



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 104095656 B

(45) 授权公告日 2015. 12. 02

(21) 申请号 201410360208. 4

(22) 申请日 2014. 07. 25

(73) 专利权人 声泰特(成都)科技有限公司
地址 610041 四川省成都市高新区创业路
16号火炬大厦A601

(72) 发明人 石丹 刘西耀 王立 刘东权

(74) 专利代理机构 成都金英专利代理事务所
(普通合伙) 51218

代理人 袁英

(51) Int. Cl.

A61B 8/06(2006. 01)

审查员 赵秋芬

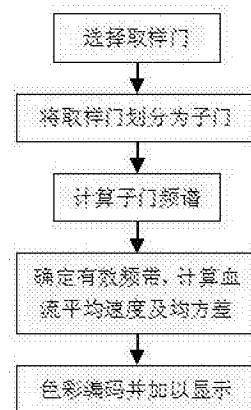
权利要求书1页 说明书4页 附图5页

(54) 发明名称

一种基于超声多普勒频谱的彩色血流成像及其显示方法

(57) 摘要

本发明公开了一种基于超声多普勒频谱的彩色血流成像及其显示方法,包括如下步骤:(1)选择足够大的取样门;(2)将取样门划分为M个子门;(3)计算每一个子门中的被求和的时间系列的频谱;(4)计算每一个子门对应频谱的上下包络曲线,确定有效频带分析区域,计算有效频带分析区域内的血流平均速度和均方差;(5)利用预设的色彩映射表将速度和方差值转换成彩色编码并显示。本发明沿着血管的横切面在不同的位置使用多个门获取流速和方差分布,不仅可以更好地观测血流在空间位置的分布情况,而且还能进行更为精确的容积血流速度测量,对于心血管疾病的诊断具有重要临床意义。



1. 一种基于超声多普勒频谱的彩色血流成像及其显示方法, 沿着血管的横切面在不同的位置使用多个门获取流速分布, 获得血管的横切面在不同的位置的流速速度及方差分布信息, 其特征在于: 所述的彩色血流成像及其显示方法, 包括如下步骤:

S1: 取样门选取, 选择的门的范围足够大, 大到可以覆盖整个血管, 同时选择取样门内感兴趣区域以显示参考多普勒频谱, 并校正基线到一个频谱图像不发生正负频混叠的位置;

S2: 将取样门划分为 M 个子门;

S3: 按照不同的频谱计算方法, 计算每一个子门中的被求和的时间系列的频谱;

S4: 对各个子门得到的频谱进行上下包络检测, 确定有效频带区域, 在有效频带区域内计算血流平均速度及均方差;

S5: 使用色彩映射表对速度及方差进行色彩编码并按选择的显示模式加以显示; 步骤 S5 对速度及方差进行色彩编码并显示时, 允许根据显示区域大小进行插值, 手工选择或自动拉伸血流速度色彩映射表, 使色彩映射表具有更强的色彩显示分辨率。

2. 根据权利要求 1 所述的一种基于超声多普勒频谱的彩色血流成像及其显示方法, 其特征在于: 步骤 S4 中, 计算平均速度 \bar{v} 和均方差 $\overline{\sigma^2}$ 的公式为:

$$\bar{v} = \frac{\sum_{f=f_s}^{f=f_e} v_f \times f}{\sum_{f=f_s}^{f=f_e} v_f}$$

$$\overline{\sigma^2} = \left(1 - \frac{E(v)^2}{E(v^2)}\right)$$

式中, f_s 为有效频带的起始点坐标, f_e 为有效频带的终止点坐标, f 为有效频带的频点坐标, v_f 为频点 f 处的像素值即速度的强度, v 表示有效频带内各点的像素值, $E(v)$ 表示有效频带内各点像素的平均值, $E(v^2)$ 表示有效频带内各点像素值平方的平均值。

3. 根据权利要求 1 所述的一种基于超声多普勒频谱的彩色血流成像及其显示方法, 其特征在于: 所述的频谱计算方法包括快速傅里叶变换法。

4. 根据权利要求 1 所述的一种基于超声多普勒频谱的彩色血流成像及其显示方法, 其特征在于: 所述的显示模式包括速度显示模式和方差显示模式。

5. 根据权利要求 1 所述的一种基于超声多普勒频谱的彩色血流成像及其显示方法, 其特征在于: 所述的自动拉伸血流速度色彩映射表, 包括如下步骤:

