



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109350122 A

(43)申请公布日 2019.02.19

(21)申请号 201811143789.0

(22)申请日 2018.09.29

(71)申请人 北京智影技术有限公司

地址 102200 北京市昌平区马池口镇昌流
路738号院内8号楼四层F区738-8-4-F

(72)发明人 张羽 邱晓康

(74)专利代理机构 北京汇信合知识产权代理有
限公司 11335

代理人 孙民兴

(51) Int. Cl.

A61B 8/06(2006.01)

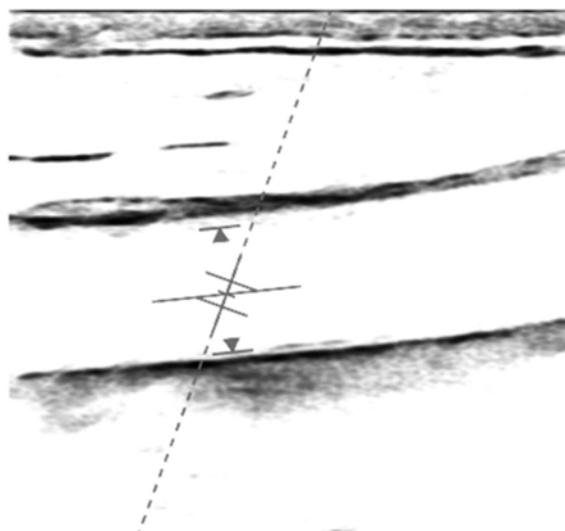
权利要求书2页 说明书5页 附图3页

(54)发明名称

一种流量自动估计方法

(57)摘要

本发明公开了一种流量自动估计方法,通过超声诊断设备对组织进行扫描,获取组织的二维图像和血流多普勒声谱图;根据获取的二维图像自动估计出PW取样门位置附近的PW扫描线与血流方向之间的夹角 θ ,利用夹角 θ 矫正流速标尺;然后自动估计出PW取样门附近血管的横截面积 S ;并选取整数倍心动周期的时长 T ,通过获取的血流多普勒声谱图自动估计出时长 T 上的血液平均流速 V_m ;从而自动估计出血液的流量 $FR = V_m * S$;本发明解决了现有技术的血液流量测量功能的实际实现方法相对繁琐,不能自动估计出血液流量的问题。



1. 一种流量自动估计方法,其特征在于,所述方法包括以下步骤:

步骤一、通过超声诊断设备对组织进行扫描,利用二维成像功能获得组织的二维图像,利用PW多普勒成像功能获得血流多普勒声谱图;

步骤二、通过所述二维图像自动识别出血流方向,自动估计出PW扫描线与血流方向之间的夹角 θ ,并利用夹角 θ 根据多普勒频移公式校正流速的标尺;其具体公式为: $V = Fd * C / (2 * f_0 * \cos(\theta))$;其中, Fd 为多普勒频移,单位为Hz, C 为超声在血液中的速度,单位为m/s, f_0 为超声发射频率,单位为Hz;

步骤三、通过所述二维图像自动估计出血管的横截面积 S ;

步骤四、在所述血流多普勒声谱图上估计出每一个时刻频域上的平均流速 $V_{mean}(t)$,选取整数倍心动周期的时长 T ,对所述 $V_{mean}(t)$ 求时长 T 上的平均获得时长 T 上的平均流速 V_m ;

步骤五、利用公式 $FR = V_m * S$ 自动估计出血液的流量 FR 。

2. 如权利要求1所述的流量自动估计方法,其特征在于,所述二维成像功能为B型成像;

所述步骤二中通过在二维灰阶图像上自动识别出血管壁的走行方向,假设血管壁的走行方向和血流方向平行,从而根据识别出的血管壁的走行方向自动估计出PW扫描线与血流方向之间的夹角 θ ;

所述步骤三中通过在二维灰阶图像上自动估计出血管直径 D ,假设血管为圆形,从而根据估计出的血管直径 D 自动估计出血管的横截面积 S 。

3. 如权利要求2所述的流量自动估计方法,其特征在于,所述血管的横截面积 S 通过以下步骤获得:

估计出血管壁的走行方向与水平线的夹角 φ ,根据在PW取样门周边预设宽度和深度范围内的灰度值的统计特性设置一个灰度阈值;

从PW取样门中心往上和往下寻找超过所述灰度阈值的点即作为管壁的位置,假设血管横截面为一个圆形,则两个过所述灰度阈值的点之间的距离乘上 $\cos(\varphi)$ 即为血管直径 D 的估计;根据圆的面积公式,利用血管直径 D 自动计算出血管的横截面积 S 。

