



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 102387748 B

(45)授权公告日 2017.02.22

(21)申请号 201080015958.8

(22)申请日 2010.02.05

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 102387748 A

(43)申请公布日 2012.03.21

(30)优先权数据

61/150146 2009.02.05 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2011.10.09

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2010/000229 2010.02.05

(87)PCT国际申请的公布数据

W02010/089660 EN 2010.08.12

(73)专利权人 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

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

审查员 谢春苓

权利要求书2页 说明书9页 附图7页

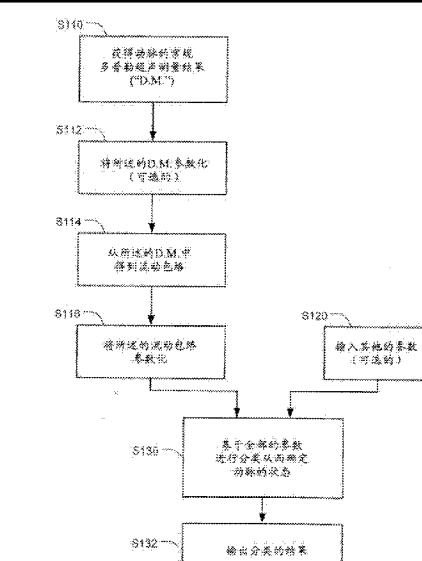
(54)发明名称

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)。

CN 102387748



1. 一种检测流体通过管的流动的方法,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。

2. 如权利要求1所述的方法,进一步包括输出辨别的位置的读数的步骤。

3. 如权利要求1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。

4. 如权利要求3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。

5. 如权利要求3所述的方法,其中所指定的位置处于所辨别的位置的上游距离为4-5倍管直径处。

6. 如权利要求1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。

7. 如权利要求1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。

8. 如权利要求1所述的方法,其中所述的管是血管。

9. 一种检测流体通过管的流动的方法,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。

10. 如权利要求9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。

11. 如权利要求9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少于5°的角。

12. 如权利要求9所述的方法,其中所述的管是血管。

13. 一种用于检测流体流经的管中的狭窄的超声系统,所述的系统包括:

用于产生超声能量束的装置;

用于选择性地将所述的束瞄准管中的多个点之一的装置,所述的束与(a)垂直于管中流动的方向且(b)通过所述的各个点的平面成小于20°的角度;

用于多普勒工艺在管内并针对每个点检测与流体流动的方向垂直的流体移动的速度分量的装置;

用于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的装置。

14. 如权利要求13所述的系统,进一步包括用于输出辨别的位置的读数的装置。

15. 如权利要求13所述的系统,进一步包括用于输出读数的装置,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所述的系统,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所述的系统,其中所指定的位置处于所辨别的位置的上游距离为4-5倍管直径处。
18. 如权利要求13所述的系统,其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所述的系统,其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所述的系统,其中所述的管是血管。
21. 一种用于检测流体流经的管中的狭窄的系统,所述的系统包括:
 - 用于产生超声能量束的装置;
 - 用于将所述的束瞄准管中的点的装置,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;
 - 用于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的装置;
 - 用于对于所检测的速度分量显示功率水平的读数的装置;和
 - 用于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的装置。
22. 如权利要求21所述的系统,其中用于将高功率水平的存在与管中狭窄的存在联系起来的装置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处的管中狭窄的存在联系起来。
23. 如权利要求21所述的系统,其中用于将高功率水平的存在与管中狭窄的存在联系起来的装置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的第二个位置处的管中狭窄的存在联系起来。
24. 如权利要求21所述的系统,其中用于将高功率水平的存在与管中狭窄的存在联系起来的装置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距离为4-5倍管直径的第二个位置处的管中狭窄的存在联系起来。
25. 如权利要求21所述的系统,其中所述的束与所述的平面成小于10°的角。
26. 如权利要求21所述的系统,其中所述的束与所述的平面成小于5°的角。
27. 如权利要求21所述的系统,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。

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

[0007] 狹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:

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

[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)。

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

[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:

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

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

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

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

$$[0016] L_{\text{narrow}} = 10 \text{ mm}$$

[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幊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；并且确定在所辨别出的位置的上游位置存在狭窄的可能性。

[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] 1. 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“ $thr(t_i)$ ”如下:在 t_i 的附近搜索最低能量的区域, $thr(t_i)$ 等于该区域中最高的功率水平。随后将 $thr(t_i)$ 施加在A(t_i)上——在 $thr(t_i)$ 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R011。该算法包括以下的步骤:

[0045] (1)随时间将R011划分为亚区域R012_j,使得 $\cup\{R012_j\} = R011$ 。例如——将R012_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R012_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 $P(p < \text{thr}_j) = p_{\text{thr}}$ 条件的阈值。

[0048] (4) 从 $p_{\text{thr}} = 0.7$ 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 $p < \text{thr}_j$ 的点与血液流动的区域相联系起来,并且标为 $\{t^{\text{bf}}, v^{\text{bf}}\}$ 。将所有其他的点与组织运动的区域相联系起来,并且标为 $\{t^{\text{tm}}, v^{\text{tm}}\}$ 。

[0050] (6) 对于R012j中的各个点 (t_i, v_i) ,计算出两个距离:

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

[0052] (7) 如果 $d^{\text{bf}} < d^{\text{tm}}$,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。

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

[0058] 表1-标量速度特征

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

[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)

[0063]

身高(Height)

[0064] 表3-其他的特征

[0065] 如前所述地得到所述的参数之后,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)-1CS₃、1CS₄、1CS₅、1CS₆);(b)计算相邻的肋间隙之间的差除以平均值(difference-divided-by-averages),例如:(1CS₄-1CS₃)/(1CS₄+1CS₃);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。

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
[0081]	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] $\text{Diff_max_power} = \text{MAX}\{\{\text{max_power}\}_{\text{1CS}(i+1)} - \{\text{max_power}\}_{\text{1CS}(i)}\} i = 1..n$

[0085] $\text{Diff_VT1} = \text{MAX}\{\{\text{VT1}\}_{\text{1CS}(i+1)} - \{\text{VT1}\}_{\text{1CS}(i)}\} i = 1..n$

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

[0087] 在所有这些方程中, $\text{1CS}(n)$ 指在第n个肋间隙处进行的测量; VT1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] 11. 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] 111.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1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11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(或者其他管)进行多普勒超声测量。如前述的第11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。

