



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110811688 B

(45) 授权公告日 2021. 10. 01

(21) 申请号 201911213180.0

EP 3513735 A1, 2019.07.24

(22) 申请日 2019.12.02

CN 102697524 A, 2012.10.03

(65) 同一申请的已公布的文献号

CN 109157247 A, 2019.01.08

申请公布号 CN 110811688 A

CN 110431444 A, 2019.11.08

(43) 申请公布日 2020.02.21

CN 103829974 A, 2014.06.04

(73) 专利权人 云南大学

CN 106580369 A, 2017.04.26

地址 650091 云南省昆明市翠湖北路2号

CN 104398271 A, 2015.03.11

(72) 发明人 何冰冰 张榆锋 李支尧 李浩

杨本贤 廖泽容

Che-Chou Shen,等.High frame-rate vector flow estimation using speckle tracking with recursive plane-wave compounding.《2010 IEEE International Ultrasonics Symposium, San Diego》.2010,第1307-1310页.

(74) 专利代理机构 北京高沃律师事务所 11569

代理人 杨媛媛

Che-Chou Shen,等.High Frame-Rate Vector Flow Estimation Using Speckle Tracking with Recursive Plane-Wave Compounding.《2010 IEEE International Ultrasonics Symposium》.2010,第1307-1310页. (续)

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006.01)

(续)

审查员 林晨

(56) 对比文件

CN 105615919 A, 2016.06.01

CN 109416400 A, 2019.03.01

CN 108852415 A, 2018.11.23

CN 101214159 A, 2008.07.09

CN 108272439 A, 2018.07.13

权利要求书2页 说明书6页 附图4页

(54) 发明名称

多角度平面波重复复合的超快超声多普勒血流估计方法

50%,从而提高了超快超声多普勒技术最大血流速度可检测范围。

(57) 摘要

本发明公开了一种多角度平面波重复复合的超快超声多普勒血流估计方法。所述方法包括:控制超声换能器循环发射偏转角度依次为{0, -β, β, -β}的平面波;接收经待扫描区域反射的平面波的回波信号;搜索回波信号中偏转角度依次为{0, -β, β}和偏转角度依次为{β, -β, 0}的三帧连续信号,得到多个帧组;对每个帧组中的三帧连续信号进行叠加,得到复合射频信号;根据复合射频信号计算血流速度;对血流速度进行彩色编码生成二维血流速度图像。在相干复合中,最后一个射频回波信号被重复地用于下一次复合,与所有射频回波信号只复合一次的传统相干复合技术相比,脉冲重复频率提高了



CN 110811688 B

[接上页]

(51) Int.Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

(56) 对比文件

Saris Anne E C M,等.“A Comparison
Between Compounding Techniques Using

Large Beam-Steered Plane Wave Imaging for
Blood Vector Velocity Imaging in a
Carotid Artery Model.《IEEE TRANSACTIONS
ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS, AND
FREQUENCY CONTROL》.2016,第63卷(第11期),第
1758-1771页.

1. 多角度平面波重复复合的超快超声多普勒血流估计方法,其特征在于,所述方法包括:

控制超声换能器向待扫描区域循环发射偏转角度依次为 $\{0, -\beta, \beta, -\beta\}$ 的平面波;

接收经所述待扫描区域反射的平面波的回波信号;所述回波信号为偏转角度按照基本循环单元循环的信号;所述基本循环单元的角度排列依次为 $0, -\beta, \beta, -\beta$;

搜索所述回波信号中偏转角度依次为 $\{0, -\beta, \beta\}$ 和偏转角度依次为 $\{\beta, -\beta, 0\}$ 的三帧连续信号为一个帧组,得到多个帧组,多个所述帧组满足相邻的两个帧组中前一帧组的末尾帧信号为后一帧组的起始帧信号;

对每个帧组中的三帧连续信号进行叠加,得到复合射频信号;

根据所述复合射频信号计算血流速度;

对所述血流速度进行彩色编码生成二维血流速度图像。

2. 根据权利要求1所述的多角度平面波重复复合的超快超声多普勒血流估计方法,其特征在于,

控制超声换能器向待扫描区域发射偏转角为 0 的平面波时,设置超声换能器全孔径中的所有阵元同步激发;

控制超声换能器向待扫描区域发射偏转角为 $-\beta$ 或 β 的平面波时,设置超声换能器全孔径中的所有阵元基于偏转角度计算的延迟时间依次激发。

3. 根据权利要求1所述的多角度平面波重复复合的超快超声多普勒血流估计方法,其特征在于,

在搜索所述回波信号中偏转角度依次为 $\{0, -\beta, \beta\}$ 和偏转角度依次为 $\{\beta, -\beta, 0\}$ 的三帧连续信号为一个帧组,得到多个帧组之后,在所述对每个帧组中的三帧连续信号进行叠加,得到复合射频信号之前,还包括:

对每个帧组中的三帧连续信号进行局域配准。

4. 根据权利要求3所述的多角度平面波重复复合的超快超声多普勒血流估计方法,其特征在于,

所述对每个帧组中的三帧连续信号进行局域配准具体包括:

针对每个帧组的三帧连续信号都执行以下操作:

计算起始帧信号相对于中间帧信号的第一偏移量;

计算末尾帧信号相对于中间帧信号的第二偏移量;

根据所述第一偏移量和所述第二偏移量对所述每个帧组的三帧连续信号进行局域配准。

5. 根据权利要求1所述的多角度平面波重复复合的超快超声多普勒血流估计方法,其特征在于,

所述根据所述复合射频信号计算血流速度具体包括:

在连续的多帧所述复合射频信号中分别提取各帧复合射频信号的血流多普勒信号,得到血管腔内不同径向位置的血流多普勒信号;

对每个所述血流多普勒信号均进行正交解调,得到每个所述血流多普勒信号的正交分量和同相分量;

根据每个所述血流多普勒信号的正交分量和同相分量,分别计算得到每个血流多普勒

信号的相移；

根据每个血流多普勒信号的相移分别计算得到每个血流多普勒信号的血流速度。

多角度平面波重复复合的超快超声多普勒血流估计方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声成像技术领域,特别是涉及多角度平面波重复复合的超快超声多普勒血流估计方法。

背景技术

[0002] 血管系统中的血流速度分布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。在健康的血管中,血流速度分布呈抛物线型,而在发生动脉粥样硬化的病变血管中,血流速度分布受斑块影响发生变化,不再呈抛物线型,甚至出现湍流和涡流。血流动力学以血流速度分布为基础,可根据血流速度分布计算剪切应力、速度剪切率和壁面剪切率等血流动力学参数。

[0003] 目前,能够获取血流速度分布的超声技术主要有两类:图像测速技术和超声多普勒技术。其中,图像测速技术是在连续两帧B超图像中跟踪血流散斑以获取血流速度分布,但是图像测速技术的处理时间滞后于临床信号的采集,血流速度分布不能实时显示。超声多普勒技术以反射法测量多普勒频移为原理估计血流速度,具有处理速度快,测量精度高等优势,但是,根据奈奎斯特采样定理,当脉冲重复频率小于血流多普勒频移信号最大频率的两倍时,会出现速度混叠,造成测量失败。

[0004] 超声多普勒技术包括脉冲多普勒双工扫描成像和彩色多普勒血流成像两类。脉冲多普勒双工扫描成像将B超成像和脉冲多普勒技术结合,在显示周围组织结构的同时显示血流多普勒频移的频谱,具有测距和测速的双重功能。由于牺牲了一部分脉冲重复频率用于B超成像,该技术能够检测的最大血流速度较小。而彩色多普勒血流成像在B超图像上同步显示二维彩色血流图像,用红蓝两种颜色区别速度方向,并使用两种颜色的亮度表示速度大小。与脉冲多普勒相比,彩色多普勒血流成像在空间上更直观地显示了血流速度分布。然而,为了保证彩色血流成像的帧频,该技术在每个扫描位置上的脉冲发射数量有限,对血流的观测时间较短,信噪比较低。综上所述,以上两种常用的超声多普勒技术皆受限于脉冲重复频率。

[0005] 为了解决上述问题,新一代超快超声随之出现,主要发展方向是平面波成像技术,采用全孔径发射超声信号,通过一次发射即可得到整个成像区域的回波信号,其脉冲重复频率等于帧频,在5cm的成像深度范围内,高达每秒15000帧。但是,由于缺少发射焦点,回波信号信噪比低,成像质量差。

[0006] 相干复合平面波算法的提出改进了平面波的成像质量。该算法通过依次延迟全孔径内所有阵元的激发时间,从多个对称偏转的发射角度获得同一成像区域的多帧平面波图像,并将多帧图像相干叠加得到复合图像。由于相干复合平面波算法平均了多帧图像,因此可以有效平滑噪声,提高信噪比。并且,由于发射角度不同、可以有效解决成像目标的边缘缺失等问题。

[0007] 发射角度的设置包括极性偏转角序列和线性偏转角序列。在极性偏转角序列中,

角度对称的两次扫描时间间隔更短,更利于抵消噪声保留有用信息。因此,基于极性偏转角序列相干复合获取的多帧图像,其信噪比优于基于线性偏转角序列的复合结果。然而,使用多帧图像生成一帧复合图像,相干复合平面波算法在提高信噪比的同时导致了脉冲重复频率降低,从而降低了超快超声多普勒技术最大血流速度的可检测范围。

发明内容

[0008] 本发明的目的是提供一种多角度平面波重复复合的超快超声多普勒血流估计方法,将脉冲重复频率提高50%,从而提高超快超声多普勒技术最大血流速度可检测范围。

