



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104188687 A

(43) 申请公布日 2014. 12. 10

(21) 申请号 201410378474. X

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2014. 08. 01

A61B 8/06 (2006. 01)

(66) 本国优先权数据

201310514524. 8 2013. 10. 25 CN

(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 王丛知 郑海荣 曾成志 杨戈
冯歌 肖杨

(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

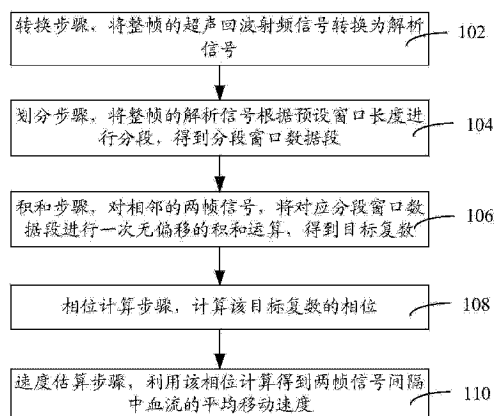
权利要求书2页 说明书10页 附图3页

(54) 发明名称

基于超声回波射频信号的多普勒血流速度估测方法和系统

(57) 摘要

本发明涉及一种基于超声回波射频信号的多普勒血流速度估测方法和系统。所述方法包括：转换步骤，将整帧的超声回波射频信号转换为解析信号；划分步骤，将整帧的解析信号根据预设窗口长度进行分段，得到分段窗口数据段；积和步骤，对相邻的两帧信号，将对应分段窗口数据段进行一次无偏移的积和运算，得到目标复数；相位计算步骤，计算所述目标复数的相位；速度估算步骤，利用所述相位计算得到两帧信号间隔中血流的平均移动速度。上述基于超声回波射频信号的多普勒血流速度估测方法，不需进行信号分解和低通滤波，既简化了计算，也消除了滤波对结果的负面影响，减小了计算量，大大缩短了计算时间。



1. 一种基于超声回波射频信号的多普勒血流速度估测方法,包括:
转换步骤,将整帧的超声回波射频信号转换为解析信号;
划分步骤,将整帧的解析信号根据预设窗口长度进行分段,得到分段窗口数据段;
积和步骤,对相邻的两帧信号,将对应分段窗口数据段进行一次无偏移的积和运算,得到目标复数;
相位计算步骤,计算所述目标复数的相位;
速度估算步骤,利用所述相位计算得到两帧信号间隔中血流的平均移动速度。
2. 根据权利要求1所述的基于超声回波射频信号的多普勒血流速度估测方法,其特征在于,在所述转换步骤之前,还包括:
分块步骤,将超声回波射频信号分成多个数据矩阵,每个数据矩阵包括若干帧整帧的超声回波射频信号,每一帧超声回波射频信号对应于超声探头轴向方向的一条超声扫描线;
所述转换步骤包括:
将每个数据矩阵的整帧的超声回波射频信号转换为解析信号;
在所述速度估算步骤之后,还包括:
二维速度分布图像步骤,根据计算得到多个数据矩阵中每个数据矩阵中相邻两帧数据间隔中血流的平均移动速度,形成血流的二维速度分布图像。
3. 根据权利要求2所述的基于超声回波射频信号的多普勒血流速度估测方法,其特征在于,所述转换步骤包括:
将整帧的超声回波射频信号采用傅里叶变换和逆变换得到解析信号。
4. 根据权利要求2所述的基于超声回波射频信号的多普勒血流速度估测方法,其特征在于,所述转换步骤采用由图形处理器实现的第一内核函数进行处理,所述第一内核函数的 block 数为数据矩阵的行数,所述行数是指整帧的超声回波射频信号的帧数,所述第一内核函数的 thread 数为数据矩阵的列数,所述列数是指超声探头轴向方向扫描线上的数据点数。
5. 根据权利要求2所述的基于超声回波射频信号的多普勒血流速度估测方法,其特征在于,所述积和步骤、相位计算步骤和速度估算步骤采用由图形处理器实现的第二内核函数计算;所述第二内核函数的 block 数为数据矩阵的行数减1,每个 block 的 thread 数为分段窗口数,所述分段窗口数通过所述数据矩阵的列数与窗口宽度之差,除以步长,再加1得到,其中,所述步长是指两个相邻的分段窗口除了互相重叠的部分外所包含的数据点数。
6. 根据权利要求1所述的基于超声回波射频信号的多普勒血流速度估测方法,其特征在于,所述速度估算步骤还包括:若两帧信号间隔中血流的平均移动速度小于超声回波射频信号波长的四分之一除以两帧信号间隔时间,则无需进行额外计算;若两帧信号间隔中血流的平均移动速度大于超声回波射频信号波长的四分之一除以两帧信号间隔时间,则进行时域互相关计算和结果修正计算。
7. 一种基于超声回波射频信号的多普勒血流速度估测系统,其特征在于,包括:
转换模块,用于将整帧的超声回波射频信号转换为解析信号;
划分模块,用于将整帧的解析信号根据预设窗口长度进行分段,得到分段窗口数据段;

积和模块,用于对相邻的两帧信号,将对应分段窗口数据段进行一次无偏移的积和运算,得到目标复数;

相位计算模块,用于计算所述目标复数的相位;

速度估算模块,用于利用所述相位计算得到两帧信号间隔中血流的平均移动速度。

8. 根据权利要求7所述的基于超声回波射频信号的多普勒血流速度估测系统,其特征在于,所述系统还包括分块模块和二维速度分布图像模块,

所述分块模块用于将超声回波射频信号分成多个数据矩阵,每个数据矩阵包括若干帧整帧的超声回波射频信号,每一帧超声回波射频信号对应于超声探头轴向方向的一条超声扫描线;

所述转换模块还用于将每个数据矩阵的整帧的超声回波射频信号转换为解析信号;

