



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107495985 A

(43)申请公布日 2017.12.22

(21)申请号 201710737223.X

(22)申请日 2017.08.24

(71)申请人 清华大学

地址 100084 北京市海淀区北京市100084
信箱82分箱清华大学专利办公室

(72)发明人 胡金春 朱煜 尚恩垚 杜胜武
田畅 尹文生 张鸣

(74)专利代理机构 北京鸿元知识产权代理有限公司 11327

代理人 邸更岩

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

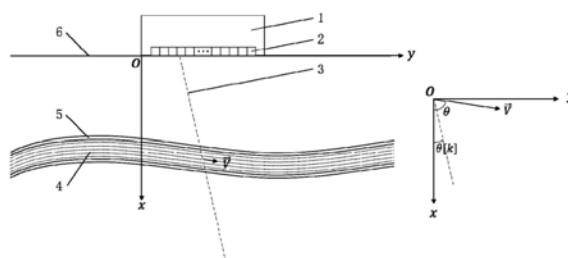
权利要求书1页 说明书5页 附图2页

(54)发明名称

一种基于超声多普勒原理的血流速度方向的测量方法

(57)摘要

一种基于超声多普勒原理的血流速度方向的测量方法,属于超声波检测技术领域。本发明利用多普勒效应的角度特性,设置探头中各阵元的发射和接收延时,使超声波束以不同的角度对目标区域进行测量;由回波信号的频率偏移量得到血流速度矢量在各角度方向上的速度分量,再依据最小二乘原理估算出血流速度的方向。与其他检测方法相比,此方法可以针对一个小区域单独进行测量,且充分利用各角度条件下的测量数据,测量精度高,具有抗干扰性、检测廉价、无创等优点。



1. 一种基于超声多普勒原理的血流速度方向的测量方法,其特征在于所述方法包括如下步骤:

1) 建立坐标系:以垂直于皮肤的方向为x轴、以平行于皮肤的方向为y轴,在目标区域建立平面直角坐标系0-xy;目标区域的血流速度矢量记为 \vec{v} , \vec{v} 在坐标系0-xy内与x轴的夹角记为 θ , θ 即为血流速度方向。

2) 超声波束对目标区域进行多角度测量:采用多阵元探头,探头中相邻阵元之间的距离记为p;超声波束在人体内的传播速度记为常数c;在超声波束可偏转的角度极限内,选取超声波束与x轴的夹角 $\theta[0], \theta[1], \dots, \theta[k], \dots, \theta[N-1]$,其中N为测量的总次数,k为序号, $k=0,1,\dots,N-1$;设置各阵元发射和接收的延迟时间,使相邻阵元的延迟时间相差 $\frac{p \sin \theta[k]}{c}$,

那么合成的超声波束会以角度 $\theta[k]$ 发射和接收;

3) 计算各角度对应的频率偏移量:测得的回波信号通过频谱分析仪或经过傅里叶变换,从时域变换到频域;选取回波信号在频域的中心频率,该频率与发射信号频率相减,即为频率偏移量;由回波信号计算各角度对应的频率偏移量,将N次测量的回波频率偏移量分别记为 $f_d[0], f_d[1], \dots, f_d[k], \dots, f_d[N-1]$;

4) 依据最小二乘原理估算血流速度的方向:血流速度方向 θ 的估计值记为 $\hat{\theta}$,依据最小二乘原理计算 $\hat{\theta}$:

$$\hat{\theta} = \operatorname{arccot} \frac{\sum_{k=0}^{N-1} \sin^2 \theta[k] \cdot \sum_{k=0}^{N-1} f_d[k] \cos \theta[k] - \sum_{k=0}^{N-1} \sin \theta[k] \cos \theta[k] \cdot \sum_{k=0}^{N-1} f_d[k] \sin \theta[k]}{-\sum_{k=0}^{N-1} \cos \theta[k] \sin \theta[k] \cdot \sum_{k=0}^{N-1} f_d[k] \cos \theta[k] + \sum_{k=0}^{N-1} \cos^2 \theta[k] \cdot \sum_{k=0}^{N-1} f_d[k] \sin \theta[k]}。$$

