



## (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109157247 A

(43)申请公布日 2019.01.08

(21)申请号 201810947631.2

(22)申请日 2018.08.20

(71)申请人 云南大学

地址 650091 云南省昆明市五华区翠湖北  
路2号

(72)发明人 何冰冰 张榆锋 武柯言 章克信  
陈建华 梁虹

(74)专利代理机构 昆明今威专利商标代理有限  
公司 53115

代理人 赛晓刚

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

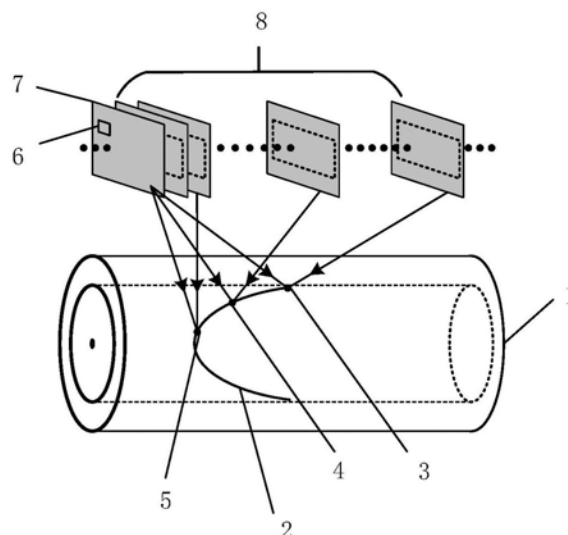
权利要求书1页 说明书5页 附图2页

### (54)发明名称

一种最优帧间隔追踪估计的超声血流速度  
场测量

### (57)摘要

本发明公开了一种最优帧间隔追踪估计的超声血流速度场测量方法,该方法根据血流散斑匹配度的下降程度为不同径向位置的血流估计选择不同的最优帧间隔。首先,在血管径向切面的超声图像时间序列中定义标准帧7,在标准帧中沿径向向血管腔定义多个待跟踪图像块6。同时,在标准帧的后续时刻定义多个待选帧8。然后,选择匹配度大于0.6的最大帧间隔为最优帧间隔。如图所示,血流速度越快最优帧间隔越大,血流速度越慢最优帧间隔越小。最后,使用最优帧间隔计算每个待跟踪图像块的速度,测量血流速度场。本发明能够精确测量靠近管壁的缓慢血流流速,最小化量化误差,使血流速度场的测量结果更准确,其结果优于现有的其他测量方法。



1. 一种最优帧间隔追踪估计的超声血流速度场测量方法,其特征在于,包括以下步骤:

1) 算法初始化:在血管径向切面的超声图像时间序列中定义标准帧,并在标准帧中沿径向血管腔选定W个对应血流的待跟踪图像块;在标准帧后续时刻,连续定义L个待选帧;以待跟踪图像块的像素坐标为跟踪中心,在待选帧中定义M×N的跟踪图像区;

2) 对于每个待跟踪图像块,遍历搜索每个待选帧的跟踪图像区,查找其匹配图像块。记录匹配图像块的像素坐标,并计算待跟踪图像块与其匹配图像块的匹配度,建立匹配度矩阵;

3) 对于每个待跟踪图像块,根据其匹配图像块的像素坐标,计算位移,建立位移矩阵;

4) 在匹配度矩阵中,自适应选择匹配度大于0.6的最大帧间隔作为最优帧间隔;

5) 基于每一个待跟踪图像块的最优帧间隔,在待选帧中确定最优帧,并在位移矩阵中确定待跟踪图像块的位移。根据估计帧间隔计算的时间和位移,计算每一个待跟踪图像块的速度,确定血流速度场。

2. 如权利要求1所述的一种最优帧间隔追踪估计的超声血流速度场测量,其特征在于,步骤2)中,匹配度如下,

$$MD = \frac{\sum_{x=1}^X \sum_{y=1}^Y (s(x,y) - \bar{s})(s'(x,y) - \bar{s}')}{\sqrt{\sum_{x=1}^X \sum_{y=1}^Y (s(x,y) - \bar{s})^2 \sum_{x=1}^X \sum_{y=1}^Y (s'(x,y) - \bar{s}')^2}} \quad (1)$$

