



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102387748 A

(43) 申请公布日 2012. 03. 21

(21) 申请号 201080015958. 8

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2010. 02. 05

A61B 8/06 (2006. 01)

(30) 优先权数据

61/150146 2009. 02. 05 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 10. 09

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2010/000229 2010. 02. 05

(87) PCT申请的公布数据

W02010/089660 EN 2010. 08. 12

(71) 申请人 约朗姆·帕尔蒂

地址 以色列海法

(72) 发明人 约朗姆·帕尔蒂

(74) 专利代理机构 北京泛华伟业知识产权代理

有限公司 11280

代理人 郭广迅

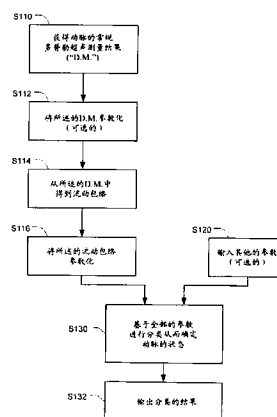
权利要求书 2 页 说明书 9 页 附图 8 页

(54) 发明名称

检测血管狭窄

(57) 摘要

可以使用多种方法利用多普勒超声检测血管中的狭窄。在一种方法中,从多普勒超声的测量结果中得到流动包络(flow envelope),并且将该得到的流动包络参数化(parameterize)。随后基于那些参数(以及可选地其他的参数)进行分类,从而确定狭窄是否存在。第二种方法使用在垂直于血流方向的方向上获得的多普勒数据,并且检测通常在狭窄的下游出现的与湍流一致的现象(artifact)。



1. 一种检测流体流经的管中的流动紊乱的方法,所述的方法包括步骤:
获得流经管的流体流动的多普勒超声测量结果;
由所述的多普勒超声测量结果得到流动包络;
将所述的流动包络参数化从而产生第一套参数;并且
进行分类,以基于第一套参数确定在所述的管中是否存在流动紊乱。
2. 如权利要求1所述的方法,还包括输入与管的状态有关的第二套参数,其中在所述的进行分类步骤中的分类还基于第二套参数。
3. 如权利要求1所述的方法,还包括将所述的进行分类步骤的结果输出的步骤。
4. 如权利要求1所述的方法,还包括步骤:
在与垂直于管中的流动方向的平面成少于 20° 的角度上,获得所述管的多普勒超声测量结果;并且
将所述的在小于 20° 的角度上获得的测量结果参数化,从而产生第三套参数;
其中在所述的进行分类步骤中的分类还基于第三套参数。
5. 如权利要求1所述的方法,其中所述的管是血管。
6. 如权利要求5所述的方法,其中将流动包络参数化的步骤包括将所述的流动包络的舒张期部分参数化。
7. 如权利要求5所述的方法,其中将流动包络参数化的步骤包括将所述的流动包络的收缩期部分参数化。
8. 如权利要求5所述的方法,其中所述的流动紊乱是狭窄。
9. 一种检测冠状血管中的狭窄的方法,所述的方法包括步骤:
获得流经管的血液的多普勒超声测量结果;
由所述的多普勒超声测量结果得到流动包络;
将所述的流动包络参数化从而产生第一套参数,其中,所述的第一套参数包括至少(a)用于在相邻的肋间隙之间最大功率的最大差值的参数,(b)用于在一段时间内所有的速度的平均功率的参数,以及(c)用于峰值速度时间间隔的参数;并且
进行分类,以基于第一套参数确定在管中是否存在狭窄。
10. 如权利要求9所述的方法,其中所述的第一套参数包括用于标准偏差功率流的参数。
11. 如权利要求9所述的方法,还包括输出所述的进行分类步骤的结果的步骤。
12. 如权利要求9所述的方法,其中所述的参数化步骤包括步骤:
计算 $0.39(\text{舒张期流动间隔})+1.01(\text{平均功率})-1.02(\text{PVTI})-0.76(\text{STD功率流})+1.11(\text{Diff_max_power})+0.43(\text{Diff_VTI})+0.7(\text{Diff_ADPV})$;并且
将该计算步骤中所计算的总和与阈值0.2进行比较。
13. 一种检测流体流经的管中的狭窄的方法,所述的方法包括步骤:
产生超声能量束;
将所述的束瞄准管中的点,所述的束与(a)垂直于管中流动的方向且(b)通过所述的点的平面成小于 20° 的角度;
使用多普勒工艺在管内检测与流体流动的方向垂直的流体移动的速度分量;
重复瞄准步骤,并在管中的多个点使用多普勒工艺步骤;

辨别出在所检测的速度分量于高速度下有高功率的管中的位置；并且
确定在所辨别的位置的上游位置存在狭窄的高的可能性。

14. 如权利要求 13 所述的方法，进一步包括输出辨别的位置的读数的步骤。

15. 如权利要求 13 所述的方法，进一步包括输出读数的步骤，所述的读数指定了位于所辨别的位置的上游的位置。

16. 如权利要求 15 所述的方法，其中所指定的位置处于所辨别的位置的上游 1 到 3 厘米。

17. 如权利要求 15 所述的方法，其中所指定的位置处于所辨别的位置的上游约 4-5 倍管直径处。

18. 如权利要求 13 所述的方法，其中在所述的瞄准步骤中，所述的束以与所述的平面成少于 10° 的角度瞄准。

19. 如权利要求 13 所述的方法，其中在所述的瞄准步骤中，所述的束以与所述的平面成少于 5° 的角度瞄准。

20. 如权利要求 13 所述的方法，其中所述的管是血管。

21. 检测流体流经的管中的狭窄的方法，所述的方法包括步骤：

产生超声能量束；

将所述的束瞄准管中的点，所述的束与 (a) 垂直于管中流动的方向且 (b) 通过所述的点的平面成小于 20° 的角度；

使用多普勒工艺在管内检测与流体流动的方向垂直的流体移动的速度分量；

对于所检测的速度分量显示功率水平的读数；并且

在存在高速度分量的高功率水平的情况下，将高速度分量的高功率水平的存在与管中狭窄的存在联系起来。

22. 权利要求 21 所述的方法，其中将高功率水平的存在与管中狭窄的存在联系起来的步骤包括，将在管中第一个位置处检测的高速度分量的高功率水平的存在与在所述第一个位置上游的第二个位置的血管中狭窄的存在联系起来。

23. 如权利要求 21 所述的方法，其中将高功率水平的存在与管中狭窄的存在联系起来的步骤包括，将在管中第一个位置处检测的高速度分量的高功率水平的存在与在所述第一个位置上游 1-3cm 的第二个位置的管中狭窄的存在联系起来。

24. 如权利要求 21 所述的方法，其中将高功率水平的存在与管中狭窄的存在联系起来的步骤包括，将在管中的第一个位置处检测的高速度分量的高功率水平的存在与在所述第一个位置上游约 4-5 倍管直径处的第二个位置的管中狭窄的存在联系起来。

25. 如权利要求 21 所述的方法，其中在所述瞄准步骤中，所述的束与所述的平面成小于 10° 的角。

26. 如权利要求 21 所述的方法，其中在所述瞄准步骤中，所述的束与所述的平面成小于 5° 的角。

27. 如权利要求 21 所述的方法，其中所述的管是血管。

检测血管狭窄

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于 2009 年 2 月 5 日递交的第 61/150,146 号美国临时申请的利益,所述的美国临时申请以引用的形式结合于本文。

[0003] 背景

[0004] 一般来说,在狭窄的动脉中流速 (flow velocity) 的增加与狭窄 (stenosis) 的程度 (即管的横截面积的相对减少) 成正比。然而在某些情况下,该一般规律失效。

