



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105476665 A

(43) 申请公布日 2016. 04. 13

(21) 申请号 201610054981. 7

(22) 申请日 2016. 01. 27

(71) 申请人 成都欣声科技有限公司

地址 610041 四川省成都市高新区益州大道
中段 722 号 2 栋 1 单元 6 层 612 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 8/06(2006. 01)

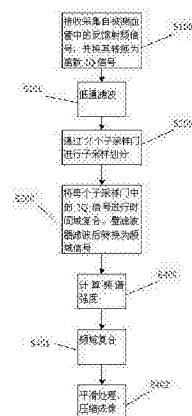
权利要求书2页 说明书8页 附图6页

(54) 发明名称

一种基于超声的血流速度测量及血流流量测量方法

(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流速度测量方法及血流流量测量方法。本发明提供的血流速度测量方法通过 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,避免了传统 D 模式成像中,医生需不断移动子采样窗口,且仅能对血管位于子采样窗口内的部位进行检测的缺陷;可以为用户提供血管各个深度位置的血流分布信息;同时,本发明提供的血流流量测量方法由于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,进而根据血管各个深度范围内的流速信息获得更加精确的血流流量及血流流量抖动指数。



1. 一种基于超声的血流速度测量方法,

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,并从中计算流量速度。

2. 如权利要求1所述的血流速度测量方法,其特征在于,子采样门的个数N由血管深度及所述脉冲波波长确定,即 $N \leq \left\lceil \frac{\text{被测血管直径}}{\text{脉冲波波长}} \right\rceil$ 。

3. 如权利要求2所述的血流速度测量方法,其特征在于,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。

4. 如权利要求1所述的血流速度测量方法,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, $s_k(i)$ 表示经过时间域符合操作后的信号。

5. 如权利要求4所述的血流速度测量方法,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;

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。

6. 如权利要求5所述的血流速度测量方法,其特征在于,从获得的频域信号中计算幅度频谱后,还包括提高频谱对比度的步骤;其通过将幅度频谱在频域上做复合操作实现,其实现公式为: $P(t, \omega) = \sum P_k(t, \omega)$;

所述射频信号转换为IQ信号后,还包括经过低通滤波的步骤,低通滤波用于过滤掉信号中的直流分量和无效频率。

从获得的频域信号中计算幅度频谱成像后,还包括对图像平滑处理、压缩处理的步骤。

7. 一种基于超声的血流流量测量方法,其特征在于,包含如权利要求1至10任一项所述的血流流速测量方法;还包括:

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

将血流流速分布信息 $V(k, t_j)$ 积分得出血流流量的步骤。

8. 如权利要求7所述的血流流量测量方法,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 $P_k(T, \omega)$ 对应的流速；

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： $Vol(t) = \int_0^{2\pi} d\theta \int_0^R rV(r, t)dr$ ，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。

9. 如权利要求8所述的测量方法，其特征在于，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。

10. 如权利要求9所述的测量方法，其特征在于，还包括计算血流流量抖动指数的步骤，血流流量抖动指数 $Index = \sqrt{\frac{1}{N_h} \sum_{i=1}^{N_h} (x_i - u)^2}$ ，其中 N_h 为心脏周期数， x_i 表示单个心脏周期数时的血流流量， u 为整个测量期间的血流流量平均值。

一种基于超声的血流速度测量及血流流量测量方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声测量领域,特别涉及一种基于超声的血流速度测量方法及血流流量测量方法。

背景技术

[0002] 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,但是由于很多血流疾病是B模式成像无法观测的(如血管硬化和血管壁早期疾病),因此D模式成像得到了越来越广泛的应用;不过,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速度信息),医生需要不断的移动该子采样窗口来观测血管不同深度、不同位置的血流信息,这无疑导致了检测效率低下。

[0003] 同时,对血流流量进行测量时,现有的D模式成像仅使用1个子采样窗口,其获得的血流速度是整个血管的平均速度,因此其测量结果精确度极差。

发明内容

[0004] 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导致的检测效率低下的问题,提供一种包含血管全深度信息的多子采样窗口的血流信息成像方法。

[0005] 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。

[0006] 为了实现上述发明目的,本发明提供了以下技术方案:

[0007] 一种基于超声的血流速度测量方法,

[0008] 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;

[0009] 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;

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后成像。

[0010] 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。

[0011] 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。

[0012] 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 $\frac{N_{num}}{S_{sub-gate}}$ 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