- (1) 统计当前一段时间获得的所有血流速度;
- (2) 计算当前实际检测的最大正向和负向血流速度;
- (3) 以比例调节色彩映射表的尺度。

一种基于超声多普勒频谱的彩色血流成像及其显示方法

技术领域

[0001] 本发明涉及彩色血流成像及其显示方法,特别是涉及一种基于超声多普勒频谱的彩色血流成像及其显示方法。

背景技术

[0002] 彩色血流成像是把体内血流速度分布进行彩色编码以实时显示,在医学超声心血管疾病检测应用中,通过提供血流的方向、速度和紊动信息,可以决定血流的流速及其速度分布,以达到辅助医生诊断的目的。传统的血流成像一般采用时域相关法在完成血流速度、方差和能量等表征血流状态的参数,然后经过彩色编码提供给使用者。传统方法的不足在于得到的血流信息是一定区域内的平均信息,对一些关键部位很难进行细致深入的定量分析。

[0003] 频谱多普勒方法通过向被称为取样门的同一空间位置上聚焦发射重复的散射冲击信号来计算在取样门内的速度分布,并以频谱图形式显示速度分布信息,频谱图是一个随着时间改变的图表,在一个方向上表示时间,另一个方向上表示速度。传统的频谱多普勒是将属于同一个门内的基复信号进行平均从而计算得到时间序列上的频谱或时间维度。

[0004] 频谱多普勒原理如下所示:

$$[0005] \quad f_d = \left(\frac{2vf_s}{c} \right) \cos \theta, (v \ll c)$$

[0006] 其中, v 是流速, c 为声波的传播速度, f_d 表示被侦测出得多普勒频移, f_s 为源频率, θ 表示血流与超声波束的夹角。

[0007] 实际的频谱多普勒采用如下公式:

$$[0008] \quad x(d, n) = \exp\left(j2\pi \frac{f_c}{f_s} d\right) \sum_v \alpha_v \exp\left(j2\pi \frac{2f_c v}{cf_{prf}} n\right)$$

[0009] 其中, $x()$ 为实际的接收信号, d 和 n 跟观察窗口有关, f_s 为快时采样频率, f_{prf} 为慢时采样频率, α_v 为流速分布。

[0010] 但是,传统频谱多普勒方法也有缺陷:流速的空间信息与速度分布具有同等的重要性,而当取样门中的数据被求和时,血流的空间信息会丢失,血流中紊动信息常常通过 Gate(门) 中的频谱宽度或流速传播来推断。然而,由于距离血管壁的距离不同,血管中的层流血流的速度剖面类似于一个抛物线形式,传统多普勒显示方法不易于观测。

发明内容

[0011] 本发明的目的在于克服现有技术的不足,提供一种基于超声多普勒频谱的彩色血流成像及其显示方法。该方法沿着血管的横切面在不同的位置使用多个门获取流速分布,进而得到血管的横切面在不同的位置的流速速度及方差分布信息,最终获得更为精确的流速速度和方差的定量分析结果,提高心血管疾病诊断客观性和准确度。

[0012] 本发明的目的是通过以下技术方案来实现的：一种基于超声多普勒频谱的彩色血流成像及其显示方法，包括如下步骤：

[0013] S1：取样门选取，选择的门的范围足够大，大到可以覆盖整个血管，同时选择取样门内感兴趣区域以显示参考多普勒频谱，并校正基线到一个频谱图像不发生正负频混叠的位置；

[0014] S2：将取样门划分为 M 个子门；

[0015] S3：按照不同的频谱计算方法，计算每一个子门中的被求和的时间系列的频谱；

[0016] S4：对各个子门得到的频谱进行上下包络检测，确定有效频带区域，在有效频带区域内计算血流平均速度及均方差；

[0017] S5：使用色彩映射表对速度及方差进行色彩编码并按选择的显示模式加以显示。

[0018] 步骤 S5 对速度及方差进行色彩编码并显示时，允许根据显示区域大小进行插值，手工选择或自动拉伸血流速度色彩映射表，使得具有更强的色彩显示分辨率。

[0019] 步骤 S4 中，计算平均速度 \bar{v} 和均方差 $\overline{\sigma^2}$ 的公式为：

$$[0020] \quad \bar{v} = \frac{\sum_{f=f_s}^{f=f_e} v_f \times f}{\sum_{f=f_s}^{f=f_e} v_f}$$

$$[0021] \quad \overline{\sigma^2} = \left(1 - \frac{E(v)^2}{E(v^2)}\right)$$

[0022] 式中， f_s 为有效频带的起始点坐标， f_e 为有效频带的终止点坐标， f 为有效频带的频点坐标， v_f 为频点 f 处的像素值即速度的强度， v 表示有效频带内各点的像素值， $E(v)$ 表示有效频带内各点像素的平均值， $E(v^2)$ 表示有效频带内各点像素值平方的平均值。