4. 如权利要求2所述的流量自动估计方法,其特征在于,所述血管的横截面积 S 通过在所述二维图像上获得血管的横切面图像,对横切面图像上的血管壁进行自动描迹,将描迹的面积作为血管横截面积 S 的估计。

5. 如权利要求2所述的流量自动估计方法,其特征在于,所述血管壁的走行方向通过将所述PW取样门中心附近预设宽度和深度范围内的灰度图像进行Radon变换得到。

6. 如权利要求2所述的流量自动估计方法,其特征在于,所述血管壁的走行方向通过对上血管壁位置或下血管壁位置进行拟合得到,或者是对上、下血管壁拟合,求均值得到;拟合方法为最小二乘法、梯度下降法、高斯牛顿法或列文伯格-马奎尔特算法中的任意一种。

7. 如权利要求1所述的流量自动估计方法,其特征在于,所述二维成像功能为彩色血流成像;

所述步骤三中通过在彩色血流成像中输出的能量分量、速度分量或者方差分量的三个分量之中至少包含一个分量的二维图像上识别出血流的二维形状,并在PW取样门附近估计出血流的宽度作为血管直径 D 的估计值,从而估计出血管的横截面积 S ;

所述步骤二中通过识别血流二维形状的走行方向估计出PW扫描线与血流方向之间的夹角 θ 。

8. 如权利要求7所述的流量自动估计方法,其特征在于,所述血管直径D通过以下方式进行估计:

在所述PW取样门附近预设宽度和深度范围内的血流分量二维图像的统计特性设置一个血流分量阈值;

从取样门中心往上和往下寻找超过所述血流分量阈值的点即作为管壁的位置,两个过阈值点之间的距离即为血管直径D的估计。

9. 如权利要求7所述的流量自动估计方法,其特征在于,所述血流方向通过对PW取样门中心附近一定宽度和深度范围内的血流分量二维图像进行Radon变换而得到。

10. 如权利要求1所述的流量自动估计方法,其特征在于,每一时刻频域上的平均流速 $V_{\text{mean}}(t)$,通过求功率谱的重心的方法估计出。

11. 如权利要求1所述的流量自动估计方法,其特征在于,每一时刻频域上的平均流速 $V_{\text{mean}}(t)$ 通过以下方式估计出:

首先寻找功率谱的边缘估计出每一时刻的最大流速 $V_{\text{max}}(t)$,然后将 $V_{\text{max}}(t) * K$ 作为所述 $V_{\text{mean}}(t)$ 的估计值,其中K的取值范围为0.5~0.7。

12. 如权利要求1所述的流量自动估计方法,其特征在于,所述时长T通过手动选择两个点而获得或通过自动寻找两个收缩期峰值位置获得,这两个收缩期峰值位置可以相邻也可以不相邻。

一种流量自动估计方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医学检测技术领域,尤其涉及一种流量自动估计方法。

背景技术

[0002] 超声多普勒技术因其无损性,常被用于人体血流的检测。受限于多普勒原理,超声只能测到实际流速矢量投影到声束方向上的分量,所以可以通过估计流速方向与声束方向的夹角来倒推出实际流速的大小。如果已知流速和血管的截面积,则可以估计出血流量。

[0003] 血流量的测量在临床血管通路领域非常有价值,例如在血液透析前需要评估血管的流量是否足够大,流量太小容易导致透析质量下降等等。在新的彩色多普勒超声诊断设备里也大多提供了血流量测量的功能,但该项功能的实际实现方法则相对繁琐:

[0004] 其实现过程为:在获得合适的血管纵切面后,设备进入PW多普勒成像模式,在冻结的多普勒声谱图上获得平均流速曲线,选择若干心动周期的平均流速曲线求平均,获得平均流速;然后在冻结的二维图像上手工测量血管的管径值,并手工调整血流方向和PW扫描线之间的夹角;获得上述三个参数后根据流量计算公式获得血流量的估计。

[0005] 由于在PW多普勒成像模式下,显示血管结构信息的B型灰阶图像往往缩小了至少1倍,在这么小的图像上测量只有几毫米的血管管径相对误差较大,而且小图上血流方向和PW扫描线的夹角手工校正的误差也较大,从而导致流量估计误差较大、测量重复性变差。

发明内容

[0006] 针对上述现有技术中存在的问题,本发明提供一种流量自动估计方法,可自动估计出PW扫描线与血流方向之间的夹角 θ 、血管的横截面积 S 和血液的平均流速 V_m ,然后自动估计出血液的流量 FR 。

[0007] 该流量自动估计方法包括以下步骤:

[0008] 步骤一、通过超声诊断设备对组织进行扫描,利用二维成像功能获得组织的二维图像,利用PW多普勒成像功能获得血流多普勒声谱图;