一种基于超声多普勒原理的血流速度方向的测量方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种基于超声多普勒原理的血流速度方向的测量方法,具体地说,涉及一种人体血流速度的检测方法,属于超声波检测技术领域。

背景技术

[0002] 血液流速反映了人体新陈代谢水平和血液循环系统功能。高血压、血栓、动脉粥样硬化等心血管疾病患者在病变处的血液流速往往存在异常。血液流速的检测可以为医生诊断病情提供重要依据。

[0003] 血流速度方向的测量是血液流速检测的重要内容。对于血液流速的检测,超声多普勒测速法已广泛应用于医疗彩超设备。相比于光学多普勒测速法、图象测速法、生物电阻抗法等,超声多普勒测速法具有廉价、无创、检测深度大等优点。超声多普勒效应是指超声波源与被观测物之间相对运动使回波产生频率偏移的物理现象。由于血液流速(一般低于10m/s)远低于超声波速(1540m/s量级),回波的频率偏移量与相对运动在声波传播方向上的速度分量具有线性关系。利用此线性关系,通过检测回波的频率偏移量,可测得血流速度在声波传播方向上的速度分量,该速度分量可以进行彩色编码显示或转化为音频输出。由于速度分量与速度的大小和角度都有关,当角度变化时,该速度分量并不能全面、准确地体现速度的大小。实际上,血流速度也并不总是平行于皮肤表面或保持固定角度。由回波的频率偏移量可测得血流速度的分量,如果能再准确测出超声波与血流速度之间的角度,就可以计算出血流速度的大小。

[0004] 传统测量血流速度方向的方法主要是对人体组织进行成像,由图像处理得到的血管边缘来估计速度方向。这种方法虽然形象直观,但是血流速度并不总是平行于血管壁;对于感兴趣的测量区域,需要结合区域附近整体的图像信息才能处理;为增强图像,往往还需要向人体注射显影剂。文献(Tortoli P,Dallai A,Boni E,et al.An automatic angle tracking procedure for feasible vector Doppler blood velocity measurements.[J].Ultrasound in Medicine&Biology,2010,36(3):488-496.)提出了一种自动跟踪血流速度方向的超声检测方法。由多普勒测速原理可知,当超声波束垂直于血流速度时,回波频率偏移量为零。该方法自动调整参考波束的角度,直到回波频率偏移量低于阈值;这时与参考波束垂直的方向即为血流速度的方向,从而实现速度方向的自动跟踪;在确定血流速度的方向后,用第二个波束检测血液流速。这种查找的方法只利用了垂直于血流速度方向附近的少数测量数据,抗干扰性差;超声波束可偏转的角度存在极限,在可偏转的角度极限内可能都无法找到垂直于血流速度的方向。

[0005] 综上所述,图像处理法需结合区域附近整体的图像信息,且需向人体注射显影剂;查找法只利用了少数测量数据,且不能保证血流速度的方向在查找范围内。

发明内容

[0006] 本发明的目的是针对现有技术存在的步骤和缺陷,提供一种基于超声多普勒原理

的血流速度方向的测量方法,使其不仅具有抗干扰性强、廉价、无创等优点,且可充分利用各角度条件下的测量数据,提高测量精度。

[0007] 本发明的技术方案如下:

[0008] 1) 建立坐标系:以垂直于皮肤的方向为x轴、以平行于皮肤的方向为y轴,在目标区域建立平面直角坐标系0-xy;目标区域的血流速度矢量记为 \vec{v} , \vec{v} 在坐标系0-xy内与x轴的夹角记为 θ , θ 即为血流速度方向。

[0009] 2) 超声波束对目标区域进行多角度测量:采用多阵元探头,探头中相邻阵元之间的距离记为p;超声波束在人体内的传播速度记为常数c;在超声波束可偏转的角度极限内,选取超声波束与x轴的夹角 $\theta[0], \theta[1], \dots, \theta[k], \dots, \theta[N-1]$,其中N为测量的总次数,k为序号, $k=0, 1, \dots, N-1$;设置各阵元发射和接收的延迟时间,使相邻阵元的延迟时间相差 $\frac{p \sin \theta[k]}{c}$,那么合成的超声波束会以角度 $\theta[k]$ 发射和接收;

