

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/06 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200910104788.X

[43] 公开日 2010年2月17日

[11] 公开号 CN 101647716A

[22] 申请日 2009.9.4

[21] 申请号 200910104788.X

[71] 申请人 重庆邮电大学

地址 400065 重庆市南岸区崇文路2号

[72] 发明人 赵志强 赵德春 张汇泉 李章勇
王 伟 陈家辉

[74] 专利代理机构 重庆博凯知识产权代理有限公司
代理人 张先芸

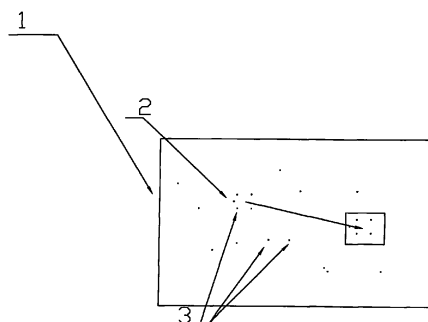
权利要求书1页 说明书5页 附图2页

[54] 发明名称

一种直接测量血流流速的装置

[57] 摘要

本发明提供一种实现直接测量血流流速的装置，包括超声诊断仪，该超声诊断仪的主机视频输出口直接接入采样系统，图像处理单元和血流速度计算单元；由采样系统选定特定图像块(2)，连续采样谐波图像，图像处理单元按照二维互相关算法处理。使用该装置，首先对存在有示踪剂(3)的血管进行成像，并在所成图像中确定一个特定图像块(2)。在之后的过程中实现对该特定图像块(2)的连续跟踪，提取其相应的轨迹信息，并结合跟踪时所记录的图像帧数，实现对血流流速的直接测定。本方案通过帧与帧之间的特定图像块(2)的跟踪获取与间接参量无关的运动轨迹，从理论和方法上保证了检测的独立性，达到了直接测量血流流速的目的。



1、一种直接测量血流流速的装置，其特征在于，包括超声诊断仪，超声诊断仪的主机视频输出口直接接入采样系统，图像处理单元和血流速度计算单元；

其中，超声诊断仪：对存在有示踪剂(3)的局部血管进行血管内造影成像，在所成运动图像中选定初始帧以及该帧内的特定图像块(2)，并从此刻开始对特定图像块进行跟踪；

图像处理单元：对超声诊断仪获取的在后一帧图像中，以前一帧特定图像块的中心点为几何中心确定搜索区域(1)，在搜索区域(1)内搜索出与原特定图像块(2)相似度最大的图像块，并将此相似度最大的图像块作为此帧的特定图像块(2)，实现两帧间特定图像块(2)的跟踪，提取帧与帧之间特定图像块(2)的位移信息；

血流速度计算单元：重复跟踪步骤，进行特定图像块(2)的连续跟踪，直至选定的目标区域，确定特定图像块(2)的运动轨迹信息，并结合由相应的图像帧数所确定的时间参量，实现对血流流速的测算。

2、如权利要求 1 所述的一种直接测量血流流速的装置，其特征在于，所述图像处理单元重复跟踪步骤，进行特定图像块(2)的连续跟踪，直至选定的目标区域，确定特定图像块(2)的运动轨迹信息，并结合由相应的图像帧数所确定的时间参量；血流速度计算单元实现对血流流速的测算，按如下公式进行计算：

$$\bar{V} = \frac{\sum_{i=0}^{N-2} S_i}{N-1} \times f,$$

其中 $\bar{V}$ 为测量血流平均流速； N 为由初始帧到终止帧之间的帧数；

f 为由系统提供的帧频； S_i 为从第 0 帧即初始帧开始，由第 i 帧到第 $i+1$ 帧之间所提取的特定图像块的位移信息。

3、如权利要求 1 所述的一种直接测量血流流速的装置，其特征在于，上述搜索区域的搜索半径小于局部血管理论最大血流流速 $V_{\max}$ 与帧频 f 的商。

一种直接测量血流流速的装置

技术领域

本发明涉及一种直接测量血流流速的装置，属于医疗设备技术领域。

背景技术

血流流速属于血流动力学范畴，是衡量人体健康的一个重要指标。以往大、中、小型动脉血管、静脉血管以及毛细血管的血流速度测定有多种。利用超声多普勒原理，即用超声多普勒仪的超声探头探查血流速度；利用电磁流量原理探查探头安装部位处的血流量，再根据该处血管横截面积计算出血流速度；利用血液温度感知原理，用安装有热敏电阻的Swan-Ganz导管探查血流速度。另外，还有核磁共振法、光学法、稀释法等。