[0005] 在正常的动脉段中,流量 (flow) (Q) 依赖于沿管的压力降 (ΔP) 和对流动的总阻力 (R),对流动的阻力 (R) 通常存在于心肌内血管中。在狭窄截面的情况下,在外周阻力中增加了对流动的局部阻力,所述的局部阻力由约束的尺寸确定。

$$[0006] \quad Q = \Delta P / R = \Delta P / (R_{\text{stenosis}} + R_{\text{myocard}}) [\text{cm}^3/\text{min}]$$

[0007] 狭窄的截面之处对流动的阻力依赖于血粘度 (μ),狭窄的长度 (L) 以及狭窄管的半径 (r),使得:

$$[0008] \quad Q = \Delta P / (8 \mu L / \pi r^4 + R_{\text{myocard}})$$

[0009] 在狭窄的截面中的流速 (V) 与相对于正常的动脉截面的平均横截面积成反比,所述的相对于正常的动脉截面的平均横截面积限定了狭窄的程度 (假设流量保持不变)。

$$[0010] \quad V = Q / \pi r^2 [\text{cm}/\text{sec}]$$

[0011] 在图 1 中显示了在狭窄的截面中流量和速度作为狭窄程度的函数的变化,其是在 1cm 长的段中,作为狭窄水平的函数的冠状动脉的流量 (flow rate) 和流速的模拟。使用以下的参数进行计算:

$$[0012] \quad R_{\text{myocard}} = 60 \text{ mmHg}/\text{cm}^3/\text{sec}$$

$$[0013] \quad \mu_{\text{blood}} = 0.045 * P (\text{gr}/\text{cm} * \text{sec}).$$

$$[0014] \quad \text{沿血管的 } \Delta P = 70 \text{ mmHg}$$

$$[0015] \quad \text{正常的冠状动脉半径} = 1.5 \text{ mm}$$

$$[0016] \quad L_{\text{狭窄的长度}} = 10 \text{ mm}$$

[0017] 在图 1 中,曲线 12 是狭窄段中的流量,其在高达 50% 的狭窄处几乎不变,并且随后在约 75% 的狭窄处降低到初始值的一半。流量的减少最终导致在狭窄段中流速 (曲线 14) 的衰减。因此,所述的速度在约 75% 的狭窄处达到最大,并随后急剧降低接近零。在实验室中以及在临床上通过实验证实了在高度狭窄的动脉中的流速可以低于在轻度狭窄的动脉中的流速这一事实。由于这一点,不可能单独使用血流速测量结果 (例如在胸壁上使用多普勒系统所测定的) 来测定动脉狭窄的程度。注意当存在重度狭窄时,流量的降低还导致非狭窄段中流速的降低 (曲线 16)。

[0018] 发明简述

[0019] 本发明的一个方面涉及检测流体流经的管中的流动紊乱的方法。该方法包括以下步骤:获得流经管的流体的多普勒超声测量结果;从所述的多普勒超声测量结果中得到流动包络;将所述的流动包络参数化从而产生第一套参数;并且基于第一套参数进行分类从而确定管中是否存在流动紊乱。

[0020] 本发明的另一个方面涉及检测冠状动脉血管中的狭窄的方法。该方法包括以下步骤：获得流经管的血液的多普勒超声测量结果；从所述的多普勒超声测量结果中得到流动包络；将所述的流动包络参数化从而产生第一套参数；并且基于第一套参数进行分类从而确定管中是否存在流动紊乱。所述的第一套参数至少包括 (a) 用于在相邻的肋间隙之间最大功率的最大差值的参数，(b) 用于在一段时间内所有的速度的平均功率的参数，以及 (c) 用于峰值速度的时间间隔的参数。

[0021] 本发明的另一个方面涉及检测流体流经的管中的狭窄的方法。该方法包括以下步骤：产生超声能量束；将所述的束瞄准管中的点，所述的束与 (a) 垂直于管中流动的方向且 (b) 通过所述的点的平面成小于 20° 的角度；使用多普勒工艺检测（在管内）与流体流动的方向垂直的流体移动的速度分量；重复瞄准的步骤并在管中多个点处使用多普勒工艺步骤；在管中辨别出在所检测的速度分量于高速度下有高功率的位置；并且确定在所辨别的位置的上游位置存在狭窄的高的可能性。

[0022] 本发明的再一个方面涉及检测流体流经的管中的狭窄的方法。所述的方法包括以下步骤：产生超声能量束；将所述的束瞄准管中的点，所述的束与 (a) 垂直于管中流动的方向且 (b) 通过所述的点的平面成小于 20° 的角度；使用多普勒工艺来检测（在管内）与流体流动的方向垂直的流体移动的速度分量；并且显示所检测的速度分量下功率水平的读数。在存在高速度分量的高功率水平的情况下，将高速度分量的高功率水平的存在与管中狭窄的存在相联系。

[0023] 附图的简要说明

[0024] 图 1 是描述了狭窄段中的流动特征的图。

[0025] 图 2 是使用多参数分析检测动脉或者其他管中的狭窄或其他异常流动的一种方法的流程图。

[0026] 图 3 是动脉中流动的（速度和功率）- 时间的曲线图。

[0027] 图 4 是表现流动包络的曲线图。

[0028] 图 5A 和 5B 分别是在有狭窄的管中流动的侧面和横截面视图上的示意图。

[0029] 图 6A 是狭窄的动脉中（速度和功率）- 距离的曲线图。

[0030] 图 6B 是图 6A 的狭窄的动脉中功率 - 距离的曲线图。

[0031] 图 7A 是不同的流量和狭窄水平下的一系列功率谱。

[0032] 图 7B 显示了图 7A 中正负值之间的相关性。

[0033] 图 8A、8B 和 8C 是在管中血流的三种不同模式下的功率谱。

[0034] 图 9 是描述用于检测狭窄的多参数方法如何与检测狭窄的垂直数据方法相结合的流程图。

[0035] 优选实施方案的描述

[0036] 在此描述了两种基于多普勒测量结果，用于克服以上问题，并用于诊断和表征狭窄的方法。第一种方法使用多普勒数据的多参数分析。第二种方法使用从与血流方向垂直的方向上得到的多普勒数据，该方向传统上被认为对于此目的是无用的。可选地，可以将这两种方法结合。

[0037] I. 多普勒数据的多参数分析

[0038] 第一种方法使用管中流体流动的参数特征，所述的参数特征包括在不同的压力下

的流量,以及在横截面不为恒量的管中的流量,即所述的管具有一处或者多处变窄如血管中的狭窄,或者变宽(动脉瘤)等等。表征了流量、速度、功率、时间过程(time course)以及这些参数的持续时间,以及以上所有的组合。该数据分析可以在线或者离线进行。

[0039] 下文的描述涉及例如一般的血管中,以及特别地在冠状动脉中的血流,并且涉及多普勒超声所测量的该系统的模型(phantom)。将流动参数化以及进行表征的主要目标在于检测和诊断动脉或其他管中的狭窄,管壁和直径的变化的存在,以及测定管和流经该管的流体的功能状态。参数化的表征涉及以下范围的流动紊乱的整个谱:从相对小的变窄/变宽和管衬里缺陷(lining defect),到严重的变窄/变宽(狭窄和动脉瘤)直到完全的管闭塞,所述的血管衬里缺陷包括定义为易损斑块(vulnerable plaque)的那些。注意,尽管在此描述的实施方案主要地围绕冠状动脉的狭窄为背景进行描述,在此描述的技术不限于该特定的背景,并且也可以用于检测冠状动脉或其他血管中其他类型的流动紊乱。其也可以用于检测其他类型的流体循环中(例如在生物和工业上的应用)的狭窄和其他的流动紊乱。

[0040] 图2是使用多参数分析检测动脉或者其他管中的狭窄或其他异常流动的方法的流程图。在步骤S110中,使用任意的常规方法得到相关的动脉的多普勒超声测量结果。优选地,将这些超声测量结果在步骤S112中进行参数化。下表1和2中包括了可以从常规的超声测量结果中得到的参数的实例。

