



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105708496 B

(45)授权公告日 2019.04.16

(21)申请号 201610057298.9

(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 105708496 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 8/06(2006.01)
A61B 8/08(2006.01)

(56)对比文件

CN 104146731 A,2014.11.19,
CN 102613990 A,2012.08.01,
CN 101292880 A,2008.10.29,
US 6196972 B1,2001.03.06,
JP 2010188115 A,2010.09.02,

审查员 刘琳

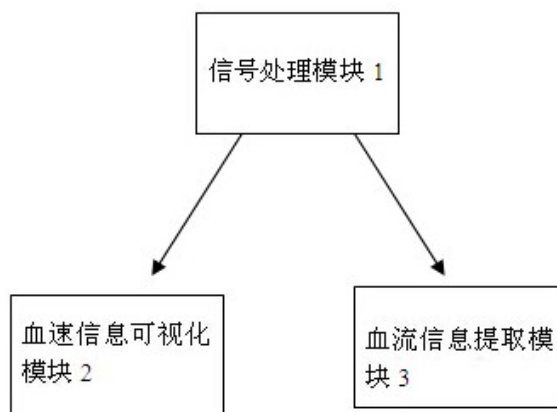
权利要求书2页 说明书6页 附图4页

(54)发明名称

一种基于超声的血流信息多维成像系统

(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信息多维成像系统。本发明提供的血流信息多维成像系统通过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系统,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。



1. 一种基于超声的血流信息多维成像系统,其特征在于,包括

信号处理模块,用于接收自被测血管采集的射频信号,并将该信号依次经希尔伯特变换,N个子采样门划分,时间域复合,壁滤波,频域转换后提取幅度频谱,其中,N个子采样门包含被测血管的全部深度范围;

流速信息可视化模块,用于根据提取到的幅度频谱计算血流速度,并结合信号中的时间信息、血管深度信息形成第一图像、第二图像及第三图像;其中,第一图像为血管深度信息及血流速度对应图;第二图像为时间信息与血流速度对应图;第三图像为时间信息与血管深度对应图;

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 $S_{\text{sub-gate}} = \frac{mF_s}{2F_c}$,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所述的多维成像系统,其特征在于,所述多维成像系统还包括血流信息提取模块,所述血流信息提取模块用于根据信号处理模块处理后的信号中的幅度频谱、时间信息及血管深度信息形成第四图像、第五图像及第六图像;其中,第四图像用于展示心脏收缩血流速度、心脏舒张血流速度、血流平均速度、心率、阻力指数、搏动指数、心脏舒张收缩比及血流量在测量期间的平均值;第五图像用于根据用户的选择,显示第四图像中任一参数随时间的波动;第六图像用于显示第四图像中各个参数的抖动值。

3. 如权利要求2所述的多维成像系统,其特征在于,所得第六图像中各参数的抖动值

$C = 10 \times \frac{\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{x=1}^N (S(x) - u)^2}}{u}$; 其中, $S(x)$ 为任一参数在被测时间内的采样点值曲线, u 为

(x)的均值; x 为采样点。

4. 如权利要求1所述的多维成像系统,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;

所述频域转换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。

5. 如权利要求1所述的多维成像系统,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。

6. 如权利要求1所述的多维成像系统,其特征在于,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。

7. 如权利要求1所述的多维成像系统,其特征在于,所述血速信息可视化模块从提取幅度频谱成像后,还包括对图像平滑处理、压缩处理的步骤。

一种基于超声的血流信息多维成像系统

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流信息多维成像系统。

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。

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系统。

[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] 一种基于超声的血流信息多维成像系统,包括

[0007] 信号处理模块,用于接收自被测血管采集的射频信号,并将该信号经希尔伯特变换、N个子采样门划分、时间域复合、壁滤波、频域转换后提取幅度频谱,其中,N个子采样门包含被测血管的全部深度范围;

[0008] 流速信息可视化模块,用于根据提取到的幅度频谱计算血流速度,并结合信号中的时间信息、血管深度信息形成第一图像、第二图像及第三图像;其中,第一图像为血管深度信息及血流速度对应图;第二图像为时间信息与血流速度对应图;第三图像为时间信息与血管深度对应图。