[0009] 为实现上述目的,本发明提供了如下方案:

[0010] 多角度平面波重复复合的超快超声多普勒血流估计方法,所述方法包括:

[0011] 控制超声换能器向待扫描区域循环发射偏转角度依次为 $\{0, -\beta, \beta, -\beta\}$ 的平面波;

[0012] 接收经所述待扫描区域反射的平面波的回波信号;所述回波信号为偏转角度按照基本循环单元循环的信号;所述基本循环单元的角度排列依次为 $0, -\beta, \beta, -\beta$;

[0013] 搜索所述回波信号中偏转角度依次为 $\{0, -\beta, \beta\}$ 和偏转角度依次为 $\{\beta, -\beta, 0\}$ 的三帧连续信号为一个帧组,得到多个帧组,多个所述帧组满足相邻的两个帧组中前一帧组的末尾帧信号为后一帧组的起始帧信号;

[0014] 对每个帧组中的三帧连续信号进行叠加,得到复合射频信号;

[0015] 根据所述复合射频信号计算血流速度;

[0016] 对所述血流速度进行彩色编码生成二维血流速度图像。

[0017] 可选的,控制超声换能器向待扫描区域发射偏转角为0的平面波时,设置超声换能器全孔径中的所有阵元同步激发;

[0018] 控制超声换能器向待扫描区域发射偏转角为 $-\beta$ 或 β 的平面波时,设置超声换能器全孔径中的所有阵元基于偏转角度计算的延迟时间依次激发。

[0019] 可选的,在所述搜索所述回波信号中偏转角度依次为 $\{0, -\beta, \beta\}$ 和偏转角度依次为 $\{\beta, -\beta, 0\}$ 的三帧连续信号为一个帧组,得到多个帧组之后,在所述对每个帧组中的三帧连续信号进行叠加,得到复合射频信号之前,还包括:

[0020] 对每个帧组中的三帧连续信号进行局域配准。

[0021] 可选的,所述对每个帧组中的三帧连续信号进行局域配准具体包括:

[0022] 针对每个帧组的三帧连续信号都执行以下操作:

[0023] 计算起始帧信号相对于中间帧信号的第一偏移量;

[0024] 计算末尾帧信号相对于中间帧信号的第二偏移量;

[0025] 根据所述第一偏移量和所述第二偏移量对所述每个帧组的三帧连续信号进行局域配准。

[0026] 可选的,所述根据所述复合射频信号计算血流速度具体包括:

[0027] 在连续的多帧所述复合射频信号中分别提取各帧复合射频信号的血流多普勒信号,得到血管腔内不同径向位置的血流多普勒信号;

[0028] 对每个所述血流多普勒信号均进行正交解调,得到每个所述血流多普勒信号的正交分量和同相分量;

[0029] 根据每个所述血流多普勒信号的正交分量和同相分量,分别计算得到每个血流多

普勒信号的相移；

[0030] 根据每个血流多普勒信号的相移分别计算得到每个血流多普勒信号的血流速度。

[0031] 根据本发明提供的具体实施例,本发明公开了以下技术效果:

[0032] 控制超声换能器循环发射偏转角度依次为 $\{0, -\beta, \beta, -\beta\}$ 的四角度平面波序列,在相干复合过程中使用偏转角为 $\{0, -\beta, \beta\}$ 或 $\{\beta, -\beta, 0\}$ 的连续的三帧射频回波信号。即用于相干复合的三角度射频回波信号中,最后一个射频回波信号被重复地用于下一次复合,与所有射频回波信号只复合一次的传统相干复合技术相比,脉冲重复频率提高了50%,从而提高了超快超声多普勒技术最大血流速度可检测范围。

附图说明

[0033] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例中所需要使用的附图作简单地介绍。

[0034] 图1为本发明提供的多角度平面波重复复合的超快超声多普勒血流估计方法的流程图;

[0035] 图2为本发明实施例提供的扫描示意图;

[0036] 图3为本发明实施例提供的四偏转角循环发射平面波时间序列示意图;

[0037] 图4为本发明实施例提供的基于三偏转角平面波的复合射频信号时间序列示意图;

[0038] 图5为本发明实施例提供的三偏转角平面波的修正及复合示意图;

[0039] 图6为本发明实施例测量的径向血流速度分布图;

[0040] 图7为本发明实施例提供的血流速度成像图。

具体实施方式

[0041] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。

[0042] 本发明的目的是提供一种多角度平面波重复复合的超快超声多普勒血流估计方法,将脉冲重复频率提高50%,从而提高超快超声多普勒技术最大血流速度可检测范围。

[0043] 为使本发明的上述目的、特征和优点能够更加明显易懂,下面结合附图和具体实施方式对本发明作进一步详细的说明。

[0044] 图1为本发明提供的多角度平面波重复复合的超快超声多普勒血流估计方法流程图,如图1所示,该方法包括:

[0045] S101:控制超声换能器向待扫描区域循环发射偏转角度依次为 $\{0, -\beta, \beta, -\beta\}$ 的平面波。

[0046] 具体控制方式为:控制超声换能器向待扫描区域发射偏转角为0的平面波时,设置超声换能器全孔径中的所有阵元同步激发;控制超声换能器向待扫描区域发射偏转角为 $-\beta$ 或 β 的平面波时,设置超声换能器全孔径中的所有阵元基于偏转角度计算的延迟时间依次激发。

[0047] 在阵元总数为N的超声换能器中,第n个阵元的延迟时间为

$t(n) = \frac{(n-I)(w+k)\sin\beta}{c}$, 其中 $1 \leq n \leq N$, w 为阵元宽度, k 为阵元间距, c 为超声波在成像介质中的传播速度。

[0048] 本实施例中, 设置循环发射平面波扫描血流的扫描范围为 $X \times Z$ 。

[0049] S102: 接收经待扫描区域反射的平面波的回波信号; 回波信号为偏转角度按照基本循环单元循环的信号; 基本循环单元的角度排列依次为 $0, -\beta, \beta, -\beta$ 。

[0050] 以扫描区域内的点 (x, z) 为例, 说明超声换能器接收到的平面波的回波信号具体控制过程为:

[0051] 第 n 个阵元发射的平面波信号到达扫描区域内的点 (x, z) 的传输时间为

$t_{go}(x, z) = \sqrt{(x-n)^2 + z^2}$, 该信号经点 (x, z) 反射后, 由第 n' 个阵元接收的传输时间为

$t_{back}(x, z) = \sqrt{(n'-x)^2 + z^2}$, 对于点 (x, z) , 信号总传输时间为 $t(x, z) = t_{go}(x, z) + t_{back}(x, z)$ 。

[0052] 以全孔径接收经扫描区域内所有散射点反射的信号, 该信号称为通道数据 (Channel Data, CD)。

[0053] 再基于超声延迟叠加法, 对通道数据执行波束合成生成射频回波信号 RF。以生成扫描区域内点 (x, z) 处的射频回波信号 RF (x, z) 为例, 根据公式:

$$[0054] \quad RF(x, z) = \int_{x-a}^{x+a} CD(x', t(x, z)) dx'$$

[0055] 生成, 其中, $2a$ 是波束合成中使用的合成孔径。

[0056] 对每帧通道数据执行波束合成, 获取多角度平面波的射频回波信号, 其偏转角度依次为 $\{\dots, 0, -\beta, \beta, -\beta, 0, -\beta, \beta, -\beta, \dots\}$ 。本实施例中, 最终得到的射频回波信号即为平面波回波信号。

[0057] S103: 搜索回波信号中偏转角度依次为 $\{0, -\beta, \beta\}$ 和偏转角度依次为 $\{\beta, -\beta, 0\}$ 的三帧连续信号为一个帧组, 得到多个帧组, 多个帧组满足相邻的两个帧组中前一帧组的末尾帧信号为后一帧组的起始帧信号。

[0058] S104: 对每个帧组中的三帧连续信号进行局域配准。

[0059] 针对每个帧组的三帧连续信号都执行以下操作:

[0060] 计算起始帧信号相对于中间帧信号的第一偏移量。

[0061] 计算末尾帧信号相对于中间帧信号的第二偏移量。

[0062] 根据第一偏移量和第二偏移量对每个帧组的三帧连续信号进行局域配准。

[0063] 本实施例中, 局域配准的具体控制过程为: 将三帧连续的偏转角度为 $\{0, -\beta, \beta\}$ 或 $\{\beta, -\beta, 0\}$ 的射频回波信号 $\{RF_0, RF_{-\beta}, RF_{\beta}\}$ 或 $\{RF_{\beta}, RF_{-\beta}, RF_0\}$, 分别分割为 $H \times K$ (横向分为 H 块, 纵向分为 K 块) 个局域射频回波信号。分别计算局域射频回波信号 $RF_0(h, k)$ 和 $RF_{\beta}(h, k)$ 相对于 $RF_{-\beta}(h, k)$ 的偏移量, 根据偏移量对 $RF_0(h, k)$ 、 $RF_{\beta}(h, k)$ 和 $RF_{-\beta}(h, k)$ 进行配准, 其中, $1 \leq h \leq H, 1 \leq k \leq K$ 。

[0064] S105: 对每个帧组中的三帧连续信号进行叠加, 得到复合射频信号。

[0065] S106: 根据复合射频信号计算血流速度。

[0066] 在连续的多帧复合射频信号中分别提取各帧复合射频信号的血流多普勒信号, 得

到血管腔内不同径向位置的血流多普勒信号。根据公式 $R(k) = RF_k(n, z)$ 提取第k帧复合射频信号中不同径向位置的血流多普勒信号, $RF_k(n, z)$ 表示第k帧复合射频信号中第n线第z个采样点, $1 \leq k \leq K$ 。