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,

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

[0013] 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。

[0014] 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。

[0015] 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 $P_k(t, \omega) = \left| \hat{s}_k(t, \omega) \right|^2$ 获得。

[0016] 进一步的,从获得的频域信号中计算幅度频谱后,还包括提高频谱对比度的步骤;其通过将幅度频谱在频域上做复合操作实现,其实现公式为: $P(t, \omega) = \sum P_k(t, \omega)$ 。经过频域上的复合操作后,可以使得血管内各个深度的幅度频谱对比度显著提升,还可以有效的抑制噪声,提高频谱信噪比,有效增强频谱细节分辨率,真正意义上既抑制噪声也提升频谱细节分辨率。

[0017] 优选的,所述射频信号转换为IQ信号后,还包括经过低通滤波的步骤,低通滤波用于过滤掉信号中的直流分量和无效频率。

[0018] 优选的,从获得的频域信号中计算幅度频谱成像后,还包括对图像平滑处理、压缩处理的步骤。

[0019] 本发明为了克服现有的D模式成像仅使用1个子采样窗口,其获得的血流速度是整个血管的平均速度,因此其测量结果精确度极差的问题,提供一种包含血管全深度信息的多子采样窗口的血流流量测量方法,包含如上所述的血流流速测量方法;还包括:

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

将血流流速分布信息 $V(k, t_j)$ 积分得出血流流量的步骤;

[0020] 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
 车速;

[0021] 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:

$Vol(t) = \int_0^{2\pi} d\theta \int_0^R r V(r, t) dr$, 离散表示为 $Vol(t_j) = 2\pi \sum_{k=1}^N (k-1/2) r^2 V(r_k, t_j)$, 其中, r 为子采样
 门宽度, R 为被测血管半径。

[0022] 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。

[0023] 进一步的, 还包括计算血流流量抖动指数的步骤, 血流流量抖动指数 $Index = \sqrt{\frac{1}{N_h} \sum_{i=1}^{N_h} (x_i - u)^2}$,

其中 N_h 为心脏周期数, x_i 表示单个心脏周期数时的血流流量, u 为整个测量期间的血流流量
 平均值。

[0024] 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, 本发明提供的血流速度测量方法通过 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, 避免了
 传统 D 模式成像中, 医生需不断移动子采样窗口, 且仅能对血管位于子采样窗口内的部位进
 行检测的缺陷; 由于本发明提供的成像方法, 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, 用户可以选择同时观看整个血管的血流
 信息分布, 也可以选择血管中的某一深度任意时刻或任意时间段的血流信息, 从而缩小了
 检测时间, 提高了检测效率, 简化了检测难度。

[0025] 同时, 本发明提供的血流流量测量方法由于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, 进而根据血管各个深度范围内的车速
 信息获得更加精确的血流流量及血流流量抖动指数。

附图说明:

图 1 为本发明血流速度测量方法具体实施例的流程图。

[0027] 图 2a 为本发明具体实施例中的图像显示示例框图。

[0028] 图 2b 为本发明具体实施例中的图像展示示例。

[0029] 图 3a 为采用本发明成像方法获取的血管各深度血流速度的三维模型图。

[0030] 图 3b 为图 3a 中三维模型图与图 2a、图 2b 中各区域图像关联示意。

[0031] 图 4a 为本发明具体实施例中的另一种图像显示示例框图。

[0032] 图 4b 为本发明具体实施例中的另一种图像展示示例。

[0033] 图 5 为本发明提供的血流流量测量方法流程图。

[0034] 图 6 即为计算得出的血流流量与测量时间对应图示例。

[0035] 图7即为计算得出的血流流量与心脏跳动周期对应图示例。

具体实施方式

[0036] 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。

[0037] 实施例1:如图1所示,本实施例提供一种基于超声的血流速度测量方法;包含如下步骤:

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。

[0038] 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:

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

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。

[0039] 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。

[0040] 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。

[0041] 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 $S_{sub-gate} = \frac{mF_s}{2F_c}$ 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 $\frac{mF_s}{2F_c}$ 。

[0042] 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。

[0043] 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。

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:

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

[0044] 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

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

[0045] S401:对S400获得的频谱图像提高对比度;其通过将幅度频谱在频域上做复合操作实现,其实现公式为: $P(t, \omega) = \sum P_k(t, \omega)$ 。经过频域上的复合操作后,可以使得血管内各个深度的幅度频谱对比度显著提升,还可以有效的抑制噪声,提高频谱信噪比,有效增强频谱细节分辨率,真正意义上既抑制噪声也提升频谱细节分辨率。