[0009] 步骤二、通过所述二维图像自动识别出血流方向,自动估计出PW扫描线与血流方向之间的夹角 θ ,并利用夹角 θ 根据多普勒频移公式校正流速的标尺;其具体公式为: $V = Fd * C / (2 * f_0 * \cos(\theta))$;其中, Fd 为多普勒频移,单位为Hz, C 为超声在血液中的速度,单位为m/s, f_0 为超声发射频率,单位为Hz;

[0010] 步骤三、通过所述二维图像自动估计出血管的横截面积 S ;

[0011] 步骤四、在所述血流多普勒声谱图上估计出每一个时刻频域上的平均流速 $V_{mean}(t)$,选取整数倍心动周期的时长 T ,对所述 $V_{mean}(t)$ 求时长 T 上的平均获得时长 T 上的平均流速 V_m ;

[0012] 步骤五、利用公式 $FR = V_m * S$ 自动估计出血液的流量 FR 。

[0013] 可选地,所述二维成像功能为B型成像;

[0014] 所述步骤二中通过在二维灰阶图像上自动识别出血管壁的走行方向,假设血管壁

的走行方向和血流方向平行,从而根据识别出的血管壁的走行方向自动估计出PW扫描线与血流方向之间的夹角 θ ;

[0015] 所述步骤三中通过在二维灰阶图像上自动估计出血管直径D,假设血管为圆形,从而根据估计出的血管直径D自动估计出血管的横截面积S。

[0016] 进一步地,所述血管的横截面积S通过以下步骤获得:

[0017] 估计出血管壁的走行方向与水平线的夹角 φ ,根据在PW取样门周边预设宽度和深度范围内的灰度值的统计特性设置一个灰度阈值;

[0018] 从PW取样门中心往上和往下寻找超过所述灰度阈值的点即作为管壁的位置,假设血管横截面为一个圆形,则两个过所述灰度阈值的点之间的距离乘上 $\cos(\varphi)$ 即为血管直径D的估计;

[0019] 根据圆的面积公式,利用血管直径D自动计算出血管的横截面积S。

[0020] 此外,所述血管的横截面积S还可以通过在所述二维图像上获得血管的横切面图像,对横切面图像上的血管壁进行自动描述,将描述的面积作为血管横截面积S的估计。

[0021] 进一步地,所述血管壁的走行方向通过将所述PW取样门中心附近预设宽度和深度范围内的灰度图像进行Radon变换得到。

[0022] 此外,所述血管壁的走行方向还可以通过对上血管壁位置或下血管壁位置进行拟合得到,或者是对上、下血管壁拟合,求均值得到;拟合方法可以是最小二乘法、梯度下降法、高斯牛顿法或列文伯格-马奎尔特算法。

[0023] 可选地,所述二维成像功能为彩色血流成像;

[0024] 所述步骤三中通过在彩色血流成像中输出的能量分量、速度分量或者方差分量的三个分量之中至少包含一个分量的二维图像上识别出血流的二维形状,并在PW取样门附近估计出血流的宽度作为血管直径D的估计值,从而估计出血管的横截面积S;

[0025] 所述步骤二中通过识别血流二维形状的走行方向估计出PW扫描线与血流方向之间的夹角 θ 。

[0026] 进一步地,所述血管直径D通过以下方式进行估计:

[0027] 在所述PW取样门附近预设宽度和深度范围内的血流分量二维图像的统计特性设置一个血流分量阈值;

[0028] 从取样门中心往上和往下寻找超过所述血流分量阈值的点即作为管壁的位置,两个过阈值点之间的距离即为血管直径D的估计。

[0029] 进一步地,所述血流方向通过对PW取样门中心附近一定宽度和深度范围内的血流分量二维图像进行Radon变换而得到。

[0030] 可选地,每一时刻频域上的平均流速 $V_{\text{mean}}(t)$,通过求功率谱的重心的方法估计出。

[0031] 可选地,每一时刻频域上的平均流速 $V_{\text{mean}}(t)$ 通过以下方式估计出:

[0032] 首先寻找功率谱的边缘估计出每一时刻的最大流速 $V_{\text{max}}(t)$,然后将 $V_{\text{max}}(t) * K$ 作为所述 $V_{\text{mean}}(t)$ 的估计值,其中K的取值范围为0.5~0.7。