其中,X×Y是待跟踪图像块的像素尺寸,s和s'分别是待跟踪图像块和在一个待选帧中其最匹配图像块的像素值矩阵,而 $\bar{s}$ 和 $\bar{s}'$ 分别是这两个图像块的像素平均值;

根据公式(2),将W个待跟踪图像块的W×L个匹配度以时间顺序存入匹配度矩阵,

$$MOMD(w, 1) = MD(w, 1) \quad (2)$$

其中,MOMD是匹配度矩阵,1≤w≤W是待跟踪图像块的径向序号,1≤l≤L是待选帧的时间序号,MD(w, 1)是第w个待跟踪图像块与其在第1个待选帧中的图像匹配块的匹配度。

3. 如权利要求1所述的一种最优帧间隔追踪估计的超声血流速度场测量,其特征在于,步骤3)中,根据匹配图像块的像素坐标计算待跟踪图像块的位移,

$$OD = \sqrt{a^2 + b^2} \quad (3)$$

其中,(a,b)是匹配图像块在跟踪图像区中的像素坐标,OD是待跟踪图像块的位移;

根据公式(4),将W个待跟踪图像块的W×L个位移以时间顺序存入位移矩阵,

$$MOD(w, 1) = OD(w, 1) \quad (4)$$

其中,1≤w≤W是待跟踪图像块的径向序号,1≤l≤L是待选帧的时间序号,OD(w, 1)是第w个待跟踪图像块在第1个待选帧中的位移。

4. 如权利要求1所述的最优帧间隔追踪估计的超声血流速度场测量,其特征在于,步骤4)中,不同径向位置的待跟踪图像块的速度不同,其匹配度随帧间隔增加的下降程度不同;

对于靠近管壁的缓慢血流,其待跟踪图像块的匹配度下降最慢,自适应选择的最优帧间隔最大;对于中速血流,其待跟踪图像块的匹配度下降较快,自适应选择最优帧间隔较小;对于管腔中心线上的快速血流,其待跟踪图像块的匹配度下降最快,自适应选择的最优帧间隔最小。

5. 如权利要求4所述的最优帧间隔追踪估计的超声血流速度场测量,其特征在于,所述设定自适应选择匹配度大于0.6的最大帧间隔作为最优帧间隔。

## 一种最优帧间隔追踪估计的超声血流速度场测量

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种最优帧间隔追踪估计的超声血流速度场测量方法,属生物医学工程检测领域。

### 背景技术

[0002] 血流速度场是指在血管腔的径向切面上血流速度的空间分布。血液流动过程中,由于与血管壁之间的摩擦力和其自身的黏性,在径向上分层流动,每层流速不同,管腔中心层的速度最大,趋向血管壁的位置,血流速度逐渐降低。在健康血管中,血流速度场呈抛物线型;在发生动脉粥样硬化的病变血管中,随着病程的发展血流速度场发生不同程度的畸变。另外,血流速度场还可用于计算剪切应力,速度剪切率和壁面剪切率等血流动力学参数。因此,准确测量血流速度场对心脑血管疾病的预防、早期诊断和监测具有重要意义。

[0003] 目前,临床上对血流速度场的测量方法中,超声检测技术因其无创性、低成本和精度高等优点被广泛使用。其主要分为两类,一类是基于多普勒效应的频域测速方法,通过计算血流回波信号的频移或相移来估计血流速度,例如连续多普勒、脉冲多普勒和彩色血流成像。这类测速方法具有计算速度快,准确度高等优点,但受到最大可检测速度的限制,具有角度依赖性。另一类是基于超声散斑的图像测速方法,该方法从连续两帧血流超声图像中测量血流速度场,其过程为:首先定义参考帧,在参考帧中选定核心图像块;其次,定义相邻第二帧图像为比较帧,在比较帧中定义核心图像块的搜索区域,在搜索区域中搜索与核心图像块最相似的图像块;其次,计算核心图像块在参考帧与比较帧的位移量;最后,该位移量除以参考帧到比较帧的时间,得到血流速度。在整个管腔的径向方向上,跟踪多个核心图像块,可以实现图像测速法对血流速度场的测量。但是,由于该方法受到血流速度层流特性、帧间超声散斑去相关性、最小可估计位移量等诸多干扰因素的限制,造成测量结果误差较大,尤其难以准确估计血流速度场中缓慢血流的速度。

