,其中, N_{num} 为采集到的射频信号

的长度,即自血管中采集到的离散信号的个数;在 F_s 、 F_c 及被测血管直径相同的前提下,

$$[0018] \quad \left\lceil \frac{\text{被测血管直径}}{\text{脉冲波波长}} \right\rceil = \left\lceil \frac{N_{num}}{S_{sub-gate}} \right\rceil。$$

[0019] 进一步的,所述时间域信号复合采用公式 $s_k(i) = \sum s(i, k)$ 进行,其中 i 表示IQ信号在时间上的离散序号, k 是子采样门的序号; $s(i, k)$ 表示第 k 个子采样门中 i 时刻的IQ原始信号, $s_k(i)$ 表示经过时间域符合操作后的信号。

[0020] 进一步的,将IQ信号转换为频域信号采用公式 $\hat{s}_k(t, \omega) = \sum_{n=t}^{t+w-1} s_k(n) \exp(-j\omega n)$ 进行;

其中, w 表示短时窗口傅里叶变换的窗口大小, $\hat{s}_k(t, \omega)$ 表示转换后的频域信号。

[0021] 进一步的,获取幅度频谱成像的步骤中,所述幅度频谱通过公式

$$P_k(t, \omega) = \left| \hat{s}_k(t, \omega) \right|^2 \text{ 获得。}$$

[0022] 进一步的,根据幅度频谱计算任意 t_j 时刻的血流流速分布信息 $V(k, t_j)$ 采用如下公式:

$$V(k, t_j) = \frac{\sum_i P_k(t_j, \omega) * V_i}{\sum_i P_k(t_j, \omega)}$$

其中, V_i 表示 t_j 时刻第 k 个子采样门幅度频谱 $P_k(T, \omega)$ 对应的

流速;进一步的,将血流流速分布信息 $V(k, T)$ 积分得出血流流量的步骤中,血流流量:

$$Vol(t) = \int_0^{2\pi} d\theta \int_0^R rV(r, t)dr, \text{ 离散表示为 } Vol(t_j) = 2\pi \sum_{k=1}^N (k-1/2)r^2V(r_k, t_j),$$

其中, r 为子采样门宽度, R 为被测血管半径。

[0024] 进一步的,还包括对血流流量进行角度修正的步骤;修正后的血流流量

$$Vol = \sin \alpha \sum_{j=s}^d Vol(t_j),$$

其中, s 表示单心脏跳动周期中的心脏收缩时刻, d 表示心脏跳动周期中的

心脏舒张时刻; α 表示血管壁与子采样门之间的夹角。

[0025] 进一步的,根据血流流量并结合被测血管实时截面面积计算血压的步骤中,被测血管实时截面面积 $A(t) = \pi(\frac{d(t)}{2})^2$ 获得,其中 $d(t)$ 为被测血管直径随测量时间变化函数;

[0026] 被测血管在测量时间任意时刻的血压 $p(t) = \rho(\frac{dVol}{dA})^2 \ln(\frac{A(t)}{A_0}) + p_0$;式中, ρ 为血流密度, A_0 为初始血管截面面积, p_0 为初始血压。

[0027] 与现有技术相比,本发明的有益效果:与传统的D模式成像方法(脉冲波多普勒频谱成像方法)相比,本发明提供的血压测量方法通过N个包含血管全深度范围的子采样窗口对采集的IQ信号进行子采样划分,并进一步的通过将每个子采样窗口内的IQ信号进行时间域复合、频域转换、频域复合等操作得血管全深度范围内各处的血流速度信息,进而计算被测患者的血压信息及血压抖动指数;由于本方法同时对血管全深度范围内进行子窗口采样,获取血管全深度范围内各个位置的血流信息,因此,用户可以选择获得整个血管的血流信息分布,从而可以方便精确的计算出被测患者的血压信息及血压抖动指数;

[0028] 与传统的汞柱式血压测量方法等间接测压方法相比,本发明提供的血压测量方法是对血压的直接测量,因此误差更小,抗干扰能力更强。

附图说明:

[0029] 图1为本发明具体实施例的流程图。

[0030] 图2即为计算得出的血压与测量时间对应图示例。

具体实施方式

[0031] 下面结合附图及具体实施例对本发明作进一步的详细描述。但不应将此理解为本发明上述主题的范围仅限于以下的实施例,凡基于本发明内容所实现的技术均属于本发明的范围。

[0032] 如图1所示,本实施例提供一种基于超声的血压测量方法;包含如下步骤:

[0033] S100:接收采集自被测血管内的反馈射频信号,并将该射频信号经希尔伯特变换后获得离散IQ信号的步骤;该反馈射频信号,是按照预设脉冲重复频率发射的超声脉冲波对血管进行检测后的反馈射频信号。

[0034] 本步骤中,通过希尔伯特变换获得离散IQ信号的过程如下公式表达:

$$I(n) = RF(n) * \cos(-2\pi \frac{F_c}{F_s} n), n \in 0, 1, \dots, N_{num} - 1;$$

$$Q(n) = RF(n) * \sin(-2\pi \frac{F_c}{F_s} n), n \in 0, 1, \dots, N_{num} - 1;$$

[0036] 其中, F_c 是脉冲波中各个脉冲信号的中心频率, F_s 是采样频率, N_{num} 为采集的射频信号的长度,即自血管中采集到的离散信号的个数;如,当采样频率为20MHz(每秒钟采样20M个采样点)时,声波脉冲波的速率是1540m/s(声音在人体中的传播速度),那么在该采样频率下,每厘米会有260个采样点,假设颈动脉宽度为0.8cm,那么此时,采集的射频信号的长度 $N_{num} = 0.8 * 260 = 208$ 个采样点。即IQ信号的长度为208。

[0037] S101:将所述离散IQ信号通过低通滤波器进行低通滤波,用于过滤掉信号中的直流分量和无效频率。可选的,可采用低通IIR滤波器(Low pass IIR filter)完成本步骤。

[0038] S200:将离散IQ信号通过N个子采样门进行子采样划分,N个子采样门包含血管的全部深度范围;N为2以上自然数;优选的,本实施例中,子采样门的个数为满足

$2 \leq N \leq \left\lceil \frac{\text{被测血管直径}}{\text{脉冲波波长}} \right\rceil$ 最大的偶数,且N个子采样门互不交叉;由于血管深度远远大于超

声脉冲波波长,因此可以认为本实施例中每个子采样门的门宽即为脉冲波波长;子采样门个数为偶数的优点是,方便后续过程中的计算及图像的显示,优选的将血管深度对称划分,即从血管中心向两侧各有N/2个子采样门。

[0039] 经过本步骤子采样划分后,每个子采样门中包含的采样点公式 $S_{\text{sub-gate}} = \frac{mF_s}{2F_c}$ 获

得,其中,m是用于检测的脉冲波内包含的脉冲信号个数,其为1以上自然数, F_s 是采样频率, F_c 是脉冲信号的中心频率,对于每个脉冲信号来说,每个波长内的采样点数=采样频率/(2*信号中心频率);因此对于包含m个脉冲信号的脉冲波来说,当子采样门的长度为信号波

长时,每个子采样门内包含的离散采样点数为 $\frac{mF_s}{2F_c}$ 。

[0040] S300:将每个子采样门内的IQ信号顺序进行时间域信号复合、壁滤波器滤波、频域转换,生成频域信号;采用壁滤波器进行滤波的目的为提出信号中的低速血流信息及低速组织运动信息,从而提高后续频谱信号的信噪比。

[0041] 所述时间域信号复合采用公式 $s_k(i) = \sum s(i, k)$ 进行,其中i表示IQ信号在时间上的离散序号,k是子采样门的序号; $s(i, k)$ 表示第k个子采样门中i时刻的IQ原始信号, $s_k(i)$ 表示经过时间域符合操作后的信号。

[0042] 将IQ信号转换为频域信号为采用快速傅里叶变换实现,具体公式为:

$\hat{s}_k(t, \omega) = \sum_{n=t}^{t+w-1} s_k(n) \exp(-j\omega n)$;其中,W表示短时窗口傅里叶变换的窗口大小, $\hat{s}_k(t, \omega)$ 表示转