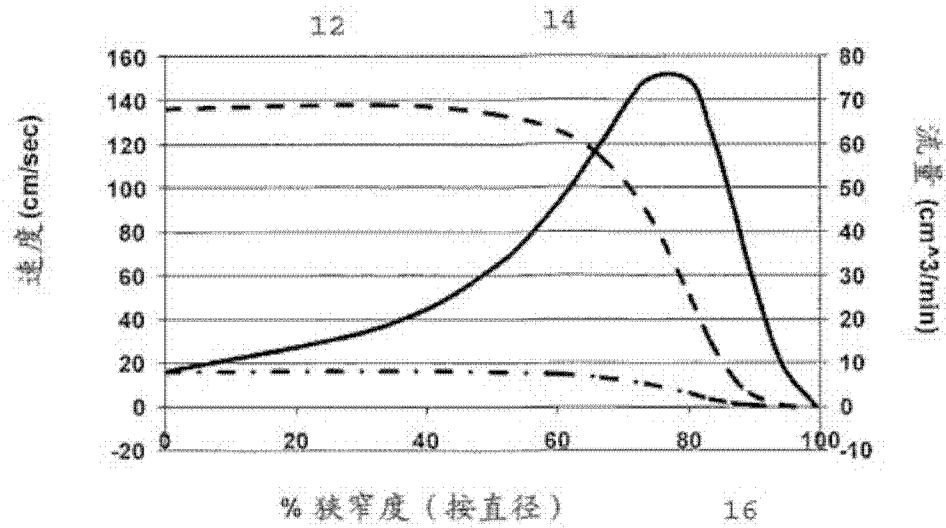


图1

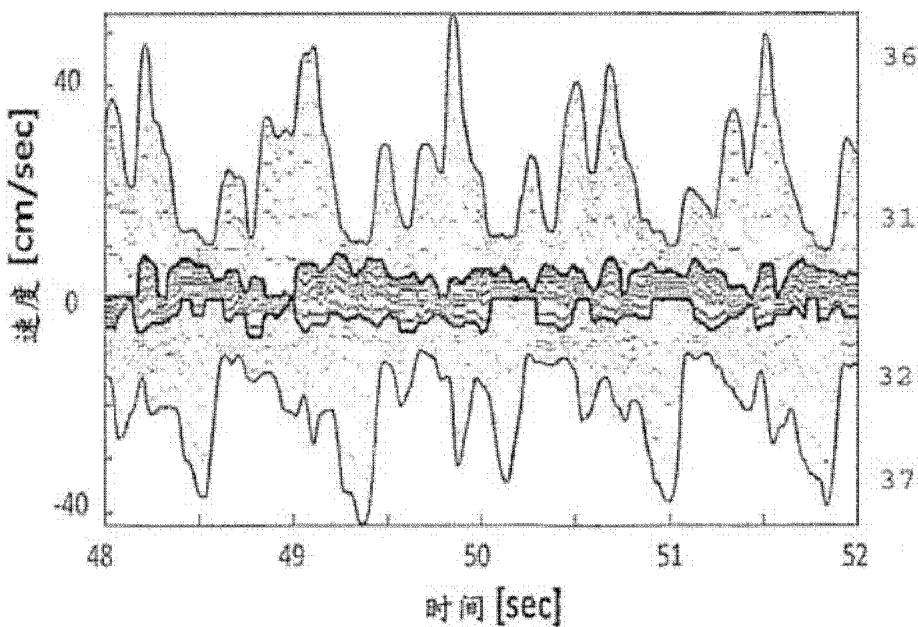


图3

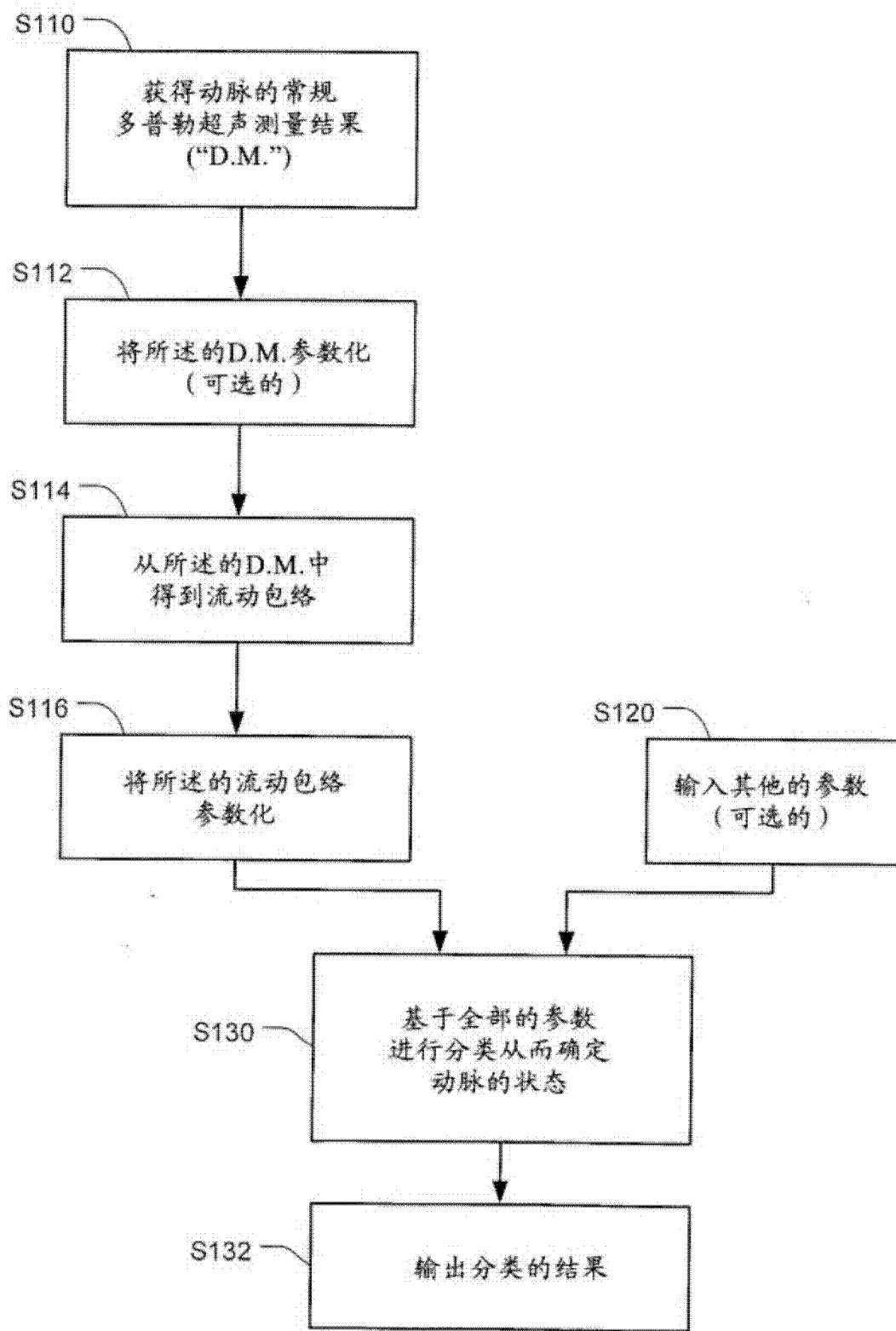


图2