[0041] 在步骤S114中,从超声测量结果中得到流动包络。完成该步骤的一种适合的方式是从常规的(速度和功率)-时间的数据开始。该数据的实例显示于图3中。常规地,该类型的数据按照颜色标出的功率进行显示。但是在图3中,该颜色已经替换为灰度。从此功率-速度信号示踪与时间数据开始,优选地将预处理算法用于(a)将流体速度与壁的运动分开,以及(b)将流体速度与噪音分开。

[0042] 在图3中,等值线图表(contour plot)显示了在经胸廓的冠状动脉多普勒检查时,产生自心肌运动或者冠状动脉流动的多普勒信号所采集到的最大速度。更具体地,图3显示了心脏壁运动速度的最大值(与零线最近的曲线31、32)以及最大的血流速度(最高和最低的曲线36、37)的等高线。

[0043] 适用于区分管中的血流和非特异性的噪音的预处理算法可以使用随后的两阶段方法进行。(第1阶段)在任意给定的时间(t_i)定义每个功率谱的阈值“ $\text{thr}(t_i)$ ”如下:在 t_i 的附近搜索最低能量的区域, $\text{thr}(t_i)$ 等于该区域中最高的功率水平。随后将 $\text{thr}(t_i)$ 施加在 $A(t_i)$ 上——在 $\text{thr}(t_i)$ 以上的所有 $A(t_i)$ 的部分是流动的区域,而其他的部分是噪音。(第2阶段)通过使用噪音的统计,提取流动和噪音之间最初的差异。假设向下估计(包括于噪音区域内的流动)。调整包络检测,从而将流动的像素点(pixels)从噪音区域中分出。通过相对高的数值在噪音区域中鉴别流动的像素点。

[0044] 适用于区分管中的血流和组织运动(心壁运动)的预处理算法可以按照下文进行。注意此算法优选地在前文所述的去噪算法或者其他适用的去噪算法之后使用。相应地,此时我们假设数据包括两个亚区域——血液流动和组织运动,定义为ROI1。该算法包括以下的步骤:

[0045] (1) 随时间将ROI1划分为亚区域 ROI2_j ,使得 $U\{\text{ROI2}_j\} = \text{ROI1}$ 。例如——将 ROI2_j 定义为4次心脏跳动的间隔时间。

[0046] (2) 对于各个 $j = 1, 2, \dots, J$, 在 $ROI2_j$ 的谱图 (亮点) 中, 在功率水平的局部峰中检测位置 $\{t, v\}$ 和功率水平 $\{p\}$

[0047] (3) 定义满足 $P(p < thr_j) = p_{thr}$ 条件的阈值。

[0048] (4) 从 $p_{thr} = 0.7$ 开始改变起始数值, 从而改善边缘检测 (edge detection)。

[0049] (5) 使用 thr_j 将亮点划分为两个组——将各个 $p < thr_j$ 的点与血液流动的区域相联系起来, 并且标为 $\{t^{bf}, v^{bf}\}$ 。将所有其他的点与组织运动的区域相联系起来, 并且标为 $\{t^{tm}, v^{tm}\}$ 。

[0050] (6) 对于 $ROI2_j$ 中的各个点 (t_i, v_i) , 计算出两个距离:

[0051] $d^{bf} = d(\{t^{bf}, v^{bf}\}, \{t_i, v_i\})$, 并且 $d^{tm} = d(\{t^{tm}, v^{tm}\}, (t_i, v_i))$

[0052] (7) 如果 $d^{bf} < d^{tm}$, 将 (t_i, v_i) 与血液流动的区域联系起来。否则, 将 t_i, v_i 与组织运动的区域联系起来。

[0053] (8) 排除异常值, 并且在血液流动和组织区域之间限定清晰的划分界限 (作为时间的函数)。

[0054] 此时可以使用的另一种预处理算法是扣除组织运动对血流功率水平分布 (Power Levels Distribution) 的影响, 从而根据在血流区域中的功率分布对组织运动的功率分布进行平衡。完成此算法的一种适合的方法如下: 对于每个时间 t , 将组织运动区域的局部功率水平直方图向血流区域的局部功率水平直方图移动, 从而得到这两个分布下等同的平均值。

[0055] 在施加了这些用于边缘检测以及组织扣除的预处理算法之后, 我们得到了显示于图 4 中的流动包络数据, 其中血流的区域 (例如舒张期流动 41) 由 t_1 和 t_2 间隔限定, 并且 R 标示了 ECG 的 R 波。回到图 2 中, 这结束了步骤 S114。

[0056] 在得到流动包络之后, 将其在步骤 S116 中参数化。随后是可以用于表征所述的流动, 从而诊断和估计动脉或者其他管中的不同缺陷的程度的部分参数的列表。该数据中的一些得自功率谱, 所述的功率谱自身由多普勒测量提供。这些功率谱的特征也可以参数化, 例如在特定速度下的功率、曲线的平均斜率、在该谱的正和负侧不同斜率的数量等等。也可以从速度和功率 - 时间的曲线上得到参数。注意, 参数可以分别地从流动包络的舒张期部分 (图 4 中的 41) 或者从流动包络的收缩期部分 (图 4 中的 42) 或者流动包络的舒张期和收缩期部分一起得到。表 1 列出了上述参数的标量速度特征的一些实例, 以及表 2 列出了上述参数的标量功率特征的一些实例。

[0057]

$VTI = \Delta t \cdot \sum_{t=t1}^{t2} flow_envelope_{(t)}$
$ADPV = \frac{1}{t2-t1+1} \sum_{t=t1}^{t2} flow_envelope_{(t)}$
$peak_velocity = \max\{flow_envelope\}$
$\max_slope = \max\left\{\frac{d}{dt}(flow_envelope)\right\}$
$Mean_weighted_V = \frac{\sum_{t=t1}^{t2} \sum_{v=0}^{flow_envelope_{(t)}} (P_{(t,v)} \cdot v)}{\sum_{t=t1}^{t2} \sum_{v=0}^{flow_envelope_{(t)}} P_{(t,v)}}$
$MMWVC = \frac{\Delta t \cdot \sum_{t=t1}^{t2} \left(\frac{\sum_{v=0}^{flow_envelope_{(t)}} (P_{(t,v)} \cdot v)}{\sum_{v=0}^{flow_envelope_{(t)}} P_{(t,v)}} \right)}{t2 - t1 + 1}$

[0058] 表 1- 标量速度特征

[0059]

$Mean_power = mean\{P_{(t,v)}\}_{(t,v) \in ROI}$
$Max_power = \max\{P_{(t,v)}\}_{(t,v) \in ROI}$
$Median_power = median\{P_{(t,v)}\}_{(t,v) \in ROI}$
$std_power_flow = std\{P_{(t,v)}\}_{(t,v) \in ROI}$
$std_power_flow_dB = std\{10 \cdot \log_{10}(P_{(t,v)} + 1)\}_{(t,v) \in ROI}$
$PVTI = \Delta v \cdot \Delta t \cdot \sum_{t=t1}^{t2} \sum_{v=0}^{flow_envelope_{(t)}} (P_{(t,v)} \cdot v)$
$total_power = \Delta v \cdot \Delta t \cdot \sum_{t=t1}^{t2} \sum_{v=0}^{flow_envelope_{(t)}} P_{(t,v)}$

[0060] 表 2- 标量功率特征

[0061] 可选地, 在步骤 S120 中, 使用任何常规方法如键盘或者触屏用户界面, 得到了其他的不是从多普勒数据得到的参数。该参数的实例示于表 3 中。

[0062]

Diastolic flow interval = t2-t1
年龄 (Age)
体重 (Weight)
身高 (Height)

[0063]