[0010] 3) 计算各角度对应的频率偏移量:测得的回波信号通过频谱分析仪或经过傅里叶变换,从时域变换到频域;选取回波信号在频域的中心频率,该频率与发射信号频率相减,即为频率偏移量;由回波信号计算各角度对应的频率偏移量,将N次测量的回波频率偏移量分别记为 $f_d[0], f_d[1], \dots, f_d[k], \dots, f_d[N-1]$;

[0011] 4) 依据最小二乘原理估算血流速度的方向:血流速度方向 θ 的估计值记为 $\hat{\theta}$,依据最小二乘原理计算 $\hat{\theta}$:

$$[0012] \quad \hat{\theta} = \arccot \frac{\sum_{k=0}^{N-1} \sin^2 \theta[k] \cdot \sum_{k=0}^{N-1} f_d[k] \cos \theta[k] - \sum_{k=0}^{N-1} \sin \theta[k] \cos \theta[k] \cdot \sum_{k=0}^{N-1} f_d[k] \sin \theta[k]}{-\sum_{k=0}^{N-1} \cos \theta[k] \sin \theta[k] \cdot \sum_{k=0}^{N-1} f_d[k] \cos \theta[k] + \sum_{k=0}^{N-1} \cos^2 \theta[k] \cdot \sum_{k=0}^{N-1} f_d[k] \sin \theta[k]}。$$

[0013] 本发明所述方法利用多普勒效应的角度特性,对目标区域进行多角度测量,由回波频率偏移量得到血流速度在各角度方向上的速度分量,再依据最小二乘原理估算血流速度的方向。本发明与现有技术相比,具有以下优点及突出性的技术效果:可以针对一个小区域单独进行测量;充分利用了各角度条件下的测量数据,测量精度高,具有抗干扰性、检测廉价、无创的优点。

附图说明

[0014] 图1是超声波束对目标区域进行测量的示意图。

[0015] 图2是通过设置探头中各阵元的延时使超声波束发生定角度偏转的示意图。

[0016] 图3是本发明所述方法的流程图。

[0017] 图中,1-超声探头;2-超声探头内的阵元;3-超声波束;4-血液;5-血管壁;6-皮肤。

具体实施方式

[0018] 下面结合附图对本发明的具体实施方式进行描述。如图1所示,超声探头靠紧皮肤;在超声探头的阵元上施加交变电压,使其振动产生超声波束;超声波束在人体内传播,遇到血液中的红细胞发生散射;返回的散射信号会激励阵元产生与其对应的电压。该回波信号的频率偏移量与血流速度分量呈线性关系,测得在不同角度方向上的回波频率偏移

量,依据最小二乘原理估算血流速度的方向。

[0019] 1) 建立坐标系。以垂直于皮肤的方向为x轴、以平行于皮肤的方向为y轴,在目标区域建立平面直角坐标系0-xy。建立坐标系主要是为了方便描述速度矢量的方向,所以坐标原点0的选取并不重要。目标区域的血流速度矢量记为 \vec{v} , \vec{v} 在坐标系0-xy内的角度记为 θ , \vec{v} 的大小记为V。这里所说的血流速度方向是指在二维扫查面内速度矢量的角度,而不是指方向的正反。

[0020] 2) 对目标区域进行多角度测量:超声波束在坐标系0-xy内的角度分别记为 $\theta[0], \theta[1], \dots, \theta[N-1]$,其中N为测量的总次数。受限于探头的物理尺寸以及与测量区域的相对位置,超声波束难以实现大角度范围的偏转,所以 $\theta[0], \theta[1], \dots, \theta[N-1]$ 的选取需要在超声波束可偏转的角度极限内。如图2所示,采用多阵元探头,这类探头包含多个等间距的阵元,相邻阵元之间的距离记为p。超声波束在人体内的传播速度记为常数c。设置各阵元发射信号的延迟时间,使相邻阵元的延迟时间相差 $\frac{p \sin \theta[k]}{c}$,各延迟时间组成等差数列。那么,各阵元发出的超声波就会在空间中相互叠加,超声波叠加后的波前会偏转角度 $\theta[k]$ 。也就是说,合成的超声波束会以角度 $\theta[k]$ 发射;接收延时与发射延时的设置方式相同,从而实现超声波束的定角度偏转。