超声多普勒法是根据超声波在遇到运动物体（如细胞）后，其超声频率发生偏移的现象，测量血管内血流。这种测量精度受血流性质、取样容积、取样位置、探头角度、探头压迫力等多种因素的影响，存在不能与其它血流参数同步记录等问题。核磁共振法是利用在恒定线性磁场梯度中，施加恒定强度的共振射频脉冲，组织或器官动脉中水的质子旋转转变为稳态方式，结果是绝热快速通道诱导的旋转沿磁场梯度方向向上移动，由此根据核磁共振的成像测出水流的速度，即为血流速度。这种方法主要用于局部脑血流与脑功能的研究，操作过程相当复杂，并且医疗费较高。而光学法只适用于光透性的血管，如微循环、眼底血管等。稀释法是根据费克原理实现测量血流速度的一种方法，这种方法只能测出一段时间内的平均血流量，不能反映实时动态的血流速度的变化。

上述现有技术各有优缺点，均因受到多种因素的影响，无法达到直接测量血流速度的目的。

发明内容

针对现有技术存在的上述不足，本发明的目的是提供一种操作过程简单，费用较低可实现直接测量血流流速的装置。

为实现上述目的，本发明采用如下技术方案：一种直接测量血流流速的装置，包括超声诊断仪，超声诊断仪的主机视频输出口直接接入采样系统，图像处理单元和血流速度计算单元；

其中，超声诊断仪：对存在有示踪剂的局部血管进行血管内造影成像，在所成运动图像中选定初始帧以及该帧内的特定图像块，并从此刻开始对特定图像块进行跟踪；

图像处理单元：对超声诊断仪获取的在下一帧图像中，以前一帧特定图像块的中心点为几何中心确定搜索区域，在搜索区域内搜索出与原特定图像块相似度最大的图像块，并将此相似度最大的图像块作为此帧的特定图像块，实现两帧间特定图像块的跟踪，提取帧与帧之间特定图像块的位移信息；

血流速度计算单元：重复血流速度处理单元的跟踪步骤，进行特定图像块的连续跟踪，直至选定的目标区域，确定特定图像块的运动轨迹信息，并结合由相应的图像帧数所确定的时间参量，实现对血流流速的测算。

本发明的有益效果是：

本发明由于是通过帧与帧之间的特定图像块的跟踪获取与间接参量无关的运动轨迹，从理论和方法上保证了检测的独立性，达到了直接测量血流流速的目的。并且，本方案可实现对大、中、小型动脉血管、静脉血管以及微循环等不同血管的血流速度的直接测定。同时，本方案可以根据成像原理的不同，使用不同的示踪剂（如超声造影剂、同位素等），以适应不同的应用。显然，方案中的搜索区域与特定图像块的形状（如矩形、菱形、椭圆形等）可以根据要求和/或条件，进行选择；超声诊断仪可采用 SIUI APOGEE3500 彩色多普勒超声诊断仪、Ruby DC-5 全数字彩色多普勒超声诊断仪和 SONOS--4500 型彩色超声诊断仪等一类能进行谐波成像的超声诊断仪均可；轨迹的跟踪，公式的计算等处理可用 Matlab、VC++，Delphi 等软件在 PC 机或嵌入式系统（如 ARM, FPGA 等）中编程实现。

使用该装置的方法是，首先对存在有示踪剂的血管进行成像，并在所成图像中确定一个特定图像块。在之后的过程中实现对该特定图像块的连续跟踪，提取其相应的轨迹信息，并结合跟踪时所记录的图像帧数，实现对血流流速的直接测定。本方案通过帧与帧之间的特定图像块的跟踪获取与间接参量无关的运动轨迹，从理论和方法上保证了检测的独立性，达到了直接测量血流流速的目的。