[0033] 可选地,所述时长T通过手动选择两个点而获得或通过自动寻找两个收缩期峰值位置获得,这两个收缩期峰值位置可以相邻也可以不相邻。

[0034] 本发明通过超声诊断设备对组织进行扫描,获得组织的二维图像和血流多普勒声

谱图;通过二维图像识别出血流方向,自动估计出PW扫描线与血流方向之间的夹角 θ ,并利用夹角 θ 根据多普勒频移公式校正流速的标尺;通过二维图像自动估计出血管的横截面积 S ;然后在血流多普勒声谱图上估计出每一个时刻频域上的平均流速 $V_{\text{mean}}(t)$,选取整数倍心动周期的时长 T ,对 $V_{\text{mean}}(t)$ 求时长 T 上的平均获得时长 T 上的平均流速 V_m ;最后利用公式 $FR = V_m * S$ 自动估计出血液的流量 FR ;解决了现有技术的血液流量测量功能的实际实现方法相对繁琐,不能自动估计出血液流量的问题。

附图说明

- [0035] 图1为组织二维图像的示意图;
- [0036] 图2为血流多普勒声谱图的示意图;
- [0037] 图3为阈值法估计血管壁位置的示意图;
- [0038] 图4为拟合血管壁的示意图;
- [0039] 图5为血管长直径和短直径自动测量示意图;
- [0040] 图6为血管壁边缘自动描述示意图。

具体实施方式

[0041] 为使本发明实施例的目的、技术方案和优点更加清楚,下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例是本发明的一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动的前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0042] 本实施例的流量自动估计方法主要包括以下五个步骤:

[0043] 步骤一、通过超声诊断设备对组织进行扫描,获得组织的二维图像(如图1所示)和血流多普勒声谱图(如图2所示);其中血流多普勒声谱图通过对多普勒信号分段后利用短时傅里叶变换求得的功率谱获得。该超声诊断设备至少具备二维成像功能(用于获取组织的二维图像)和PW多普勒成像功能(用于获取组织的血流多普勒声谱图),该二维成像功能可以是普通的B型成像,也可以是彩色血流成像;在二维图像上获得血管的纵切面图像,在二维图像上放置PW多普勒取样门的位置至少覆盖血管中心的位置。通过偏转PW扫描线和探头的倾斜角,使得PW扫描线和血管的夹角尽量小于70度,从而降低流速估计的误差。

[0044] 步骤二、通过所述二维图像自动识别出血流方向,自动估计出PW扫描线与血流方向之间的夹角 θ ,并利用夹角 θ 根据多普勒频移公式校正流速的标尺;其具体公式为: $V = Fd * C / (2 * f_0 * \cos(\theta))$;其中, Fd 为多普勒频移,单位为Hz, C 为超声在血液中的速度,单位为m/s, f_0 为超声发射频率,单位为Hz;

[0045] 具体地,当上述超声诊断设备的二维成像功能是普通的B型成像时,此处是在PW取样门周边预设宽度和深度范围内的灰度值的统计特性设置一个灰度阈值;统计方法可以是预设范围内灰度值的均值,也可以是中位数。然后从PW取样门中心往上和往下寻找超过所述灰度阈值的点即作为管壁的位置,如图3所示;

[0046] 最后对所有管壁位置进行拟合得到血管壁的走行方向,此处对血管壁拟合时可以只拟合下血管壁或是只拟合上血管壁,也可以同时拟合上血管壁和下血管壁再求平均。拟合方法可以是最小二乘法,梯度下降法,高斯牛顿法和列文伯格-马奎尔特算法。假设血管

壁的走行方向和血流方向平行,则设备就可以根据识别出的血管壁的走行方向自动估计出PW扫描线与血流方向之间的夹角 θ ,如图4所示。当然此处对于血管壁的走行方向也可以通过将所述PW取样门中心附近预设宽度和深度范围内的灰度图像进行Radon变换而得到。

[0047] 而当上述超声诊断设备的二维成像功能是彩色血流成像时,此处是通过在彩色血流成像中输出的能量分量、速度分量或者方差分量的三个分量之中至少包含一个分量的二维图像上识别出血流的二维形状;然后通过识别血流二维形状的走行方向来估计出PW扫描线与血流方向之间的夹角 θ 。此时血流方向可以通过对PW取样门中心附近一定宽度和深度范围内的血流分量二维图像进行Radon变换而得到。

[0048] 步骤三、通过所述二维图像估计出血管直径D,然后根据估计出的血管直径D自动估计出血管的横截面积S;

[0049] 具体地,当上述超声诊断设备的二维成像功能是普通的B型成像时,此处是通过在二维灰阶图像上估计出血管直径D,进而自动估计出血管的横截面积S。进一步地,对于血管直径D可以通过以下方式进行估计:

[0050] 首先估计出血管壁的走行方向与水平线的夹角 φ ,在PW取样门周边预设宽度和深度范围内的灰度值的统计特性设置一个灰度阈值;统计方法可以是预设范围内灰度值的均值,也可以是中位数。从PW取样门中心往上和往下寻找超过该灰度阈值的点即作为管壁的位置;假设血管横截面为一个圆形,则两个过阈值的点之间的距离乘上 $\cos(\varphi)$ 即为血管直径D的估计;