[0067] 对每个血流多普勒信号均进行正交解调, 得到每个血流多普勒信号的正交分量和同相分量。根据公式 $R(k) = r(k) + j * I(k)$ 分别对每个血流多普勒信号进行正交解调; 其中 $r(k)$ 为正交解调后的 $R(k)$ 信号的同相分量, $I(k)$ 为正交解调后的 $R(k)$ 信号的正交分量, j 为虚数单位。

[0068] 根据每个血流多普勒信号的正交分量和同相分量, 分别计算得到每个血流多普勒

信号的相移。采用自相关算法根据公式 $\varphi = \arctan \frac{\sum_{k=2}^K I(k)R(k-1) - R(k)I(k-1)}{\sum_{k=2}^K R(k)R(k-1) + I(k)I(k-1)}$ 计算每个

血流多普勒信号的相移; 其中 K 表示连续的多帧复合射频信号为 K 帧, k 为第 k 帧血流多普勒信号, $k-1$ 为第 $k-1$ 帧血流多普勒信号, $R(k)$ 表示第 k 帧血流多普勒信号, $I(k)$ 为正交解调后的 $R(k)$ 信号的正交分量, $R(k-1)$ 表示第 $k-1$ 帧血流多普勒信号, $I(k-1)$ 为正交解调后的 $R(k-1)$ 信号的正交分量。

[0069] 根据每个血流多普勒信号的相移分别计算得到每个血流多普勒信号的血流速度。

根据超声多普勒公式 $v = \frac{cf_p}{4\pi f_0} \times \varphi$ 计算每个血流多普勒信号的血流速度; c 表示声速, f_p 表示

脉冲重复频率, f_0 表示超声换能器的中心频率, φ 表示对应血流多普勒信号的相移。

[0070] S107: 对血流速度进行彩色编码生成二维血流速度图像。

[0071] 下面给出一种具体的实施例对本发明的技术方案进行举例说明。如图2所示, 建立血流模型, 设置超声换能器中心最大速度为 1.5m/s , 偏转倾斜角度为 45° 。设置超声换能器循环发射平面波, 包括四个偏转角度为: $\{0^\circ, -15^\circ, 15^\circ, -15^\circ\}$ 。如图3所示, 根据设置的四偏转发射循环, 循环发射平面波进行扫描。基于超声延迟叠加法, 对超声换能器全孔径接收的每帧通道数据进行波束合成, 以获取多角度平面波的射频回波时间序列, 其偏转角度为 $\{\dots, 0^\circ, -15^\circ, 15^\circ, -15^\circ, 0^\circ, -15^\circ, 15^\circ, -15^\circ, \dots\}$ 。

[0072] 对三帧连续的偏转角度为 $\{0^\circ, -15^\circ, 15^\circ\}$ 或 $\{15^\circ, -15^\circ, 0^\circ\}$ 的射频回波信号进行局域分割获取局域射频回波信号。计算 0° 和 15° 局域射频回波信号相对于 -15° 局域射频回波信号的偏移, 并根据偏移量对三个角度的局域射频回波信号进行配准。将配准后的三帧射频回波信号叠加, 生成一帧复合射频信号, 其中, 每次复合的最后一帧射频回波信号被重复用于下一次复合(如图4、图5所示)。

[0073] 在连续的 $K=10$ 帧复合射频信号中, 提取不同径向位置的血流多普勒信号 $R(k)$, 并进行正交解调, 公式为 $R(k) = r(k) + j * I(k)$, 其中, $1 \leq k \leq 10$, $r(k)$ 为正交解调后的 $R(k)$ 信号的同相分量, $I(k)$ 为正交解调后的 $R(k)$ 信号的正交分量, j 为虚数单位。

[0074] 基于自相关算法计算血流多普勒信号的相移 φ , 公式为

$\varphi = \arctan \frac{\sum_{k=2}^K I(k)R(k-1) - R(k)I(k-1)}{\sum_{k=2}^K R(k)R(k-1) + I(k)I(k-1)}$, 其中 K 表示连续的多帧复合射频信号为 K 帧, k 为

第 k 帧血流多普勒信号, $k-1$ 为第 $k-1$ 帧血流多普勒信号, $R(k)$ 表示第 k 帧血流多普勒信号, I

(k) 为正交解调后的R(k)信号的正交分量, R(k-1)表示第k-1帧血流多普勒信号, I(k-1)为正交解调后的R(k-1)信号的正交分量。

[0075] 如图6所示, 根据超声多普勒公式提取50个不同的径向位置的血流速度信息v, 公

式为: $v = \frac{cf_p}{4\pi f_0} \times \varphi$, 其中c表示声速, 在人体组织中通常为1540m/s, $f_p = 10000\text{Hz}$ 表示脉冲