[0023] 所述的频谱计算方法包括快速傅里叶变换法。

[0024] 所述的显示模式包括速度显示模式和方差显示模式。

[0025] 所述的自动拉伸血流速度色彩映射表，包括如下子步骤：

[0026] (1) 统计当前一段时间获得的所有血流速度；

[0027] (2) 计算当前实际检测的最大正向和负向血流速度；

[0028] (3) 以比例调节色彩映射表的尺度。

[0029] 本发明的有益效果是：不仅可以实时地观察时间域上的血流速度和方差变化，而且可以在空间上判断是层流还是湍流，实时观测各个空间位置的血流速度值。此外本发明还为非实时和实时测量容积血流量提供了方便，其测量结果比传统方法更为全面和准确。提高了血管疾病诊断全面性和准确度。

附图说明

[0030] 图 1 是本发明背景技术多普勒原理示意图；

[0031] 图 2 是本发明方法步骤 S2 的示意图；

[0032] 图 3 是本发明方法步骤 S3 的计算结果示意图；

[0033] 图 4-A 是色彩映射表血流速度示意图；

- [0034] 图 4-B 是色彩映射表手动拉伸示意图；
 [0035] 图 4-C 是色彩映射表血流方差示意图；
 [0036] 图 5 由本发明血流速度及方差计算过程示意图；
 [0037] 图 6-A 是由本发明方法得到的人体颈动脉血流速度显示效果图；
 [0038] 图 6-B 是由本发明方法得到的人体颈动脉血流方差显示效果图；
 [0039] 图 7-A 是本发明方法步骤 S1 校正基线位置示意图；
 [0040] 图 7-B 是本发明方法步骤 S1 正负频混叠示意图；
 [0041] 图 8 是本发明方法流程图。

具体实施方式

- [0042] 下面结合附图进一步详细描述本发明的技术方案：
 [0043] 如图 8 所示，一种基于超声多普勒频谱的彩色血流成像及其显示方法，包括如下步骤：
 [0044] (1) 取样门选取，用户可以选择的门的范围有足够大，大到可以覆盖整个血管；同时用户可选择取样门内感兴趣区域以显示参考多普勒频谱，并通过用户或者自动的方式校正基线到一个频谱图像不发生正负频混叠的位置。如图 7-B 所示，基线的例子是基线过于靠上，导致正向频率超出，显示到下面，也就是正负频混叠，这个时候需要校正基线，将基线向下移动到不发生混叠的位置，如图 7-A。
 [0045] (2) 如图 2 所示，将取样门划分为 M 个子。
 [0046] (3) 如图 3 所示，按照不同的频谱计算方法，计算每一个子门中的被求和的时间系列的频谱，例如短时傅里叶变换。
 [0047] (4) 对各个子门得到的频谱进行上下包络检测确定有效频带区域，在有效频带区域内计算血流速度及方差，计算过程如图 5 所示。
 [0048] (5) 使用色彩映射表对速度及方差进行色彩编码，根据显示区域大小进行插值，并按用户选择的显示模式加以显示，可手工选择或自动拉伸色彩映射表，使得色彩映射表具有更强的色彩显示分辨率，例如能更突出显示沿着血管壁边界的抛物线形状的层流。图 4-B 为手工选择色彩映射表，图 4-A 和图 4-C 分别显示了血流速度模式和血流方差模式的色彩映射表。