[0004] 经文献检索,未发现与本发明技术方案相同的血流速度场测量方法的有关公开报道。

### 发明内容

[0005] 针对存在的问题,本发明提出一种最优帧间隔追踪估计的超声血流速度场测量方法,其目的在于为浅表动脉血管的血流速度场的估计提供一种最小化量化误差、可测量缓慢血流流速的高精度测量方法。

[0006] 本发明的目的在于克服现有血流速度场测量技术的不足,准确测量靠近血管壁的缓慢血流的流速,最小化量化误差,而提供一种最优帧间隔追踪估计的超声血流速度场测量方法。

[0007] 为实现上述目的,本发明采用如下的技术方案:

[0008] 一种最优帧间隔追踪估计的超声血流速度场测量方法,包括以下步骤:

[0009] 1) 算法初始化。包括以下步骤:首先,在血管径向切面的超声图像时间序列中随机

定义标准帧,并在标准帧中沿径向血管腔选定W个像素尺寸为X×Y的对应血流的区域,作为待跟踪图像块。然后,在标准帧后续时刻的超声图像时间序列中,连续定义L个待选帧。最后,以待跟踪图像块的像素坐标为跟踪中心,在待选帧中定义M×N的跟踪图像区,其中,M>X,N>Y。

[0010] 2) 计算匹配度 (Matched Degree, MD), 并建立匹配度矩阵 (Matrix of Matched Degree, MOMD)。包括以下步骤: 遍历搜索每个待选帧对应的跟踪图像区, 查找待跟踪图像块在当前待选帧中的匹配图像块, 记录其在跟踪图像区中的像素坐标 (a, b)。并如下计算待跟踪图像块与每个待选帧中的匹配图像块的匹配度,

$$[0011] \quad MD = \frac{\sum_{x=1}^X \sum_{y=1}^Y (s(x,y) - \bar{s})(s'(x,y) - \bar{s}')}{\sqrt{\sum_{x=1}^X \sum_{y=1}^Y (s(x,y) - \bar{s})^2 \sum_{x=1}^X \sum_{y=1}^Y (s'(x,y) - \bar{s}')^2}} \quad (5)$$

[0012] 其中, s和s'分别是待跟踪图像块和在一个待选帧中与其最匹配图像块的像素值矩阵, 而 $\bar{s}$ 和 $\bar{s}'$ 分别是这两个图像块的像素平均值。

[0013] 根据公式 (6), 将W个待跟踪图像块的W×L个匹配度以时间顺序存入MOMD,

$$[0014] \quad MOMD(w, 1) = MD(w, 1) \quad (6)$$

[0015] 其中,  $1 \leq w \leq W$  是待跟踪图像块的径向序号,  $1 \leq 1 \leq L$  是待选帧的时间序号, MD(w, 1) 是第w个待跟踪图像块与其在第1个待选帧中的图像匹配块的匹配度。

[0016] 3) 计算位移, 并建立位移矩阵 (Matrix of Displacement, MOD)。包括以下步骤: 根据公式 (7), 相对于待跟踪图像块的像素坐标, 计算每个待选帧中图像匹配块的像素偏移量, 作为当前待跟踪图像块在当前待选帧中的位移,

$$[0017] \quad OD = \sqrt{a^2 + b^2} \quad (7)$$

[0018] 根据公式 (8), 将W个待跟踪图像块的W×L个位移以时间顺序存入MOD,

$$[0019] \quad MOD(w, 1) = OD(w, 1) \quad (8)$$

[0020] 其中,  $1 \leq w \leq W$  是待跟踪图像块的径向序号,  $1 \leq 1 \leq L$  是待选帧的时间序号, OD(w, 1) 是第w个待跟踪图像块在第1个待选帧中的位移。