所述二维速度分布图像模块用于根据计算得到多个数据矩阵中每个数据矩阵中相邻两帧数据间隔中血流的平均移动速度,形成血流的二维速度分布图像。

9. 根据权利要求8所述的基于超声回波射频信号的多普勒血流速度估测系统,其特征在于,所述转换模块还用于将整帧的超声回波射频信号采用傅里叶变换和逆变换得到解析信号。

10. 根据权利要求8所述的基于超声回波射频信号的多普勒血流速度估测系统,其特征在于,所述转换模块采用由图形处理器实现的第一内核函数进行处理,所述第一内核函数的 block 数为数据矩阵的行数,所述行数是指整帧的超声回波射频信号的帧数,所述第一内核函数的 thread 数为数据矩阵的列数,所述列数是指超声探头轴向方向扫描线上的数据点数。

11. 根据权利要求8所述的基于超声回波射频信号的多普勒血流速度估测系统,其特征在于,所述积和模块、相位计算模块和速度估算模块采用由图形处理器实现的第二内核函数计算;所述第二内核函数的 block 数为数据矩阵的行数减1,每个 block 的 thread 数为分段窗口数,所述分段窗口数通过所述数据矩阵的列数与窗口宽度之差,除以步长,再加1得到,所述步长是指两个相邻的分段窗口除了互相重叠的部分外所包含的数据点数。

12. 根据权利要求7所述的基于超声回波射频信号的多普勒血流速度估测系统,其特征在于,所述速度估算模块还用于若两帧信号间隔中血流的平均移动速度小于超声回波射频信号波长的四分之一除以两帧信号间隔时间,则无需进行额外计算,以及若两帧信号间隔中血流的平均移动速度大于超声回波射频信号波长的四分之一除以两帧信号间隔时间,则进行时域互相关计算和结果修正计算。

基于超声回波射频信号的多普勒血流速度估测方法和系统

技术领域

[0001] 本发明涉及超声成像领域,特别是涉及一种基于超声回波射频信号的多普勒血流速度估测方法和系统。

背景技术

[0002] 多普勒效应是指物体辐射的波长因为波源和观测者的相对运动而产生变化。在运动的波源前面,波被压缩,波长变得较短,频率变得较高;在运动的波源在后面时,会产生相反的效应。

[0003] 将超声回波的多普勒效应用于对动脉血流速度的测量,即超声 Doppler(多普勒)速度估测。由于血管内的血液是流动的物体,所以超声波振源与相对运动的血液间就产生多普勒效应。血管向着超声源运动时,反射波的波长被压缩,因而频率增加。血管离开声源运动时,反射波的波长变长,因而在单位时间频率减少。反射波频率增加或减少的量,与血液流运速度成正比,从而根据超声波的频移量,测定血液的流速,计算公式如下:

$$[0004] \quad v = \frac{\omega}{\omega_0} \frac{c}{2 \cos \theta}$$

[0005] 其中, v 是血流速度, ω 为 Doppler 频率, ω_0 为超声发射频率, c 为超声声速, θ 为超声波束和血流方向之间的夹角。

[0006] 多普勒超声一般采用自相关技术处理多普勒信号。具体算法是:首先将原始的超声射频回波信号进行 IQ 分解, IQ 分解信号是将原信号分别乘以 $\cos(2\pi ft)$ 和 $\sin(2\pi ft)$ (f 是超声发射频率),再经过低通滤波之后采样,得到 In-phase 和 Quadrature phase 两路信号。IQ 信号可以组成复数包络信号 (complex envelope signal), In-phase 信号为复数包络信号的实部, Quadrature phase 信号为复数包络信号的虚部,复数包络信号的频率为对应血流速度的 Doppler 频率 ω 。对前后相继的两帧复数包络信号 (两帧间的时间间隔为 T) 进行自相关运算,得到自相关系数 R , 计算 R 的 φ 相位,由 Wiener-Khinchin 定理,可得平均 Doppler 频率 ω 等于 $\varphi(T)/T$, ω 跟血流速度 v 成正比,可以由超声发射频率 f 和超声声速 c 求出血流速度 v 。其计算公式如下:

$$[0007] \quad v = \frac{c}{4\pi f \cos \theta} \arctan \left(\frac{\sum_{m=0}^{M-1} Q(m,s) \sum_{m=0}^{M-1} I(m,s+1) - \sum_{m=0}^{M-1} I(m,s) \sum_{m=0}^{M-1} Q(m,s+1)}{\sum_{m=0}^{M-1} I(m,s) \sum_{m=0}^{M-1} I(m,s+1) - \sum_{m=0}^{M-1} Q(m,s) \sum_{m=0}^{M-1} Q(m,s+1)} \right) \frac{1}{T}$$

[0008] 其中, m 是数据点在数据帧中的位置, s 是帧序号, $\arctan()$ 部分为 $\varphi(T)$, I 、 Q 分别为 In-phase 和 Quadrature phase 信号。

[0009] 传统的超声 Doppler 血流速度算法需要利用软件实现 IQ 分解,且分解中使用低通滤波器,大大增加了计算量和计算时间。

发明内容

[0010] 基于此,有必要针对传统的超声 Doppler 血流速度算法计算量大且耗时的问題,提供一种能节省计算时间的基于超声回波射频信号的多普勒血流速度估测方法。

[0011] 此外,还有必要提供一种能节省计算时间的基于超声回波射频信号的多普勒血流速度估测系统。

[0012] 一种基于超声回波射频信号的多普勒血流速度估测方法,包括:

[0013] 转换步骤,将整帧的超声回波射频信号转换为解析信号;

[0014] 划分步骤,将整帧的解析信号根据预设窗口长度进行分段,得到分段窗口数据段;

[0015] 积和步骤,对相邻的两帧信号,将对应分段窗口数据段进行一次无偏移的积和运算,得到目标复数;