[0051] 此外,血管直径D也可以通过以下方式进行估计:在PW取样门周边预设宽度和深度范围内的灰度值的统计特性设置一个灰度阈值;从PW取样门中心往上和往下寻找超过所述灰度阈值的点即作为管壁的位置;对所有的上血管壁和下血管壁进行拟合,采用上血管壁的拟合直线到下血管壁的拟合直线的平均距离作为血管直径D的估计。

[0052] 当估计出血管直径D后,设备就可以根据圆的面积公式,利用血管直径D自动计算出血管的横截面积 $S = \pi D^2 / 4$ 。当然此处是假设血管的横截面为圆形;如果为椭圆,则可以通过在所述二维图像上获得血管的横切面图像,测量血管的长直径a和短直径b,然后利用公式 $S = \pi ab / 4$ 得到血管的横截面积(如图5所示)。此外,对于血管的横截面积S的估计也可以通过以下方式进行:通过在所述二维图像上获得血管的横切面图像,对横切面图像上的血管壁进行自动描述,将描述的面积作为血管的横截面积S的估计(如图6所示)。

[0053] 而当上述超声诊断设备的二维成像功能为彩色血流成像时;此处是通过在彩色血流成像中输出的能量分量、速度分量或者方差分量的三个分量之中至少包含一个分量的二维图像上识别出血流的二维形状,并在PW取样门附近估计出血流的宽度作为血管直径D的估计值,从而估计出血管的横截面积S;进一步地,血管直径D通过以下方式进行估计:

[0054] 在PW取样门附近预设宽度和深度范围内的血流分量二维图像的统计特性设置一个血流分量阈值;从取样门中心往上和往下寻找超过所述血流分量阈值的点即作为管壁的位置,两个过阈值点间的距离即为血管直径D的估计。

[0055] 步骤四、在所述血流多普勒声谱图上估计出每一个时刻频域上的平均流速 $V_{mean}(t)$,选取整数倍心动周期的时长T,对所述 $V_{mean}(t)$ 求时长T上的平均获得时长T上的平均

流速 $V_m = \int_T V_{mean}(t) dt / T$;其中,每一时刻频域上的平均流速 $V_{mean}(t)$ 可以通过求功率谱

的重心的方法估计出;也可以通过寻找功率谱的边缘估计出每一时刻的最大流速 $V_{\max}(t)$,然后将 $V_{\max}(t)*K$ 作为所述 $V_{\text{mean}}(t)$ 的估计值,其中 K 的取值范围为 $0.5\sim 0.7$,一般实施时取值为 0.5 。时长 T 既可以通过手动选择两个点而获得,也可以通过自动寻找两个收缩期峰值位置获得,这两个收缩期峰值位置可以相邻也可以不相邻。

[0056] 步骤五、利用公式 $FR=V_m*S$ 自动估计出血液的流量 FR ;其中, V_m 的单位为 cm/s , S 的单位为 cm^2 , FR 单位为 ml/s 。此外,血液流量 FR 的单位还可以是 ml/min ,计算公式为 $FR=V_m*S*60$,其中 60 为时间,单位为 s 。

[0057] 本发明通过超声诊断设备对组织进行扫描,获得组织的二维图像和血流多普勒声谱图;通过二维图像识别出血流方向,自动估计出PW扫描线与血流方向之间的夹角 θ ,并利用夹角 θ 根据多普勒频移公式校正流速的标尺;通过二维图像自动估计出血管的横截面积 S ;然后在血流多普勒声谱图上估计出每一个时刻频域上的平均流速 $V_{\text{mean}}(t)$,选取整数倍心动周期的时长 T ,对 $V_{\text{mean}}(t)$ 求时长 T 上的平均获得时长 T 上的平均流速 V_m ;最后利用公式 $FR=V_m*S$ 自动估计出血液的流量 FR ;解决了现有技术的血液流量测量功能的实际实现方法相对繁琐,不能自动估计出血液流量的问题。

[0058] 需要说明的是,术语“包括”、“包含”或者其任何其他变体意在涵盖非排他性的包含,从而使得包括一系列要素的过程、方法、物品或者终端设备不仅包括那些要素,而且还包括没有明确列出的其他要素,或者是还包括为这种过程、方法、物品或者终端设备所固有的要素。在没有更多限制的情况下,由语句“包括一个……”限定的要素,并不排除在包括所述要素的过程、方法、物品或者终端设备中还存在另外的相同要素。

[0059] 以上仅为本发明的优选实施例而已,并不用于限制本发明,对于本领域技术人员来说,本发明可有各种更改和变化。凡在本发明的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