附图说明

图 1：本发明直接测量血流流速装置的结构框图。

图 2：局部血管内仅绘出搜索区域的示意图。

图 3：搜索区域内实现对特定图像块跟踪的示意图。

具体实施方式

下面结合附图和具体实施方式对本发明作进一步说明。

如图 1 所示, 一种直接测量血流流速的装置, 包括超声诊断仪, 超声诊断仪的主机视频输出口直接接入采样系统, 图像处理单元和血流速度计算单元;

其中, 超声诊断仪采用 SIUI APOGEE3500 彩色多普勒超声诊断仪对存在有示踪剂 3 的局部血管进行血管内造影成像, 在所成运动图像中选定初始帧以及该帧内的特定图像块 2, 并从此刻开始对特定图像块 2 进行跟踪;

图像处理单元: 对超声诊断仪获取的在后一帧图像中, 以前一帧特定图像块 2 的中心点为几何中心确定搜索区域 1, 在搜索区域 1 内搜索出与原特定图像块 2 相似度最大的图像块, 并将此相似度最大的图像块作为此帧的特定图像块 2, 实现两帧间特定图像块 2 的跟踪, 提取帧与帧之间特定图像块 2 的位移信息;

血流速度计算单元: 重复跟踪步骤, 进行特定图像块 2 的连续跟踪, 直至选定的目标区域, 确定特定图像块 2 的运动轨迹信息, 并结合由相应的图像帧数所确定的时间参量, 实现对血流流速的测算。

SIUI APOGEE3500 彩色多普勒超声诊断仪的主机视频输出口直接接入采样系统及计算机系统; 其中, 图像处理单元选定特定图像块 2, 连续采样谐波图像 (B 超扫描仪的帧频为 30 帧 / 秒), 图像处理单元按照二维互相关算法处理; 计算机系统执行如下步骤:

参见图 2 和图 3, 选定 t_0 : 时刻谐波图像 x 中的大小为 $L \times K$ 的特定图像块 2, 以之为中心在 $t_0 + \frac{1}{f}$ 时刻的图像 Y 中的对应位置确定大小为 $2M \times 2G$ 的搜索区域 1, 计算该搜索区每个与特定图像块 2 等大小且相对于特定图像块 2 中心偏移量为 (m, n) 的区域之间的相关系数, 计算公式如下:

$$P_{m,n} = \frac{\sum_{i=1}^L \sum_{j=1}^K (X_{i,j} - \bar{X})(Y_{i+m,j+n} - \bar{Y})}{\left[\sum_{i=1}^L \sum_{j=1}^K (X_{i,j} - \bar{X})^2 (Y_{i,j} - \bar{Y})^2 \right]^{1/2}}$$

其中, $X_{i,j}$ 为图像 x 中, 以左上角的顶点为基点即点 $(1, 1)$, 横向第 i 列, 纵向第 j 行的像素点的像素值; $Y_{i+m,j+n}$ 为图像 Y 中, 与 $X_{i,j}$ 取同一基点, 横向第 $i+m$ 列, 纵向第 $j+n$ 行的像素点的像素值; $\bar{X}, \bar{Y}$ 分别表示图像 x, y 中所有像素点的平均像素值。

最大值 $P_{\max}$ 一般为 0.935, 该搜索区域 1 内相关系数的最大值对应的图像块, 即为特定图像块 2 在图像 Y 中的相似度最大的图像块, 二者之间的连线即特定图像块 2 在 $\frac{1}{f}$ 时间内的位移值;

图像处理单元重复跟踪步骤, 进行特定图像块 2 的连续跟踪, 直至选定的目标区域, 确定特定图像块 2 的运动轨迹信息, 并结合由相应的图像帧数所确定的时间参量, 实现对血流流速的测算, 计算如下:

$$\bar{V} = \frac{\sum_{i=0}^{N-2} S_i}{N-1} \times f,$$

其中 $\bar{V}$ 为测量血流平均流速; N 为由初始帧到终止帧之间的帧数;