- [0049] 步骤 (4) 中，计算 \bar{v} 和均方差 $\overline{\partial^2}$ 的公式如下：

$$[0050] \quad \bar{v} = \frac{\sum_{f=f_s}^{f=f_e} v_f \times f}{\sum_{f=f_s}^{f=f_e} v_f}$$

$$[0051] \quad \overline{\partial^2} = \left(1 - \frac{E(v)^2}{E(v^2)}\right)$$

- [0052] 其中， f_s 为有效频带的起始点坐标， f_e 为有效频带的终止点坐标， f 为有效频带的频点坐标， v_f 为频点 f 处的像素值即速度的强度， v 表示有效频带内各点的像素值， $E(v)$ 表示有效频带内各点像素的平均值， $E(v^2)$ 表示有效频带内各点像素值平方的平均值。

[0053] 本发明还有以下衍生结果：

[0054] 1. 在系统中,实现实时的血流速度信息更新。

[0055] 2. 测量包:实时或非实时容积血流测量。

[0056] 3. 多种模式:可以与B模式进行组合,实现B|D|SCV(SCV,频谱彩色速度,即本方法的速度或方差模式)同时显示。

[0057] 4. 用户可调节取样门内轴采样大小,轴采样等级越高空间分辨率越高但会降低信噪比。

[0058] 5. 可以与目前存在的方法进行组合。例如,图像复合,编码激励,丢帧的频谱估计等。为了检测沿着血管壁边界的抛物线形状的层流,通常对分辨率的要求很高。因此编码激励技术在这种情况下尤其重要。传统的多普勒脉冲波采用10到15个Cycle,这会潜在的模糊掉空间维度上的信息从而导致不明显的抛物线形状。

[0059] 按照本发明所述方法进行了人体试验,图6-A中显示了一个健康人的颈动脉的彩色血流速度,图6-B中显示了一个健康人的颈动脉的彩色血流方差。

[0060] 本发明的实施例不限于此,任何形式的简单变化,等效替换均落入本发明的保护范围内。

[0061] 本发明所述方法允许医生既可以实时的观察到时间域上的血流速度和方差变化,可以在空间上判断是层流还是湍流,同时用户可实时观测各个空间位置的血流速度值。而且,基于本发明也提供了非实时和实时测量容积血流量的功能,其测量结果比传统方法更为准确。