[0046] S402:将S401获得的图像进一步的进行平滑处理、压缩处理。

[0047] 经过上述步骤获得的图像同时包含血管各个深度的血流信息,如血管内任意深度、深意时刻的血速信息;可根据上述信息按照如图如图2a、图2b展示,分为A区域、B区域(注意B区域并不是上文中提到的B模式成像)、C区域、D区域(注意D区域并不等同于上文中提到的D模式成像)四个区域对血流信息进行展示,其中,A区域与B区域的分割轴为速度轴,其单位为cm/s;B区域与D区域的分割轴为时间轴,C区域和D区域的分割轴为血管深度轴;A区域与D区域的分割轴为血管深度轴;具体的,对于获取的 $P_k(t, \omega)$ 信号,其中的 k 表征子采样门序号,用于表达深度信息, t 为时间序号表达时间信息,频率序号表达速度信息;同时,通过S401的频率复合操作得到的B区域频谱(时间与速度(频率)谱);当把时间 t ,则可得到A区域频谱(深度与速度谱),通过调节可以观察不同时刻的该频谱图像;同时,将所有的速度平均,获得的就是D区域频谱(坐标轴是深度与时间,幅值是平均速度)。

[0048] 具体的,A区域展示的为血管内各深度的血流速度分布谱,横轴表示血管深度,纵轴表示血管中血流速度分布;表征血流速度的纵轴(A区域与B区域的分割轴)上0坐标并未位于与横轴的交点处,而是高于与横轴的交点,这是因为,血管中的血液存在与主血流流向相反的逆向血流;为区分相反流向的血流,可选用不同颜色表征不同的血流流向,如主血流方向采用红色表征,逆向血流采用蓝色表征;一般,如在某些深度(如距离血管壁较近的深度)出现了过多的逆向血流,表明血管壁有凸起、硬化或者其他隐患。采用本发明提供的血流速度测量方法可获取血管全深度范围的血流信息,避免出现现有技术中,由于医生的子采样窗口太小,采集到的子采样窗口内的平均血速因深度不对,而未能展示出流速的非正常逆流的情况。

[0049] B区域展示的为某一指定深度的血流频谱,横轴表征采样时间,纵轴表征血流速度;B区域展示的指定深度为A区域横轴及D区域纵轴上三角形箭头所指的深度;即,用户可根据需要拖动A区域横轴或D区域纵轴上的箭头位置,来调整B区域显示的具体血管深度的血流频谱;B区域中的竖线表征A区域的流速时间点,即,A区域展示的始终为B区域竖线L所

在的时间点的血管个深度流速信息。

[0050] D区域为M-Color Mode血流频谱,横轴表征采样时间,纵轴表征血管深度。

[0051] C区域为信息展示区域,详细展示A区域横轴及D区域纵轴上箭头所指的深度值。

[0052] 图3a为血管各深度血流速度的三维模型图,用于直观形象的展示被检测血管内各深度在各采样时间段的流速信息,而图3b则为图3a中三维模型图与图2a、图2b中各区域图像关联示意。图3b中的长方体表征图2a中的血流速度三维图形,该长方体的三个相互垂直的边轴分别表征时间轴、流速轴和深度轴,因此图2a中的A区域视图实际是图3b所示的长方体界面的横截面图;B区域视图实际是图3b所示的长方体的侧视截面图;而D区域视图是图3b所示的长方体的俯视截面图。

[0053] 还可以形成如图4a、图4b所示图像,包括E区域,F区域及G区域;E区域中,展示传统的血流信息测量结果,如VS:心脏收缩血流速度,VD:心脏舒张血流速度,VM:血流平均速度,HR:心率,PI:阻力指数,RI:搏动指数,S/D:心脏舒张收缩比,VFC:血流量,优选的,上述参数均为测量期间内的平均值;

[0054] F区域中显示的第五图像为根据用户选择的第四图像中的任意参数随时间的波动,其可以表达了任一参数随时间的具体变化,可避免,第四图像中均值带来对诊断上的片面信息,其还可以通过观察曲线的变化规律,来辅助诊断某些特殊疾病,如对于心率不齐患者来说,第四图像中展示的平均值是能有效展示症状的,但第五图像可轻易看出其心脏在任意时刻的明显心率跳跃。

[0055] G区域中的第六图像中各参数的抖动值 $Index = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - u)^2}$; 其中,u为该参数在第四图像中展示的测量期间内的平均值, x_i 为参数在某时刻的测量采样值。