[0064] 表 3- 其他的特征

[0065] 如前所述地得到所述的参数之后,可以通过对所得到的参数进行不同的操作产生另外的参数。适用的操作的实例包括:(a) 计算各个测量点的各个基本特征的最大值(即,在各个肋间隙(Inter-Costal Space)-ICS₃、ICS₄、ICS₅、ICS₆);(b) 计算相邻的肋间隙之间的差除以平均值(difference-divided-by-averages),例如:(ICS₄-ICS₃)/(ICS₄+ICS₃);并且(c) 为了对每个患者进行分析的目的计算最大的差值。

[0066] 在收集了所有相关的所得到的和/或产生的参数后,对那些参数进行分类,从而确定步骤 S130 中动脉的状态。所述的分类的目标是检测临床数值的具体特性(例如,测定是否存在狭窄,以及任意的这种狭窄的严重程度)。

[0067] 这一点可以按照例如随后的两阶段过程完成:

[0068] 第 1 阶段 - 学习:

[0069] 为了分开数据采取了线性的分类器。

[0070] 所述分类器的参数是使用任意适用的方法从数据中学习的,所述的数据基于具有各种严重程度的狭窄的动脉及无狭窄的动脉的样品群。分类可以通过各种方法完成,所述的方法包括但不限于 LDA(线性判别分析(Linear Discriminant Analysis)) 和 SVM(支持向量机(Support Vector Machine)) 方法。

[0071] 所产生的参数为:

[0072] w- 长度为 N 的向量: $w = [w_1, w_2, \dots, w_N]$; 以及

[0073] b- 标量

[0074] 第 2 阶段 - 分类

[0075] 给定特征向量 $x = [x_1, x_2, \dots, x_N]$

[0076] 我们使用所述的分类器来计算线性组合:

[0077] $f = \text{sign}(w_1 * x_1 + w_2 * x_2 + \dots + w_N * x_N + b)$

[0078] f 可以等于 $\{-1, 1\}$ 。

[0079] 根据结果,(即如果 f 是 -1 或者 +1),将受试者与一个组(例如重度狭窄存在的组)或者另一个组(例如重度狭窄不存在的组)相关。

[0080] 使用表 4 中所列出的参数和权重,结合使用方程 $f = (w_1 * x_1 + w_2 * x_2 + \dots + w_N * x_N + b)$,将分类系统应用于确定是否存在重度狭窄。使用那些参数和权重,低于阈值 0.2 的 f 的结果表明存在重度狭窄,而高于阈值 0.2 的 f 的结果表明不存在重度狭窄。

[0081]	i	参数(x_i)	权重(w_i)
	1	舒张期流动间隔 (时间)	0.39
	2	平均功率 (对于在此期间内的所有速度)	1.01
	3	PVTI (峰值速度时间间隔)	-1.02
	4	标准偏差功率流 dB	-0.76
	5	Diff_max_power	1.11
	6	Diff_VTI	0.43
	7=N	Diff_ADPV	0.7

[0082] 表 4

[0083] 这些参数的前四个容易理解。最后的三个参数的方程如下所示：

[0084] $\text{Diff_max_power} = \text{MAX}\{\{\text{max_power}\}_{\text{ICS}(i+1)} - \{\text{max_power}\}_{\text{ICS}(i)}\} i = 1..n$

[0085] $\text{Diff_VTI} = \text{MAX}\{\{\text{VTI}\}_{\text{ICS}(i+1)} - \{\text{VTI}\}_{\text{ICS}(i)}\} i = 1..n$

[0086] $\text{Diff_ADPV} = \text{MAX}\{\{\text{ADPV}\}_{\text{ICS}(i+1)} - \{\text{ADPV}\}_{\text{ICS}(i)}\} i = 1..n$

[0087] 在所有这些方程中, ICS(n) 指在第 n 个肋间隙处进行的测量; VTI 是速度时间积分 (Velocity Time Integral), 以及 ADPV 是平均舒张期峰值速度 (Average Diastolic Peak Velocity)。因此, 前文所述的 Diff_max_power 的方程式表示: 在相邻的肋间隙之间, 计算最大功率的差值, 并且选择所有那些差值中的最大者 (即在相邻的肋间隙之间, 选择最大功率的最大差值)。

[0088] 注意, 尽管表 4 中列举了确定为重要的七个参数, 供选择的实施方案可以使用更少的或者更多的参数。例如, 可以将表 4 中的前三个或者前四个权重最高的参数单独使用或者与其他的参数结合使用, 从而进行所述的分类。

[0089] 将分类的结果使用任意的常规用户界面于步骤 S132 中输出。

[0090] II. 使用垂直的多普勒数据

[0091] 通常在管或者动脉中的流在垂直于流动轴的平面上没有分量, 因此垂直 (90°) 地或者接近垂直于血管轴地放置的探针除了噪音之外检测不到多普勒信号。然而, 如图 5A 和 5B 中所描述的, 结果是湍流通常出现在狭窄段的下游。湍流包括多方向的流, 即除了沿着管的轴之外的方向上, 包括在垂直 (90°) 的方向上的流。图 5A 是从沿着管 50 的流的侧面来看的湍流 54 的示意图, 所述的湍流 54 出现在管 50 中的狭窄 52 的下游, 以及图 5B 是在同一湍流 54 处的截面上所见的流动样式。

[0092] 本发明人认识到, 可以通过检查该湍流来获得与狭窄相关的有用信息。检测该湍流的一种方法是通过使用多普勒超声流速测量, 以及有意地确定探针方向, 从而使超声束与流动轴相垂直, 该位置此前被认为对于测量血流是无用的。

[0093] 图 6A 和图 6B 描述了在冠状动脉的模型上, 通过将探针放置于与流动轴成 90° 角的位置的方式进行的实际记录, 所述的冠状动脉的模型具有按直径 50% 的狭窄 (按面积 75% 的狭窄) 的 1cm 长狭窄段。在图 6A 中, 其是 (速度与时间) - 距离的曲线 62 中, 我们看到沿着“动脉”的流速, 其通过放置于与流动轴成 90° 的探针, 在探针沿着管移动时记录。

x 轴上的 0 点是狭窄段的上游端,并且标有“a”的点对应于狭窄段的下游端。

[0094] 我们看到,在狭窄的下游端的下游 1 和 3 厘米之间,出现了对称的双方向的流速增加。这代表着朝着向探针及远离探针方向的流动,这表明湍流的存在。所述的湍流沿着流动的轴持续约 2cm 的长度,并且在狭窄的下游端约 2cm 处具有峰值流速(由箭头 b、b' 标出)。这些发现与相应的公开的描述一致。参见例如, S. S. Varghese, S. H. Frankel 及 P. F. Fischer, Direct numerical simulation of stenotic flows. Part 1, Steady flow, J. Fluid Mech. (2007), 第 582 卷, 第 253-280 页。

[0095] 注意尽管在狭窄的下游端和湍流区域的中心之间的距离在上述实例中是约 2cm, 其实际上将取决于所测试的管的直径。一般来说, 高湍流发生在狭窄下游端的下游 β cm 处, 其中 β 在所成像的动脉直径的约 4-5 倍之间。

[0096] 图 6B 显示了与图 6A 的同一实验中, 相对应的反射的超声功率的曲线 64。清楚地看到功率在涡旋的中央达到功率峰值, 由此可见, 可以通过寻找功率峰来识别涡旋的中心。所述的涡旋的尺度也可以从功率曲线中得到。此处再一次地, x 轴上的 0 点是狭窄段的上游端。

[0097] 图 7A 是由 2MHz 的探针从代表具有两处狭窄的冠状动脉的模型上记录的一系列的功率谱, 所述的探针放置于与流动轴线成 90° 角的位置。所述的狭窄之一为按面积计 75%, 以及其他狭窄为按面积计 90%。在 9.5 到 34cm/s 的范围内的多个不同流速下进行了记录。当探针位于 90° 时, 沿管(动脉)的流动未被记录, 从而只有湍流得到记录。两条曲线 71、72 是在位于 75% 狭窄的下游约 1cm 的湍流处, 分别于 21cm/s 和 34cm/s 的流速下得到的。剩下的三条曲线 73、74 和 75 是在 90% 狭窄的下游约 1cm 的湍流处, 分别于 9.5、21 和 34cm/s 的流速下得到的。