f 为由系统提供的帧频; S_i 为从第 0 帧即初始帧开始, 由第 i 帧到第 $i+1$ 帧之间所提取的特定图像块 2 的位移信息。

以上轨迹的跟踪, 公式的计算等处理皆在 Matlab 环境下编程实现。

本发明装置可以实现直接测量血流流速, 还具有结构简单、成本较低的优点。

使用本发明提供的一种直接测量血流流速的装置, 首先对存在有示踪剂 3 的局部血管进行血管内造影成像, 在所成运动图像中选定初始帧及该帧内特定图像块 2, 并从此刻开始对特定图像块 2 进行跟踪。在下一帧图像中, 以前一帧特定图像块 2 的中心点作为几何中心确定搜索区域 1, 在搜索区域 1 内搜索出与原特定图像块 2 相似度最大的图像块, 并将此相似度最大的图像块作为此帧的特定图像块 2, 实现两帧间特定图像块 2 的跟踪, 提取帧与帧之间特定图像块 2 的位移信息。重复上述跟踪步骤, 进行对特定图像块 2 的连续跟踪, 确定特定图像块 2 的运动轨迹信息, 并结合本方案所确定的时间参量, 实现对血流流速测算。

上述特定图像块 2 是在搜索区域 1 内选定的含有示踪剂 3 的图像区域(不包括初始帧); 上述对相似度最大的图像块是应用二维互相关原理进行确定的; 上述搜索区域 1 的搜索半径不大于局部血管理论最大血流流速 $V_{\max}$ 与帧频 f 的商; 上述的初始帧以及该帧内的特定图像块 2 可以是操作人员先直接选定时刻 t_0 , 并以该时刻的帧图像作为初始帧, 并在该帧内确定适于跟踪的中心点, 使所成的具有一定尺寸的图像区域内存在有示踪剂 3, 并以此图像区域作为初始帧的特定图像块 2。也可以先由操作人员确定特定图像块 2 的中心点, 并以此时刻标记为 t_A , 然后选定 t_0 ($t_0 \geq t_A$) 即初始帧的时刻; 上述关于时间参量一般是由初始帧与终止帧之间的时间信息来确定的。其中的终止帧可以是操作人员先直接选定时刻 t_D ($t_D > t_0$), 并以该时刻的帧图像作为终止帧。也可以先由操作人员确定特定图像块 2 在一段时间内必定经过的一个图像区域(如血管某一纵剖面), 并定义此区域为目标区域。当

特定图像块 2 到达目标区域时, 将此刻标记为 t_D ($t_D > t_0$), 即终止帧的时刻。如果 t_0 与 t_D 都是直接选定的, 则所述的时间参量可以直接是两者的差值。否则, 所述的时间参量即是初始帧到终止帧之间的图像帧数 N 与系统的帧频 f 的商。

下面以超声造影剂（微泡）作为示踪剂 3 为例, 以解释本发明结合超声成像原理的应用。

1、往血管中注入适量的超声造影剂, 对存在有超声造影剂的局部血管进行谐波成像。

2、用 SIUI APOGEE3500 彩色多普勒超声诊断仪获得血管纵切面的谐波图, 将超声仪的主机视频输出口直接接入采样及计算机系统获取序列图像。

3、待成像区域固定且图像稳定后启动采样系统, 选定特定图像块 2, 连续采样谐波图像 (B 超扫描仪的帧频为 30 帧 / 秒), 按照二维互相关算法处理。处理方法如下:

选定 t_0 时刻谐波图像 x 中的大小为 $L \times K$ 的特定图像块 2 (图 3), 以之为中心在 $t_0 + \frac{1}{f}$ 时刻的图像 Y 中的对应位置确定大小为 $2M \times 2G$ 的搜索区域 1, 计算该搜索区每个与特定图像块 2 等大小且相对于特定图像块 2 中心偏移量为 (m, n) 的区域之间的相关系数, 计算公式如下:

$$P_{m,n} = \frac{\sum_{i=1}^L \sum_{j=1}^K (X_{i,j} - \bar{X})(Y_{i+m,j+n} - \bar{Y})}{\left[\sum_{i=1}^L \sum_{j=1}^K (X_{i,j} - \bar{X})^2 (Y_{i,j} - \bar{Y})^2 \right]^{1/2}}$$