[0021] 4) 根据匹配阈值自适应选择最优帧间隔。包括以下步骤: 在MOMD中, 为每个待跟踪图像块自适应选择匹配度大于0.6的最大帧间隔作为最优帧间隔。

[0022] 5) 确定血流速度场。包括以下步骤: 首先, 基于已选择的最优帧间隔, 在待选帧中确定最优帧; 然后, 根据最优帧的时间序号, 在MOD中查找每个待跟踪图像块的位移; 最后, 根据公式 (9) 计算第w个待跟踪图像块的速度v(w), 以确定血流速度场,

$$[0023] \quad v(w) = \frac{OD(w)}{IF(w)} \times FR \quad (9)$$

[0024] 其中, IF(w) 是为第w个待跟踪图像块自适应选择的最优帧间隔, OD(w) 是根据IF(w) 确定的第w个待跟踪图像块的位移, FR是超声图像时间序列的帧频。

[0025] 与现有技术相比, 本发明具有如下的技术效果:

[0026] 1) 在超声图像中, 由于血流速度存在层流特性, 血流图像块的匹配度随着时间的增加而降低。对于缓慢血流来说, 自适应选择的最优帧间隔较大, 血流图像块的位移量增大, 大于最小可估计位移量, 使缓慢血流的速度被准确测量。

[0027] 2) 对于整个血流速度场来说, 自适应选择的最优帧间隔大于传统相邻帧间隔, 使不同速度的血流图像块的位移量不同程度地增加, 使估计血流速度场时受限于像素个数而

产生的量化误差最小化。

[0028] 本发明所用的超声图像序列的获取、匹配度的计算、利用图像测速法获得位移量和通过位移量除以时间获得速度测量值均为公开技术。

[0029] 本发明具有设计新颖、计算简单、血流速度场的测量准确度高等优点。

## 附图说明

[0030] 图1为本发明原理示意图。

[0031] 图2为本发明方法确定最优帧间隔示意图。

[0032] 图3为本发明最优帧间隔及传统相邻帧间隔血流速度场测量结果。

## 具体实施方式

[0033] 下面结合附图对本发明作进一步的详细说明。

[0034] 一种最优帧间隔追踪估计的超声血流速度场测量方法,包括以下步骤:

[0035] 1) 初始化。包括以下步骤:在算法初始化之前,如附图一所示,扫描血管1获取关于血流的超声图像序列。由于血流与血管壁的摩擦力和其粘滞性,血流速度场2在理论上呈抛物线,在靠近管壁的径向位置3上速度最慢,趋向管腔中心4速度逐渐增大,在管腔中心线5上速度最快。在超声图像时间序列中随机定义标准帧7,并在标准帧中沿血管径向选定 $W=30$ 个像素尺寸为 $X \times Y=10 \times 10$ 的对应血流的区域,作为待跟踪图像块6。然后,在标准帧后续时刻的超声图像时间序列中,连续定义 $L=9$ 个待选帧8。最后,以待跟踪图像块的像素坐标为跟踪中心,在待选帧中定义 $M \times N=10 \times 100$ 的跟踪图像区。

[0036] 2) 计算匹配度 (Matched Degree, MD), 并建立匹配度矩阵 (Matrix of Matched Degree, MOMD)。包括以下步骤:遍历搜索每个待选帧对应的跟踪图像区,查找待跟踪图像块在当前待选帧中的匹配图像块,记录其在跟踪图像区中的像素坐标 (a, b)。并根据公式 (10) 计算待跟踪图像块与每个待选帧中的匹配图像块的匹配度,

$$[0037] \quad MD = \frac{\sum_{x=1}^X \sum_{y=1}^Y (s(x,y) - \bar{s})(s'(x,y) - \bar{s}')}{\sqrt{\sum_{x=1}^X \sum_{y=1}^Y (s(x,y) - \bar{s})^2 \sum_{x=1}^X \sum_{y=1}^Y (s'(x,y) - \bar{s}')^2}} \quad (10)$$

[0038] 其中,  $s$  和  $s'$  分别是待跟踪图像块和在一个待选帧中与其最匹配图像块的像素值矩阵,而  $\bar{s}$  和  $\bar{s}'$  分别是这两个图像块的像素平均值。如附图二所示,由于血流速度场存在层流特性,待跟踪图像块的匹配度随着时间的增加,也就是估计帧间隔的增加而不同程度地下降。对于慢速待跟踪图像块,匹配度11下降较慢;对于中速待跟踪图像块,匹配度12下降较快;对于快速待跟踪图像块,匹配度13下降最快。