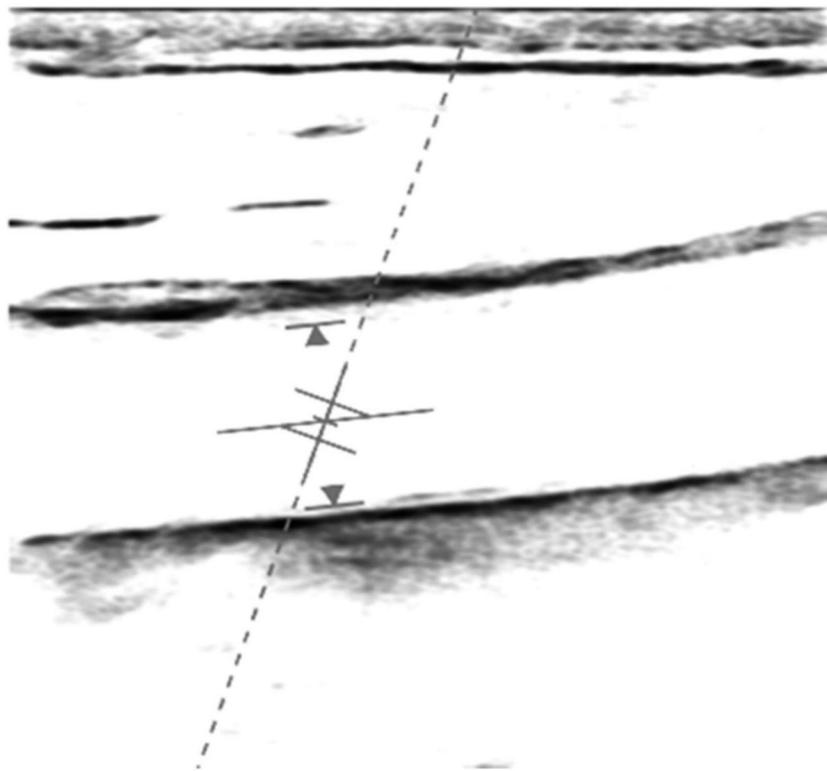


图1

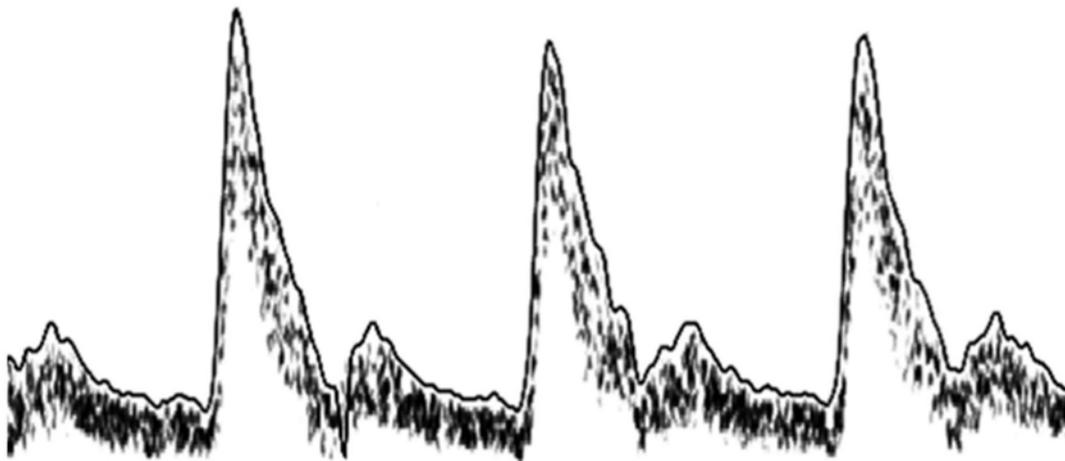


图2

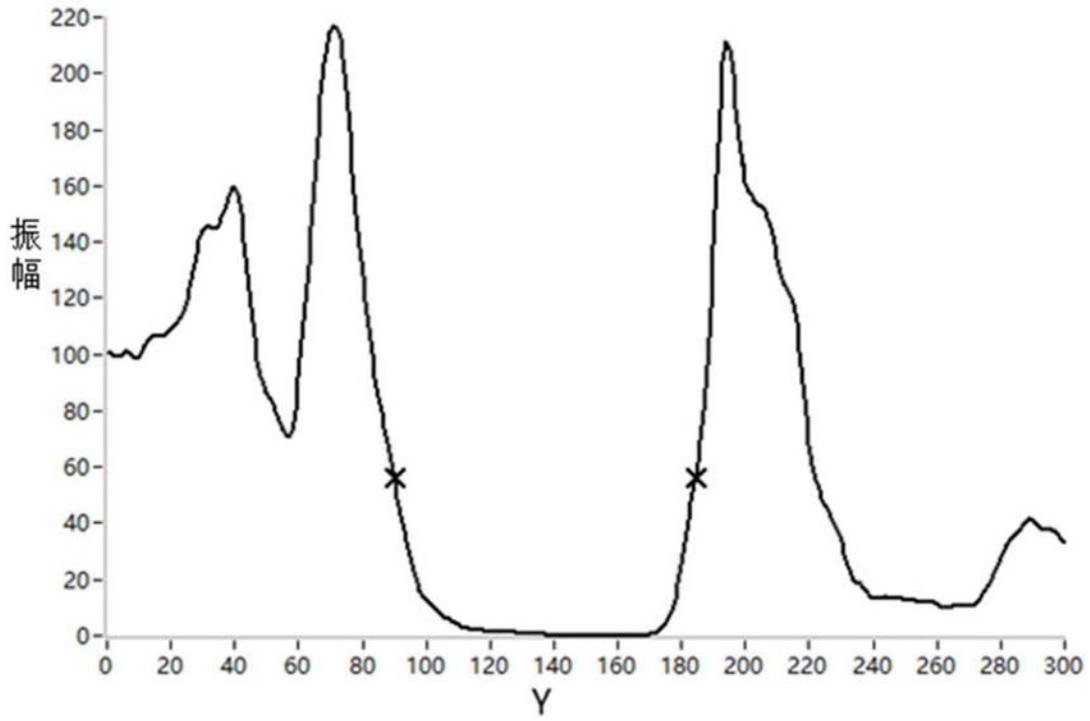


图3

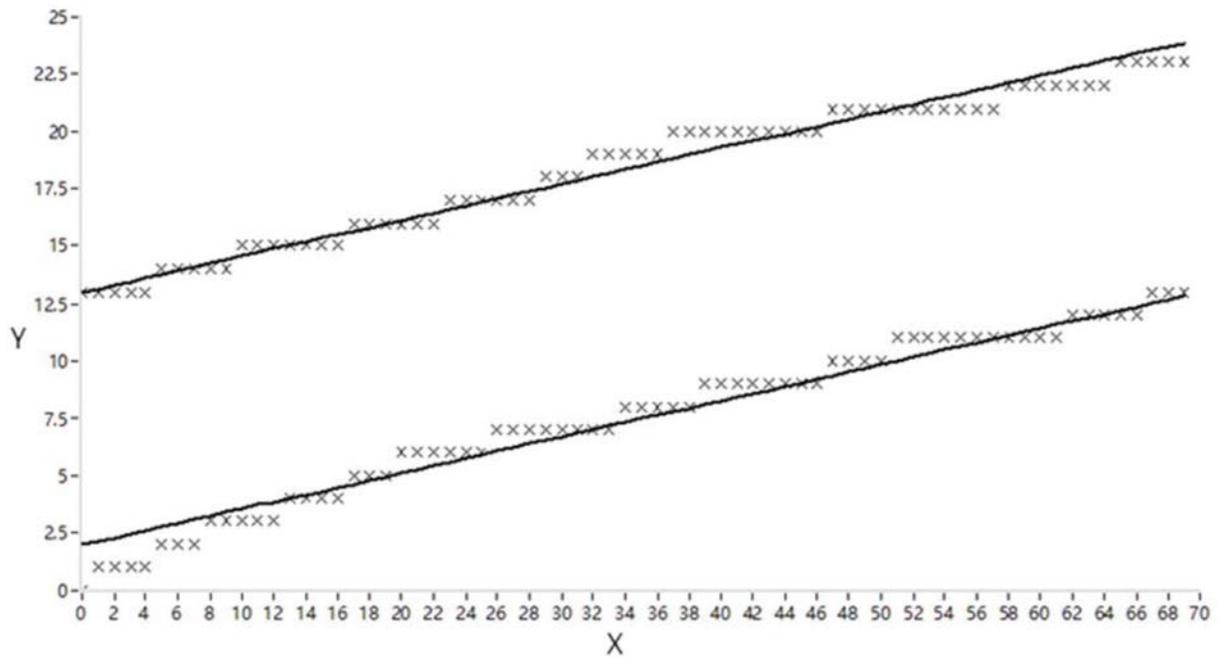


图4

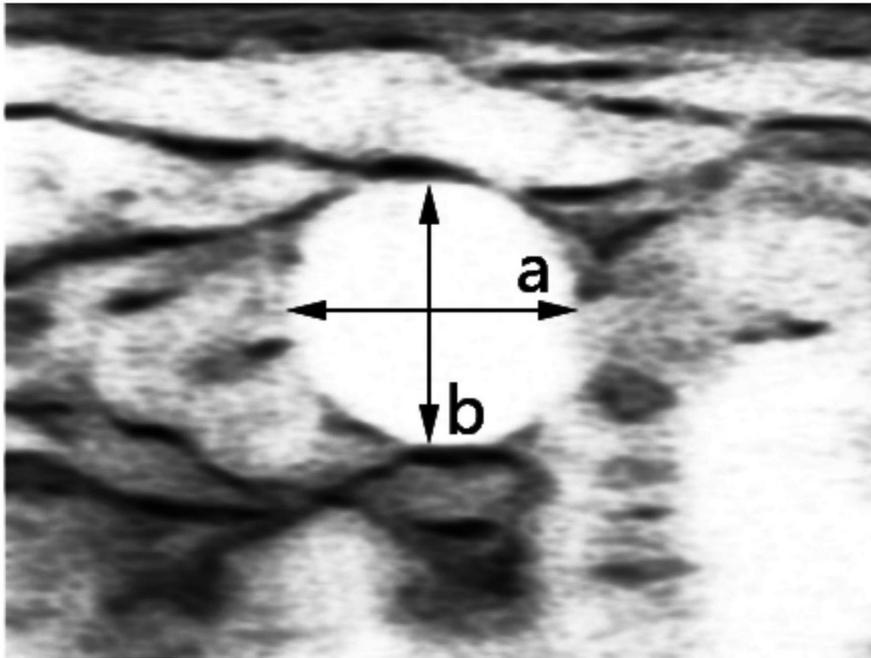


图5

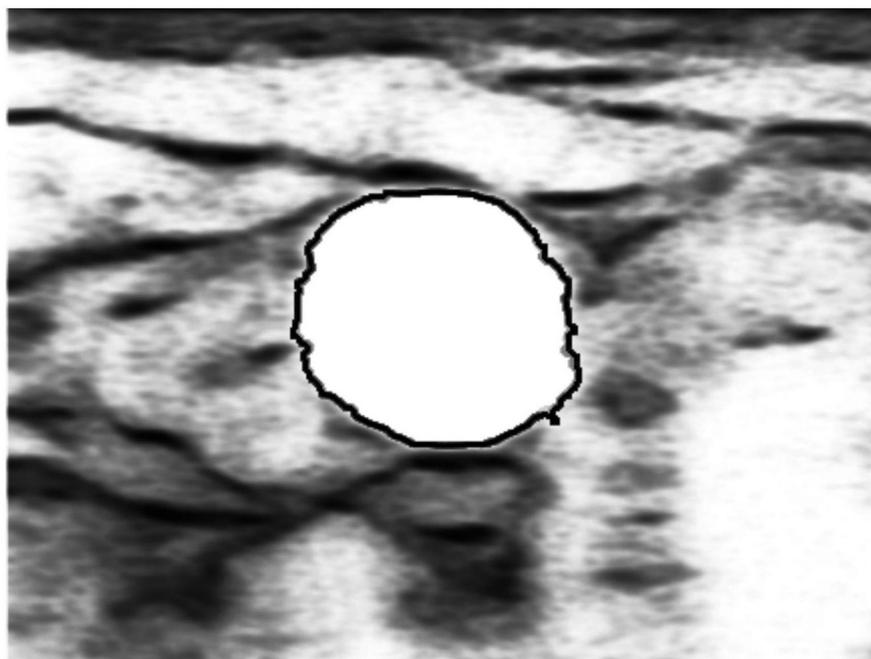


图6

专利名称(译)	一种流量自动估计方法		
公开(公告)号	CN109350122A	公开(公告)日	2019-02-19
申请号	CN201811143789.0	申请日	2018-09-29
[标]申请(专利权)人(译)	北京智影技术有限公司		
申请(专利权)人(译)	北京智影技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	北京智影技术有限公司		
[标]发明人	张羽 邱晓康		
发明人	张羽 邱晓康		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/488 A61B8/5207		
代理人(译)	孙民兴		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种流量自动估计方法，通过超声诊断设备对组织进行扫描，获取组织的二维图像和血流多普勒声谱图；根据获取的二维图像自动估计出PW取样门位置附近的PW扫描线与血流方向之间的夹角 θ ，利用夹角 θ 矫正流速标尺；然后自动估计出PW取样门附近血管的横截面积 S ；并选取整数倍心动周期的时长 T ，通过获取的血流多普勒声谱图自动估计出时长 T 上的血液平均流速 V_m ；从而自动估计出血液的流量 $FR = V_m * S$ ；本发明解决了现有技术的血液流量测量功能的实际实现方法相对繁琐，不能自动估计出血液流量的问题。