[0016] 相位计算步骤,计算所述目标复数的相位;

[0017] 速度估算步骤,利用所述相位计算得到两帧信号间隔中血流的平均移动速度。在其中一个实施例中,在所述转换步骤之前,还包括:

[0018] 分块步骤,将超声回波射频信号分成多个数据矩阵,每个数据矩阵包括若干帧整帧的超声回波射频信号,每一帧超声回波射频信号对应于超声探头轴向方向的一条超声扫描线;

[0019] 所述转换步骤包括:

[0020] 将每个数据矩阵的整帧的超声回波射频信号转换为解析信号;

[0021] 在所述速度估算步骤之后,还包括:

[0022] 二维速度分布图像步骤,根据计算得到多个数据矩阵中每个数据矩阵中相邻两帧数据间隔中血流的平均移动速度,形成血流的二维速度分布图像。

[0023] 在其中一个实施例中,所述转换步骤包括:

[0024] 将整帧的超声回波射频信号采用傅里叶变换和逆变换得到解析信号。

[0025] 在其中一个实施例中,所述转换步骤采用由图形处理器实现的第一内核函数进行处理,所述第一内核函数的 block 数为数据矩阵的行数,所述行数是指整帧的超声回波射频信号的帧数,所述第一内核函数的 thread 数为数据矩阵的列数,所述列数是指超声探头轴向方向扫描线上的数据点数。

[0026] 在其中一个实施例中,所述积和步骤、相位计算步骤和速度估算步骤采用由图形处理器实现的第二内核函数计算;所述第二内核函数的 block 数为数据矩阵的行数减 1,每个 block 的 thread 数为分段窗口数,所述分段窗口数通过所述数据矩阵的列数与窗口宽度之差,除以步长,再加 1 得到,所述步长是指两个相邻的分段窗口除了互相重叠的部分外所包含的数据点数。

[0027] 在其中一个实施例中,所述速度估算步骤还包括:若两帧信号间隔中血流的平均移动速度小于超声回波射频信号波长的四分之一除以两帧信号间隔时间,则无需进行额外计算;若两帧信号间隔中血流的平均移动速度大于超声回波射频信号波长的四分之一除以两帧信号间隔时间,则进行时域互相关计算和结果修正计算。

[0028] 一种基于超声回波射频信号的多普勒血流速度估测系统,包括:

[0029] 转换模块,用于将整帧的超声回波射频信号转换为解析信号;

[0030] 划分模块,用于将整帧的解析信号根据预设窗口长度进行分段,得到分段窗口数

据段；

[0031] 积和模块,用于对相邻的两帧信号,将对应分段窗口数据段进行一次无偏移的积和运算,得到目标复数；

[0032] 相位计算模块,用于计算所述目标复数的相位；

[0033] 速度估算模块,用于利用所述相位计算得到两帧信号间隔中血流的平均移动速度。在其中一个实施例中,所述系统还包括分块模块和二维速度分布图像模块,

[0034] 所述分块模块用于将超声回波射频信号分成多个数据矩阵,每个数据矩阵包括若干帧整帧的超声回波射频信号,每一帧超声回波射频信号对应于超声探头轴向方向的一条超声扫描线；

[0035] 所述转换模块还用于将每个数据矩阵的整帧的超声回波射频信号转换为解析信号；

[0036] 所述二维速度分布图像模块用于根据计算得到多个数据矩阵中每个数据矩阵中相邻两帧数据间隔中血流的平均移动速度,形成血流的二维速度分布图像。

[0037] 在其中一个实施例中,所述转换模块还用于将整帧的超声回波射频信号采用傅里叶变换和逆变换得到解析信号。

[0038] 在其中一个实施例中,所述转换模块采用由图形处理器实现的第一内核函数进行处理,所述第一内核函数的 block 数为数据矩阵的行数,所述行数是指整帧的超声回波射频信号的帧数,所述第一内核函数的 thread 数为数据矩阵的列数,所述列数是指超声探头轴向方向扫描线上的数据点数。

[0039] 在其中一个实施例中,所述积和模块、相位计算模块和速度估算模块采用由图形处理器实现的第二内核函数计算；所述第二内核函数的 block 数为数据矩阵的行数减 1,每个 block 的 thread 数为分段窗口数,所述分段窗口数通过所述数据矩阵的列数与窗口宽度之差,除以步长,再加 1 得到,所述步长是指两个相邻的分段窗口除了互相重叠的部分外所包含的数据点数。

[0040] 在其中一个实施例中,所述速度估算模块还用于若两帧信号间隔中血流的平均移动速度小于超声回波射频信号波长的四分之一除以两帧信号间隔时间,则无需进行额外计算,以及若两帧信号间隔中血流的平均移动速度大于超声回波射频信号波长的四分之一除以两帧信号间隔时间,则进行时域互相关计算和结果修正计算。

[0041] 上述基于超声回波射频信号的多普勒血流速度估测方法,将整帧的超声回波射频信号一次转换为解析信号,极大的提高了计算速度,不需进行信号分解和低通滤波,既简化了计算,也消除了滤波对结果的负面影响,减小了计算量,大大缩短了计算时间。

[0042] 另外,将整帧的超声回波射频信号一次进行傅里叶变换和一次傅里叶逆变换,相比于对分段后窗口数据段进行几十次到几百次的傅里叶变换和傅里叶逆变换,极大的提高了计算速度；当采用图形处理器实现时,可以利用多个 block 数和 thread 数并行处理,提高了处理效率。

附图说明

[0043] 图 1 为一个实施例中基于超声回波射频信号的多普勒血流速度估测方法的流程图；

[0044] 图 2 另为一个实施例中基于超声回波射频信号的多普勒血流速度估测方法的流程图；

[0045] 图 3 为一个实施例中基于超声回波射频信号的多普勒血流速度估测系统的结构框图；

[0046] 图 4 为一个实施例中基于超声回波射频信号的多普勒血流速度估测系统的结构框图。

具体实施方式

[0047] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白，以下结合附图及实施例，对本发明进行进一步详细说明。应当理解，此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明，并不用于限定本发明。