[0056] 实施例2:如图5所示,本实施例提供一种基于超声的血流流量测量方法;包含如下步骤:

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。

[0057] 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:

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

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

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。

[0058] 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。

[0059] 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。

[0060] 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 $\frac{mF_s}{2F_c}$ 。

[0061] 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。

[0062] 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。

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。

[0063] 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。

[0064] 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；；

[0065] S600：将血流流速分布信息 $V(k, t_j)$ 积分得出血流流量 $Vol(t) = \int_0^{2\pi} d\theta \int_0^R r V(r, t) dr$ ，离散

表示为 $Vol(t_j) = 2\pi \sum_{k=1}^N (k-1/2)r^2 V(r_k, t_j)$, 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_1 和 N'_1 两部分, $N_1 = N'_1 = \frac{N}{2}$; 然后通过公式 $Vol(t_j) = \pi \sum_{k=1}^{\frac{N_1}{2}} (k-1/2)r^2 V(r_k, t_j) + \pi \sum_{k=1}^{\frac{N'_1}{2}} (k-1/2)r^2 V(r_k, t_j)$ 计算。

[0066] 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。图6即为计算得出的血流流量与测量时间对应图示例。

[0067] S602: 计算血流流量抖动指数, 血流流量抖动指数 $Index = \sqrt{\frac{1}{N_h} \sum_{i=1}^{N_h} (x_i - u)^2}$, 其中

N_h 为心脏周期数, x_i 表示单个心脏周期数时的血流流量, u 为整个测量期间的血流流量平均值, 当 $Index$ 的取值可以表明血流流量是否稳定, 如, 当 $Index$ 较大时 (例如大于 90、100 或者 120; 视具体情况决定, 经验值为取 100), 可以认为血流流量不稳定; 图7即为计算得出的血流流量与心脏跳动周期对应图示例。