[0021] 3) 计算各角度对应的频率偏移量。测得的回波信号通过频谱分析仪或经过傅里叶变换,从时域变换到频域;选取回波信号在频域的中心频率,该频率与发射信号频率相减,即为频率偏移量;由回波信号计算各角度对应的频率偏移量,这N次测量的回波频率偏移量分别记为 $f_d[0], f_d[1], \dots, f_d[N-1]$;

[0022] 4) 依据最小二乘原理估算血流速度的方向

[0023] 由多普勒效应可知,血流速度分量的测量值与回波频率偏移量呈线性关系:

$$[0024] \quad v[k] = \frac{c}{2f_0} f_d[k] \quad (1)$$

[0025] 式中,k为测量序号, $k=0, 1, 2, \dots, N-1$; $f_d[k]$ 为第k次测量的回波频率偏移量, $v[k]$ 为相应的血流速度分量的测量值;c为超声波束在人体内的传播速度; f_0 为发射信号频率。

[0026] 考虑到测量误差的存在,血流速度分量的测量值 $v[k]$ 还可以写成如下形式:

$$[0027] \quad \begin{aligned} v[k] &= V \cos(\theta - \theta[k]) + \varepsilon[k] \\ &= V \cos \theta \cdot \cos \theta[k] + V \sin \theta \cdot \sin \theta[k] + \varepsilon[k] \\ &= (\cos \theta[k] \quad \sin \theta[k]) \cdot \begin{pmatrix} V \cos \theta \\ V \sin \theta \end{pmatrix} + \varepsilon[k] \end{aligned} \quad (2)$$

[0028] 式中, $v[k]$ 为测量值, $V \cos(\theta - \theta[k])$ 为实际值, $\varepsilon[k]$ 为测量误差;

[0029] 式(2)中的k分别取 $0, 1, 2, \dots, N-1$,就可以得到N个等式,将这N个等式写成矩阵形式:

$$[0030] \quad \begin{pmatrix} v[0] \\ v[1] \\ \vdots \\ v[N-1] \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\theta[0] & \sin\theta[0] \\ \cos\theta[1] & \sin\theta[1] \\ \vdots & \vdots \\ \cos\theta[N-1] & \sin\theta[N-1] \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} V \cos\theta \\ V \sin\theta \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \varepsilon[0] \\ \varepsilon[1] \\ \vdots \\ \varepsilon[N-1] \end{pmatrix} \quad (3)$$

$$[0031] \quad \text{为公式表达简洁,引入中间量H和u。定义 } H = \begin{pmatrix} \cos\theta[0] & \sin\theta[0] \\ \cos\theta[1] & \sin\theta[1] \\ \vdots & \vdots \\ \cos\theta[N-1] & \sin\theta[N-1] \end{pmatrix}, u = \begin{pmatrix} V \cos\theta \\ V \sin\theta \end{pmatrix}。$$

[0032] 下面分析矩阵 $H^T H$ 是否可逆,其中矩阵 H^T 是矩阵H的转置。矩阵 $H^T H$:

$$[0033] \quad H^T H = \begin{bmatrix} \sum_{k=0}^{N-1} \cos^2 \theta[k] & \sum_{k=0}^{N-1} \cos\theta[k] \sin\theta[k] \\ \sum_{k=0}^{N-1} \sin\theta[k] \cos\theta[k] & \sum_{k=0}^{N-1} \sin^2 \theta[k] \end{bmatrix} \quad (4)$$

[0034] $H^T H$ 的行列式值:

$$[0035] \quad |H^T H| = \sum_{k=0}^{N-1} \cos^2 \theta[k] \cdot \sum_{k=0}^{N-1} \sin^2 \theta[k] - \left(\sum_{k=0}^{N-1} \cos\theta[k] \sin\theta[k] \right)^2 \quad (5)$$