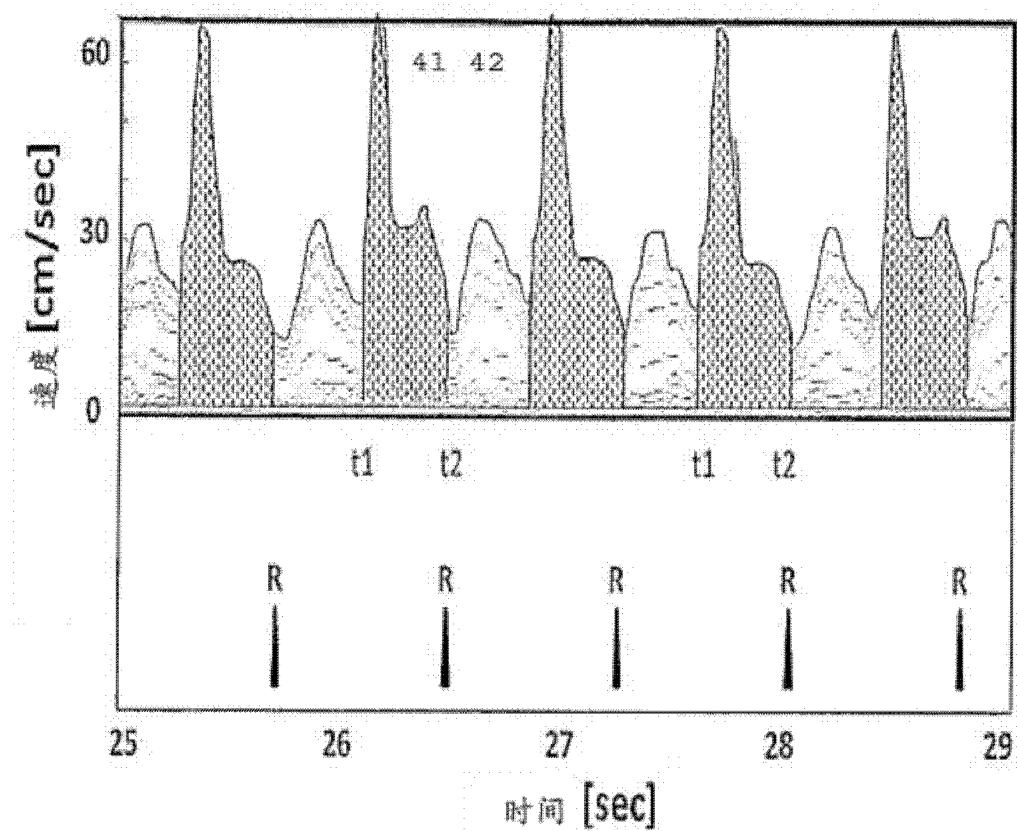


图4

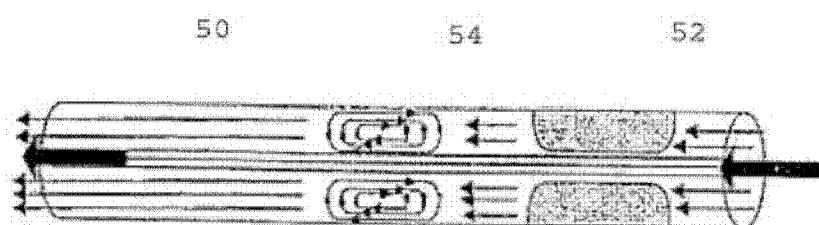


图5A

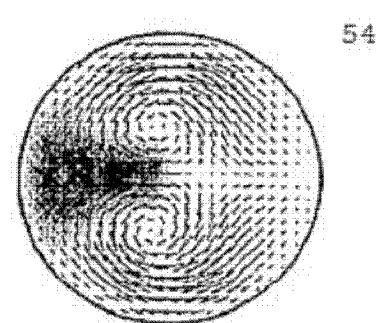


图5B