[0009] 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。

[0010] 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。

[0011] 进一步的,子采样门的大小(即一个脉冲波长内的离散采样信号个数)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,

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

[0012] 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。

[0013] 进一步的,所述多维成像系统还包括血流信息提取模块,所述血流信息提取模块用于根据信号处理模块处理后的信号中的幅度频谱、时间信息及血管深度信息形成第四图像、第五图像及第六图像;其中,第四图像用于展示心脏收缩血流速度、心脏舒张血流速度、血流平均速度、心率、阻力指数、搏动指数、心脏舒张收缩比及血流量在测量期间的平均值;第五图像用于根据用户的选择,显示第四图像中任一参数随时间的波动;第六图像用于显示第四图像中各个参数的抖动值。

[0014] 进一步的,所得第六图像中各参数的抖动值 $C = 10 \times \frac{\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{x=1}^N (S(x) - u)^2}}{u}$;其中,S

(x)为任一参数在被测时间内的采样点值曲线,u为S(x)的均值;x为采样点。

[0015] 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。

[0016] 获取幅度频谱成像的步骤中,所述幅度频谱通过公式 $P_k(t, \omega) = |\hat{s}_k(t, \omega)|^2$ 获得。

[0017] 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。

[0018] 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。

[0019] 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。

[0020] 与现有技术相比,本发明的有益效果:与传统的D模式成像系统(脉冲波多普勒频谱成像系统)相比,本发明提供的血流信息多维成像系统通过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系统,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。

附图说明:

- [0021] 图1本发明提供的多维成像系统的结构框图。
 [0022] 图2为本发明中信号处理模块信号处理流程图。
 [0023] 图3a为本发明中第一图像、第二图像、第三图像显示示例框图。
 [0024] 图3b为本发明中第一图像、第二图像、第三图像具体显示示例。
 [0025] 图4a为本发明中血管各深度血流速度的三维模型图。
 [0026] 图4b为图4a与第一图像、第二图像、第三图像关联示意图。
 [0027] 图5a为本发明中第四图像、第五图像、第六图像显示示例框图
 [0028] 图5b为本发明中第四图像、第五图像、第六图像具体显示示例。

具体实施方式

[0029] 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。

[0030] 如图1所示,本实施例提供一种基于超声的血流信息多维成像系统;包括,信号处理模块1,用于接收自被测血管采集的射频信号,并将该信号经希尔伯特变换、N个子采样门划分、时间域复合、壁滤波、频域转换后提取幅度频谱,其中,N个子采样门包含

[0031] 被测血管的全部深度范围;

[0032] 其中如图2所示,信号处理模块1中信号处理的具体流程如下:

[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:

$$[0035] \quad I(n) = RF(n) * \cos(-2\pi \frac{F_c}{F_s} n), n \in 0, 1, \dots, N_{num} - 1;$$

$$[0036] \quad Q(n) = RF(n) * \sin(-2\pi \frac{F_c}{F_s} n), n \in 0, 1, \dots, N_{num} - 1;$$

[0037] 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。

[0038] 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。

[0039] 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

[0040] $2 \leq N \leq \left\lceil \frac{\text{被测血管直径}}{\text{脉冲波波长}} \right\rceil$ 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 $\frac{mF_s}{2F_c}$ 个。

[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。

[0044] 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:

[0045] $\hat{s}_k(t, \omega) = \sum_{n=t}^{t+w-1} s_k(n) \exp(-j\omega n)$;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。

[0046] 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 $P_k(t, \omega) = |\hat{s}_k(t, \omega)|^2$ 获得。

[0047] 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。

[0048] 所述多维成像系统还包括流速信息可视化模块2,其用于根据提取到的幅度频谱计算血流速度,并结合信号中的时间信息、血管深度信息形成第一图像、第二图像及第三图像;其中,第一图像为血管深度信息及血流速度对应图;第二图像为时间信息与血流速度对