重复频率(在超声中等于复合射频信号的帧频), $f_0 = 10\text{MHz}$ 表示超声换能器的中心频率, φ 表示对应血流多普勒信号的相移。

[0076] 最后, 基于成像范围内的所有血流速度信息, 进行彩色编码, 获取视野内的二维血流速度图像, 结果如图7所示。

[0077] 本发明中循环发射偏转角为 $\{0, -\beta, \beta, -\beta\}$ 的四角度平面波序列, 而在相干复合过程中仅使用偏转角为 $\{0, -\beta, \beta\}$ 或 $\{\beta, -\beta, 0\}$ 的连续的三帧射频回波信号。每次复合使用的三个偏转角平面波都为极性偏转角序列。

[0078] 本发明引入局域射频回波信号匹配技术, 与整帧回波信号直接复合的传统复合方法不同, 本发明在三角度回波信号复合之前先进行局域匹配, 相对于整帧配准的全局配准方法, 本发明对不同径向位置的血流射频信号进行局域配准的方法使血流的运动伪影最小化。

[0079] 另外, 假设未复合前的脉冲重复频率为 PRF_{single} , 对于传统的三角度平面波相干复

合方法, 其脉冲重复频率为 $PRF_{\text{compound}} = \frac{PRF_{\text{single}}}{3}$, 在本发明中, 每次复合使用的三角度平面

波, 最后一帧被重复用于下一次复合, 所以, 三角度平面波重复复合后的脉冲重复频率为

$PRF_{\text{compound}} = \frac{PRF_{\text{single}}}{3-1} = \frac{PRF_{\text{single}}}{2}$, 因此本发明的重复复合的方法使脉冲重复频率提高了

50%。

[0080] 本文中应用了具体个例对本发明的原理及实施方式进行了阐述, 以上实施例的说明只是用于帮助理解本发明的方法及其核心思想。综上所述, 本说明书内容不应理解为对本发明的限制。