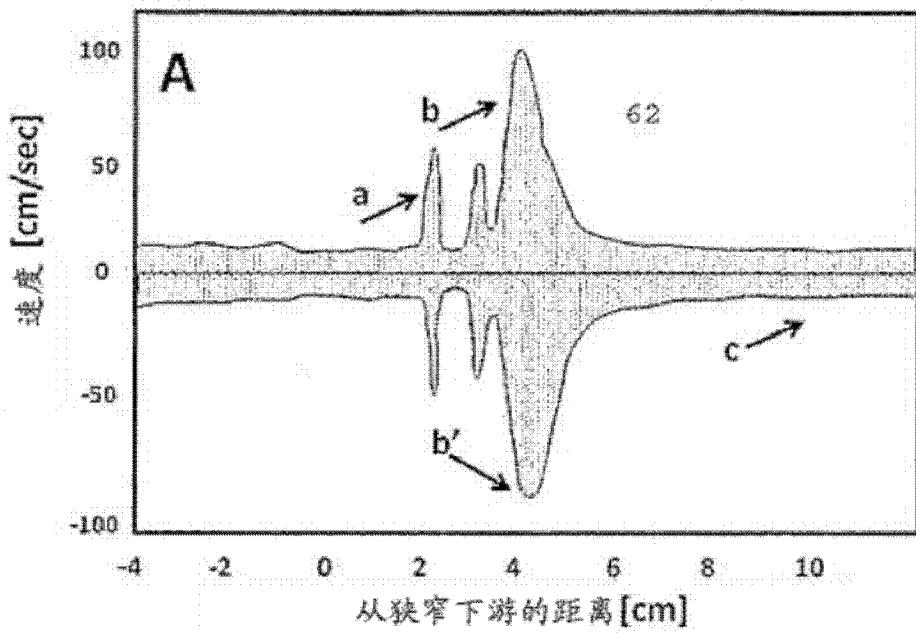


图6A

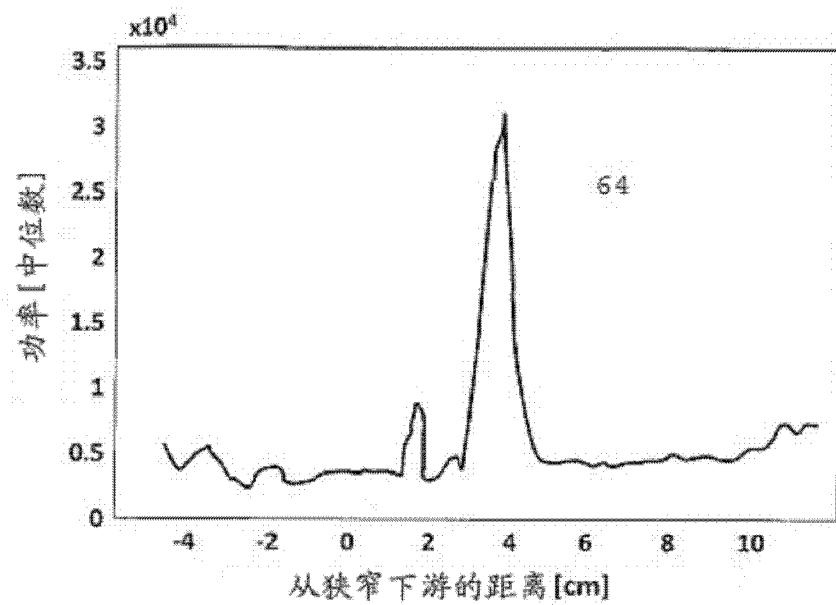


图6B

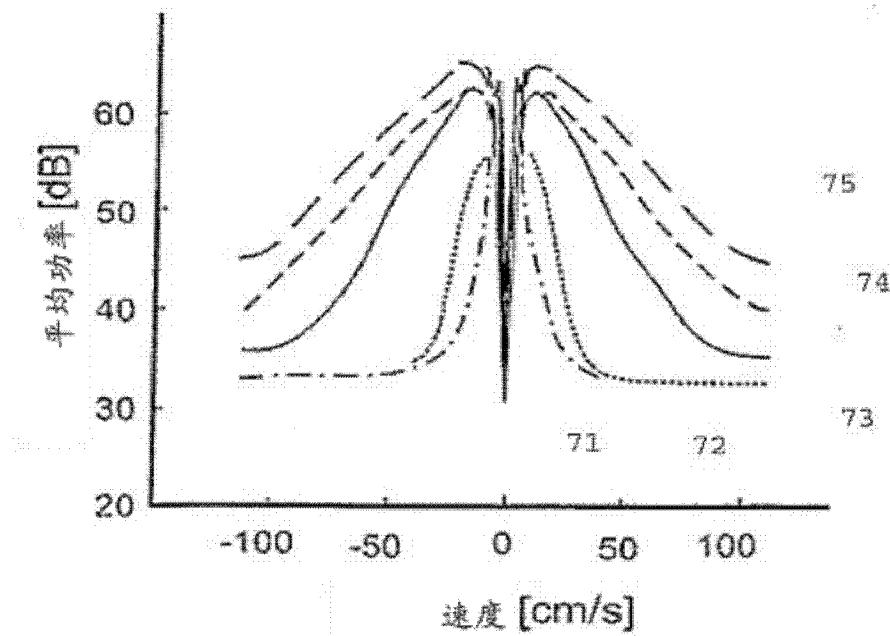