[0039] 根据公式 (11), 将  $W$  个待跟踪图像块的  $W \times L$  个匹配度以时间顺序存入 MOMD,

$$[0040] \quad MOMD(w, 1) = MD(w, 1) \quad (11)$$

[0041] 其中,  $1 \leq w \leq W$  是待跟踪图像块的径向序号,  $1 \leq l \leq L$  是待选帧的时间序号,  $MD(w, 1)$  是第  $w$  个待跟踪图像块与其在第 1 个待选帧中的图像匹配块的匹配度。

[0042] 3) 计算位移, 建立位移矩阵 (Matrix of Displacement, MOD)。包括以下步骤:根据公式 (12), 相对于待跟踪图像块的像素坐标, 计算每个待选帧中图像匹配块的像素偏移量, 作为当前待跟踪图像块在当前待选帧中的位移,

$$[0043] \quad OD = \sqrt{a^2 + b^2} \quad (12)$$

[0044] 根据公式 (13), 将W个待跟踪图像块的W×L个位移以时间顺序存入MOD,

$$[0045] \quad MOD(w, l) = OD(w, l) \quad (13)$$

[0046] 其中,  $1 \leq w \leq W$  是待跟踪图像块的径向序号,  $1 \leq l \leq L$  是待选帧的时间序号,  $OD(w, l)$  是第w个待跟踪图像块在第l个待选帧中的位移。

[0047] 4) 根据匹配阈值自适应选择最优帧间隔。包括以下步骤: 在MOD中, 为每个待跟踪图像块自适应选择匹配度大于0.6的最大帧间隔作为最优的估计帧间隔。如附图2所示, 在本算法中, 匹配阈值14为0.6, 其表示血流散斑的高度匹配。以缓慢、中速和快速三种不同速度的待跟踪图像块为例, 对于慢速待跟踪图像块, 匹配度大于0.6的最大帧间隔15为7, 故7为自适应选择的最优帧间隔, 这使该图像块的位移量增大到大于最小可估计位移量, 使缓慢血流的速度被准确测量; 对于中速待跟踪图像块, 由于速度增快匹配度的下降速度增加, 匹配度大于0.6的最大帧间隔16为5, 故5为自适应选择的最优帧间隔; 对于快速待跟踪图像块, 由于速度最快, 匹配度下降最快, 自适应选择的最优帧间隔17最小。对于中速和快速待跟踪图像块, 本发明基于匹配阈值自适应选择的最优帧间隔大于传统估计的相邻帧间隔, 使不同速度的血流图像块的位移量不同程度地增加, 使估计血流速度场时受限于像素个数而产生的量化误差最小化。

[0048] 5) 确定血流速度场。包括以下步骤: 首先, 基于已选择的最优帧间隔, 在待选帧中确定最优帧; 然后, 根据最优帧的时间序号, 在MOD中查找每个待跟踪图像块的位移; 最后, 根据公式 (14), 计算第w个待跟踪图像块的速度  $v(w)$ , 以确定血流速度场,

$$[0049] \quad v(w) = \frac{OD(w)}{IF(w)} \times FR. \quad (14)$$

[0050] 其中,  $IF(w)$  是为第w个待跟踪图像块自适应选择的最优帧间隔,  $OD(w)$  是根据  $IF(w)$  确定的第w个待跟踪图像块的位移,  $FR = 400\text{Hz}$  是超声图像时间序列的帧频。

[0051] 在附图3中, 给出了峰值流速为0.3m/s的理论血流速度场21, 并绘制了本发明测量的血流速度场22和使用相邻图像的传统测速方法的测量结果23。在靠近管壁的径向位置24上, 由于血流速度过慢, 血流散斑在相邻图像中的位移量小于一个像素的物理长度, 故传统方法无法测量其流速。在整个血流速度场中, 传统方法量化误差25较大, 本发明使量化误差最小化, 更贴合理论曲线。

