



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103690194 A

(43) 申请公布日 2014. 04. 02

(21) 申请号 201310695876. 8

(22) 申请日 2013. 12. 17

(71) 申请人 中国科学院深圳先进技术研究院

地址 518055 广东省深圳市南山区西丽大学
城学苑大道 1068 号

(72) 发明人 肖杨 郑海荣 张雪 牛丽丽
王丛知

(74) 专利代理机构 广州华进联合专利商标代理
有限公司 44224

代理人 吴平

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006. 01)

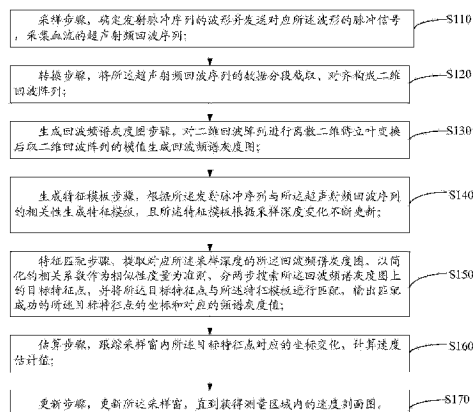
权利要求书3页 说明书11页 附图4页

(54) 发明名称

基于宽带信号的血流流速估计方法和系统

(57) 摘要

一种基于宽带信号的血流流速估计方法,包括:确定发射脉冲序列的波形并发送对应波形的脉冲信号;采集血流的超声射频回波序列,将回波序列分段截取、对齐构成二维回波阵列;并进行离散二维傅立叶变换后生成频谱灰度图;根据发射脉冲序列与回波序列的相关性生成特征模板,特征模板不断更新;提取对应采样深度的频谱灰度图,以相关系数作为相似性度量准则,分两步搜索频谱灰度图上的目标特征点,并将目标特征点与特征模板进行匹配,输出匹配成功的目标特征点的坐标和对应的频谱灰度值;跟踪目标特征点对应的坐标变化,计算速度估计值;更新采样窗,获得测量区域内的速度剖面图。还提供一种对应的系统。上述方法和系统精准性和有效性均较高。



1. 一种基于宽带信号的血流流速估计方法,其特征在于,包括:

采样步骤,确定发射脉冲序列的波形并发送对应所述波形的脉冲信号,采集血流的超声射频回波序列;

转换步骤,将所述超声射频回波序列的数据分段截取、对齐构成二维回波阵列;

生成回波频谱灰度图步骤,对所述二维回波阵列进行离散二维傅立叶变换后取所述二维回波阵列的模值生成回波频谱灰度图;

生成特征模板步骤,根据所述发射脉冲序列与所述超声射频回波序列的相关性生成特征模板,且所述特征模板根据采样深度变化不断更新;

特征匹配步骤,提取对应所述采样深度的所述回波频谱灰度图,以简化的相关系数作为相似性度量准则,分两步搜索所述回波频谱灰度图上的目标特征点,并将所述目标特征点与所述特征模板进行匹配,输出匹配成功的所述目标特征点的坐标和对应的频谱灰度值;

估算步骤,跟踪采样窗内所述目标特征点对应的坐标变化,计算速度估计值;

更新步骤,更新所述采样窗,直到获得测量区域内的速度剖面图。

2. 根据权利要求1所述的基于宽带信号的血流流速估计方法,其特征在于,在所述采样步骤中,通过重复发送所述脉冲信号获取一维的所述超声射频回波序列,其中,单次发射的所述脉冲信号的表达式为:

$$s_0(t) = \cos(2\pi f_0 t) \exp\left(\frac{-t^2}{2\sigma_t^2}\right) \quad (1)$$

其中, f_0 为所述单次发射的所述脉冲信号的中心频率, σ_t 为所述脉冲信号的与脉冲持续时间相关的时间常数;所述 σ_t 值越小,则所述脉冲信号的频带越宽。

3. 根据权利要求2所述的基于宽带信号的血流流速估计方法,其特征在于,所述重复发射的所述脉冲信号的表达式为:

$$s(t) = s_0(t) \otimes \sum_l \delta(t - lT) = \sum_l s_0(t - lT) \quad (2)$$

1 表示所述脉冲信号的发送次数, T 表示重复发射所述脉冲信号的间隔时间。

4. 根据权利要求1所述的基于宽带信号的血流流速估计方法,其特征在于,将所述脉冲信号的路径区域划分成多个采样单元,且根据采样时窗的长度和所述脉冲信号的宽度确定所述多个采样单元的采样容积,第 k 个所述采样单元的所述超声射频回波序列的表达式为

$$r(t) = \sum_k A_k s_0\left(t - 2t_k - \frac{2lTv_k}{c} - lT\right) \quad (3)$$

A_k 表示所述第 k 个所述采样单元的衰减系数,且 $A_k < 1$; c 表示人体内的声速, t_k 表示发射所述脉冲信号到达所述第 k 个所述采样单元所用的时间。

5. 根据权利要求4所述的基于宽带信号的血流流速估计方法,其特征在于,在所述转换步骤中,获得的所述二维回波阵列的表达式为:

$$r(t_1, t_2) = A_k s_0(t_1 - \frac{2v_k t_2}{c}) \quad (4)$$

t_1 表示超声探察的深度, t_2 与重复发射所述脉冲信号的间隔时间相关。

6. 根据权利要求 5 所述的基于宽带信号的血流流速估计方法, 其特征在于, 在所述生成回波频谱灰度图步骤中, 对所述二维回波阵列进行离散二维傅立叶变换的得到:

$$F(f_1, f_2) = \int \int r(t_1, t_2) \exp(-j2\pi f_1 t_1) \exp(-j2\pi f_2 t_2) dt_1 dt_2 \quad (5)$$

f_1 表示信号频率, f_2 表示多普勒频移, 取所述式 (4) 中 $t_2=0$, 得到的脉冲信号 $r_0(t_1)$, 采用 $F_s(f_1)$ 表示 $s_0(t_1)$ 的一维傅立叶变换, 并采用 $F_0(f_1)$ 表示 $r_0(t_1)$ 的一维傅立叶变换, 则

$$F_0(f_1) = \int r_0(t_1) \exp(-j2\pi f_1 t_1) dt_1 = A_k F_s(f_1) \quad (6)$$

采用所述 $r_0(t_1)$ 表示所述 $r(t_1, t_2)$, 则

$$r(t_1, t_2) = r_0(t_1 - \frac{2v_k t_2}{c}) \quad (7)$$

根据傅立叶变换的性质获得:

$$F(f_1, f_2) = F_0(f_1) \int \exp(-j2\pi(f_2 + \frac{2v_k f_1}{c})t_2) dt_2 = A_k F_s(f_1) \delta(f_2 + \frac{2v_k f_1}{c}) \quad (8)$$

取所述 $F(f_1, f_2)$ 的模值得到所述回波频谱灰度图。

7. 根据权利要求 1 所述的基于宽带信号的血流流速估计方法, 其特征在于,

在所述生成特征模板步骤中, 采集 A 个连续发射的所述脉冲信号, 重复频率为 f_p , 每个所述脉冲信号加窗后提取 B 个采样数据 $x(b, a)$, 采样频率为 f_s , 对 $A \times B$ 个数据做零插值的离散二维傅立叶变换得:

$$X(u, v) = \sum_{a=0}^{A-1} \sum_{b=0}^{B-1} x(b, a) \exp(-j2\pi bu/B) \exp(-j2\pi av/A) = F_s(u) P(u, v) \delta(v) \quad (9)$$

$$(u=0, 1, L, B'-1, v=0, 1, L, A'-1) \quad (9)$$

其中, A' , B' 表示二维傅立叶变换的点数, 取 $X(u, v)$ 的模值得到所述特征模板的频谱灰度图, 回波信号的频率对应的频率范围是 $(-f_s/2, f_s/2)$, 多普勒频移对应的频移范围是 $(-f_p/2, f_p/2)$;