[0048] 图 1 为一个实施例中基于超声回波射频信号的多普勒血流速度估测方法的流程图。该基于超声回波射频信号的多普勒血流速度估测方法，包括以下步骤：

[0049] 步骤 102，转换步骤，将整帧的超声回波射频信号转换为解析信号。

[0050] 本实施例中，将整帧的超声回波射频信号采用傅里叶变换和逆变换得到解析信号，即将实数信号转换为复数信号。具体转换过程为：首先将时域信号通过傅里叶变换转为频域信号，然后将频域信号的实部乘以 2，虚部置 0，然后将所得信号进行傅里叶逆变换，得到对应原来时域信号的解析信号。将整帧的超声回波射频信号一次进行傅里叶变换和一次傅里叶逆变换，相比于对分段后窗口数据段进行几十次到几百次的傅里叶变换和傅里叶逆变换，极大的提高了计算速度。

[0051] 步骤 104，划分步骤，将整帧的解析信号根据预设窗口长度进行分段，得到分段窗口数据段。

[0052] 具体的，预设窗口长度可根据需要设定。

[0053] 步骤 106，积和步骤，对相邻的两帧信号，将对应分段窗口数据段进行一次无偏移的积和运算，得到目标复数。

[0054] 具体的，先将对应的数据段进行复数相乘（第一帧数据点的复数，乘以第二帧对应数据点的复数共轭），再将得到的所有乘积相加，得到一个复数形式的和 $a+jb$ ，即目标复数。其中， a 、 b 为实数， j 为虚部标识符。例如第一帧的第 n 个分段窗口数据段中包括数据点 $x_1+jy_1, \dots, x_n+jy_n$ ，第二帧的对应的第 n 个分段窗口数据段中包括数据点 $z_1+jc_1, \dots, z_n+jc_n$ ，则 $a+jb = (x_1+jy_1) \times (z_1-jc_1) + \dots + (x_n+jy_n) \times (z_n-jc_n)$ 。

[0055] 步骤 108，相位计算步骤，计算该目标复数的相位。

[0056] 具体的，目标复数的相位 $\varphi = \arctan(b/a)$ ，由 a 、 b 的正负符号，可将相位 φ 的范围扩展到 $[-\pi, \pi]$ 。这个范围所对应的信号的相对位移的范围为 $[-L, L]$ ， L 表示超声回波射频信号波长的四分之一。

[0057] 步骤 110，速度估算步骤，利用该相位计算得到两帧信号间隔中血流的平均移动速度。

[0058] 具体的，血流的平均移动速度的计算公式为：

[0059]

$$v = \frac{c}{4\pi f \cos \theta} \frac{\phi}{T}$$

[0060] 其中, v 为血流速度, c 为超声声速, f 为超声发射频率, θ 为超声波束和血流方向之间的夹角, ϕ 为相位, T 为两帧信号的时间间隔。

[0061] 上述基于超声回波射频信号的多普勒血流速度估测方法, 将整帧的超声回波射频信号一次转换为解析信号, 极大的提高了计算速度, 不需进行信号分解和低通滤波, 既简化了计算, 也消除了滤波对结果的负面影响, 减小了计算量, 大大缩短了计算时间。

[0062] 进一步的, 上述速度估算步骤还包括: 若两帧信号间隔中血流的平均移动速度小于超声回波射频信号波长的四分之一除以两帧信号间隔时间, 则无需进行额外计算; 若两帧信号间隔中血流的平均移动速度大于超声回波射频信号波长的四分之一除以两帧信号间隔时间, 则还需要进行额外的时域互相关计算和结果修正计算。以 L 表示超声回波射频信号波长的四分之一, K 表示一个采样间隔的长度 (可由公式 $0.5 * c / f_s$ 计算, c 为超声声速, f_s 为超声回波射频信号的采样频率), 则信号间的相对位移 d 可以表示为 L 的倍数, 即 $d = (N+m) * L$, 其中 N 是未知的整数部分, m 是已知的小数部分, m 即对应于上述的 ϕ / π , 同时, 由互相关计算的结果可知相对位移 d 还可以表示为 K 的倍数, $M * K < d < (M+1) * K$, 即 d 的取值范围在 $M * K$ 和 $(M+1) * K$ 之间。由以上关系以及 m 的取值范围, 可以容易地计算出 N , 并得到修正后的相对位移 d , 进而由 $v = d / (T * \cos \theta)$ 计算出血流的平均速度 v 。

[0063] 如图 2 所示, 为另一个实施例中基于超声回波射频信号的多普勒血流速度估测方法的流程图。在其中一个实施例中, 在该转换步骤之前, 还包括:

[0064] 步骤 202, 分块步骤, 将超声回波射频信号分成多个数据矩阵, 每个数据矩阵包括若干帧整帧的超声回波射频信号, 每一帧超声回波射频信号对应于超声探头轴向方向的一条超声扫描线。

[0065] 具体的, 将超声回波射频信号按侧向采集位置分为 N 个数据矩阵, 每个数据矩阵大小为 $row \times col$, 表示包含 row 帧数据 (时间方向), 每帧有 col 个元素 (深度方向)。

[0066] 步骤 204, 转换步骤, 将每个数据矩阵的整帧的超声回波射频信号转换为解析信号。

[0067] 转换步骤采用由图形处理器 (Graphics Process Unit, GPU) 实现的第一内核函数进行处理, 第一内核函数的 block 数为数据矩阵的行数, 即整帧的超声回波射频信号的帧数, 第一内核函数的 thread 数为数据矩阵的列数, 即超声探头轴向方向扫描线上的数据点数。