[0068] 应注意的是, 血速计算与血流流量计算互不干扰。

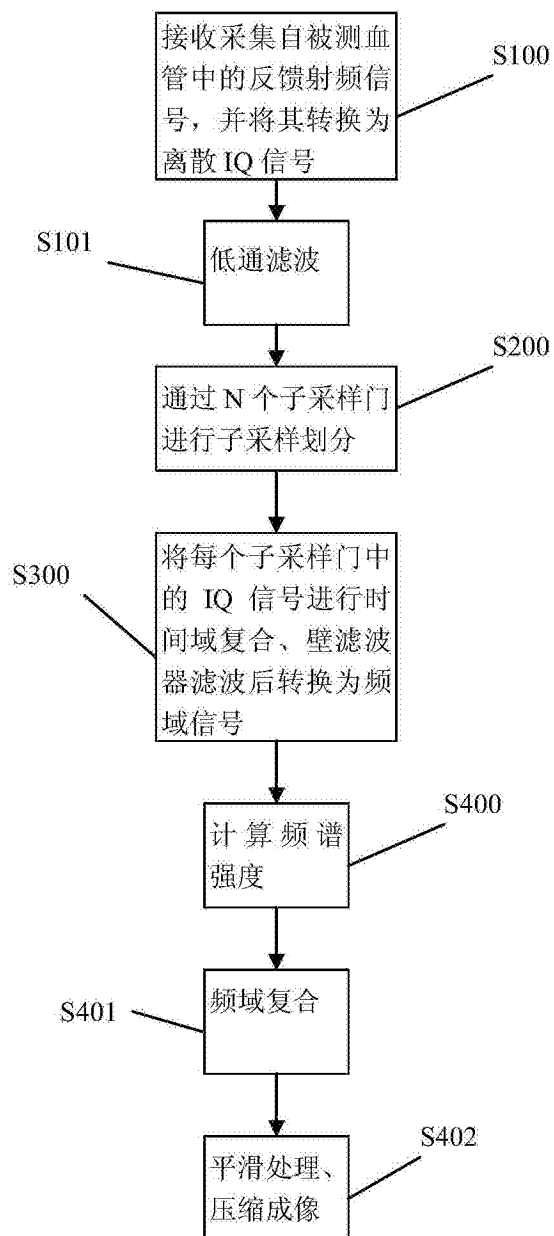


图1

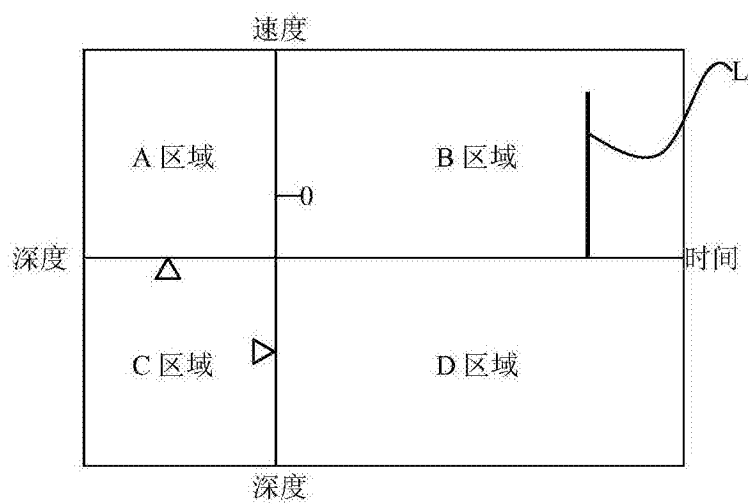


图2a

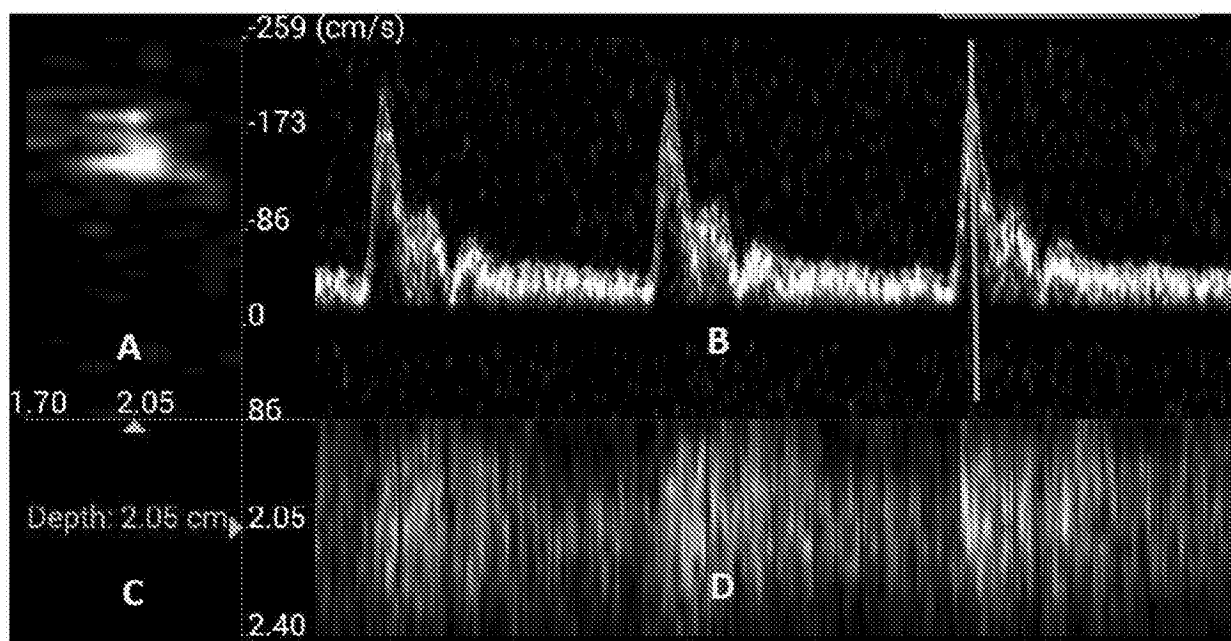


图2b

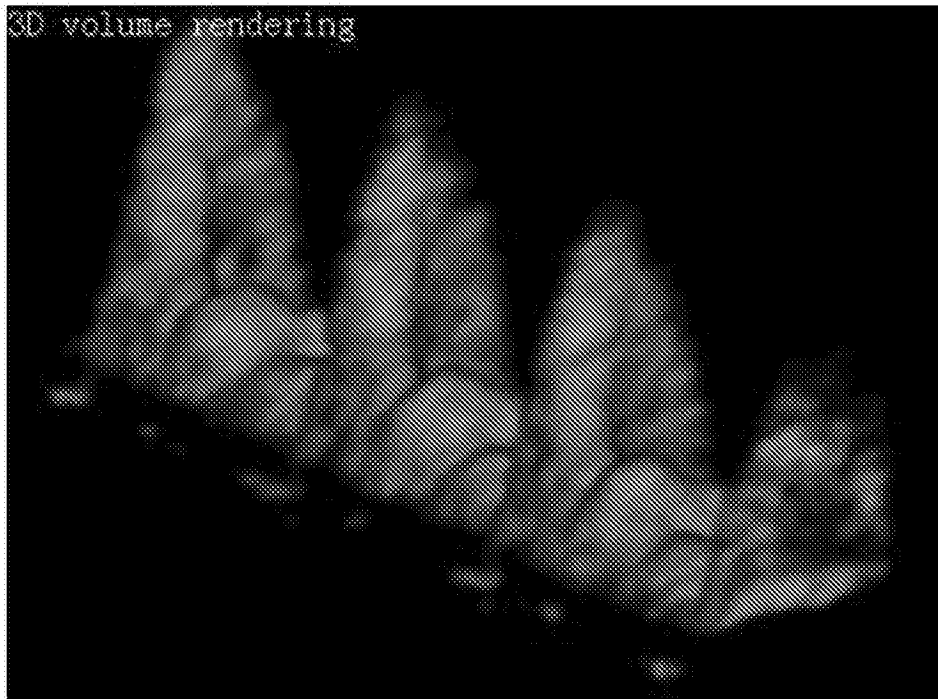


图3a

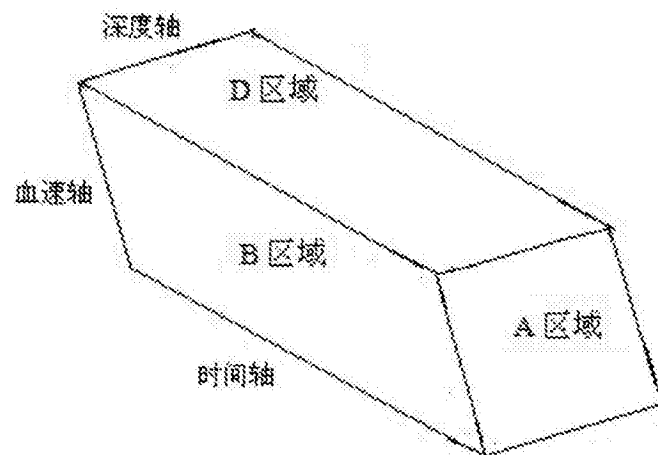


图3b