换后的频域信号。

[0043] S400:从获得的频域信号中计算幅度频谱后成像;所述幅度频谱通过公式

$P_k(t, \omega) = \left| \hat{s}_k(t, \omega) \right|^2$ 获得。

[0044] S500:根据幅度频谱计算 t_j 时刻的血流流速分布信息 $V(k, t_j) = \frac{\sum_i P_k(t_j, \omega) * V_i}{\sum_i P_k(t_j, \omega)}$,

其中, V_i 表示 t_j 时刻第k个子采样门幅度频谱 $P_k(T, \omega)$ 对应的车速;;

[0045] S600:将血流流速分布信息 $V(k, t_j)$ 积分得出血流流量 $Vol(t) = \int_0^{2\pi} d\theta \int_0^R rV(r, t)dr$,

离散表示为 $Vol(t_j) = 2\pi \sum_{k=1}^N (k-1/2)r^2V(r_k, t_j)$,其中,r为子采样门宽度,R为被测血管半径,优

选的,本实施例中,可通过将全部的子采样门对称的划分为 $N_{\frac{1}{2}}$ 和 $N'_{\frac{1}{2}}$ 两部分, $N_{\frac{1}{2}} = N'_{\frac{1}{2}} = \frac{N}{2}$; 然后通过公式 $Vol(t_j) = \pi \sum_{k=1}^{N_{\frac{1}{2}}} (k-1/2)r^2 V(r_k, t_j) + \pi \sum_{k=1}^{N'_{\frac{1}{2}}} (k-1/2)r^2 V(r_k, t_j)$ 计算。

S601:对血流流量进行角度修正;修正后的血流流量 $Vol = \sin \alpha \sum_{j=s}^d Vol(t_j)$, s 表示单心脏收缩周期的收缩时刻, d 表示单心脏收缩周期的舒张时刻, α 表示血管壁与子采样门之间的夹角。

[0046] S602:计算血流流量抖动指数,血流流量抖动指数 $Index_{bf} = \sqrt{\frac{1}{N_h} \sum_{i=1}^{N_h} (x_{i-bf} - u_{bf})^2}$,

其中 N_h 为心脏周期数, x_{i-bf} 表示单个心脏周期数时的血流流量, u_{bf} 为整个测量期间的血流流量平均值,当 $Index_{bf}$ 的取值可以表明血流流量是否稳定,如,当 $Index_{bf}$ 较大时(例如大于 90、100 或者 120;视具体情况决定),可以认为血流流量不稳定。

[0047] S700:根据血流流量并结合被测血管的实时截面面积计算血压;本步骤中,被测血管实时截面面积 $A(t) = \pi \left(\frac{d(t)}{2}\right)^2$ 获得,其中 $d(t)$ 为被测血管直径随测量时间变化函数;

[0048] 被测血管在测量时间任意时刻的血压 $p(t) = \rho \left(\frac{dVol}{dA}\right)^2 \ln\left(\frac{A(t)}{A_0}\right) + p_0$; 式中, ρ 为血流密度, A_0 为初始血管截面面积, p_0 为初始血压。

[0049] 其中, $d(t)$ 采用如下方法获得:定义 $C_m(t)$ 为第 m 个需要估计位置的血管壁边界,其寻找公式为 $\sum_{m=1}^M \sum_{t=1}^{N_t} (c_m(t) - d(t))^2 + \lambda \sum_{t=1}^{N_t-1} |d(t+1) - d(t)|$, 其中 λ 为一常量,用于归一化数据,通过对上式的最大值求解即可得到 $d(t)$ 函数分布情况。图2即为计算得出的血压与测量时间对应图示例。

[0050] S701:还包括计算血流压力抖动指数的步骤,从而定量表达被测患者的心脏血压是否稳定,其公式如下 $Index_{bp} = \sqrt{\frac{1}{N_{h-bp}} \sum_{i=1}^{N_{h-bp}} (x_{i-bp} - u_{bp})^2}$; 其中, x_{i-bp} 表示某时刻的血压值, u_{bp} 表面检测期间的血压平均值, N_{h-bp} 表示观测次数; $Index_{bp}$ 越大,表明血压越不稳定。