随着采样时窗位置的变化, 所述特征模板根据采样深度的变化不断更新得到:

$$T(u, v) = |X(u, v) \exp(-\beta uz)| \quad (10)$$

z 表示所述采样深度。

8. 根据权利要求 7 所述的基于宽带信号的血流流速估计方法, 其特征在于, 所述简化的相关系数的表达式为:

$$R(i, j) = \frac{\sum_{u=1}^M \sum_{v=1}^N (F(i+u, j+v) \times T(u, v)) - MN \bar{F} \times \bar{T}}{\sqrt{\sum_{u=1}^M \sum_{v=1}^N F(i+u, j+v)^2 - MN \bar{F}^2} \sqrt{\sum_{u=1}^M \sum_{v=1}^N T(u, v)^2 - MN \bar{T}^2}} \quad (11)$$

$T(u, v)$ 表示所述特征模板的频谱灰度图, 所述 $T(u, v)$ 的大小为 $M \times N$, $F(u, v)$ 表示搜索目标的所述回波频谱灰度图, 所述 $F(u, v)$ 大小为 $A' \times B'$, $\bar{F}$ 表示模板均值, $\bar{T}$ 表示搜索目标的图像均值;

根据所述简化的相关系数衡量所述回波频谱灰度图与所述特征模板的频谱灰度图关系, 取最大值点为所述匹配成功的目标特征点。

9. 根据权利要求 1 所述的基于宽带信号的血流流速估计方法, 其特征在于, 所述分两步进行跟踪搜索包括步骤:

归纳目标轨迹来选定初始匹配位置;

将所述初始匹配位置作为搜索起点进行细匹配。

10. 根据权利要求 9 所述的基于宽带信号的血流流速估计方法, 其特征在于, 所述细匹配包括步骤:

计算所述搜索起点对应的相关系数, 设定初始搜索的步长, 以所述步长为半径搜索所述搜索起点十字方向上的 4 个点, 计算出所述 4 个相关系数, 取最大值对应的点为下次搜索起点;

当所述 4 个相关系数都小于上一次搜索得到的所述相关系数, 则将所述步长加倍后重新搜索, 当所述重新搜索后获得的 4 个方向的相关系数仍小于上一次搜索得到的所述相关系数, 则将所述上一次的所述搜索起点为最终定位点。

11. 一种基于宽带信号的血流流速估计系统, 其特征在于, 包括:

采样单元, 确定发射脉冲序列的波形并发送对应所述波形的脉冲信号, 采集血流的超声射频回波序列;

转换单元, 将所述超声射频回波序列的数据分段、对齐构成二维回波阵列;

生成回波频谱灰度图单元, 对所述二维回波阵列进行离散二维傅立叶变换后取所述二维回波阵列的模值生成回波频谱灰度图;

生成特征模板单元, 根据所述发射脉冲序列与所述超声射频回波序列的相关性生成特征模板, 且所述特征模板根据采样深度变化不断更新;

特征匹配单元, 提取对应所述采样深度的所述回波频谱灰度图, 以简化的相关系数作为相似性度量为准, 分两步搜索所述回波频谱灰度图上的特征点, 并将所述特征点与所述特征模板进行匹配, 输出匹配成功的目标特征点的坐标和对应的频谱灰度值;

估算单元, 跟踪采样窗内所述目标特征点对应的坐标变化, 计算速度估计值;

更新单元, 更新所述采样窗, 直到获得测量区域内的速度剖面图。

基于宽带信号的血流流速估计方法和系统

技术领域

[0001] 本发明涉及医学信息处理技术,特别是涉及一种基于宽带信号的血流流速估计方法和系统。

背景技术

[0002] 在临床医学中,超声检测作为一种非介入、无损伤、实时的检测方法被广泛用于人体血流动力学参数测量领域,对生理研究和疾病诊断具有重要价值。与传统的连续波测量方式相比,脉冲回波技术能够探测特定深处的血流速度,实现空间定位,获取流速分布信息,在近近年来得到了迅速的发展。超声血流估计作为血流动力学性能检测的关键步骤,其性能的优劣直接影响血流动力学检测的精度。目前主要有以下几种方法:1、基于超声回波多普勒频移的脉冲超声血流检测方法,其主要对得到的回波包络信号做门控采样得到特定深度处的反射信号,再对反射信号做频谱分析,根据多普勒频移来估计人体血流流速;2、基于回波信号的复数自相关函数的幅度角的血流平均速度估计方法,即自相关法,是血流估计中的经典算法之一,也是目前在商品化的血流成像系统中最常使用的血流评估方法。3、根据多次回波之间的互相关函数最大值出现的位置来估计血流速度,为时域互相关估计法。4、基于宽带点反射子模型的极大似然估计算法来估计血流速度;5、采用结构特征法来估算流体速度;6、超声散斑测速技术分析流场中散射微粒的声学散斑图的变化间接获取血流速度;7、添加超声造影微泡作为流场示踪剂,利用造影微泡对超声的强烈反射,提高成像质量,进而提高速度向量获取的精度。

[0003] 传统考察的运动信息估计方法会受到中心频率偏移等因素的影响,无法保证估计可信度,而且受其本质窄带性所限,对宽带信号估计性能较差。

发明内容

[0004] 基于此,有必要提出一种能够准确、有效地估算血流流速的基于宽带信号的血流流速估计方法和系统。

[0005] 一种基于宽带信号的血流流速估计方法,包括步骤:

[0006] 采样步骤,确定发射脉冲序列的波形并发送对应所述波形的脉冲信号,采集血流的超声射频回波序列;

[0007] 转换步骤,将所述超声射频回波序列的数据分段截取、对齐构成二维回波阵列;

[0008] 生成回波频谱灰度图步骤,对所述二维回波阵列进行离散二维傅立叶变换后取所述二维回波阵列的模值生成回波频谱灰度图;

[0009] 生成特征模板步骤,根据所述发射脉冲序列与所述超声射频回波序列的相关性生成特征模板,且所述特征模板根据采样深度变化不断更新;

[0010] 特征匹配步骤,提取对应所述采样深度的所述回波频谱灰度图,以简化的相关系数作为相似性度量准则,分两步搜索所述回波频谱灰度图上的目标特征点,并将所述目标特征点与所述特征模板进行匹配,输出匹配成功的所述目标特征点的坐标和对应的频谱

灰度值；

[0011] 估算步骤,跟踪采样窗内所述目标特征点对应的坐标变化,计算速度估计值；

[0012] 更新步骤,更新所述采样窗,直到获得测量区域内的速度剖面图。

[0013] 在其中一个实施例中,在所述采样步骤中,通过重复发送所述脉冲信号获取一维的所述超声射频回波序列,其中,单次发射的所述脉冲信号的表达式为：

$$[0014] \quad s_0(t) = \cos(2\pi f_0 t) \exp\left(\frac{-t^2}{2\sigma_t^2}\right) \quad (1)$$