[0068] 具体的, 采用 GPU 优化设计, 傅里叶变换和傅里叶逆变换均使用 CUDA (CPU+GPU) 的 CUFFT 库函数 `cufftExecC2C`。对于频域信号的处理采用内核函数 `kernel_1` 实现。CPU 是 Central Processing Unit, 中央处理器。

[0069] 第一内核函数调用顺序: 1) `cufftExecC2C` (正变换); 2) `kernel_1`; 3) `cufftExecC2C` (逆变换)。

[0070] 第一内核函数中各步计算所采用的 blocks 数量和 threads 数量相同, 均为 `blocks = dim3(input->rows)`; `threads = dim3(input->cols)`, `input->rows` 是数据矩阵的行数, `input->cols` 是数据矩阵的列数。

[0071] 步骤 206,划分步骤,将整帧的解析信号根据预设窗口长度进行分段,得到分段窗口数据段。

[0072] 具体的,在深度方向上将整帧的解析信号根据预设窗口长度进行分段。其中,预设窗口长度可根据需要设定。

[0073] 步骤 208,积和步骤,对相邻的两帧信号,将对应分段窗口数据段进行一次无偏移的积和运算,得到目标复数。

[0074] 具体的,对时间方向上相邻的两帧信号,将深度方向上对应的分段窗口数据段进行一次无偏移的积和运算,得到目标复数。

[0075] 步骤 210,相位计算步骤,计算该目标复数的相位。

[0076] 具体的,目标复数的相位 $\varphi = \arctan(b/a)$, 并可根据 a、b 的符号将 φ 的取值范围扩大到 $[-\pi, \pi]$ 。这个范围所对应的信号的相对位移的范围为 $[-L, L]$, L 表示超声回波射频信号波长的四分之一。

[0077] 步骤 212,速度估算步骤,利用该相位计算得到两帧信号间隔中血流的平均移动速度。

[0078] 具体的,血流的平均移动速度的计算公式为:

[0079]

$$v = \frac{c}{4\pi f \cos \theta} \frac{\varphi}{T}$$

[0080] 其中, v 为血流速度, c 为超声声速, f 为超声发射频率, θ 为超声波束和血流方向之间的夹角, φ 为相位, T 为两帧信号的时间间隔。

[0081] 步骤 214,二维速度分布图像步骤,根据计算得到多个数据矩阵中每个数据矩阵中相邻两帧数据间隔中血流的平均移动速度,形成血流的二维速度分布图像。

[0082] 具体的,按照步骤 204 至 212 可对在深度方向上的每个分段窗口数据段求出相邻两帧数据间隔中血流的平均移动速度。如此可得到平均移动速度矩阵尺寸为 $(row-1) \times Win_Num$, 其中, Win_Num 为分段窗口数。

[0083] 在一个实施例中,积和步骤、相位计算步骤和速度估算步骤采用由图形处理器(Graphics Process Unit, GPU)实现的第二内核函数计算;该第二内核函数的 block 数为数据矩阵的行数减 1,每个 block 的 thread 数为分段窗口数,该分段窗口数通过该数据矩阵的列数与窗口宽度之差,除以步长,再加 1 得到,该步长是指两个相邻的分段窗口除了互相重叠的部分外所包含的数据点数。。

[0084] 具体的,第二内核函数采用 ComputeVel。分段窗口数 WinNum = $(InputWidth - WindowHW) / Step + 1$, 其中, WindowHW 为窗口宽度,步长为 Step, InputWidth 为数据矩阵的列数。

[0085] 第二内核函数 ComputeVel 设计每个 block 的 thread (即线程数) 等于分段窗口数 WinNum, 整个矩阵的计算由 $(rows-1)$ 个 block 实现, 每个 block 计算一组相邻的两帧信号间隔中血流的平均移动速度。因此内核函数线程数如下:

[0086] 第二内核函数线程数 $ComputeVel<<<blocks, threads>>>()$, 其中, $blocks = dim3(rows-1)$; $threads = dim3(WinNum)$ 。其中, $<<<, >>>$ 是 CUDA 语法符号, 表示 GPU 执行内核需要启动的线程数, 使用方式: $<<<$ 表示启动的 block 数量, 表示 1 个 block 里面的线程

数>>>。input 为一个结构类型，-> 表示取结构的一个元素。采用多个 block 数和 thread 数并行处理，提高了处理效率。

[0087] 如图 3 所示，为一个实施例中基于超声回波射频信号的多普勒血流速度估测系统的结构框图。该基于超声回波射频信号的多普勒血流速度估测系统，包括转换模块 310、划分模块 320、积和模块 330、相位计算模块 340 和速度估算模块 350。其中：

[0088] 转换模块 310，用于将整帧的超声回波射频信号转换为解析信号。具体的，该转换模块 310 还用于将整帧的超声回波射频信号采用傅里叶变换和逆变换得到解析信号。

[0089] 划分模块 320，用于将整帧的解析信号根据预设窗口长度进行分段，得到分段窗口数据段。

[0090] 积和模块 330，用于对相邻的两帧信号，将对应分段窗口数据段进行一次无偏移的积和运算，得到目标复数。

[0091] 具体的，先将对应的数据段进行复数相乘，再将得到的所有乘积相加，得到一个复数形式的和 $a+jb$ ，即目标复数。

[0092] 相位计算模块 340，用于计算该目标复数的相位。

[0093] 具体的，目标复数的相位 $\varphi = \arctan(b/a)$ ，并可根据 a 、 b 的符号将 φ 的取值范围扩大到 $[-\pi, \pi]$ 。这个范围所对应的信号的相对位移的范围为 $[-L, L]$ ， L 表示超声回波射频信号波长的四分之一。