应图;第三图像为时间信息与血管深度对应图。

[0049] 如图3a、图3b所示,血流信息提取模块3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;其中,分别为展示第一图像的A区域、展示第二图像B区域(注意B区域并不是上文中提到的B模式成像)、C区域及展示第三图像的D区域(注意D区域并不等同于上文中提到的D模式成像)四个矩形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,用户可通过调节深度轴上的焦点标识实现对B区域展现图像的深度位置的调整;A区域与D区域的分割轴为血管深度轴;

[0050] 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(时间与血流速度(频率)谱);可在B区域图中选定时间t,如图3b中B区域中的线L即为选中的时间点,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,将该深度所有的速度平均,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)。

[0051] 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信息多维成像系统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,而未能展示出血速的非正常逆流的情况。

[0052] 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区域的血速时间点,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血速信息。

[0053] 图3a、图3b中,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。

[0054] 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。图4a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血速信息。图4b为图4a与第一图像、第二图像、第三图像关联示意图,图4b中的长方体表征图4a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、血速轴和深度轴,因此图3a中的A区域视图是图4b所示的长方体界面的截面图;B区域视图是图4b所示的长方体界面的侧视图;而D区域视图是图4b所示的长方体界面的俯视图。

[0055] 应注意的是,血速信息可视化模块2对获得的图像进一步的进行平滑处理、压缩处理再予以显示。

[0056] 所述多维成像系统还包括血流信息提取模块3,所述血流信息提取模块3用于根据

信号处理模块1处理后的信号中的幅度频谱、时间信息及血管深度信息形成第四图像、第五图像及第六图像；其中，如图5a、图5b所示一种具体显示示例，包含展示第四图像的E区，展示第五图像的F区域及展示第六图像的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；

[0057] 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不能有效展示症状的，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。

[0058] G区域中的第六图像中各参数的抖动值 $C = 10 \times \frac{\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{x=1}^N (S(x) - u)^2}}{u}$ ；其中，S(x)为