[0098] 由较不严重的 75% 狭窄所产生的最大速度大约相当于未受影响的管段中的流速。与此相比, 90% 的狭窄与未受影响的段相比, 产生具有更高速度(系数大于 10)的涡旋, 并且相应地产生更高的功率。注意该高度地非线性的现象可以帮助区分低程度及高程度的狭窄。换言之, 高速度下的高功率意味着可以在上游存在重度狭窄。

[0099] 因此, 将高速度分量下的高功率水平的存在与血管中狭窄的相联系起来是有意义的。从此联系得出结论, 如果全部的血管进行了试验, 并且未检测到高速度分量下的高功率水平, 很可能在该血管中没有重度狭窄。

[0100] 注意, 在图 7A 中的功率谱都看起来是对称的。对称的程度可以通过测定如图 7B 中可见的正的和负的流动之间的相关性来进行参数化, 并且此相关性 78 可以用于流动以及湍流水平的参数化表征。由于当存在狭窄的时候, 产生对称的功率谱, 尤其是在高频分量下具有高功率的功率谱, 因此该对称性的存在可以用于推断, 或者验证狭窄的存在。

[0101] 在血液流动的方向垂直的角度上发射超声带来的优点在于, 在此角度下, 所有的非湍流都被抵消, 使得湍流更容易辨别。相应地, 为了得到最好的结果, 操作超声系统的医生或者超声技师应当控制探针, 以试图使该束尽可能地接近垂直于动脉中的血流方向。该控制可以通过使操作者观察相关的图像(例如, 多普勒和/或超声的图像)而变得便利, 并且该操作在经训练的操作者的技能范围内。然而, 即使探针未严格地保持垂直, 数据仍然是可以使用的。优选地将相对于垂直的偏离保持于 20° 以下, 更优选地将相对于垂直的偏离保持于 10° 以下, 以及甚至更优选地将相对于垂直的偏离保持于 5° 以下。

[0102] 图 8A-C 强调了在层流段中所观察到的功率谱,与在重度狭窄下游出现的湍流中所观察到的功率谱的形状的差别。图 8A 显示了在正常的 LAD 冠状动脉中血流的典型功率谱 82,其通过与血流方向成 80° 角的超声束(usbeam)测得。所述的功率谱的正的和负的部分, R 和 L 区别很大。当超声束以 80° 进入时,该对称性代表了单方向的、垂直的流动。图 8B 显示了在狭窄段(50%的狭窄,按直径)的下游,湍流发生处得到的功率谱 84,其也在 80° 的角度下测量。可见功率谱成为高度对称的,功率谱的正的部分和负的部分 R^* 和 L^* 非常相似。图 8C 显示了相应的湍流在模型上的功率谱 86,这次在 90° 的角度上测量。注意,即使在偏离垂直 10° 下捕获,谱 82 和 84 也是可以使用的。

[0103] III. 与垂直数据相结合的多参数分析

[0104] 图 9 是反映检测狭窄的多参数方法(描述于前文第 I 部分中)如何可以与用于检测狭窄的垂直数据方法(描述于前文第 II 部分中)相结合的流程图。

[0105] 在图 9 中,步骤 S110-S120 与前文结合图 2 所描述的相对应的步骤相同。此外的步骤 S140 和 S142 与其他的步骤 S110-S120 以任意的时间顺序,或者与那些步骤同时进行。在步骤 S140 中,对所测试的动脉(或者其他的管)进行多普勒超声测量。如前述的第 II 部分中所描述的,为了得到最好的结果,操作超声系统的医生或者超声技师应该控制探针,以试图使束尽可能地接近垂直于动脉中的血流的方向。

[0106] 在得到了测量结果后,将结果在步骤 S142 中进行参数化,从而从数据中得到相关的特征。随后在步骤 S150 中进行处理,在此处进行分类,从而从数据中得到相关的结果。该步骤与前文结合图 2 讨论的步骤 S132 的分类类似,但是对于不同的输入而言其分类的模型不同。在此实施方案中,分类的模型优选地包括从在垂直,或者接近垂直条件下得到的数据中得到的参数。适用的参数的实例包括反映在高速度下的高功率的参数(其与狭窄相关),以及反映了正的和负的速度之间的对称性水平的参数(其也与狭窄相关)。

[0107] 最后,在步骤 S152 中,将分类的结果以与前文步骤 S132 所讨论的类似的方式输出。注意,当输出时,可以将输出设置为反映检测出最大的湍流的点,或者可能有狭窄的点(即在湍流下游的点)。

[0108] 尽管本发明的公开参考了特定的实施方案,在不背离本发明的如所附的权利要求所限定的领域和范围的情况下,可以对所描述的实施方案进行大量修改、改变和更改。相应地,期待本发明不限于所描述的实施方案,而是具有由随后的权利要求及其等价物的语言所限定的整个范围。