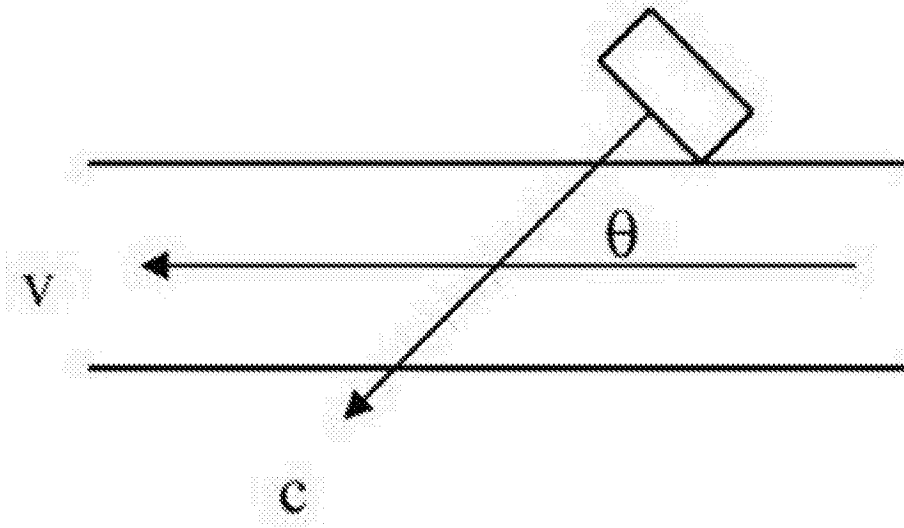


图 1

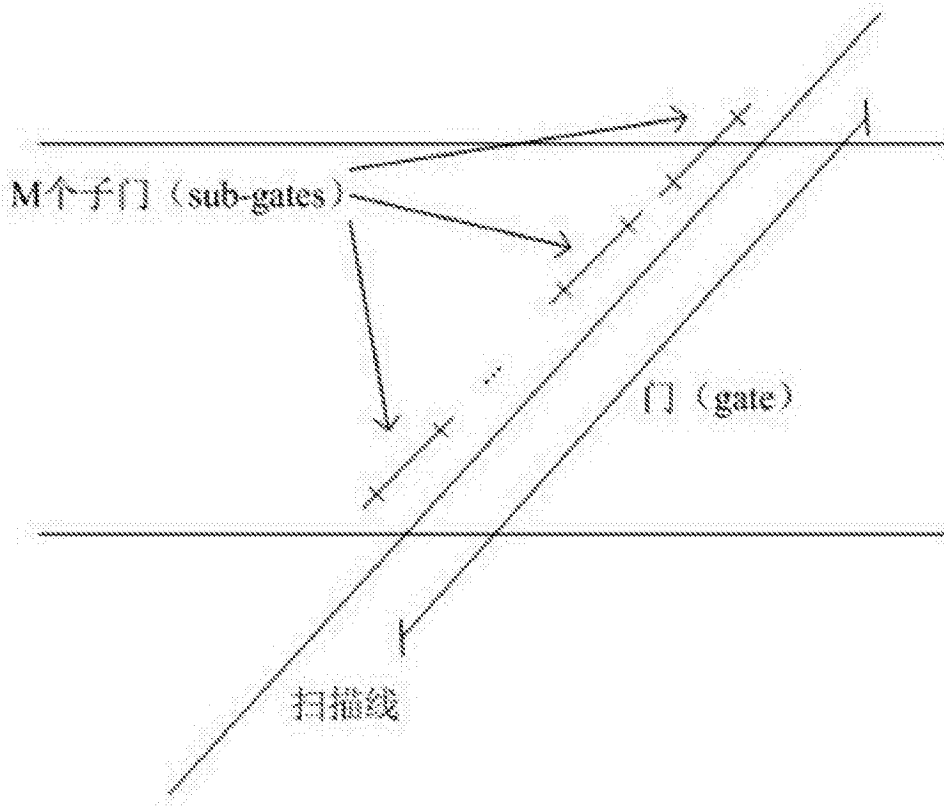


图 2

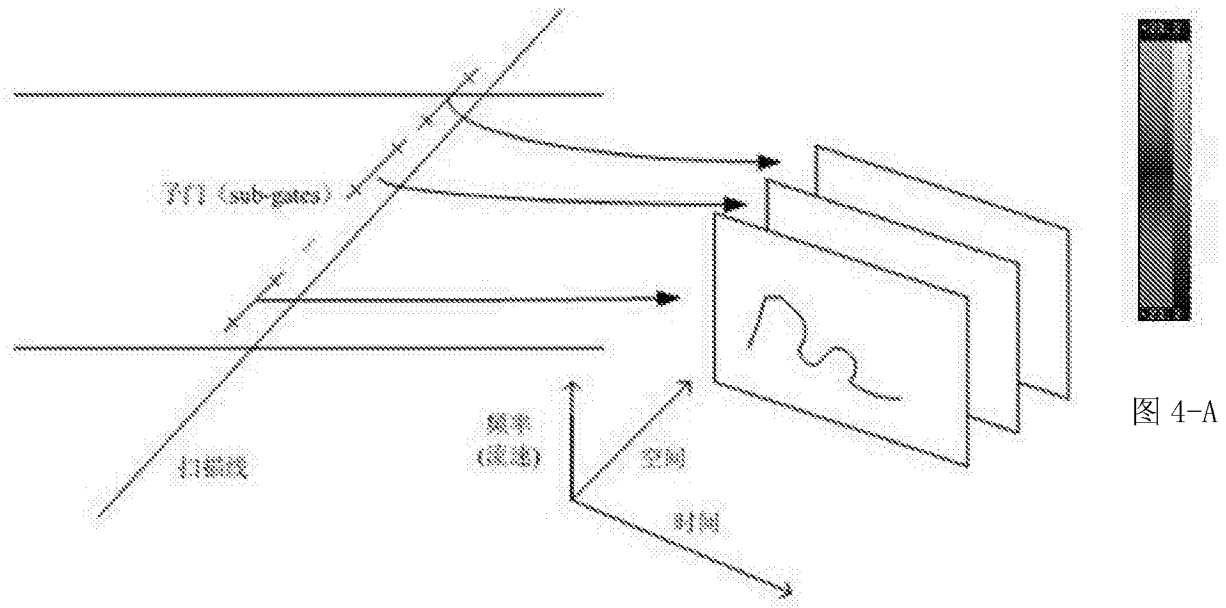


图 4-A

图 3

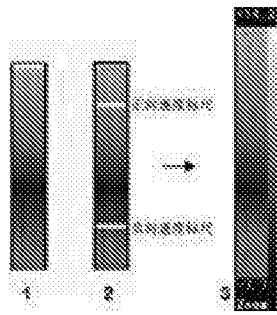


图 4-B

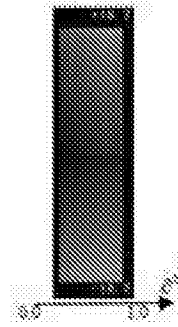


图 4-C

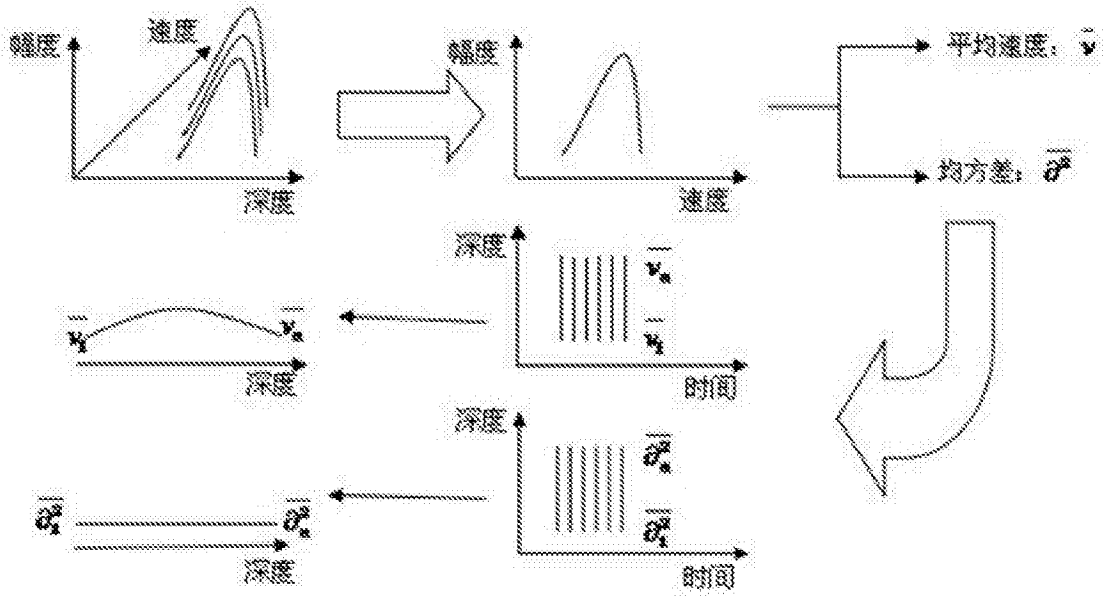


图 5