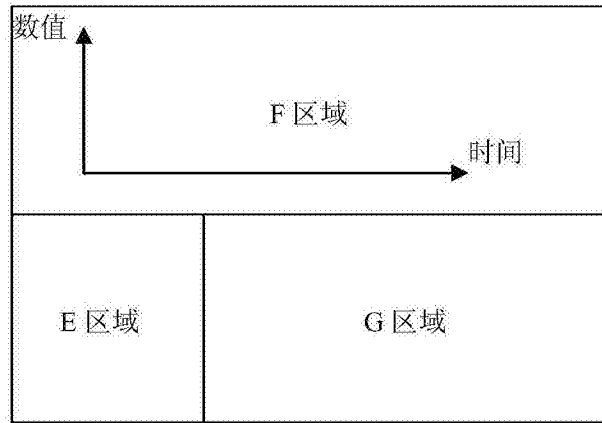


图4a

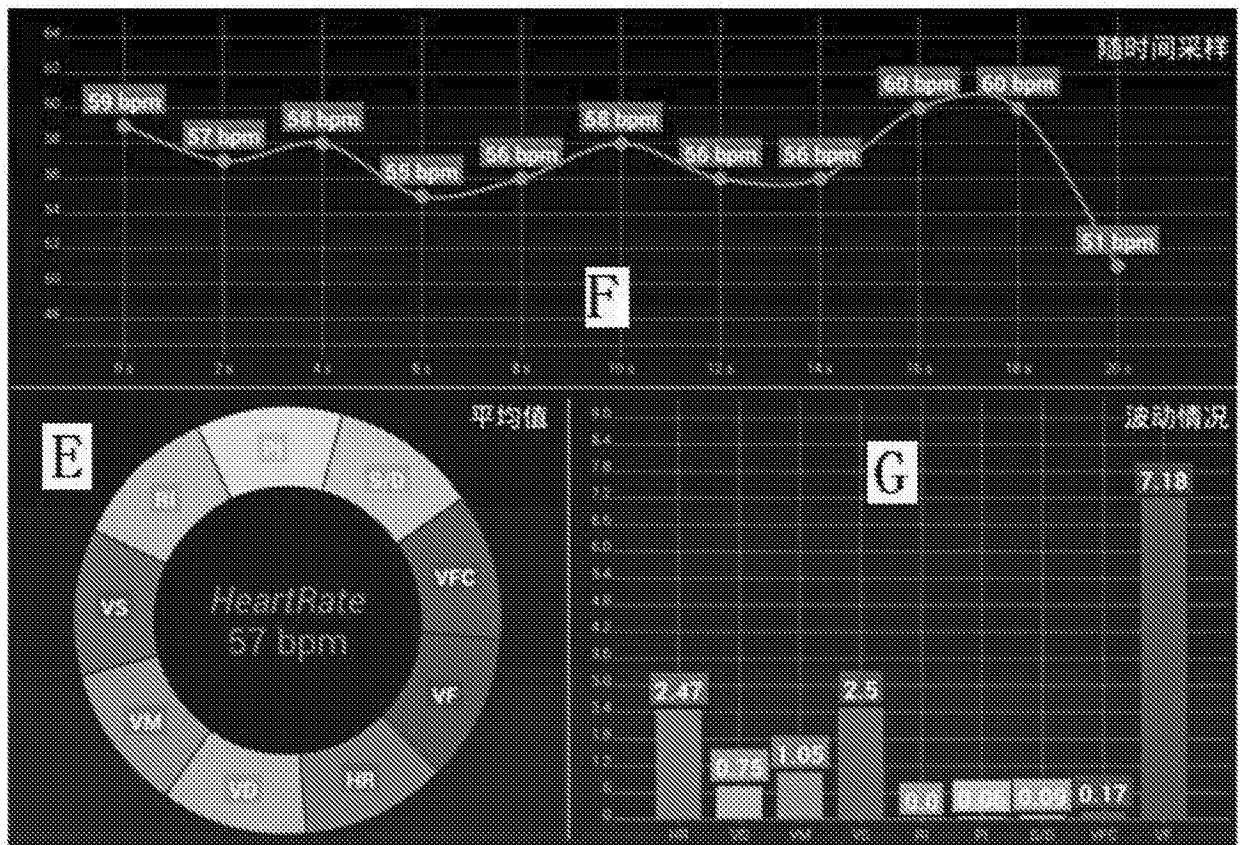


图4b

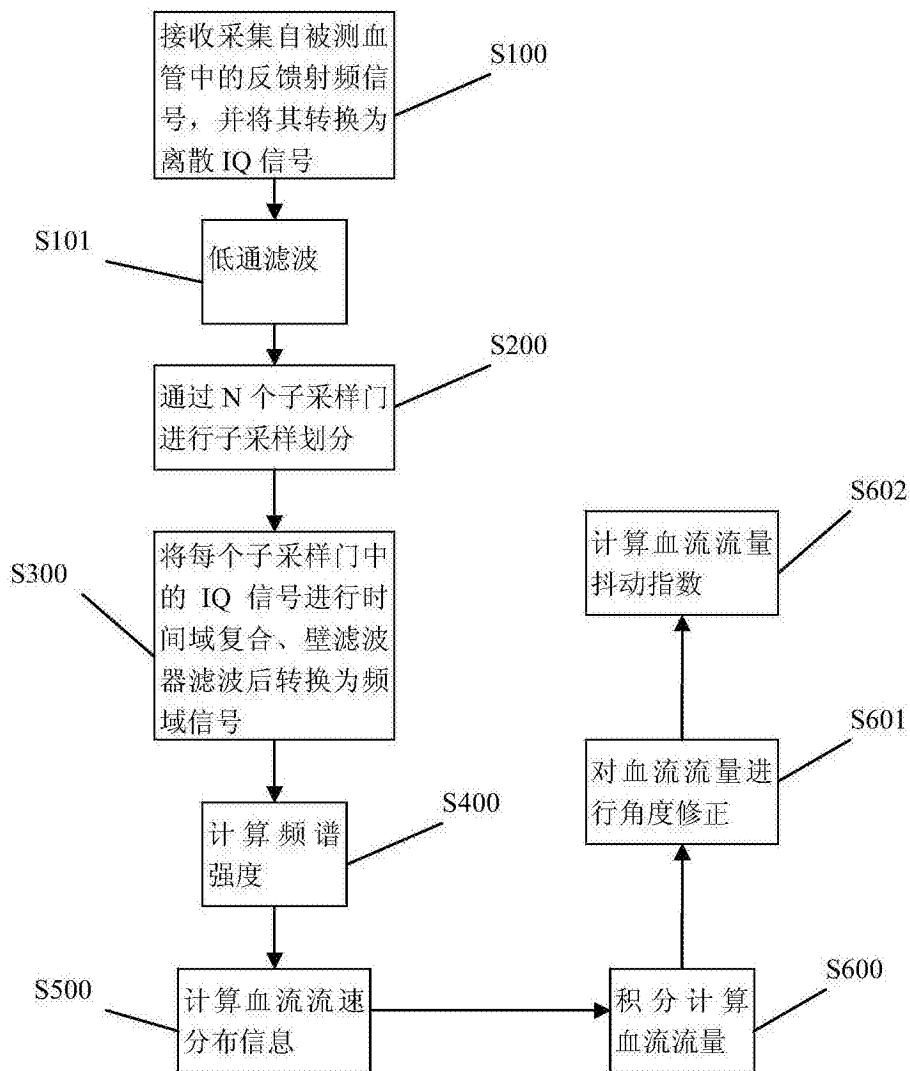


图5

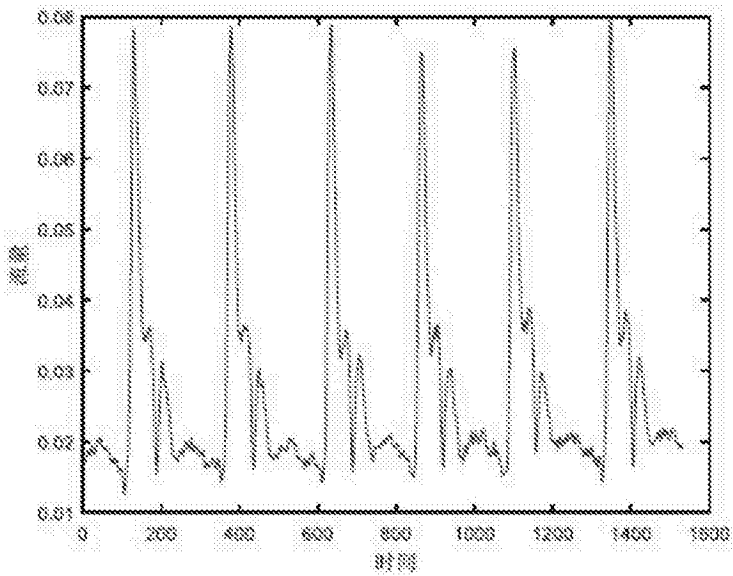


图6

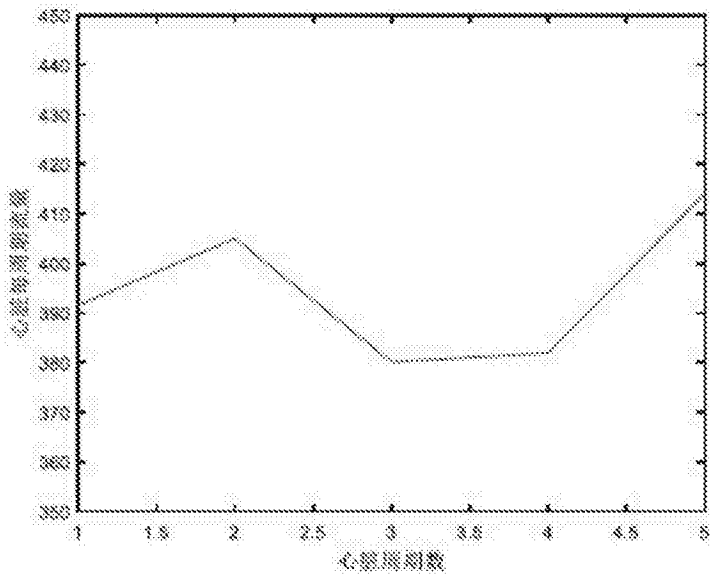


图7

专利名称(译)	一种基于超声的血流速度测量及血流流量测量方法		
公开(公告)号	CN105476665A	公开(公告)日	2016-04-13
申请号	CN201610054981.7	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	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/48 A61B8/52 A61B8/5207 A61B8/5223		
代理人(译)	韩洋 王芸		
其他公开文献	CN105476665B		
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流速度测量方法及血流流量测量方法。本发明提供的血流速度测量方法通过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，避免了传统D模式成像中，医生需不断移动子采样窗口，且仅能对血管位于子采样窗口内的部位进行检测的缺陷；可以为用户提供血管各个深度位置的血流分布信息；同时，本发明提供的血流流量测量方法由于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，进而根据血管各个深度范围内的流速信息获得更加精确的血流流量及血流流量抖动指数。