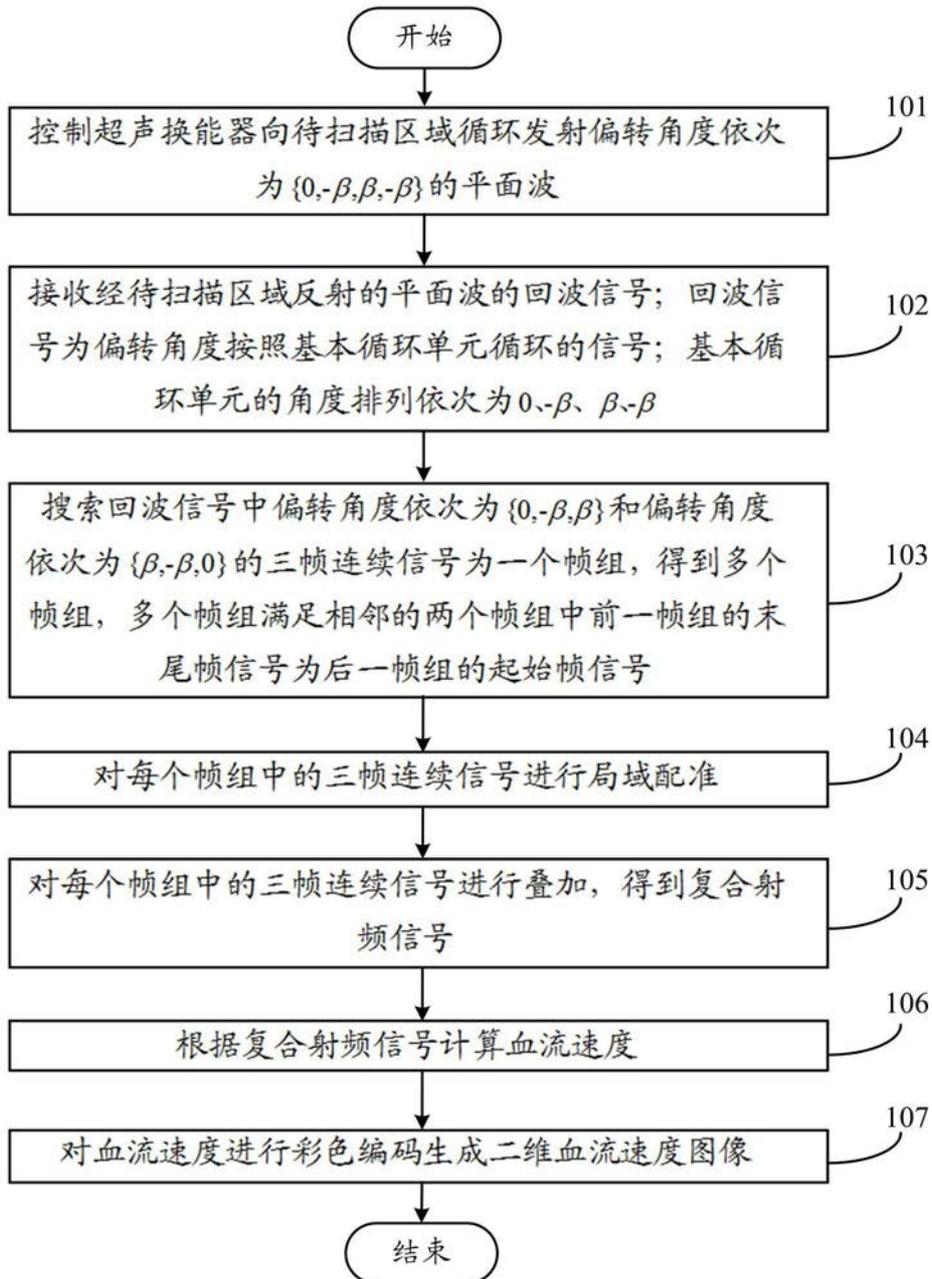


图1

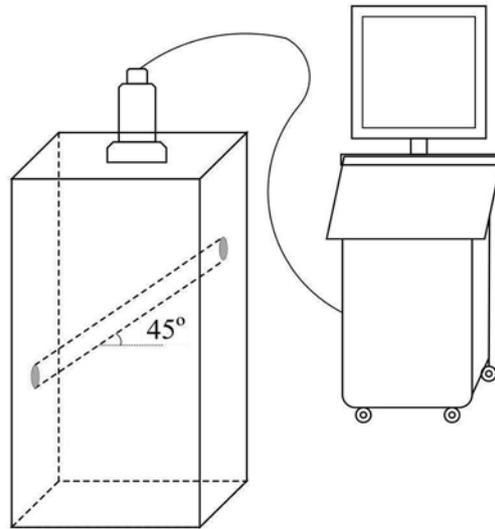


图2

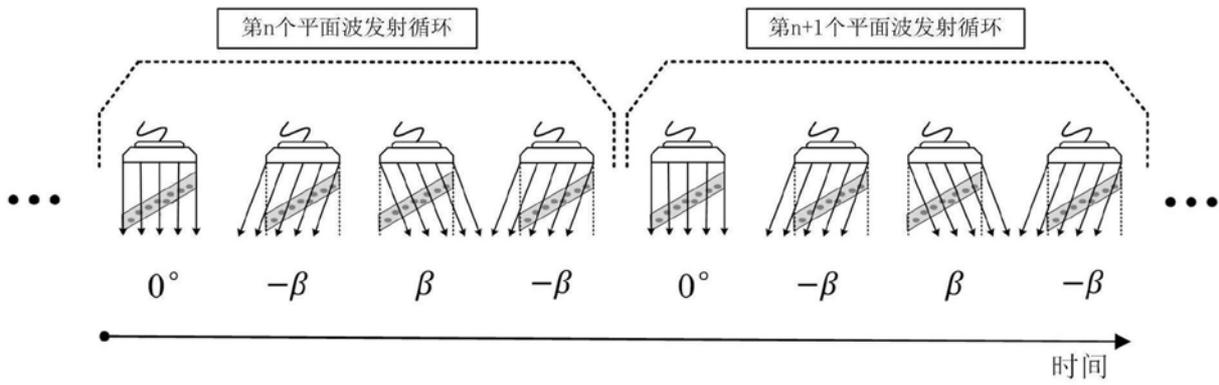


图3

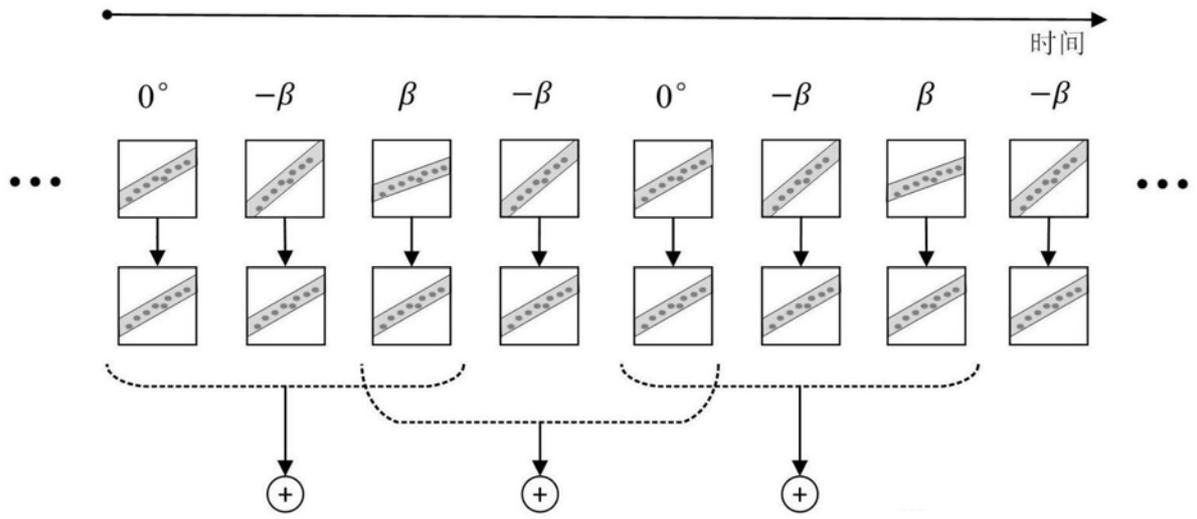