[0015] 其中, f_0 为所述单次发射的所述脉冲信号的中心频率, σ_t 为所述脉冲信号的与脉冲持续时间相关的时间常数；所述 σ_t 值越小,则所述脉冲信号的频带越宽。

[0016] 在其中一个实施例中,所述重复发射的所述脉冲信号的表达式为：

$$[0017] \quad s(t) = s_0(t) \otimes \sum_l \delta(t - lT) = \sum_l s_0(t - lT) \quad (2)$$

[0018] l 表示所述脉冲信号的发送次数, T 表示重复发射所述脉冲信号的间隔时间。

[0019] 在其中一个实施例中,将所述脉冲信号的路径区域划分成多个采样单元,且根据采样时窗的长度和所述脉冲信号的宽度确定所述多个采样单元的采样容积,第 k 个所述采样单元的所述超声射频回波序列的表达式为

$$[0020] \quad r(t) = \sum_l A_k s_0\left(t - 2t_k - \frac{2lTv_k}{c} - lT\right) \quad (3)$$

[0021] A_k 表示所述第 k 个所述采样单元的衰减系数,且 $A_k < 1$ ； c 表示人体内的声速, t_k 表示发射所述脉冲信号到达所述第 k 个所述采样单元所用的时间。

[0022] 在其中一个实施例中,在所述转换步骤中,获得的所述二维回波阵列的表达式为：

$$[0023] \quad r(t_1, t_2) = A_k s_0\left(t_1 - \frac{2v_k t_2}{c}\right) \quad (4)$$

[0024] t_1 表示超声探索的深度, t_2 与重复发射所述脉冲信号的间隔时间相关。

[0025] 在其中一个实施例中,在所述生成回波频谱灰度图步骤中,对所述二维回波阵列进行离散二维傅立叶变换的得到：

$$[0026] \quad F(f_1, f_2) = \int \int r(t_1, t_2) \exp(-j2\pi f_1 t_1) \exp(-j2\pi f_2 t_2) dt_1 dt_2 \quad (5)$$

[0027] f_1 表示信号频率, f_2 表示多普勒频移,取所述式 (4) 中 $t_2=0$,得到的脉冲信号 $r_0(t_1)$,采用 $F_s(f_1)$ 表示 $s_0(t_1)$ 的一维傅立叶变换,并采用 $F_0(f_1)$ 表示 $r_0(t_1)$ 的一维傅立叶变换,则

$$[0028] \quad F_0(f_1) = \int r_0(t_1) \exp(-j2\pi f_1 t_1) dt_1 = A_k F_s(f_1) \quad (6)$$

[0029] 采用所述 $r_0(t_1)$ 表示所述 $r(t_1, t_2)$, 则

$$[0030] \quad r(t_1, t_2) = r_0\left(t_1 - \frac{2v_k t_2}{c}\right) \quad (7)$$

[0031] 根据傅立叶变换的性质获得：

[0032]

$$F(f_1, f_2) = F_0(f_1) \int \exp(-j2\pi(f_2 + \frac{2v_k f_1}{c})t_2) dt_2 = A_k F_s(f_1) \delta(f_2 + \frac{2v_k f_1}{c}) \quad (8)$$

[0033] 取所述 $F(f_1, f_2)$ 的模值获得所述回波频谱灰度图。

[0034] 在其中一个实施例中, 在所述生成特征模板步骤中, 采集 A 个连续发射的所述脉冲信号, 重复频率为 f_p , 每个所述脉冲信号加窗后提取 B 个采样数据 $x(b, a)$, 采样频率为 f_s , 对 $A \times B$ 个数据做零插值的离散二维傅立叶变换得:

[0035]

$$X(u, v) = \sum_{a=0}^{A-1} \sum_{b=0}^{B-1} x(b, a) \exp(-j2\pi bu / B') \exp(-j2\pi av / A') = F_s(u) P(u, v) \delta(v) \quad (9)$$

($u=0, 1, L, B'-1, v=0, 1, L, A'-1$)

[0036] 其中, A', B' 表示二维傅立叶变换的点数, 取 $X(u, v)$ 的模值得到所述特征模板的频谱灰度图, 回波信号的频率对应的频率范围是 $(-f_s/2, f_s/2)$, 多普勒频移对应的频移范围是 $(-f_p/2, f_p/2)$;

[0037] 随着采样时窗位置的变化, 所述特征模板根据采样深度的变化不断更新得到:

$$T(u, v) = |X(u, v) \exp(-\beta uz)| \quad (10)$$

[0039] z 表示所述采样深度。

[0040] 在其中一个实施例中, 所述简化的相关系数的表达式为:

$$R(i, j) = \frac{\sum_{u=1}^M \sum_{v=1}^N (F(i+u, j+v) \times T(u, v)) - MN \bar{F} \times \bar{T}}{\sqrt{\sum_{u=1}^M \sum_{v=1}^N F(i+u, j+v)^2 - MN \bar{F}^2} \sqrt{\sum_{u=1}^M \sum_{v=1}^N T(u, v)^2 - MN \bar{T}^2}} \quad (11)$$

[0042] $T(u, v)$ 表示所述特征模板的频谱灰度图, 所述 $T(u, v)$ 的大小为 $M \times N$, $F(u, v)$ 表示搜索目标的所述回波频谱灰度图, 所述 $F(u, v)$ 大小为 $A' \times B'$, $\bar{F}$ 表示模板均值, $\bar{T}$ 表示搜索目标的图像均值;

[0043] 根据所述简化的相关系数衡量所述回波频谱灰度图与所述特征模板的频谱灰度图关系, 取最大值点为所述匹配成功的目标特征点。

[0044] 在其中一个实施例中, 所述分两步进行跟踪搜索包括步骤:

[0045] 归纳目标轨迹来选定初始匹配位置;

[0046] 将所述初始匹配位置作为搜索起点进行细匹配。

[0047] 在其中一个实施例中, 所述细匹配包括步骤:

[0048] 计算所述搜索起点对应的相关系数, 设定初始搜索的步长, 以所述步长为半径搜索所述搜索起点十字方向上的 4 个点, 计算出所述 4 个相关系数, 取最大值对应的点为下次搜索起点;

[0049] 当所述 4 个相关系数都小于上一次搜索得到的所述相关系数, 则将所述步长加倍

后重新搜索,当所述重新搜索后获得的 4 个方向的相关系数仍小于上一次搜索得到的所述相关系数,则将上一次的所述搜索起点为最终定位点。

[0050] 一种基于宽带信号的血流流速估计系统,包括:

[0051] 采样单元,确定发射脉冲序列的波形并发送对应所述波形的脉冲信号,采集血流的超声射频回波序列;

[0052] 转换单元,将所述超声射频回波序列的数据分段、对齐构成二维回波阵列;

[0053] 生成回波频谱灰度图单元,对所述二维回波阵列进行离散二维傅立叶变换后取所述二维回波阵列的模值生成回波频谱灰度图;

[0054] 生成特征模板单元,根据所述发射脉冲序列与所述超声射频回波序列的相关性生成特征模板,且所述特征模板根据采样深度变化不断更新;

[0055] 特征匹配单元,提取对应所述采样深度的所述回波频谱灰度图,以简化的相关系数作为相似性度量准则,分两步搜索所述回波频谱灰度图上的特征点,并将所述特征点与所述特征模板进行匹配,输出匹配成功的目标特征点的坐标和对应的频谱灰度值;