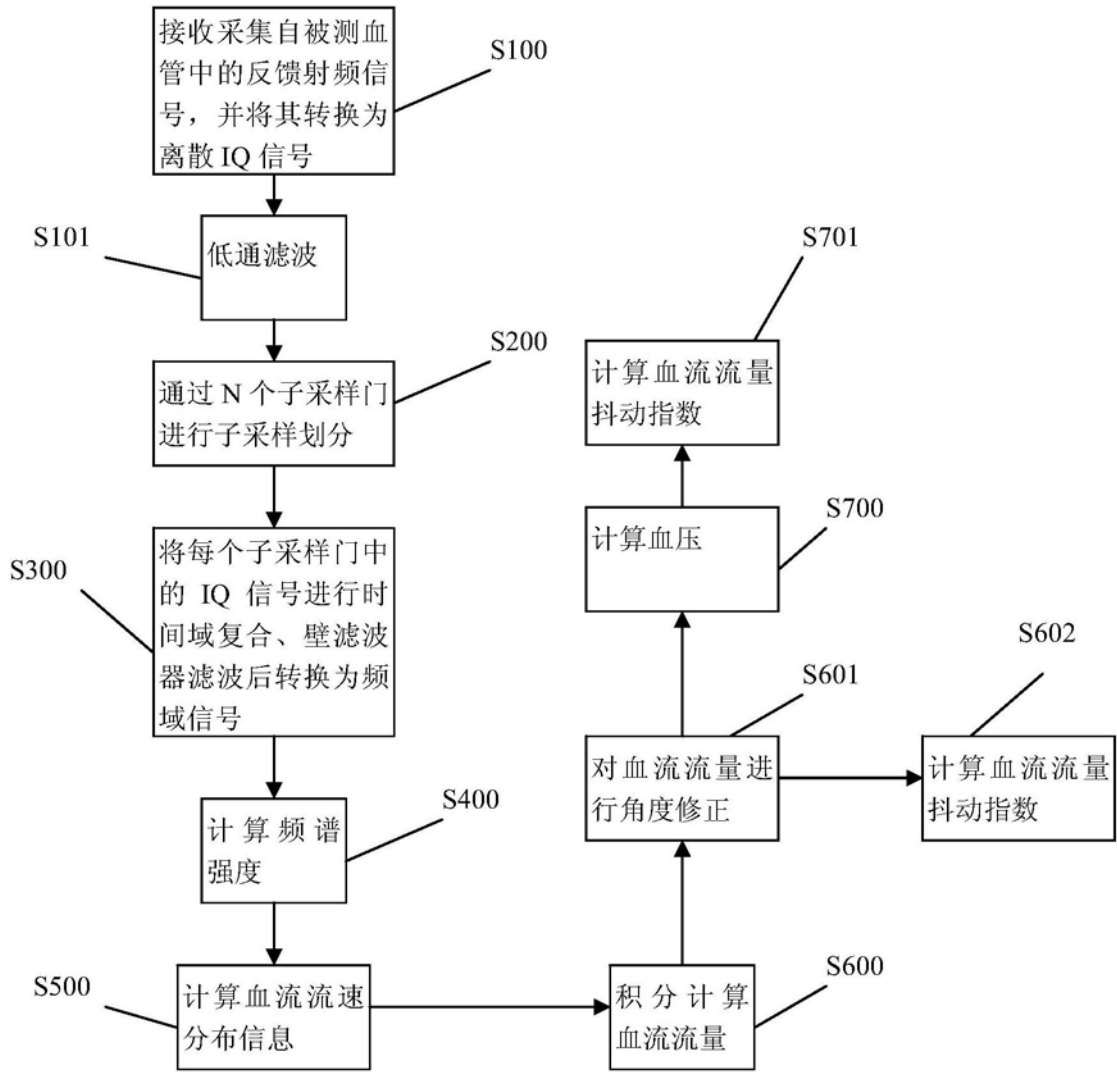


图1

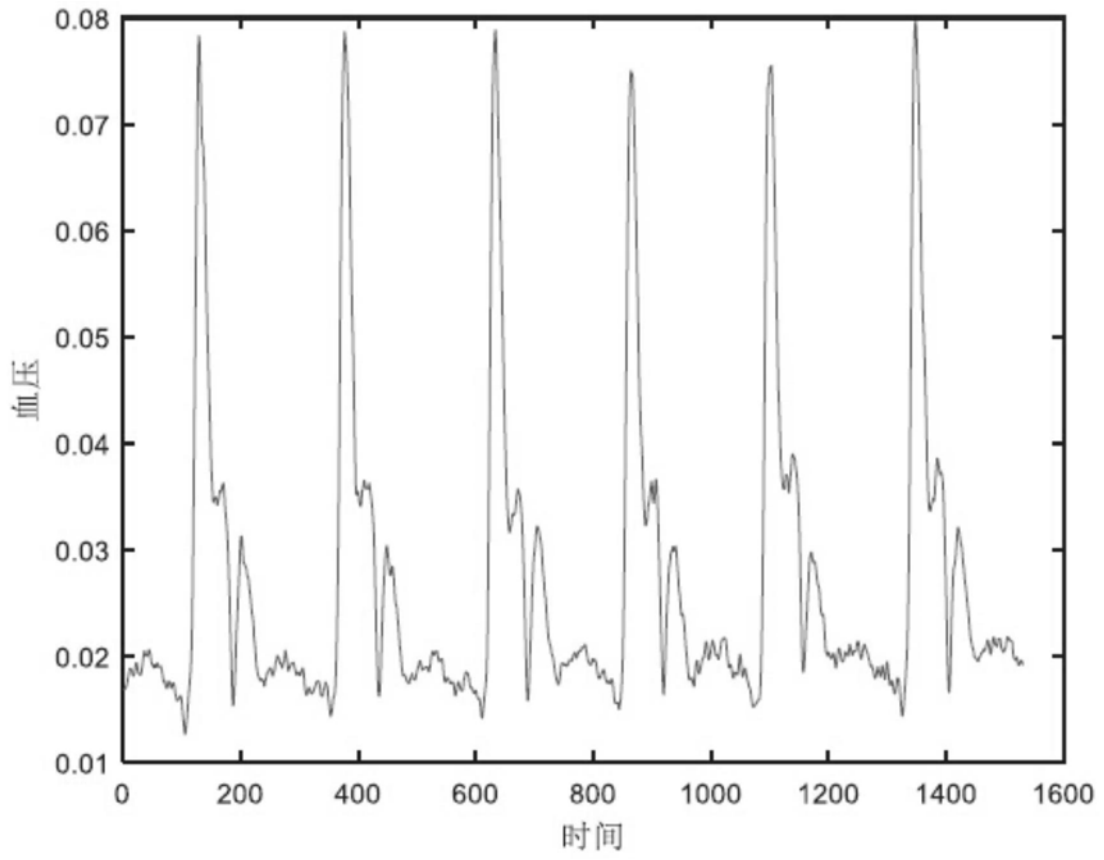


图2

专利名称(译)	一种基于超声的血压测量方法		
公开(公告)号	CN105708494B	公开(公告)日	2019-04-26
申请号	CN201610057604.9	申请日	2016-01-27
[标]发明人	刘西耀 刘鑫 邹长俊 刘东权		
发明人	刘西耀 刘鑫 邹长俊 刘东权		
IPC分类号	A61B8/04		
CPC分类号	A61B8/04 A61B8/5215		
代理人(译)	韩洋 王芸		
审查员(译)	刘琳		
其他公开文献	CN105708494A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及超声成像领域，特别涉及一种基于超声的血压测量方法。传统的D模式成像方法（脉冲波多普勒频谱成像方法）相比，本发明提供的血压测量方法通过N个包含血管全深度范围的子采样窗口对采集的IQ信号进行子采样划分，并进一步的通过将每个子采样窗口内的IQ信号进行时间域复合、频域转换、频域复合等操作得血管全深度范围内各处的血流速度信息，进而计算被测患者的血压信息及血压抖动指数；由于本方法同时对血管全深度范围内进行子窗口采样，获取血管全深度范围内各个位置的血流信息，因此，用户可以选择获得整个血管的血流信息分布，从而可以方便精确的计算出被测患者的血压信息及血压抖动指数。