[0094] 速度估算模块 350，用于利用所述相位计算得到两帧信号间隔中血流的平均移动速度。

[0095] 具体的，血流的平均移动速度的计算公式为：

[0096]

$$v = \frac{c}{4\pi f \cos \theta} \varphi \frac{1}{T}$$

[0097] 其中， v 为血流速度， c 为超声声速， f 为超声发射频率， θ 为超声波束和血流方向之间的夹角， φ 为相位， T 为两帧信号的时间间隔。

[0098] 上述基于超声回波射频信号的多普勒血流速度估测系统，将整帧的超声回波射频信号一次转换为解析信号，极大的提高了计算速度，不需进行信号分解和低通滤波，既简化了计算，也消除了滤波对结果的负面影响，减小了计算量，大大缩短了计算时间。

[0099] 如图 4 所示，为一个实施例中基于超声回波射频信号的多普勒血流速度估测系统的结构框图。该基于超声回波射频信号的多普勒血流速度估测系统，除了包括转换模块 310、划分模块 320、积和模块 330、相位计算模块 340 和速度估算模块 350，还包括分块模块 360 和二维速度分布图像模块 370。

[0100] 该分块模块 360 用于将超声回波射频信号分成多个数据矩阵。具体的，将超声回波射频信号按侧向采集位置分为 N 个数据矩阵，每个数据矩阵大小为 $row \times col$ ，表示包含 row 帧数据（时间方向），每帧有 col 个元素（深度方向）。

[0101] 该转换模块 310 还用于将每个数据矩阵的整帧的超声回波射频信号转换为解析信号。该转换模块 310 采用由图形处理器实现的第一内核函数进行处理，该第一内核函数的 block 数为数据矩阵的行数，即整帧的超声回波射频信号的帧数，该第一内核函数的 thread 数为数据矩阵的列数，即超声探头轴向方向扫描线上的数据点数。

[0102] 该划分模块 320 还用于在深度方向上将整帧的解析信号根据预设窗口长度进行分段,得到分段窗口数据段。

[0103] 该积和模块 330 还用于对时间方向上相邻的两帧信号,将深度方向上对应的分段窗口数据段进行一次无偏移的积和运算,得到目标复数。

[0104] 速度估算模块 350 用于对深度方向上的每个分段窗口,求出相邻两帧信号间隔中血流的平均移动速度。如此可得到平均移动速度矩阵尺寸为 $(row-1) \times Win_Num$, 其中, Win_Num 为分段窗口数。

[0105] 该二维速度分布图像模块 370 用于根据计算得到多个数据矩阵中每个数据矩阵中相邻两帧数据间隔中血流的平均移动速度,形成血流的二维速度分布图像。

[0106] 在一个实施例中,该积和模块 330、相位计算模块 340 和速度估算模块 350 采用由图形处理器实现的第二内核函数计算;该第二内核函数的 block 数为数据矩阵的行数减 1, 每个 block 的 thread 数为分段窗口数,该分段窗口数通过该数据矩阵的列数与窗口宽度之差,除以步长,再加 1 得到,该步长是指两个相邻的分段窗口除了互相重叠的部分外所包含的数据点数。

[0107] 采用多个 block 数和 thread 数并行处理,提高了处理效率。

[0108] 此外,速度估算模块还用于若两帧信号间隔中血流的平均移动速度小于超声回波射频信号波长的四分之一除以两帧信号间隔时间,则无需进行额外计算;以及若两帧信号间隔中血流的平均移动速度大于超声回波射频信号波长的四分之一除以两帧信号间隔时间,则还需要进行额外的时域互相关计算和结果修正计算。以 L 表示超声回波射频信号波长的四分之一, K 表示一个采样间隔的长度(可由公式 $0.5 \cdot c / fs$ 计算, c 为超声声速, fs 为超声回波射频信号的采样频率),则信号间的相对位移 d 可以表示为 L 的倍数,即 $d = (N+m) \cdot L$, 其中 N 是未知的整数部分, m 是已知的小数部分, m 即对应于上述的 ϕ/π , 同时,由时域互相关计算的结果可知相对位移 d 还可以表示为 K 的倍数, $M \cdot K < d < (M+1) \cdot K$, 即 d 的取值范围在 $M \cdot K$ 和 $(M+1) \cdot K$ 之间。由以上关系以及 m 的取值范围,可以容易地计算出 N , 并得到修正后的相对位移 d , 进而由 $v = d / (T \cdot \cos \theta)$ 计算出血流的平均速度 v 。

[0109] 所述的时域互相关计算包括归一化互相关时延估计法、归一化协方差时延估计法、非归一化互相关时延估计法、混合符号互相关时延估计法和快速傅里叶变换 / 逆变换计算互相关系数法等。其中,

[0110] 归一化互相关时延估计法:

$$[0111] \quad R_{nc}(\tau) = \frac{\int_{-T/2}^{T/2} (s_r(t) s_d(t+\tau)) dt}{\sqrt{\int_{-T/2}^{T/2} (s_r(t))^2 dt \int_{-T/2}^{T/2} (s_d(t+\tau))^2 dt}} \quad (1)$$

[0112] 归一化协方差时延估计法:

$$[0113] \quad R_{NCov}(\tau) = \frac{\int_{-T/2}^{T/2} (s_r(t) - \overline{s_r})(s_d(t+\tau) - \overline{s_d(\tau)}) dt}{\sqrt{\int_{-T/2}^{T/2} (s_r(t) - \overline{s_r})^2 dt \int_{-T/2}^{T/2} (s_d(t+\tau) - \overline{s_d(\tau)})^2 dt}} \quad (2)$$

[0114] 其中:

$$[0115] \quad \overline{s_r} = \left(\frac{1}{T}\right) \int_{-T/2}^{T/2} s_r(t) dt \quad (3)$$

$$[0116] \quad \overline{s_d}(\tau) = \left(\frac{1}{T}\right) \int_{-T/2}^{T/2} s_r(t+\tau) dt \quad (4)$$