[0056] 估算单元,跟踪采样窗内所述目标特征点对应的坐标变化,计算速度估计值;

[0057] 更新单元,更新所述采样窗,直到获得测量区域内的速度剖面图

[0058] 上述基于宽带信号的血流流速估计方法和系统中,基于宽带信号的血流流速检测,能够准确、有效地从血流的超声射频回波序列中提取运动信息,用于脉冲多普勒血流检测,提高系统的成像质量,为血液疾病的病理学研究和诊断治疗提供新的有效途径。基于运动散射子空间位移考察,对速度的估计是无偏的。通过二维回波阵列的生成的频谱灰度图比时域波形简单集中,且包含的信息量大,所以拥有较高的匹配精度。采用相关系数作为相似性度量准则对特征点进行跟踪,收缩了模板匹配的范围,有效地提高了运算速度,减小干扰因素,具有较强的抗噪能力,匹配适用性较高;并且当图像因为其随机性出现缩放,旋转和畸变时,也能够得到满意的匹配结果。通过特征匹配获得特征点可有效克服加窗截断效应,减小频谱展宽和中心频率偏移的影响,保证估计的可靠性。且无需采用造影剂作为散射子,对造影剂剂量的没有要求,对人体没有危害。

附图说明

[0059] 图 1 为一实施方式的基于宽带信号的血流流速估计方法流程图;

[0060] 图 2 为一实施方式的二维傅立叶变换示意图;

[0061] 图 3 为一实施方式的特征模板的提取示意图;

[0062] 图 4 为一实施方式的选定初始匹配位置示意图;

[0063] 图 5 为一实施方式的细匹配过程示意图;

[0064] 图 6 为一实施方式的仿真算法跟踪结果;

[0065] 图 7 为一实施方式的仿真算法速度剖面图;

[0066] 图 8 为一实施方式的仿真试验中的精确度随脉冲回波次数的变化曲线;

[0067] 图 9 为一实施方式的仿真试验装置示意图;

[0068] 图 10 为一实施方式的仿真试验的处理结果。

具体实施方式

[0069] 请参阅图 1,一实施方式的基于宽带信号的血流流速估计方法,包括步骤:

[0070] S110、采样步骤,确定发射脉冲序列的波形并发送对应波形的脉冲信号,采集血流超声射频回波序列。

[0071] 具体地,在上述采样步骤中,超声检测系统通过重复发送脉冲信号获取一维的超声射频回波序列。其中,单次发射的脉冲信号的表达式为:

$$[0072] \quad s_0(t) = \cos(2\pi f_0 t) \exp\left(\frac{-t^2}{2\sigma_t^2}\right) \quad (1)$$

[0073] 其中, f_0 为单次发射的脉冲信号的中心频率, σ_t 为脉冲信号的与脉冲持续时间相关的时间常数,且 σ_t 值越小,则脉冲信号的频带越宽。

[0074] 重复发射的整体脉冲信号的表达式为:

$$[0075] \quad s(t) = s_0(t) \otimes \sum_l \delta(t - lT) = \sum_l s_0(t - lT) \quad (2)$$

[0076] 其中, l 表示重复发射脉冲信号的发送次数, T 表示重复发射脉冲信号的间隔时间。

[0077] 超声波发射进入人体,在血管中遇到运动的散射子(主要是红细胞)后产生背向散射回波。为了测量血流速度剖面,根据离换能器的距离的远近,将超声检测系统发射的脉冲信号的路径区域划分成多个采样单元。且根据采样时窗的长度和发射脉冲信号的宽度确定多个采样单元的采样容积。为测量最小空间分辨单元,当 $s_0(t)$ 的持续时间很短时,视为每个采样单元足够小,单元内散射子沿声束方向上运动的速度分量 v_k 相同,忽略探头的横向效应,当 v 远小于 c ,第 k 个采样单元的超声射频回波序列的表达式为

$$[0078] \quad r(t) = \sum_l A_k s_0\left(t - 2t_k - \frac{2lTv_k}{c} - lT\right) \quad (3)$$

[0079] A_k 表示第 k 个采样单元的衰减系数,且 $A_k < 1$; c 表示人体内的声速, t_k 表示发射脉冲信号到达第 k 个采样单元所用的时间。

[0080] S120、转换步骤,将所述超声射频回波序列的数据分段截取、对齐构成二维回波阵列;

[0081] 具体地,将血流超声射频回波序列 $r(t)$ 按重复发射脉冲信号的间隔时间分段截取、对齐构成二维回波阵列。

[0082] 获得的二维回波阵列的表达式为:

$$[0083] \quad r(t_1, t_2) = A_k s_0\left(t_1 - \frac{2v_k t_2}{c}\right) \quad (4)$$

[0084] 如图 2 中的(a)所示, t_1 为横坐标,表示超声探察的深度, t_2 为横坐标,与重复发射脉冲信号的间隔时间相关。 t_1 轴和 t_2 轴可以无限延长。

[0085] S130、生成回波频谱灰度图步骤,对二维回波阵列进行离散二维傅立叶变换后取二维回波阵列的模值生成回波频谱灰度图。

[0086] 具体地,请参阅图 2,其显示了二维傅立叶变换示意图。在生成回波频谱灰度图步骤中,对二维回波阵列 $r(t_1, t_2)$ 进行离散二维傅立叶变换的得到:

[0087]
$$F(f_1, f_2) = \int \int r(t_1, t_2) \exp(-j2\pi f_1 t_1) \exp(-j2\pi f_2 t_2) dt_1 dt_2 \quad (5)$$

[0088] f_1 表示信号频率, f_2 表示多普勒频移, 取 (4) 式中 $t_2=0$, 得到的脉冲信号 $r_0(t_1)$, 采用 $F_s(f_1)$ 表示 $s_0(t_1)$ 的一维傅立叶变换, 并采用 $F_0(f_1)$ 表示 $r_0(t_1)$ 的一维傅立叶变换, 则

[0089]
$$F_0(f_1) = \int r_0(t_1) \exp(-j2\pi f_1 t_1) dt_1 = A_k F_s(f_1) \quad (6)$$

[0090] 将 $r(t_1, t_2)$ 采用 $r_0(t_1)$ 表示, 则

[0091]

$$r(t_1, t_2) = r_0\left(t_1 - \frac{2v_k t_2}{c}\right) \quad (7)$$

[0092] 根据傅立叶变换的性质获得:

[0093]

$$F(f_1, f_2) = F_0(f_1) \int \exp(-j2\pi(f_2 + \frac{2v_k f_1}{c})t_2) dt_2 = A_k F_s(f_1) \delta(f_2 + \frac{2v_k f_1}{c}) \quad (8)$$

[0094] 取 $F(f_1, f_2)$ 的模值得到频谱灰度图。

[0095] 由 (8) 式可知, $F(f_1, f_2)$ 在 (f_1, f_2) 平面 (二维频谱灰度图) 上表现为一条延长线过原点的线段。其斜率为 $-2v_k/c$, 其长度表征为二维回波阵列的带宽, 如图 2 中的 (b) 所示。