[0036] 由柯西不等式可知, $|H^T H| \geq 0$; 当且仅当 $\frac{\cos\theta[0]}{\sin\theta[0]} = \frac{\cos\theta[1]}{\sin\theta[1]} = \dots = \frac{\cos\theta[N-1]}{\sin\theta[N-1]}$ 时, 不等式取等号。考虑到 $\theta[0], \theta[1], \dots, \theta[N-1]$ 不全相等, 因而取等号条件不满足; 所以, $|H^T H| > 0$, $H^T H$ 可逆, 矩阵 $H^T H$ 的逆矩阵:

$$[0037] \quad (H^T H)^{-1} = \frac{1}{|H^T H|} \begin{bmatrix} \sum_{k=0}^{N-1} \sin^2 \theta[k] & -\sum_{k=0}^{N-1} \sin\theta[k] \cos\theta[k] \\ -\sum_{k=0}^{N-1} \cos\theta[k] \sin\theta[k] & \sum_{k=0}^{N-1} \cos^2 \theta[k] \end{bmatrix} \quad (6)$$

[0038] 假设 $\varepsilon[0], \varepsilon[1], \dots, \varepsilon[N-1]$ 是相互独立的高斯白噪声, 即 $\varepsilon[k] \sim N(0, \sigma^2)$, 那么依据最小二乘原理, 参数u的估计值 \hat{u} 为:

$$[0039] \quad \hat{u} = (H^T H)^{-1} H^T \cdot \begin{pmatrix} v[0] \\ v[1] \\ \vdots \\ v[N-1] \end{pmatrix} \quad (7)$$

$$= \frac{1}{|H^T H|} \begin{bmatrix} \sum_{k=0}^{N-1} \sin^2 \theta[k] \cdot \sum_{k=0}^{N-1} v[k] \cos\theta[k] - \sum_{k=0}^{N-1} \sin\theta[k] \cos\theta[k] \cdot \sum_{k=0}^{N-1} v[k] \sin\theta[k] \\ -\sum_{k=0}^{N-1} \cos\theta[k] \sin\theta[k] \cdot \sum_{k=0}^{N-1} v[k] \cos\theta[k] + \sum_{k=0}^{N-1} \cos^2 \theta[k] \cdot \sum_{k=0}^{N-1} v[k] \sin\theta[k] \end{bmatrix}$$

[0040] 式中, 矩阵 H^T 为矩阵H的转置; $(H^T H)^{-1}$ 为矩阵 $H^T H$ 的逆矩阵; $|H^T H|$ 为 $H^T H$ 的行列式值。

[0041] 因为 $u = \begin{pmatrix} V \cos\theta \\ V \sin\theta \end{pmatrix}$, 所以参数 θ 的估计值 $\hat{\theta}$ 为:

$$[0042] \quad \hat{\theta} = \operatorname{arccot} \frac{\sum_{k=0}^{N-1} \sin^2 \theta[k] \cdot \sum_{k=0}^{N-1} v[k] \cos \theta[k] - \sum_{k=0}^{N-1} \sin \theta[k] \cos \theta[k] \cdot \sum_{k=0}^{N-1} v[k] \sin \theta[k]}{-\sum_{k=0}^{N-1} \cos \theta[k] \sin \theta[k] \cdot \sum_{k=0}^{N-1} v[k] \cos \theta[k] + \sum_{k=0}^{N-1} \cos^2 \theta[k] \cdot \sum_{k=0}^{N-1} v[k] \sin \theta[k]} \quad (8)$$