[0117] 非归一化互相关时延估计法：

$$[0118] \quad R_{NNC}(\tau) = \int_{-T/2}^{T/2} s_r(t) s_d(t+\tau) dt \quad (5)$$

[0119] 混合符号互相关时延估计法：

$$[0120] \quad R_{HSC}(\tau) = \int_{-T/2}^{T/2} s_r(t) \text{sign}(s_d(t+\tau)) dt \quad (6)$$

[0121] 其中：

$$[0122] \quad \text{sign}(x) = \begin{cases} 1 & x > 0 \\ -1 & x < 0 \\ 0 & x = 0 \end{cases} \quad (7)$$

[0123] 快速傅里叶变换 / 逆变换计算互相关系数：首先对两个要进行互相关运算的时域信号进行傅里叶变换，将其变换到频域，再计算这两个频域信号的互功率谱，将互功率谱信号进行傅里叶逆变换变换回时域，得到的就是信号的时域互相关系数信号，公式简述如下：

$$[0124] \quad S_r = \text{FFT}(s_r)$$

$$[0125] \quad S_d = \text{FFT}(s_d) \quad (8)$$

$$[0126]$$

$$[0127] \quad S_{rd} = S_r \cdot S_d^*$$

$$[0128] \quad R_{rd} = \text{IFFT}(S_{rd})$$

[0129] 其中， s_r 、 s_d 为时域信号， S_r 、 S_d 为进行快速傅立叶变换后的对应频域信号， S_{rd} 是两者的互功率谱，* 表示复数信号的共轭， R_{rd} 是时域信号的互相关系数，FFT 为傅里叶变换，IFFT 为傅里叶逆变换。

[0130] 另外，将整帧的超声回波射频信号转换为解析信号时，也可以采用希尔伯特变换得到。希尔伯特变换公式为：

$$[0131] \quad \hat{r}(m, t) = r(m, t) * (1/(\pi t)) \quad (10)$$

[0132] 式 (10) 中， $\hat{r}(m, t)$ 为信号 $r(m, t)$ 的希尔伯特变换， m 为采样点的坐标， t 是时间，* 是卷积运算。

[0133] 则解析信号对应为：

$$[0134] \quad \hat{r}(m, t) = r(m, t) - j\hat{r}(m, t) \quad (11)$$

[0135] 本领域普通技术人员可以理解实现上述实施例方法中的全部或部分流程，是可以通过计算机程序来指令相关的硬件来完成，所述的程序可存储于一计算机可读取存储介质中，该程序在执行时，可包括如上述各方法的实施例的流程。其中，所述的存储介质可为磁碟、光盘、只读存储记忆体 (Read-Only Memory, ROM) 或随机存储记忆体 (Random Access