[0096] 理想状况下的频谱特性, 发射脉冲信号 $s_0(t)$ 持续的时间足够长, 使得式 (1) 中的时间常数 $\sigma_t \rightarrow \infty$, 则该信号近似为单频余弦波, 对应回波信号的二维频谱 $F(f_1, f_2)$ 由原先的特征线收缩成一个位于 $(f_0, -2v_k f_0/c)$ 处的 δ 函数。将这个点当作频谱特征点, 其横坐标表示二维回波阵列的中心频率, 纵坐标表示多普勒频移, 斜率表征了速度信息。由式 (8) 可知, 采用单频信号作为发射信号, 携带着不同速度信息的回波频谱均为 δ 函数, 只是特征点的位置有变化。取 $F(f_1, f_2)$ 的模值得到回波频谱灰度图, 在回波频谱灰度图上显示为位置不同的特征点 (光点)。这样, 速度参数的估计问题就转换成搜索回波频谱灰度图上的目标特征点的坐标问题, 即跟踪光点的位移。取式 (8) 中 $v_k=0$ 时的频谱 $k \delta(f_2)$ 的模值得到回波频谱灰度图, k 为常数项。

[0097] S140、生成特征模板步骤, 根据发射脉冲序列的波形与血流超声射频回波序列的相关性生成特征模板, 特征模板根据采样深度变化不断更新。

[0098] 血流超声射频回波序列是由散射子的扰动产生的随机信号, 因此实时生成的频谱灰度图是随机过程中的一个样本函数, 图像的形态会不断变化。考虑静止散射子的散射回波序列信号与发射脉冲序列信号的相关性, 因此可以直接利用发射脉冲序列信号的频谱灰度图来生成特征模板。

[0099] 在发射脉冲序列的频谱灰度图中选取频谱匹配中心点, 利用阈值去除发射脉冲信号的频谱灰度图中的干扰噪声, 生成特征模板。

[0100] 具体地, 采集 A 个连续发射的脉冲信号, 重复频率为 f_p , 每个脉冲信号加窗后提取 B 个采样数据 $x(b, a)$, 采样频率为 f_s , 对 $A \times B$ 个数据做零插值的离散二维傅立叶变换得:

$$X(u, v) = \sum_{a=0}^{A'-1} \sum_{b=0}^{B'-1} x(b, a) \exp(-j2\pi bu/B') \exp(-j2\pi av/A') = F_s(u)P(u, v)\delta(v)$$

[0101]

$$(u=0, 1, \dots, B'-1, v=0, 1, \dots, A'-1) \quad (9)$$

[0102] 其中, A' , B' 表示二维傅立叶变换的点数。取 $X(u, v)$ 的模值得到特征模板的频谱灰度图, 由于发射的脉冲信号与回波阵列的相关性, 发射的脉冲信号的频谱灰度图的频率范围与回波阵列的频率范围一致。其横坐标表示二维回波阵列的频率, 对应的频率范围是 $(-f_s/2, f_s/2)$, 纵坐标表示多普勒频移, 对应的频移范围是 $(-f_p/2, f_p/2)$ 。实数生成的频谱灰度图关于原点对称, 因此只需要考虑频率范围为 $(1, f_s/2)$ 的区域。

[0103] 考虑到传播媒质对声波的衰减效应, 随着采样时窗位置的变化, 生成模板的频谱灰度图需要根据采样深度 z 的变化不断更新, 表示为:

$$T(u, v) = |X(u, v) \exp(-\beta uz)| \quad (10)$$

[0105] 为了消除随机噪声和变换旁瓣的干扰, 首先将低于一定阈值的频谱值置零, 然后截取光斑得到特征模板, 如图3所示, 其大小为 $M \times N$ 。令频谱特征点 $(f_0 B' / f_s + B' / 2, A' / 2)$ 为匹配中心, 其坐标表示中心频率的频移和多普勒频移均为零。采用发射脉冲信号生成的特征模板可以在明确发射脉冲波形和传播媒质后先计算好放入存储单元, 采用跟踪算法实时处理血流回波信号时直接调用对应采样深度的模板, 这样加快了算法的运行速度。

[0106] S150、特征匹配步骤, 提取对应采样深度的回波频谱灰度图, 采用简化的相关系数作为相似性度量准则分两步进行跟踪搜索, 跟踪回波频谱灰度图上的目标特征点, 并与特征模板进行匹配, 输出匹配成功的目标特征点的坐标和对应的频谱灰度值。

[0107] 具体地, 基于相似性度量准则的跟踪算法进行。在实时采集获取的回波频谱灰度图中寻找最接近特征模板的图像区域, 提取搜索成功后的匹配中心点的坐标进行后续计算。通过血流超声射频回波序列形成的机理可知每次获取的回波频谱灰度图都只是随机过程中的一个样本函数, 所以选用在随机过程中相对平稳的相关系数作为相似性度量准则, 简化的相关系数的表达式为:

[0108]

$$R(i, j) = \frac{\sum_{u=1}^M \sum_{v=1}^N (F(i+u, j+v) \times T(u, v)) - M \bar{N} \bar{F} \bar{T}}{\sqrt{\sum_{u=1}^M \sum_{v=1}^N F(i+u, j+v)^2 - M \bar{N} \bar{F}^2} \sqrt{\sum_{u=1}^M \sum_{v=1}^N T(u, v)^2 - M \bar{N} \bar{T}^2}} \quad (11)$$

[0109] $T(u, v)$ 表示特征模板, $T(u, v)$ 的大小为 $M \times N$, $F(u, v)$ 表示搜索目标的回波频谱灰度图, $F(u, v)$ 大小为 $A' \times B'$, $\bar{F}$ 表示模板均值, $\bar{T}$ 表示搜索目标的图像均值。

[0110] 根据简化的相关系数衡量回波频谱灰度图与特征模板的关系, 取最大值点为匹配成功的目标特征点。

[0111] 相关系数衡量了回波频谱灰度图与特征模板的相似程度, 最大值点为最佳匹配位置。采用相关系数作为相似性度量准则对特征点进行跟踪, 使算法具有抑制噪声的能力, 并且当图像因为其随机性出现缩放, 旋转和畸变时, 也能够得到满意的匹配结果。

[0112] 其中,分两步进行跟踪搜索包括步骤:

[0113] S152、归纳目标轨迹来选定初始匹配位置。

[0114] 具体地,由于发射脉冲信号的中心频率已确定,尽管人体组织的衰减效应会使回波信号的中心频率发生偏移,但是偏移量不大,多数情况下加窗效应使得扩展成光斑的频谱轨迹仍然与 $f_1=f_0$ 表示的直线有交点。提取去噪后的二维频谱灰度图在 $f_1=f_0$ 处的切片,即常规多普勒信号的一维频谱,选定曲线上极大值点作为下一步搜索的起点,如图 4 所示。

[0115] S154、将初始匹配位置作为搜索起点进行细匹配。

[0116] 细匹配包括:计算搜索起点对应的相关系数,设定初始搜索步长,以该步长作为半径,搜索该搜索起点十字方向上的 4 个点,计算出 4 个相关系数,取最大值对应的点为下次搜索的起点。

[0117] 当 4 个相关系数都小于上一次搜索得到的相关系数的值,则将步长加倍后重新搜索,当重新搜索后获得的 4 个方向的相关系数仍小于上一次搜索得到的相关系数,则将上一次的搜索起点为最终定位点。