[0052] 工作机理: 由于血流与血管壁1的摩擦力和其粘滞性, 血流速度场2在理论上呈抛物线型。在血管壁附近的径向位置3上血流速度最慢, 随着靠近管腔中心线4血流速度逐渐增大, 在管腔中心线5上血流速度最快。由于血流速度的层流特性, 在相邻两帧超声图像中, 不同径向位置的血流散斑匹配度的下降程度不同。为了准确测量血流速度场, 本发明根据血流散斑匹配度的下降程度为不同径向位置的血流估计选择不同的最优帧间隔。首先, 在血管径向切面的超声图像时间序列中定义标准帧7, 在标准帧中沿径向血管腔定义多个待跟踪图像块6。同时, 在标准帧的后续时刻定义多个待选帧8。然后, 选择匹配度大于0.6的最大帧间隔为最优帧间隔。如图所示, 血流速度越快最优帧间隔越大, 血流速度越慢最优帧间隔越小。最后, 使用最优帧间隔计算每个待跟踪图像块的速度, 测量血流速度场。本发明能够精确测量靠近管壁的缓慢血流流速, 最小化量化误差, 使血流速度场的测量结果更准确, 其结果优于现有的其他测量方法。综上所述, 本发明涉及一种最优帧间隔追踪估计的超声