图4

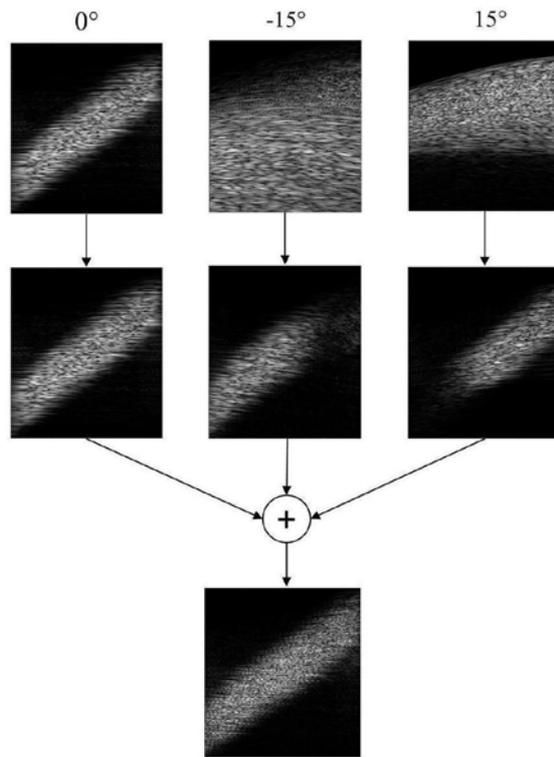


图5

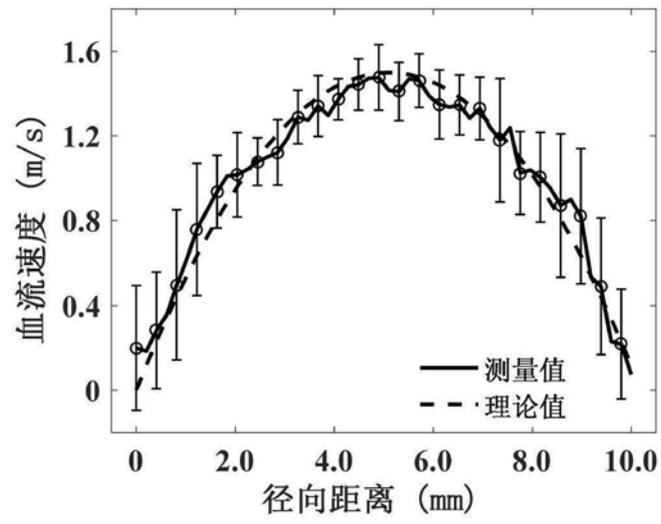


图6

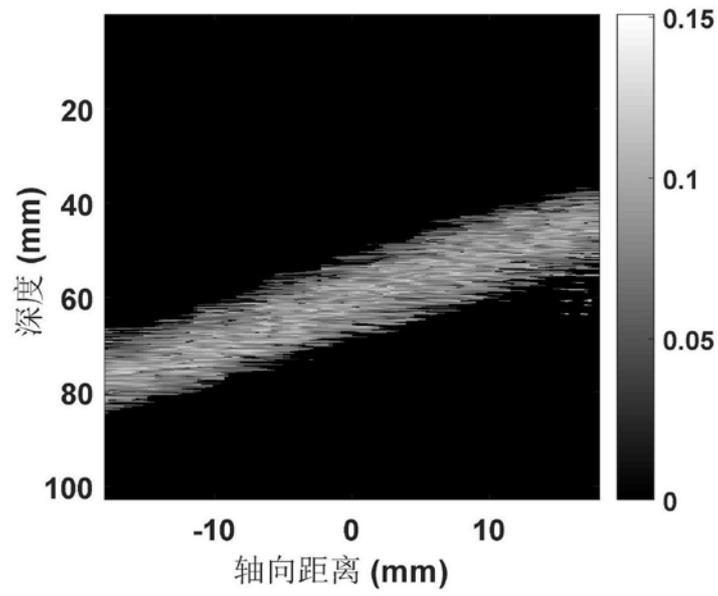


图7