[0118] 具体地,在本实施例中,搜索过程采用快速十字交叉法,图 5 为算法示意图。首先计算出搜索起点对应的相关系数 R_0 ,设定初始搜索步长为 1,以步长为半径搜索该搜索起点的十字方向上的 4 个点,依次计算出 4 个相关系数,取最大值对应的点为下次搜索的搜索起点。如果 4 个方向的值都小于上一次搜索得到的相关系数,则步长加倍后重新搜索。如果 4 个方向的相关系数仍小于上一次搜索得到的值,则上一次搜索起点为最终定位结果。

[0119] S160、估计步骤,跟踪采样窗内目标特征点对应的坐标变化,计算速度估计值;

[0120] S170、更新步骤,更新采样窗,重复上述步骤,直到获得测量区域内的速度剖面图。

[0121] 还提供一种对应上述血流流速估计方法的基于宽带信号的血流流速估计系统,包括:

[0122] 采样单元,确定发射脉冲序列的波形并发送对应所述波形的脉冲信号,采集血流超声射频回波序列;

[0123] 转换单元,将超声射频回波序列的数据分段、对齐构成二维回波阵列;

[0124] 生成回波频谱灰度图单元,对二维回波阵列进行离散二维傅立叶变换后取所述二维回波阵列的模值生成回波频谱灰度图;

[0125] 生成特征模板单元,根据发射脉冲序列与超声射频回波序列的相关性生成特征模板,且特征模板根据采样深度变化不断更新;

[0126] 特征匹配单元,提取对应所述采样深度的回波频谱灰度图,以简化的相关系数作为相似性度量准则,分两步进行跟踪搜索回波频谱灰度图上的特征点,并将特征点与所述特征模板进行匹配,输出匹配成功的目标特征点的坐标和对应的频谱灰度值;

[0127] 估算单元,跟踪采样窗内目标特征点对应的坐标变化,计算速度估计值;

[0128] 更新单元,更新采样窗,直到获得测量区域内的速度剖面图。

[0129] 上述基于宽带信号的血流流速估计系统的具体操作单元的细节描述与上述方法对应,在此不在赘述。

[0130] 相比传统的血流流速的估计方法,上述基于宽带信号的血流流速估计方法和系统具有以下优点:

[0131] (1)、基于运动散射子空间位移考察,对速度的估计是无偏的。当单次脉冲回波的

采样数据量受到限制时,跟踪算法首先将多次脉冲回波序列信号在二维频域上进行累积来获得理想的宽带频谱特征信息用于速度估计,二维的频域图形比时域波形简单集中,且包含的信息量大,所以拥有较高的匹配精度。

[0132] (2) 采用跟踪算法在跟踪传统意义上的多普勒频移的同时跟踪中心频率的偏移,将搜索到的频谱特征点,即通常意义上所说的质心用于速度估计,有效克服加窗截断效应,减小频谱展宽和中心频率偏移的影响,保证估计的可靠性;

[0133] (3) 采用基于相似性准则搜索匹配中心点,具有较强的抗噪能力,匹配适用性较高;

[0134] (4) 无需采用造影剂作为散射子,对造影剂剂量的没有要求,对人体没有危害;

[0135] (5) 采用分步搜索的匹配跟踪方法,收缩了模板匹配的范围,有效地提高了运算速度,减小干扰因素,是一种理想的实时弹性成像方法。

[0136] 实施例

[0137] 为了验证本发明提出的流速估计方法的有效性,首先采用基于 Matlab 的 Field II 软件仿真信号来分析跟踪算法的估计性能。设置血流速度剖面为抛物线形,超声幅度衰减系数为 $0.7\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm})$,同时加入信噪比 $\text{SNR}=20\text{dB}$ 的高斯白噪声。为了获得高的空间分辨率,设置发射的脉冲信号仅为 2 个周期的脉冲波,血流的最大速度为 0.3m/s ,采样率为 40MHz ,采样时窗长度为 0.4s ,每次接收到的血流超声射频回波序列采集 16 个数据,对应采样单元的纵向长度为 0.3mm ,一共采集 16 次血流超声射频回波序列数据进行速度估计。仿真系统的固定参数如表 1 所示。对这 16×16 个数据进行零插值到 128×128 点的离散二维傅立叶变换得到频谱灰度图。图 6 中的(a)和(b)分别显示了探查深度为 39mm 和 40mm 处对应的特征模板和算法的跟踪结果。从图 6 中可以看出,算法能够跟踪短时窗得到的回波信号的多种频率成分,具有较高的速度分辨率。图 7 中的(a)和(b)分别表示对应图 6 中的(a)和(b)的速度剖面图。由图 7 可知,在数据量很少的情况下,跟踪算法估计出的血流速度更接近于真实值,血流速度剖面也更接近于理想的抛物线形。图 8 为采样率分别为 40MHz 和 100MHz 时,精确度随用于速度估计的脉冲回波次数的变化曲线。图 8 中显示了跟踪算法在脉冲回波次数较少的情况下,精确度低于 5% ,仍然具有较好的估计性能。由于处理的数据量较少,采用快速的傅立叶变换和改进的相关系数,在高速的 DSP 处理平台上进行算法仿真,处理时间可以控制在 20ms 以内,基本上达到实时跟踪的要求。

[0138] 表 1

[0139]

参数名称	参数值
换能器类型	圆形聚焦单探头
探头半径	8mm
换能器中心频率	5MHz
脉冲重复频率	5kHz
发射脉冲周期数	2
焦点位置	40mm
血管中心位置	40mm
血管半径	2mm
声速	1540m/s
声束与血管的夹角	60°

[0140] 上述仿真实验中搭建的模拟血流循环装置来产生稳恒层流,装置示意图如图9所示。当泵以恒定的速度运转时,乳胶管中仿血流的淀粉溶液就以一定的流速流动,产成抛物线状的层流。实验平台的相关参数如表2所示。超声发射电压设置为30V,乳胶管与超声换能器相距2cm。将有机玻璃柱浸没在水中,其上表面与超声换能器相距4cm,向玻璃柱上表面垂直发射超声信号,单次血流超声射频回波序列采样量化后归一化处理如图10(a)所示。单次血流超声射频回波序列如图10(b)所示,采集连续16次脉冲回波数据进行速度估计,对这 16×16 个数据进行零插值到 128×128 点的离散二维傅立叶变换得到频谱灰度图。图10(c)显示了探查乳胶管中心处对应的特征模板和算法的跟踪结果。改变泵的转速得到不同的液体速度,通过物理标定,当最大流速为0.2m/s时,跟踪算法估计出的速度剖面图如图10(d)所示,当最大流速为0.5m/s时,估计出的速度剖面图如图10(e)所示。仿真和实验结果表明,本发明提出的频移跟踪算法在保证高的空间分辨率的前提下能获得较好的估计效果,对速度的估计是无偏,且匹配精度高,能有效克服加窗截断效应。

[0141] 表2

[0142]

参数名称	参数值
换能器类型	PANAMETRICS V543
换能器中心频率	5MHz
脉冲重复频率	3.2kHz
发射脉冲周期数	2
发射脉冲次数	16
乳胶管内径/外径	4mm/6mm
采样频率	40MHz
采样时窗长度	0.4us
声束与乳胶管的 夹角	60°
声速	1540m/s

[0143] 以上实施例仅表达了本发明的几种实施方式,其描述较为具体和详细,但并不能因此而理解为对本发明专利范围的限制。应当指出的是,对于本领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干变形和改进,这些都属于本发明的保护范围。因此,本发明的保护范围应以所附权利要求为准。