任一参数在被测时间内的采样点值曲线，u为S(x)的均值；x为采样点。

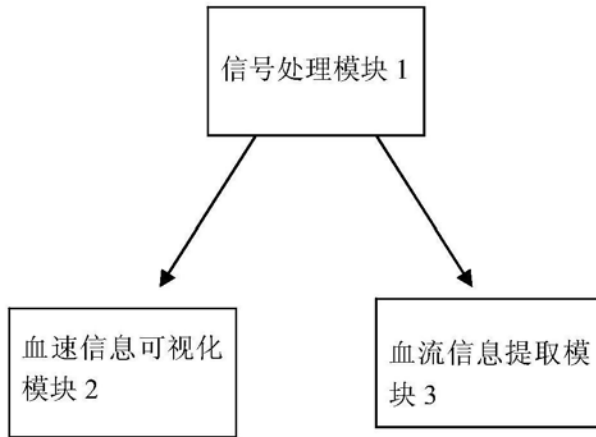


图1

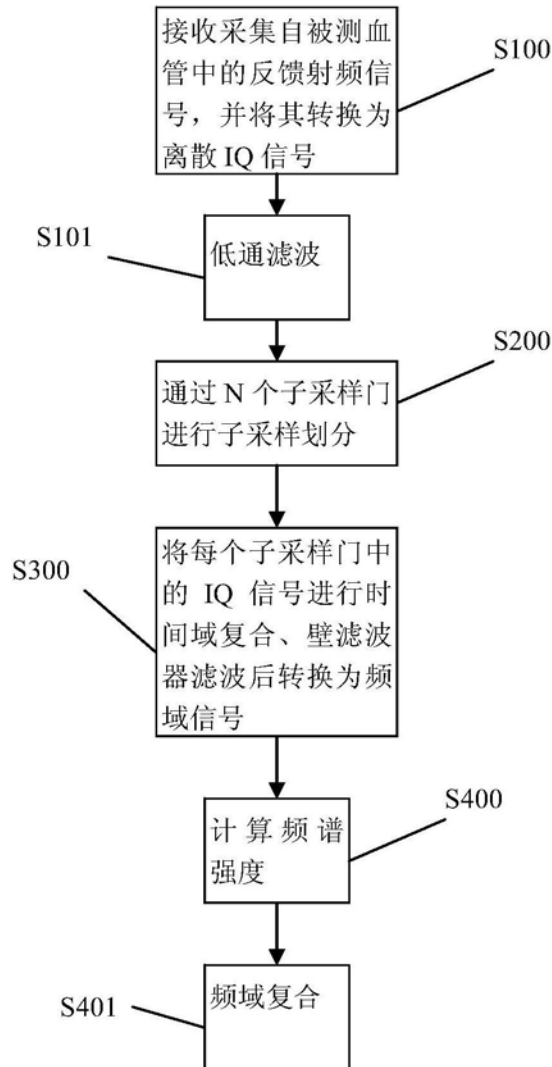


图2

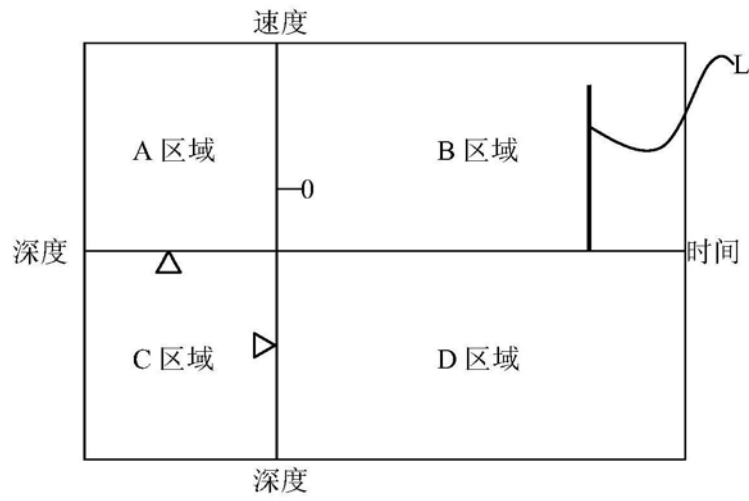


图3a

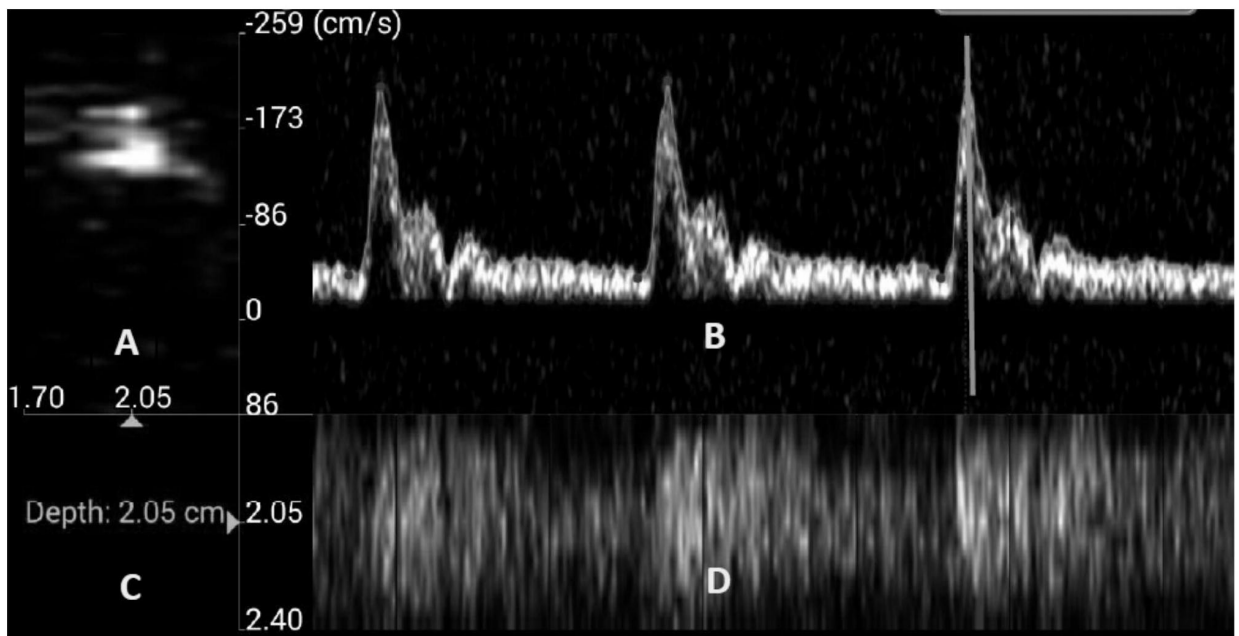


图3b

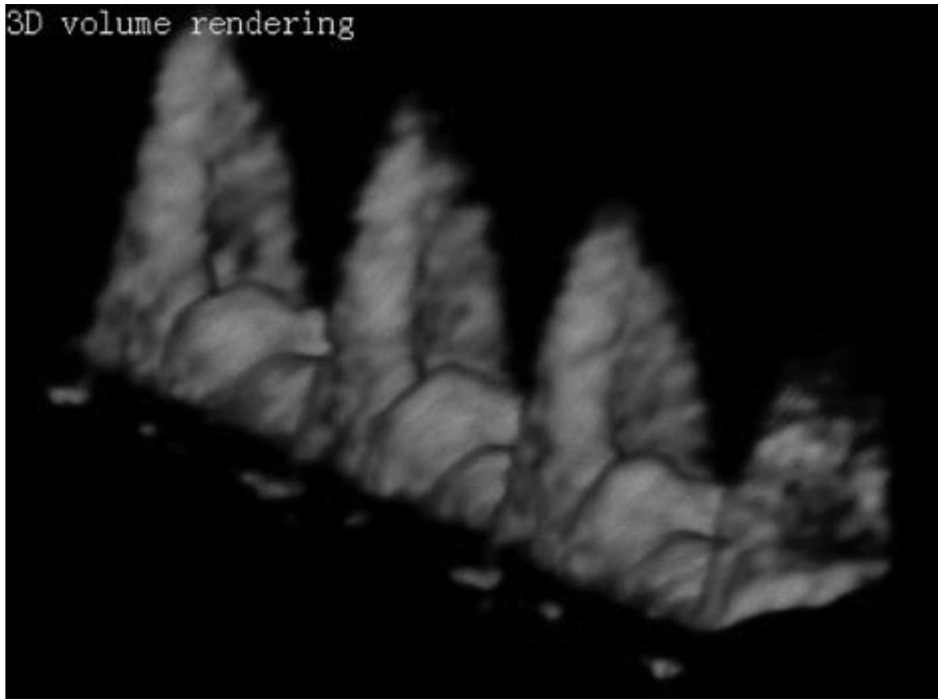


图4a