[0043] 由式(1)可知, $v[k]$ 与 $f_d[k]$ 呈线性关系, 所以式(8)也可以写为:

$$[0044] \quad \hat{\theta} = \operatorname{arccot} \frac{\sum_{k=0}^{N-1} \sin^2 \theta[k] \cdot \sum_{k=0}^{N-1} f_d[k] \cos \theta[k] - \sum_{k=0}^{N-1} \sin \theta[k] \cos \theta[k] \cdot \sum_{k=0}^{N-1} f_d[k] \sin \theta[k]}{-\sum_{k=0}^{N-1} \cos \theta[k] \sin \theta[k] \cdot \sum_{k=0}^{N-1} f_d[k] \cos \theta[k] + \sum_{k=0}^{N-1} \cos^2 \theta[k] \cdot \sum_{k=0}^{N-1} f_d[k] \sin \theta[k]} \quad (9)$$

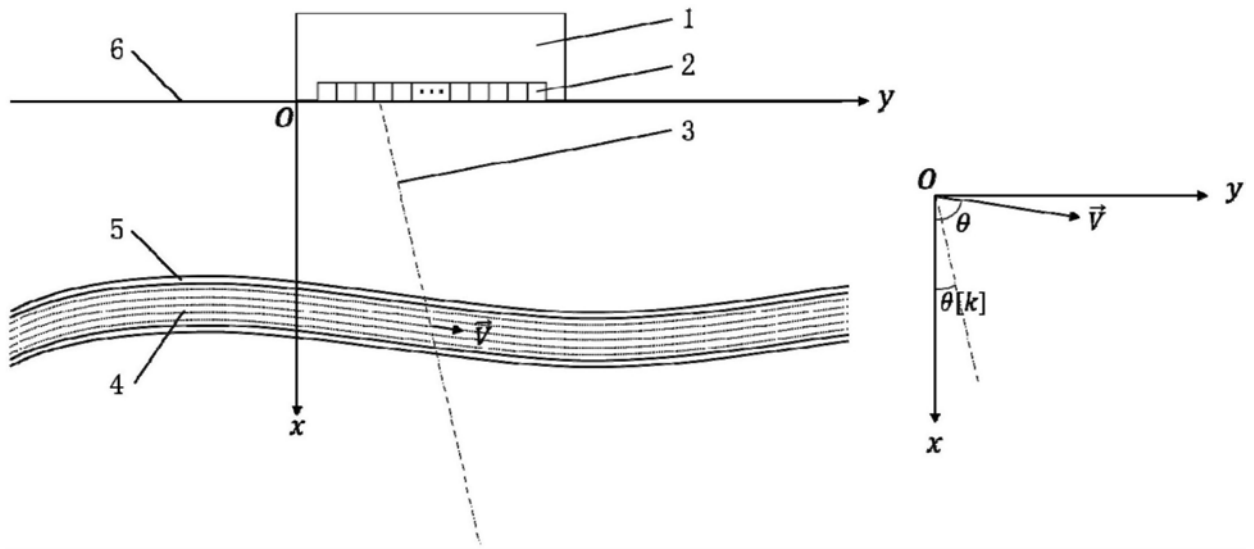


图1

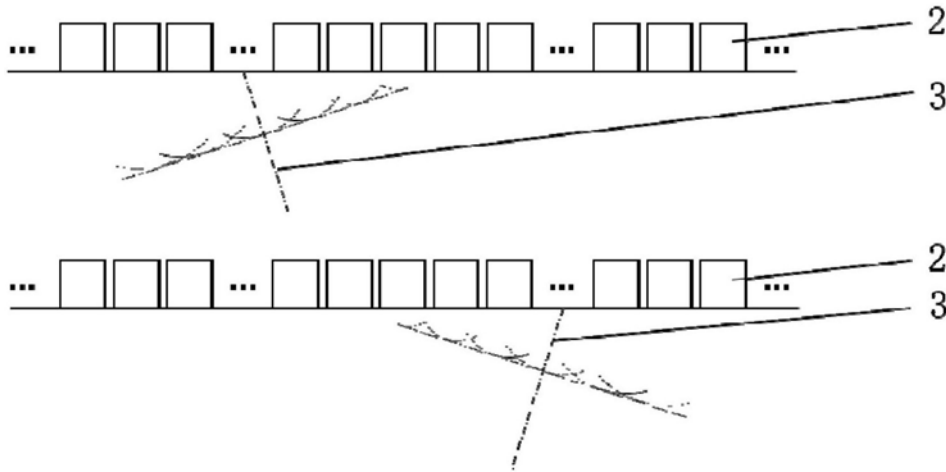


图2