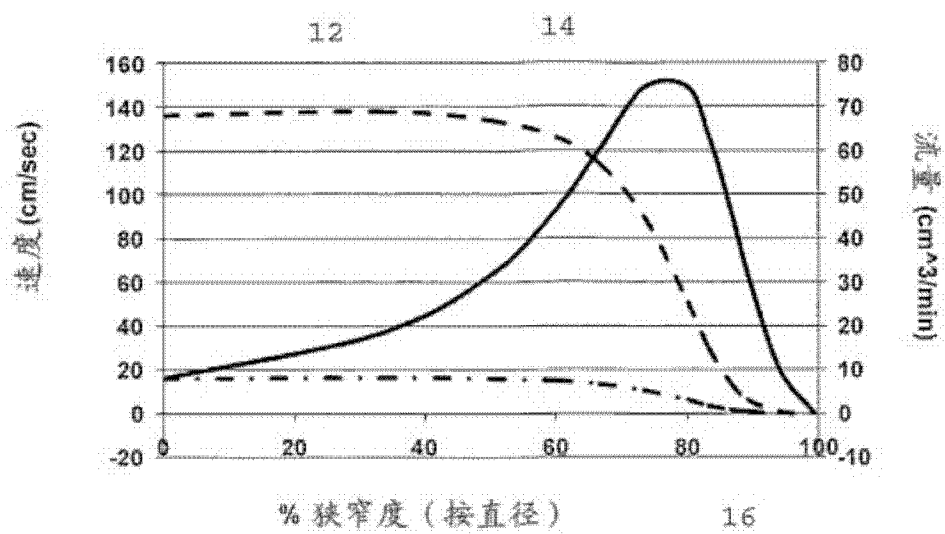


图 1

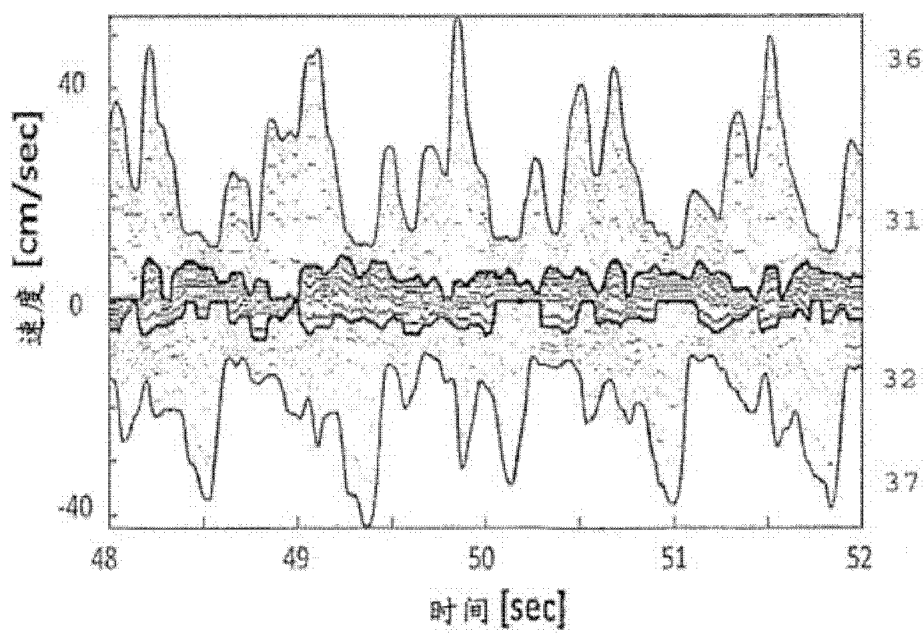


图 3

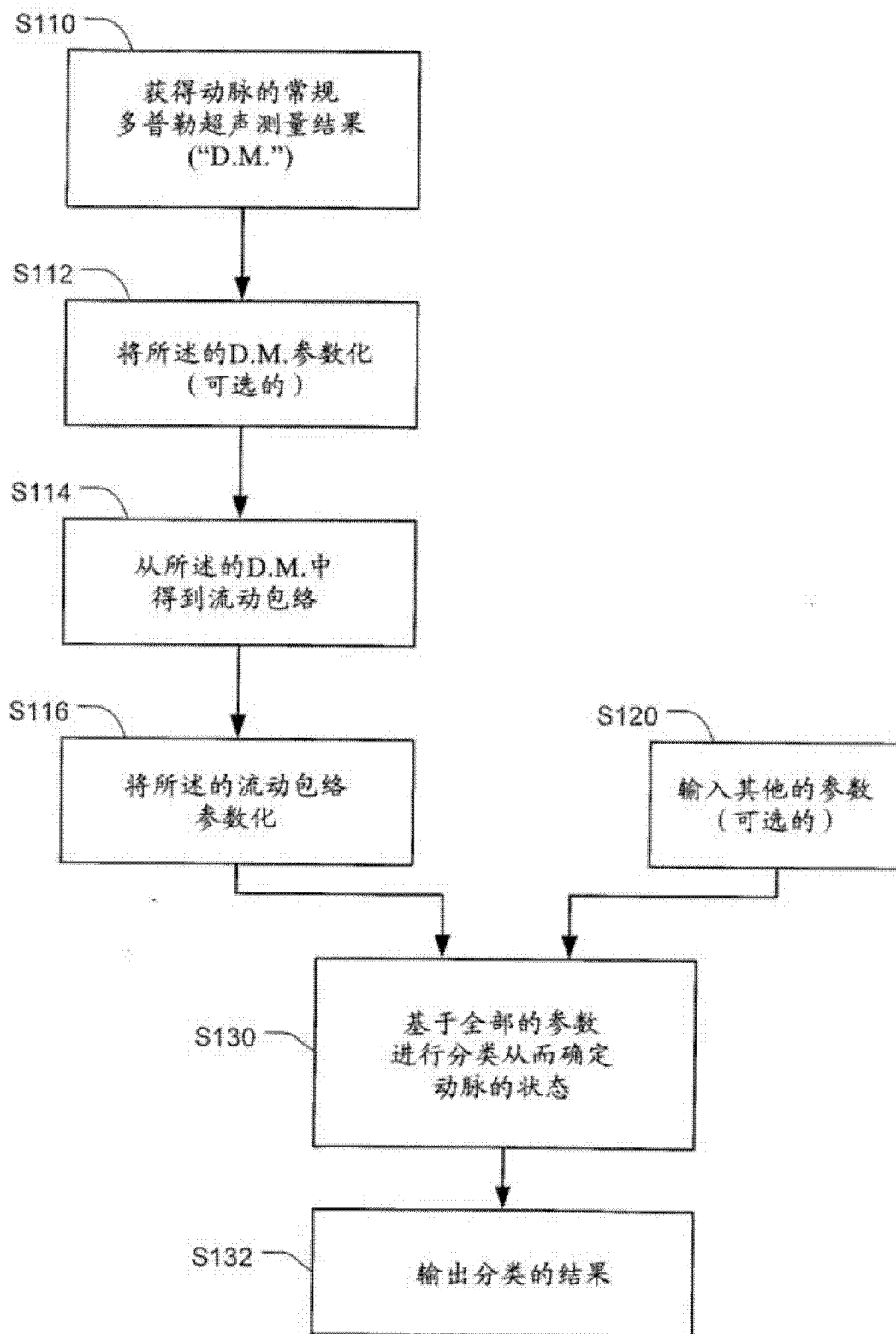


图 2

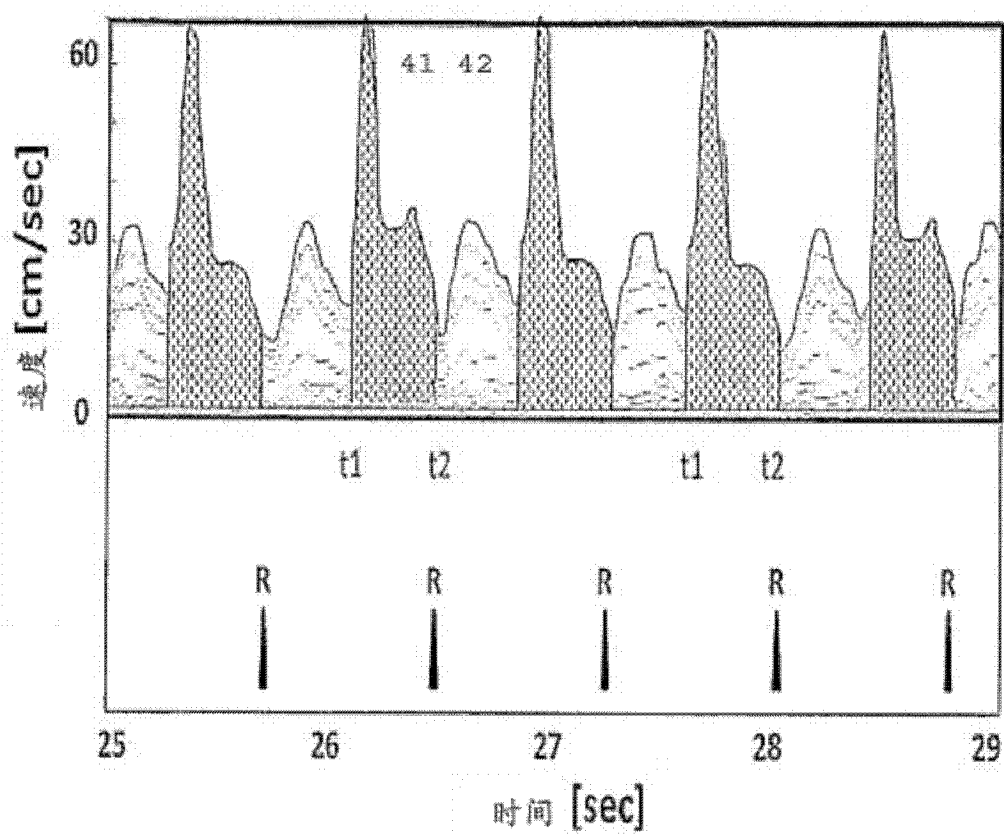


图 4

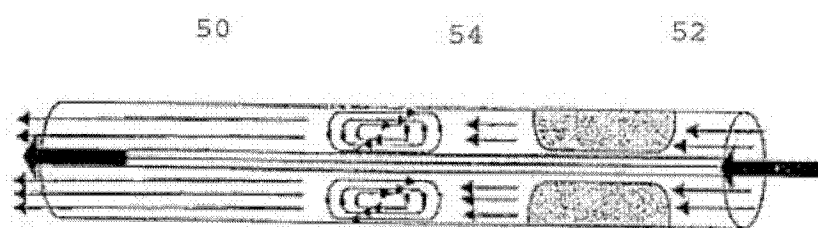


图 5A

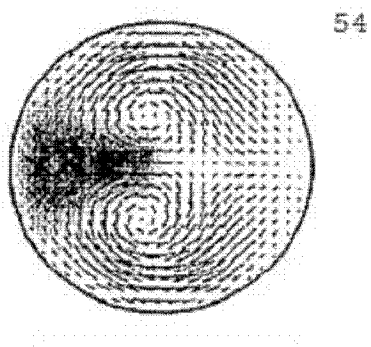


图 5B

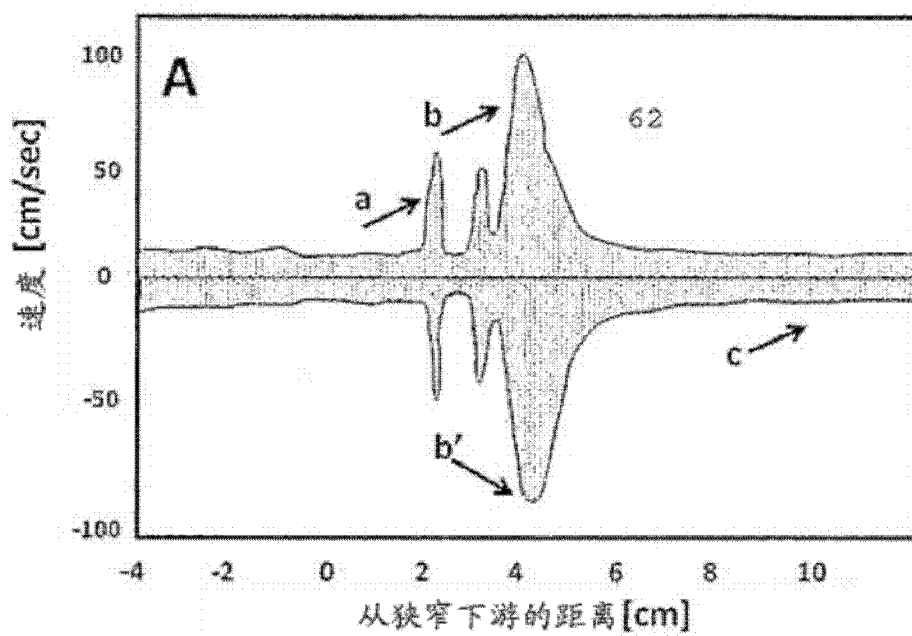


图 6A

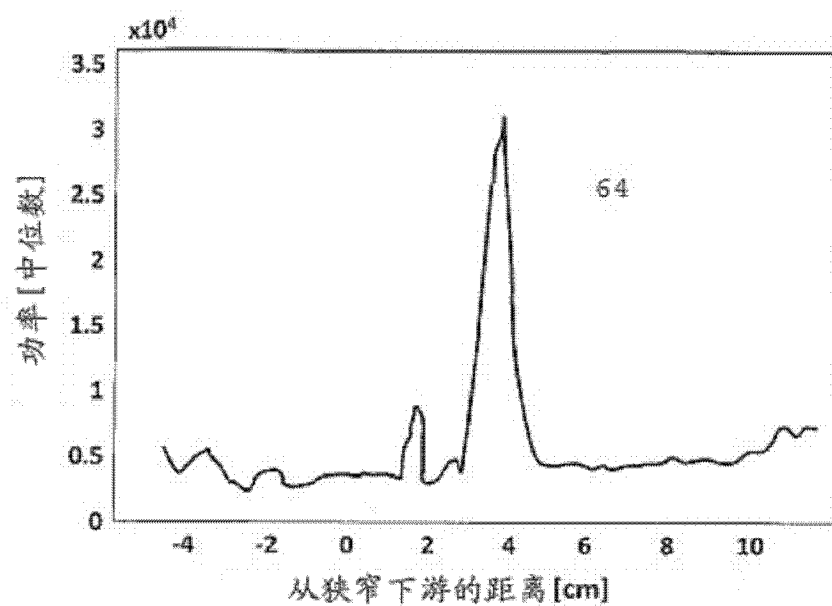


图 6B

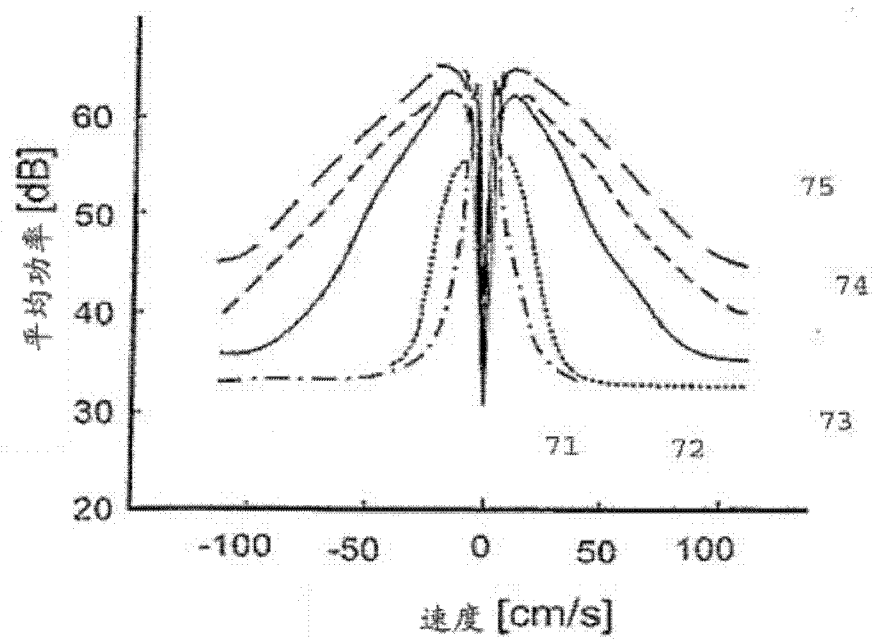