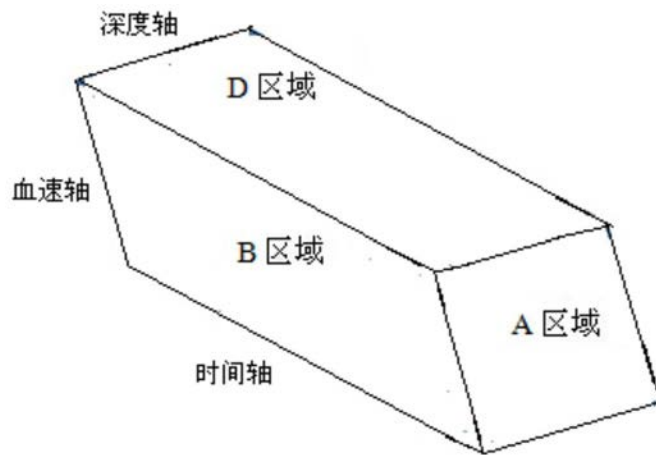


图4b

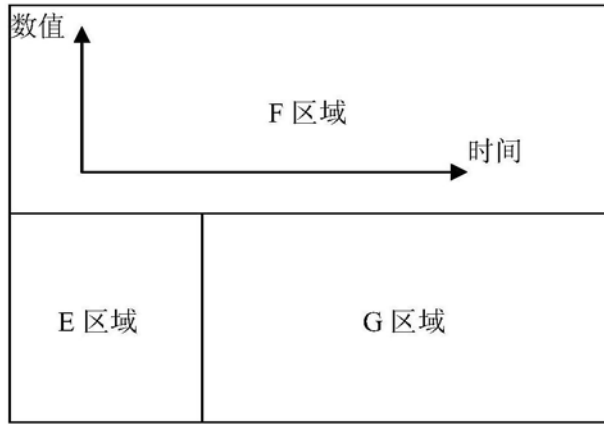


图5a

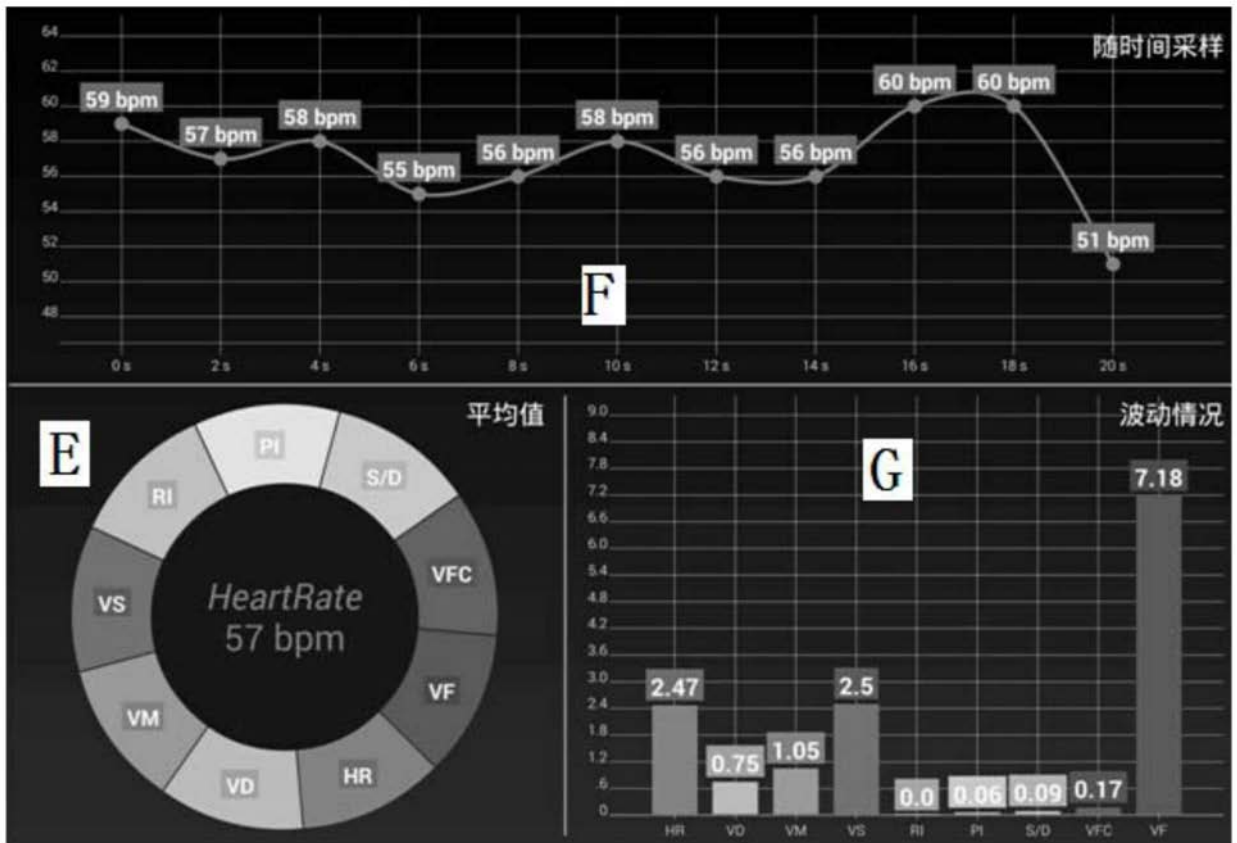


图5b

专利名称(译)	一种基于超声的血流信息多维成像系统		
公开(公告)号	CN105708496B	公开(公告)日	2019-04-16
申请号	CN201610057298.9	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	A61B8/06 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/0891		
代理人(译)	韩洋 王芸		
审查员(译)	刘琳		
其他公开文献	CN105708496A		
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信息多维成像系统。本发明提供的血流信息多维成像系统通过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系统，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。