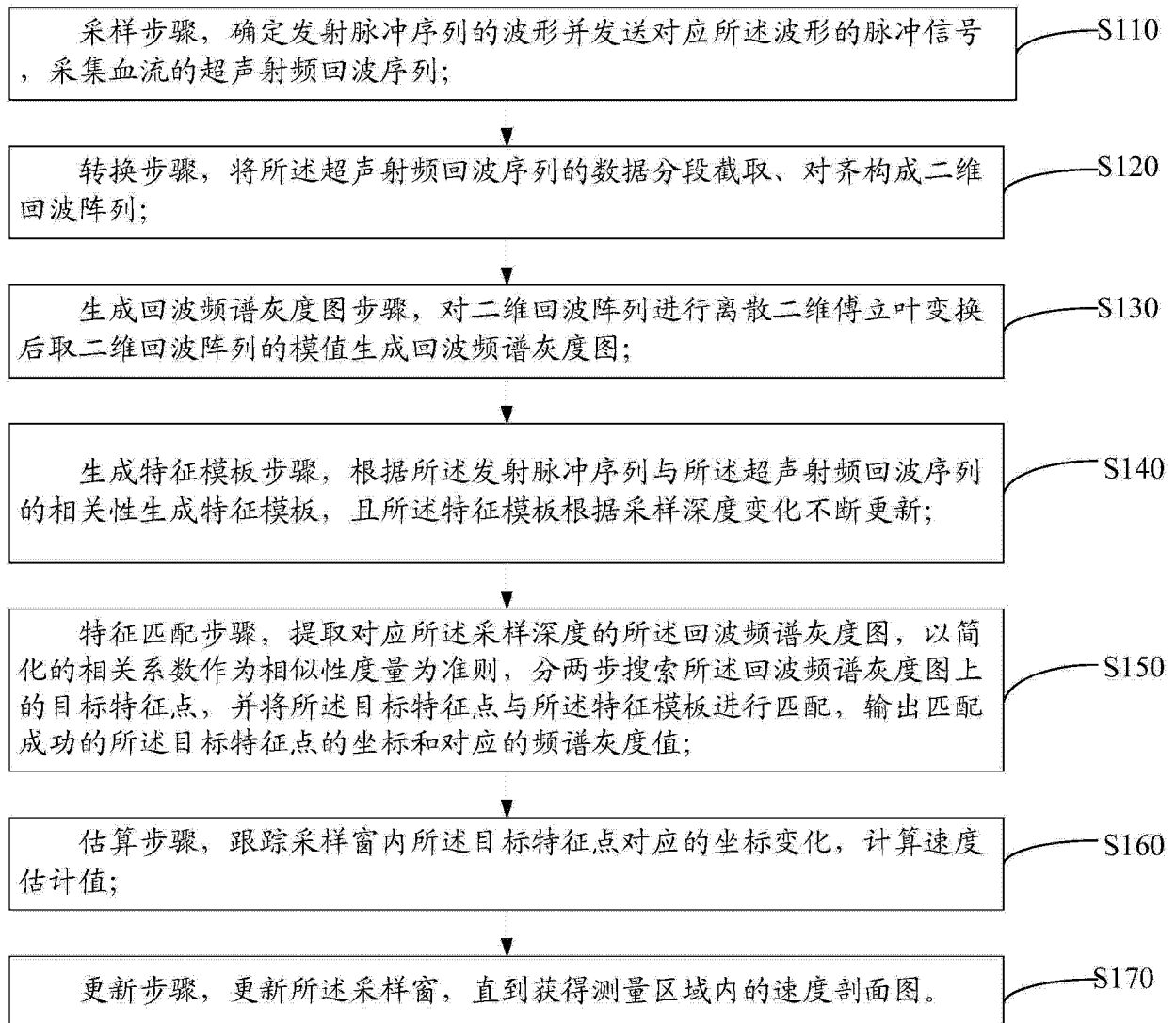


图 1



图 2

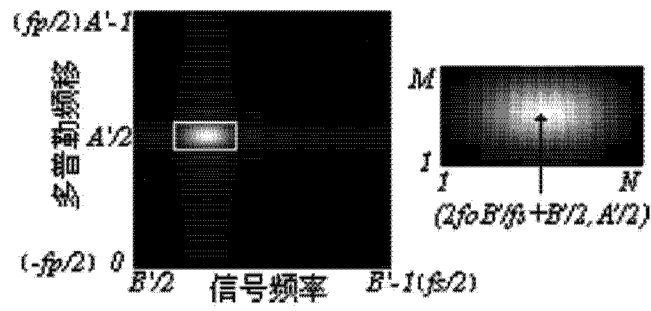


图 3

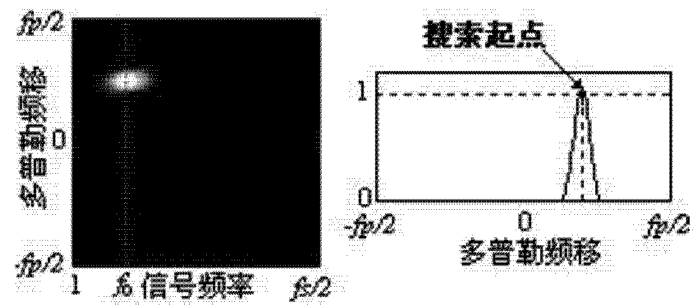


图 4

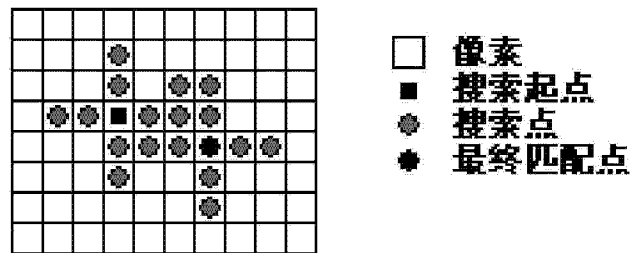


图 5

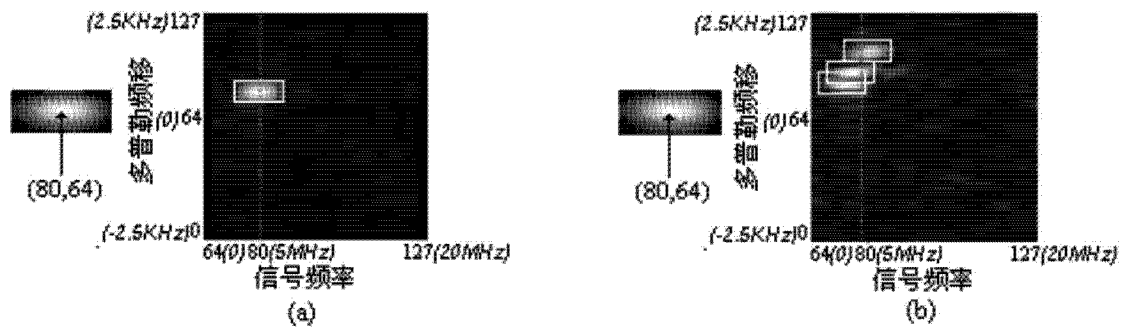


图 6

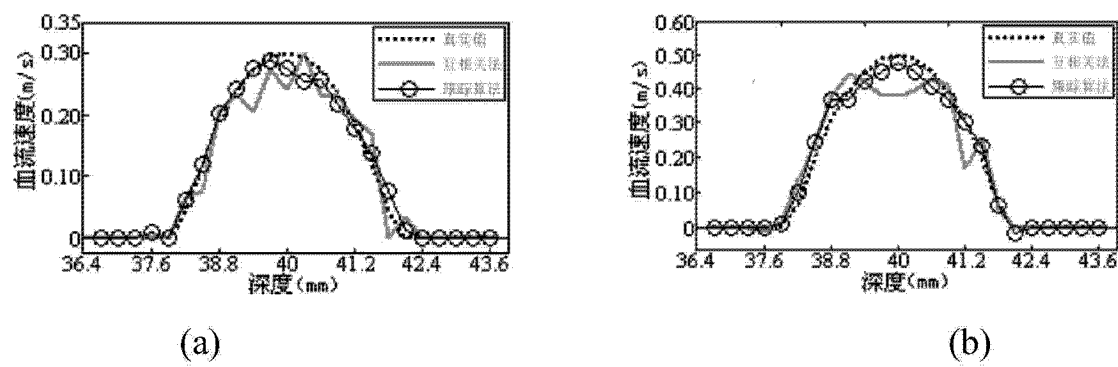


图 7

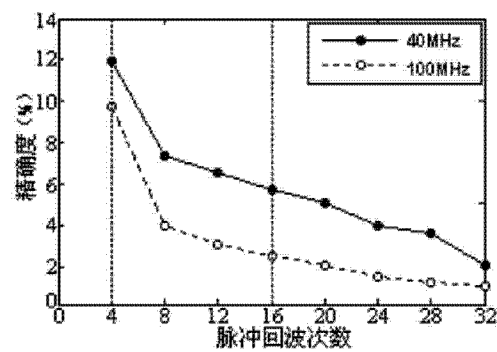


图 8

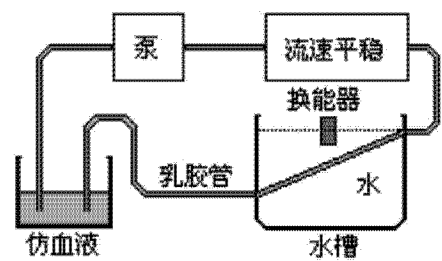


图 9

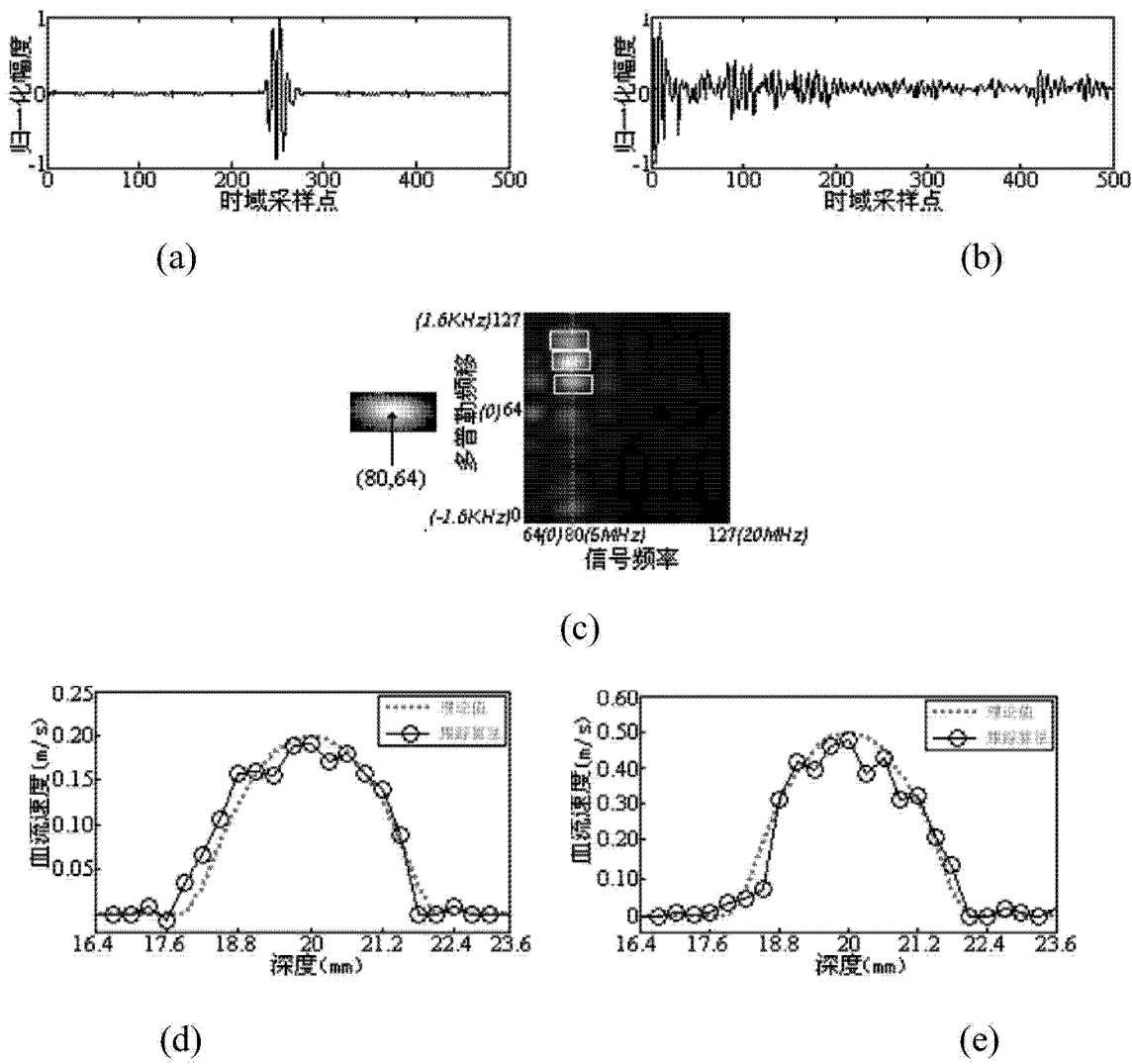


图 10

专利名称(译)	基于宽带信号的血流流速估计方法和系统		
公开(公告)号	CN103690194A	公开(公告)日	2014-04-02
申请号	CN201310695876.8	申请日	2013-12-17
[标]申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
申请(专利权)人(译)	中国科学院深圳先进技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学院深圳先进技术研究院		
[标]发明人	肖杨 郑海荣 张雪 牛丽丽 王丛知		
发明人	肖杨 郑海荣 张雪 牛丽丽 王丛知		
IPC分类号	A61B8/06		
代理人(译)	吴平		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种基于宽带信号的血流流速估计方法，包括：确定发射脉冲序列的波形并发送对应波形的脉冲信号；采集血流的超声射频回波序列，将回波序列分段截取、对齐构成二维回波阵列；并进行离散二维傅立叶变换后生成频谱灰度图；根据发射脉冲序列与回波序列的相关性生成特征模板，特征模板不断更新；提取对应采样深度的频谱灰度图，以相关系数作为相似性度量准则，分两步搜索频谱灰度图上的目标特征点，并将目标特征点与特征模板进行匹配，输出匹配成功的目标特征点的坐标和对应的频谱灰度值；跟踪目标特征点对应的坐标变化，计算速度估计值；更新采样窗，获得测量区域内的速度剖面图。还提供一种对应的系统。上述方法和系统精准性和有效性均较高。