Memory, RAM) 等。

[0136] 以上所述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。

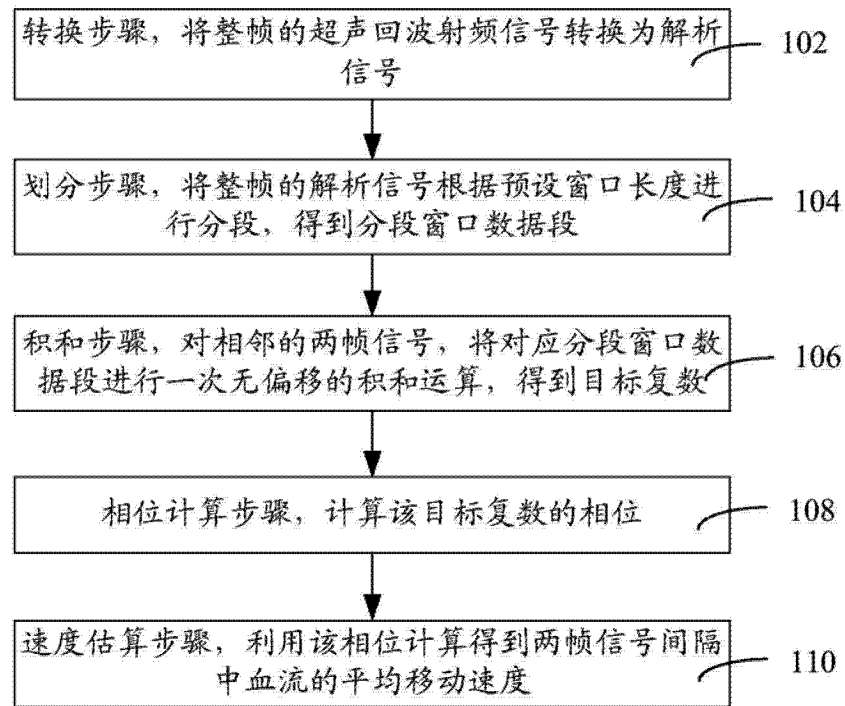


图 1

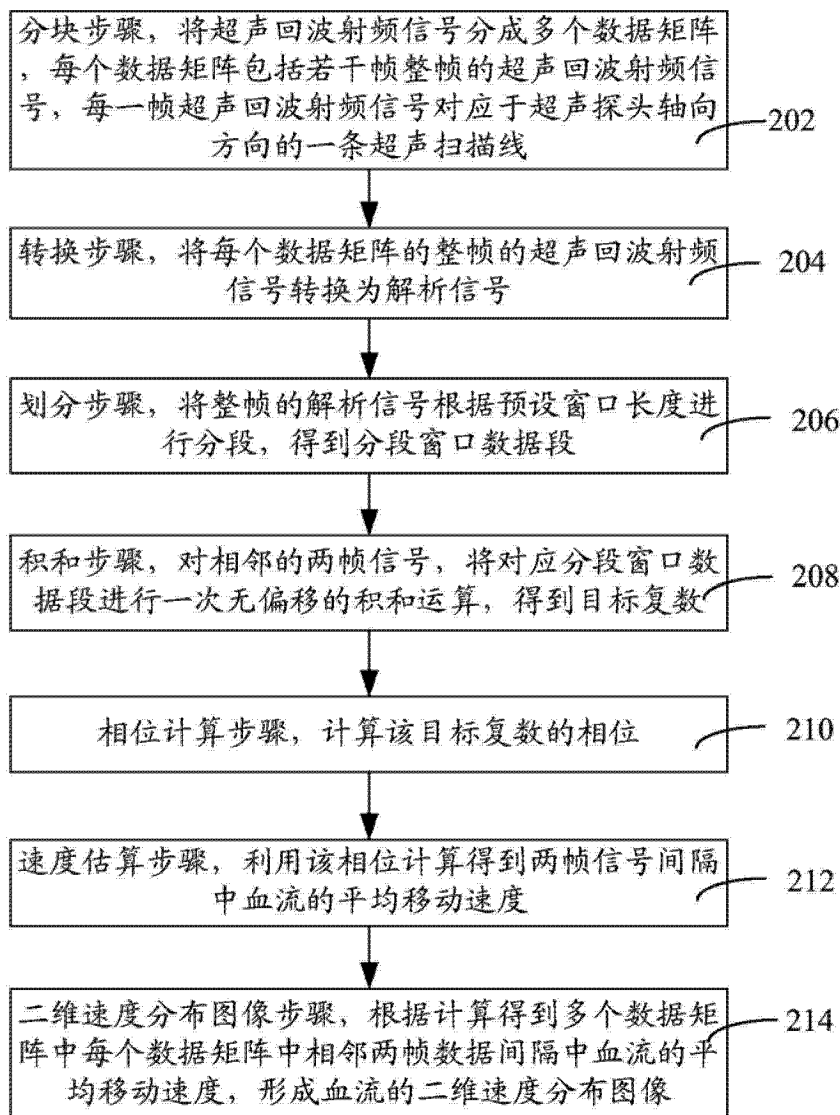


图 2

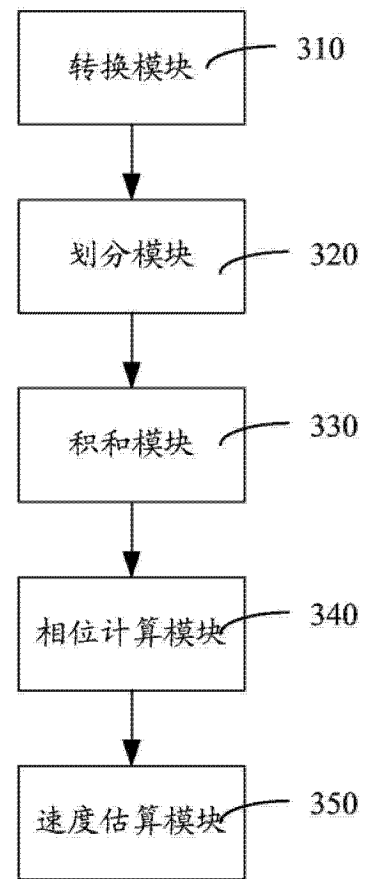


图 3

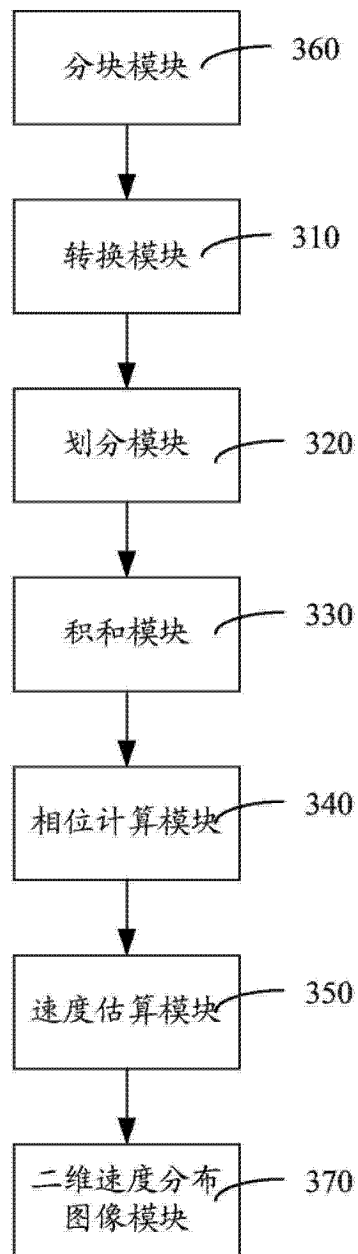


图 4

专利名称(译)	基于超声回波射频信号的多普勒血流速度估测方法和系统		
公开(公告)号	CN104188687A	公开(公告)日	2014-12-10
申请号	CN201410378474.X	申请日	2014-08-01
[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	王丛知 郑海荣 曾成志 杨戈 冯歌 肖杨		
发明人	王丛知 郑海荣 曾成志 杨戈 冯歌 肖杨		
IPC分类号	A61B8/06		
代理人(译)	吴平		
优先权	201310514524.8 2013-10-25 CN		
其他公开文献	CN104188687B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种基于超声回波射频信号的多普勒血流速度估测方法和系统。所述方法包括：转换步骤，将整帧的超声回波射频信号转换为解析信号；划分步骤，将整帧的解析信号根据预设窗口长度进行分段，得到分段窗口数据段；积和步骤，对相邻的两帧信号，将对应分段窗口数据段进行一次无偏移的积和运算，得到目标复数；相位计算步骤，计算所述目标复数的相位；速度估算步骤，利用所述相位计算得到两帧信号间隔中血流的平均移动速度。上述基于超声回波射频信号的多普勒血流速度估测方法，不需进行信号分解和低通滤波，既简化了计算，也消除了滤波对结果的负面影响，减小了计算量，大大缩短了计算时间。