搜索区域 1 内互相关系数 $P_{m,n}$ 的最大值 $P_{\max}$ 一般为 0.935, 该搜索区域 1 内相关系数的最大值对应的图像块, 即为特定图像块 2 在图像 Y 中的相似度最大的图像块, 二者之间的连线即特定图像块 2 在 $\frac{1}{f}$ 时间内的位移值。重复跟踪步骤, 进行特定图像块 2 的连续跟踪, 直至选定的目标区域, 确定特定图像块 2 的运动轨迹信息, 并结合由相应的图像帧数所确定的时间参量, 实现对血流流速的测算, 计算如下:

$$\bar{V} = \frac{\sum_{i=0}^{N-2} S_i}{N-1} \times f$$

以上轨迹的跟踪, 公式的计算等处理皆在 Matlab 环境下编程实现。本发明通过对特定图像块 2 的连续跟踪, 确定特定图像块 2 的运动轨迹信息, 并结合本方案所确定的时间参量, 实现对血流流速的测算。

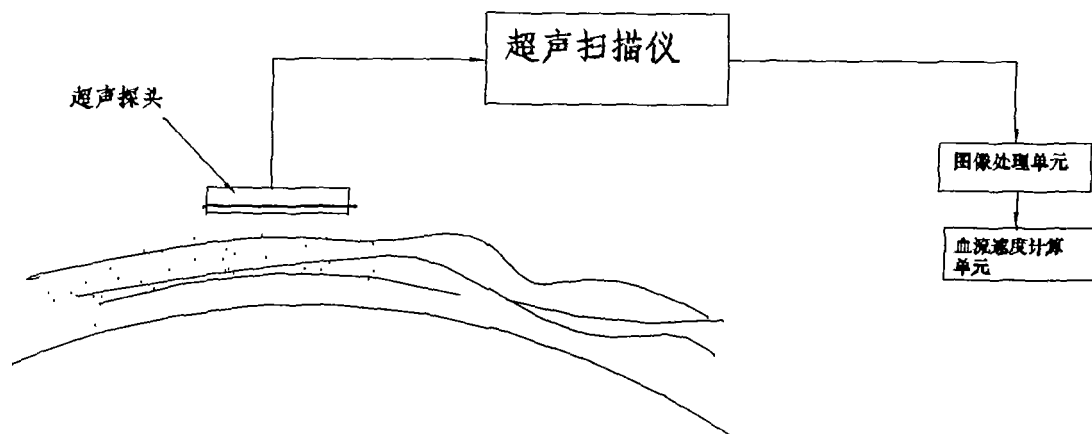


图1

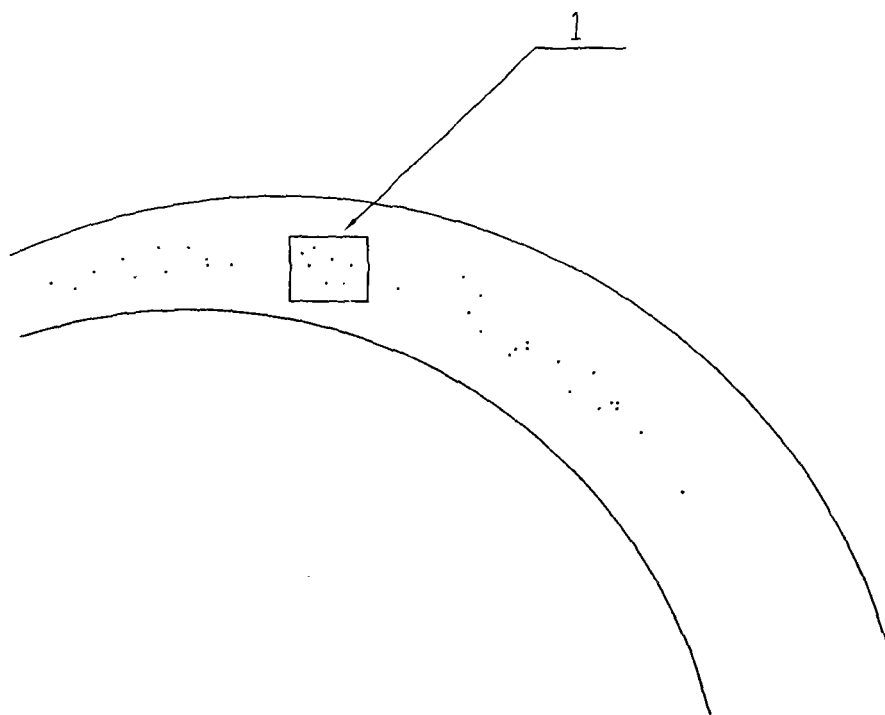


图2

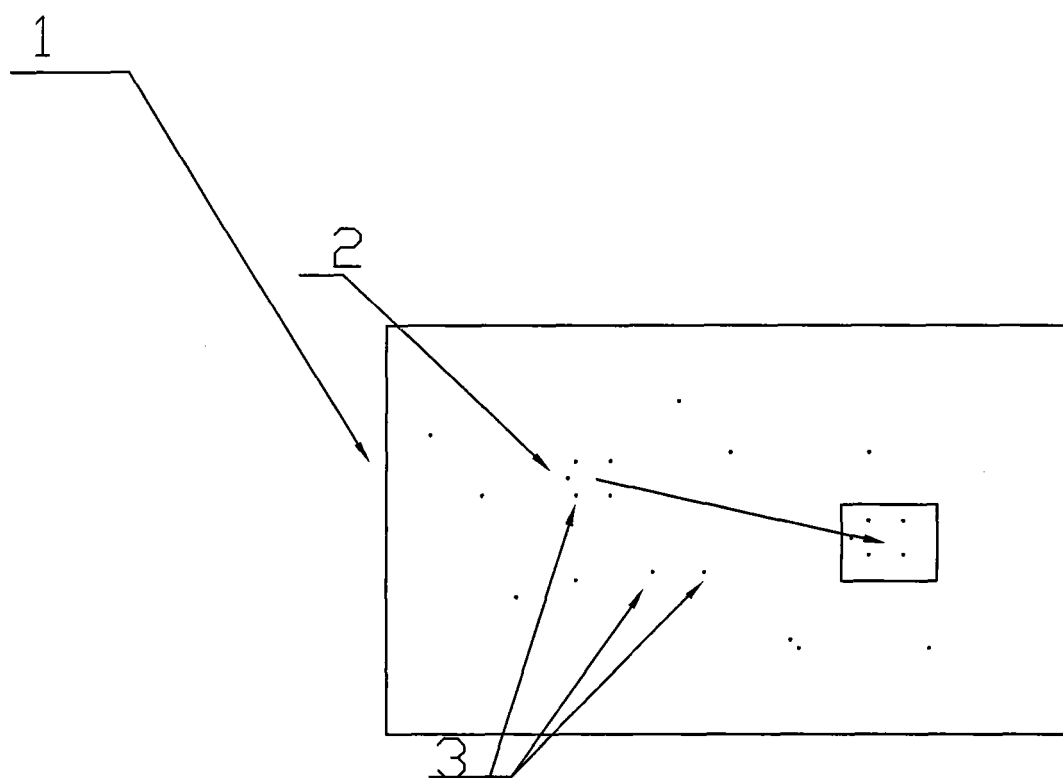


图3

专利名称(译)	一种直接测量血流流速的装置		