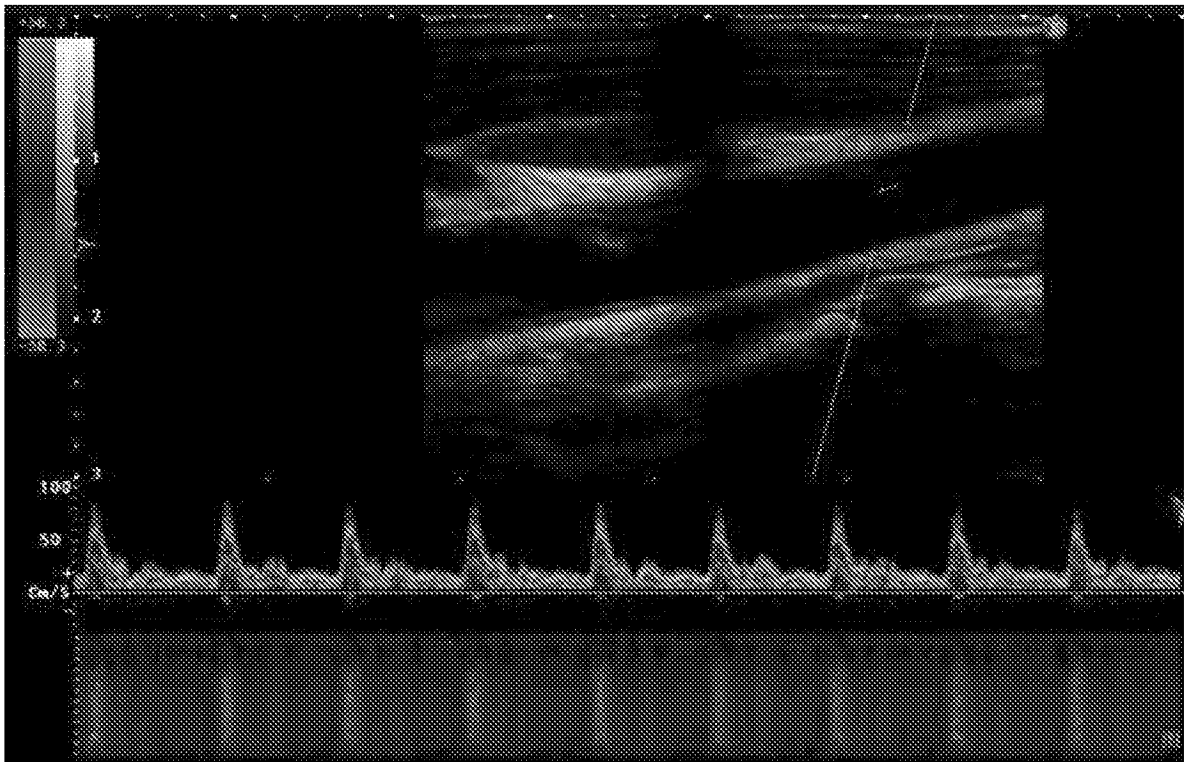


图 6-A

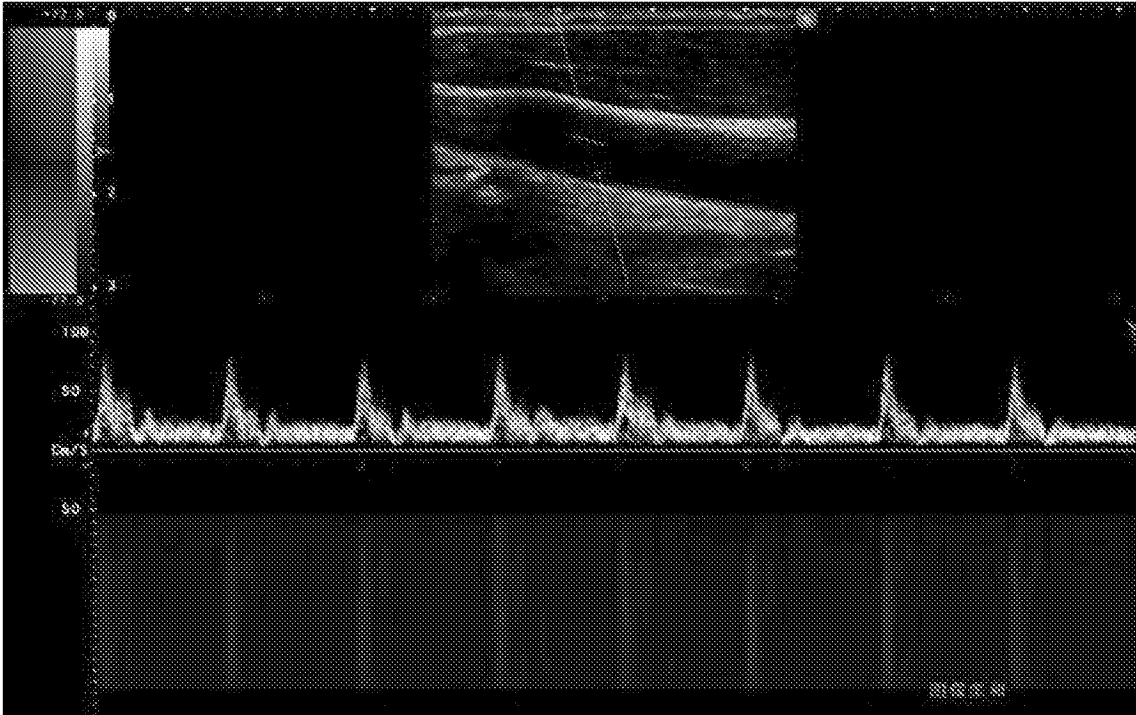


图 6-B

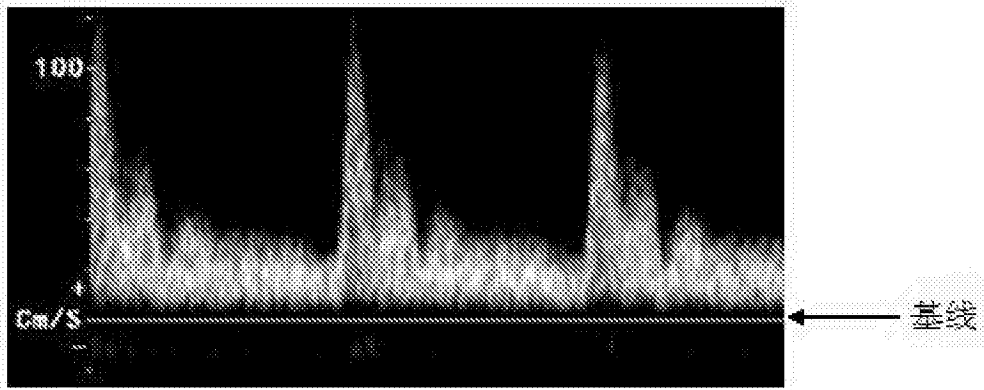


图 7-A

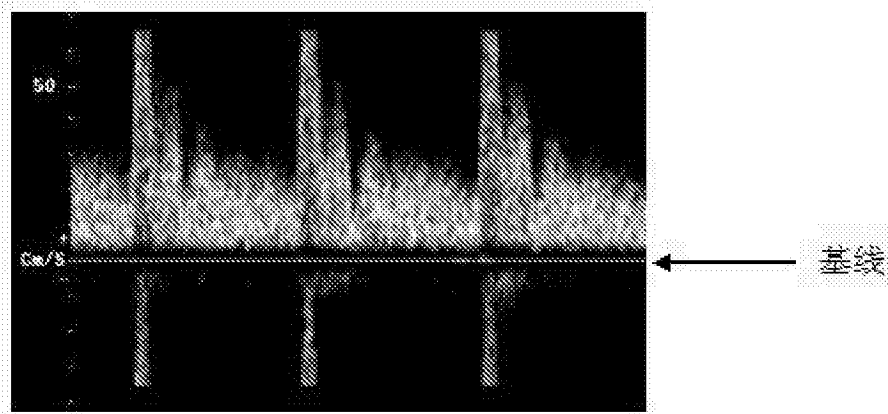


图 7-B

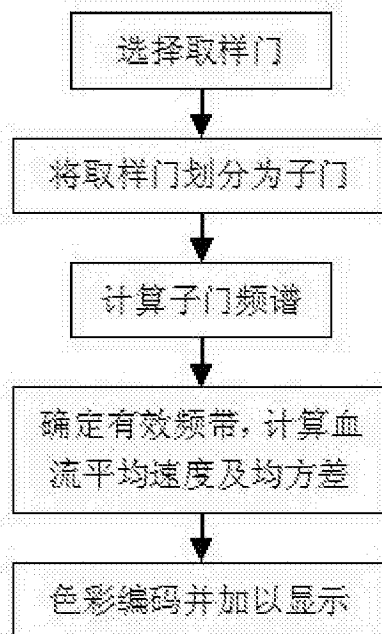


图 8

专利名称(译)	一种基于超声多普勒频谱的彩色血流成像及其显示方法		
公开(公告)号	CN104095656B	公开(公告)日	2015-12-02
申请号	CN201410360208.4	申请日	2014-07-25
[标]申请(专利权)人(译)	声泰特(成都)科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	声泰特(成都)科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	声泰特(成都)科技有限公司		
[标]发明人	石丹 刘西耀 王立 刘东权		
发明人	石丹 刘西耀 王立 刘东权		
IPC分类号	A61B8/06		
代理人(译)	袁英		
其他公开文献	CN104095656A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于超声多普勒频谱的彩色血流成像及其显示方法，包括如下步骤：(1)选择足够大的取样门；(2)将取样门划分为M个子门；(3)计算每一个子门中的被求和的时间系列的频谱；(4)计算每一个子门对应频谱的上下包络曲线，确定有效频带分析区域，计算有效频带分析区域内的血流平均速度和均方差；(5)利用预设的色彩映射表将速度和方差值转换成彩色编码并显示。本发明沿着血管的横切面在不同的位置使用多个门获取流速和方差分布，不仅可以更好地观测血流在空间位置的分布情况，而且还能进行更为精确的容积血流速度测量，对于心血管疾病的诊断具有重要临床意义。