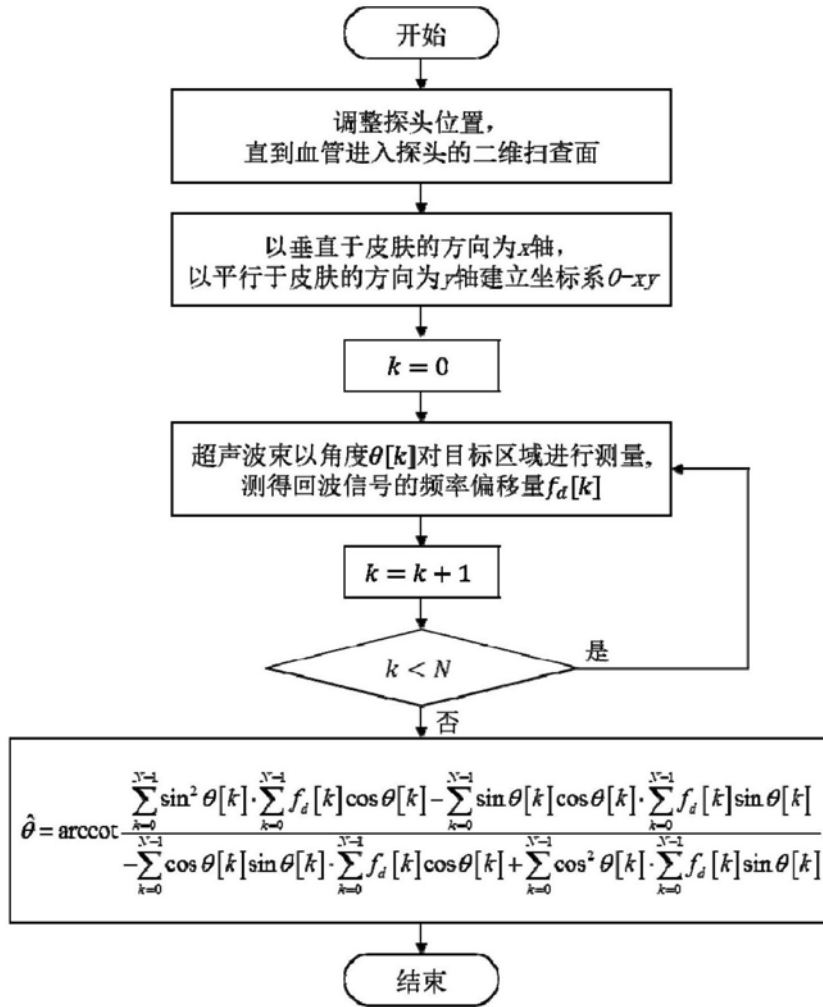


图3

专利名称(译)	一种基于超声多普勒原理的血流速度方向的测量方法		
公开(公告)号	CN107495985A	公开(公告)日	2017-12-22
申请号	CN2017110737223.X	申请日	2017-08-24
[标]申请(专利权)人(译)	清华大学		
申请(专利权)人(译)	清华大学		
当前申请(专利权)人(译)	清华大学		
[标]发明人	胡金春 朱煜 尚恩垚 杜胜武 田畅 尹文生 张鸣		
发明人	胡金春 朱煜 尚恩垚 杜胜武 田畅 尹文生 张鸣		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/00		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种基于超声多普勒原理的血流速度方向的测量方法，属于超声波检测技术领域。本发明利用多普勒效应的角度特性，设置探头中各阵元的发射和接收延时，使超声波束以不同的角度对目标区域进行测量；由回波信号的频率偏移量得到血流速度矢量在各角度方向上的速度分量，再依据最小二乘原理估算出血流速度的方向。与其他检测方法相比，此方法可以针对一个小区域单独进行测量，且充分利用各角度条件下的测量数据，测量精度高，具有抗干扰性、检测廉价、无创等优点。