血流速度场测量方法,提高了血流速度场的测量精度。

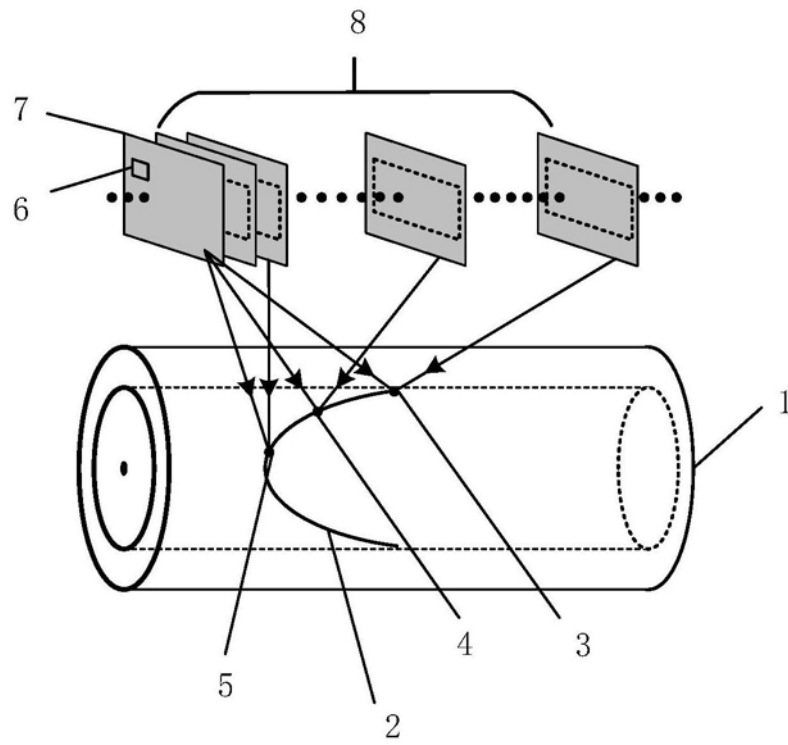


图1

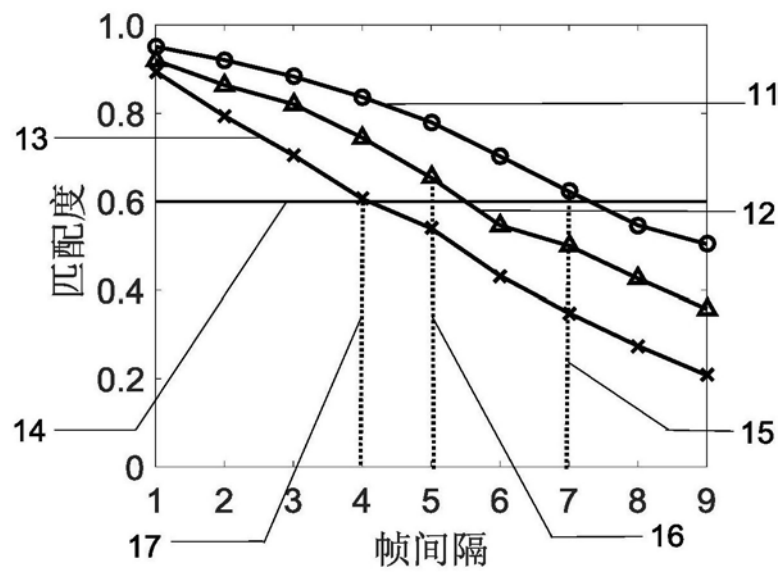


图2



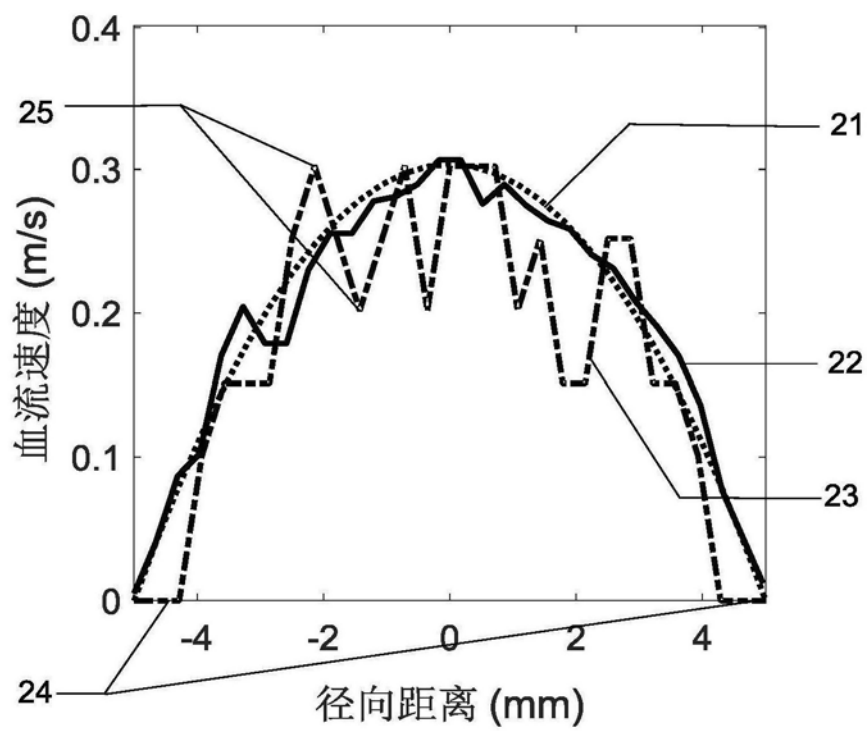


图3

专利名称(译)	一种最优帧间隔追踪估计的超声血流速度场测量		
公开(公告)号	<a href="#">CN109157247A</a>	公开(公告)日	2019-01-08
申请号	CN201810947631.2	申请日	2018-08-20
[标]申请(专利权)人(译)	云南大学		
申请(专利权)人(译)	云南大学		
当前申请(专利权)人(译)	云南大学		
[标]发明人	何冰冰 张榆锋 武柯言 章克信 陈建华 梁虹		
发明人	何冰冰 张榆锋 武柯言 章克信 陈建华 梁虹		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/5215		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

本发明公开了一种最优帧间隔追踪估计的超声血流速度场测量方法，该方法根据血流散斑匹配度的下降程度为不同径向位置的血流估计选择不同的最优帧间隔。首先，在血管径向切面的超声图像时间序列中定义标准帧7，在标准帧中沿径向血管腔定义多个待跟踪图像块6。同时，在标准帧的后续时刻定义多个待选帧8。然后，选择匹配度大于0.6的最大帧间隔为最优帧间隔。如图所示，血流速度越快最优帧间隔越大，血流速度越慢最优帧间隔越小。最后，使用最优帧间隔计算每个待跟踪图像块的速度，测量血流速度场。本发明能够精确测量靠近管壁的缓慢血流流速，最小量化误差，使血流速度场的测量结果更准确，其结果优于现有的其他测量方法。