图7A

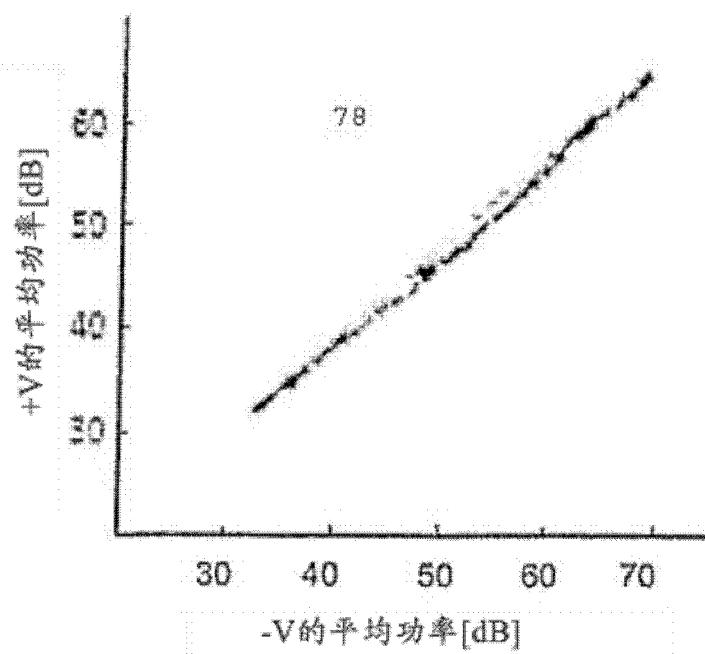


图7B

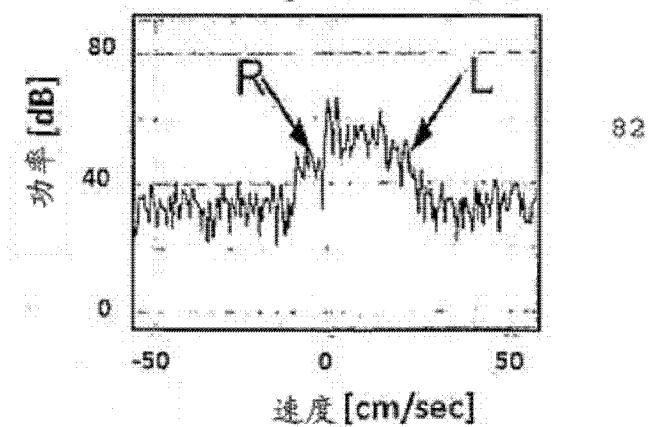


图8A

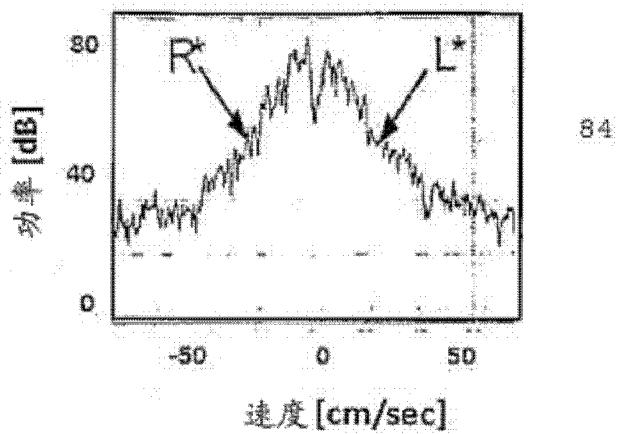