公开(公告)号	CN101647716A	公开(公告)日	2010-02-17
申请号	CN200910104788.X	申请日	2009-09-04
[标]申请(专利权)人(译)	重庆邮电大学		
申请(专利权)人(译)	重庆邮电大学		
当前申请(专利权)人(译)	重庆邮电大学		
[标]发明人	赵志强 赵德春 张汇泉 李章勇 王伟 陈家辉		
发明人	赵志强 赵德春 张汇泉 李章勇 王伟 陈家辉		
IPC分类号	A61B8/06		
其他公开文献	CN101647716B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种实现直接测量血流流速的装置，包括超声诊断仪，该超声诊断仪的主机视频输出口直接接入采样系统，图像处理单元和血流速度计算单元；由采样系统选定特定图像块(2)，连续采样谐波图像，图像处理单元按照二维互相关算法处理。使用该装置，首先对存在有示踪剂(3)的血管进行成像，并在所成图像中确定一个特定图像块(2)。在之后的过程中实现对该特定图像块(2)的连续跟踪，提取其相应的轨迹信息，并结合跟踪时所记录的图像帧数，实现对血流流速的直接测定。本方案通过帧与帧之间的特定图像块(2)的跟踪获取与间接参量无关的运动轨迹，从理论和方法上保证了检测的独立性，达到了直接测量血流流速的目的。