图 7A

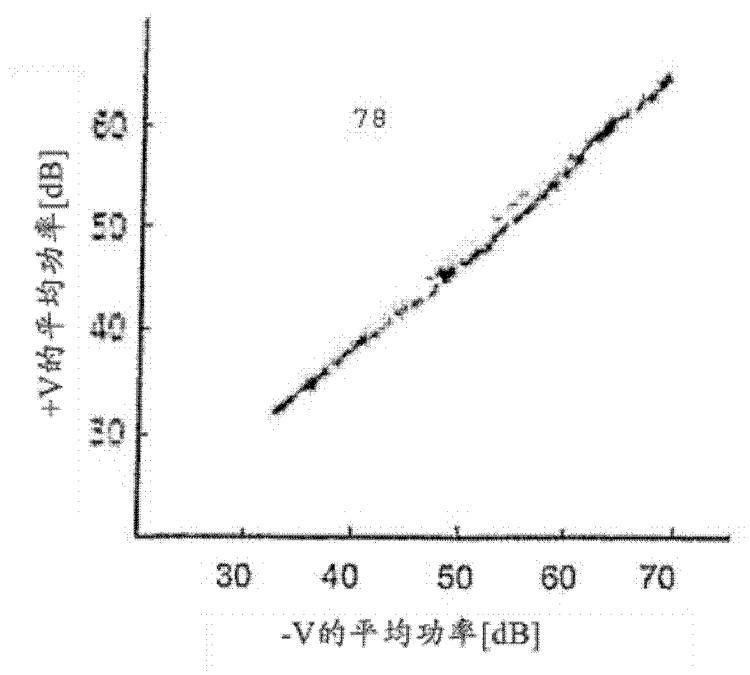


图 7B

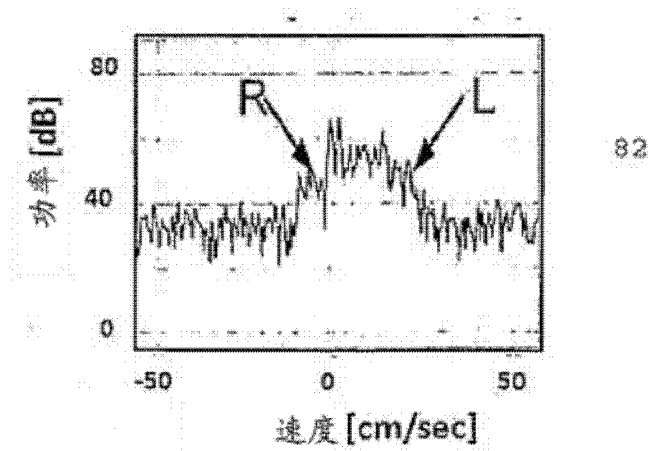


图 8A

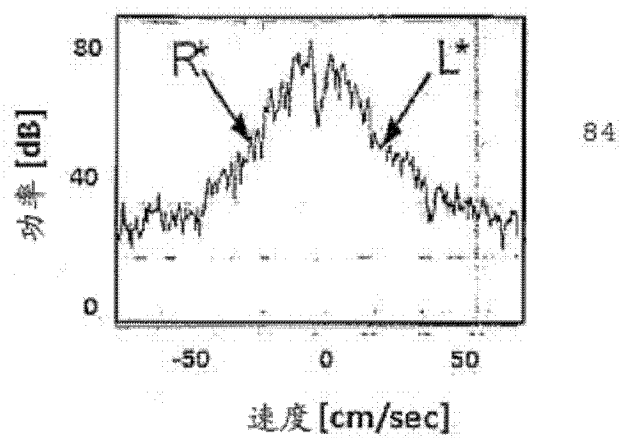


图 8B

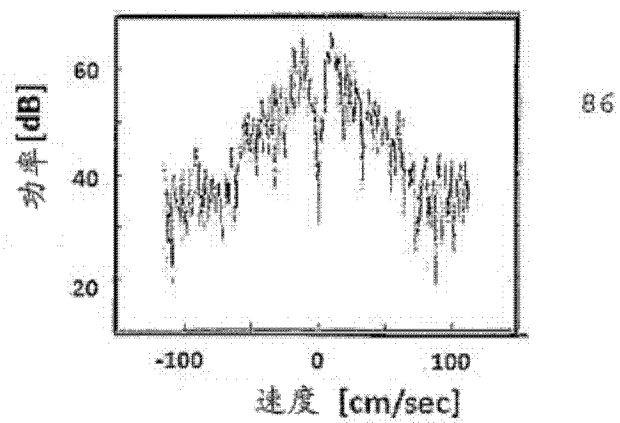


图 8C

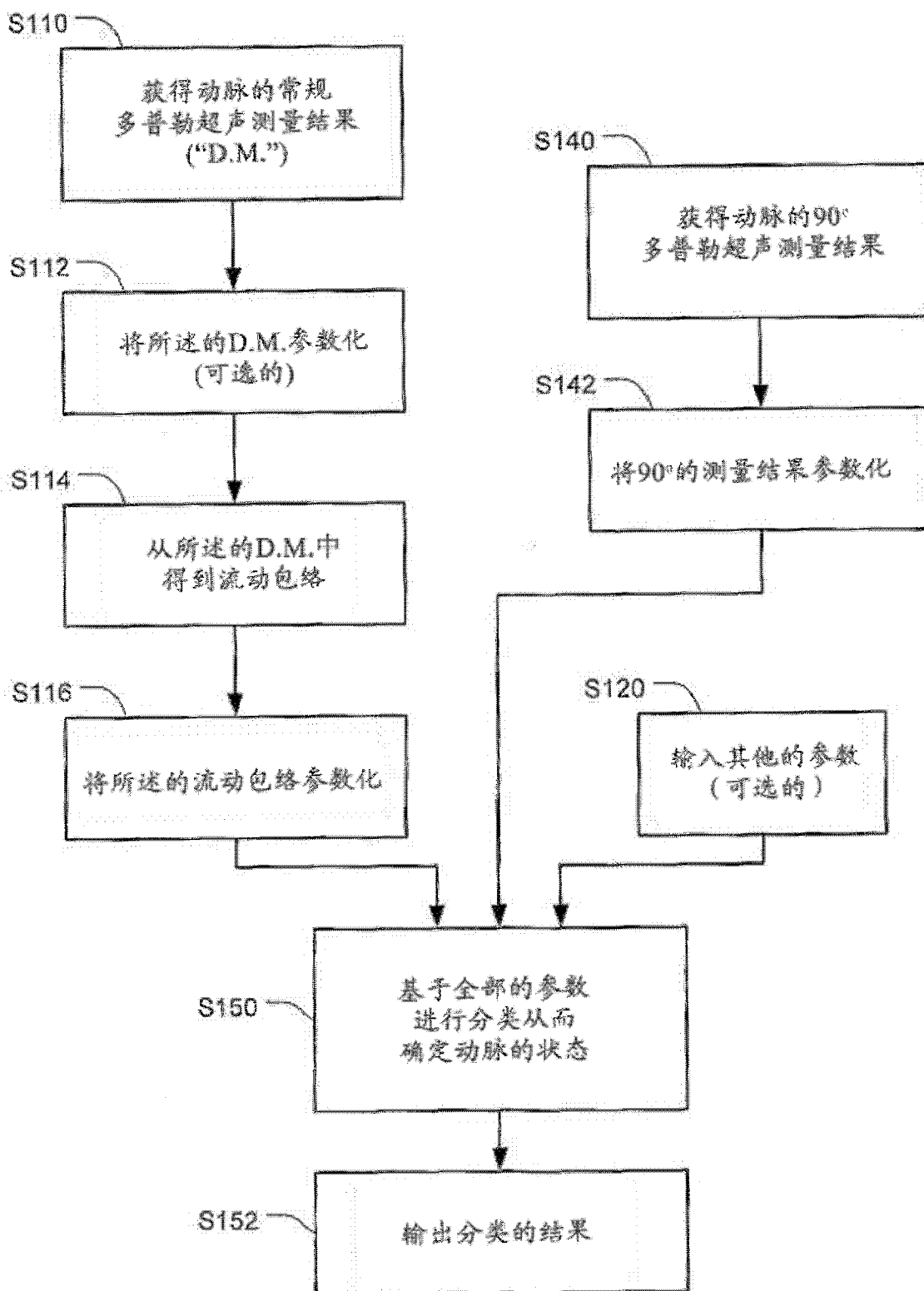


图 9

专利名称(译)	检测血管狭窄		
公开(公告)号	CN102387748A	公开(公告)日	2012-03-21
申请号	CN201080015958.8	申请日	2010-02-05
[标]申请(专利权)人(译)	约朗姆·帕尔蒂		
申请(专利权)人(译)	约朗姆·帕尔蒂		
当前申请(专利权)人(译)	约朗姆·帕尔蒂		
[标]发明人	约朗姆·帕尔蒂		
发明人	约朗姆·帕尔蒂		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/488 A61B8/5223		
优先权	61/150146 2009-02-05 US		
其他公开文献	CN102387748B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

可以使用多种方法利用多普勒超声检测血管中的狭窄。在一种方法中，从多普勒超声的测量结果中得到流动包络(flow envelope)，并且将该得到的流动包络参数化(parameterize)。随后基于那些参数(以及可选地其他的参数)进行分类，从而确定狭窄是否存在。第二种方法使用在垂直于血流方向的方向上获得的多普勒数据，并且检测通常在狭窄的下游出现的与湍流一致的现象(artifact)。