图8B

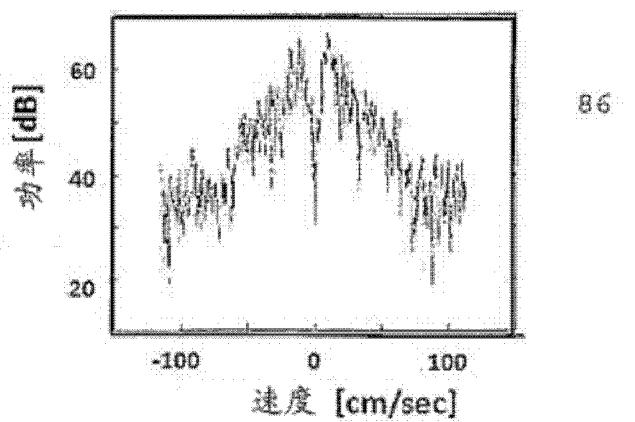


图8C

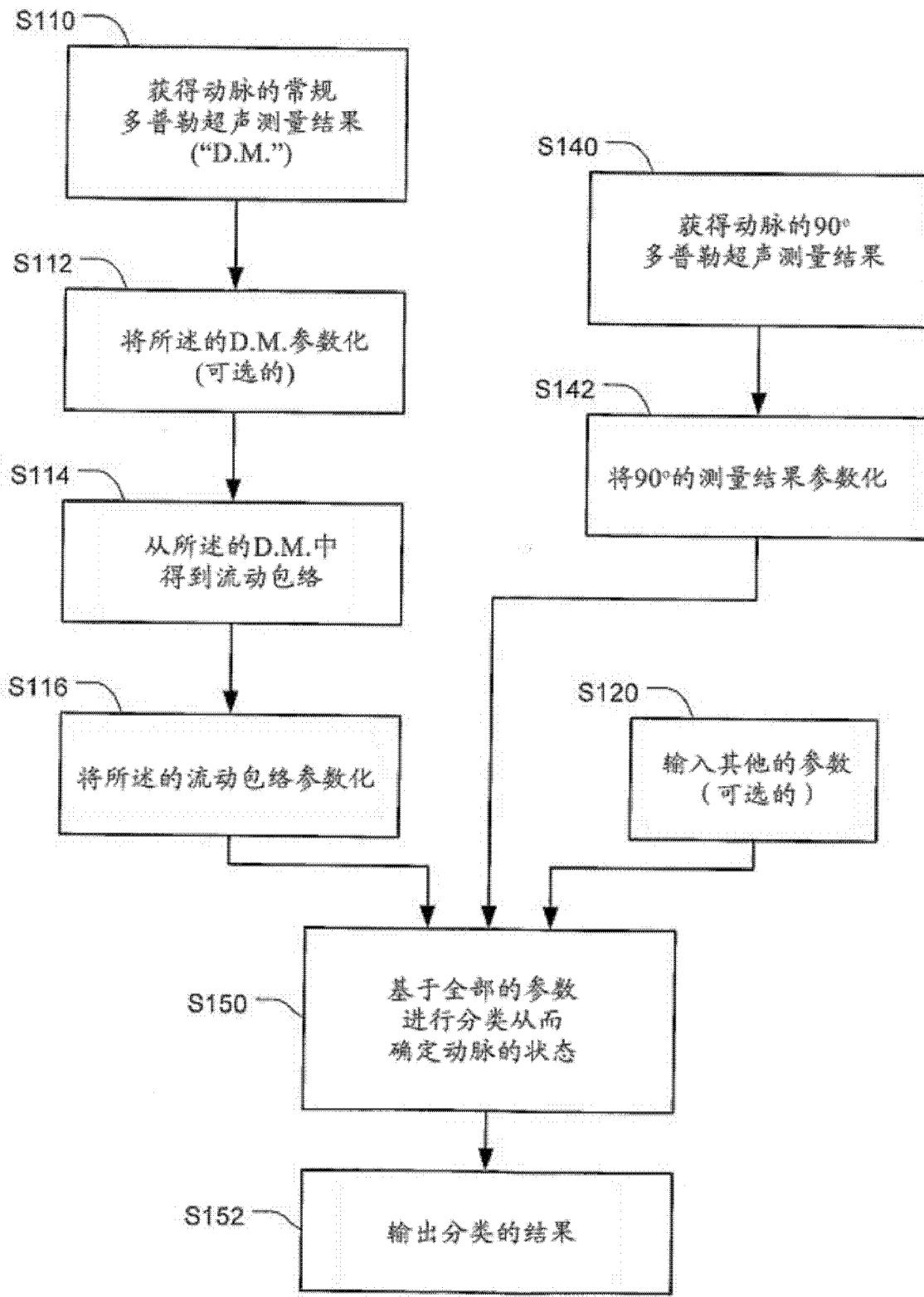


图9

专利名称(译)	检测血管狭窄		
公开(公告)号	CN102387748B	公开(公告)日	2017-02-22
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	CN102387748A		
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)。

