



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105411624 B

(45)授权公告日 2018.08.10

(21)申请号 201510993039.2

(22)申请日 2015.12.25

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105411624 A

(43)申请公布日 2016.03.23

(73)专利权人 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 钱明 郑海荣 牛丽丽 周伟

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

代理人 郭晓宇

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/06(2006.01)

(56)对比文件

CN 101846693 A,2010.09.29,说明书第[0023]-[0036]段.

US 5965800 A,1999.10.12,全文.

US 2005/0070798 A1,2005.03.31,全文.

CN 102613990 A,2012.08.01,全文.

CN 103006272 A,2013.04.03,全文.

审查员 陈雨羲

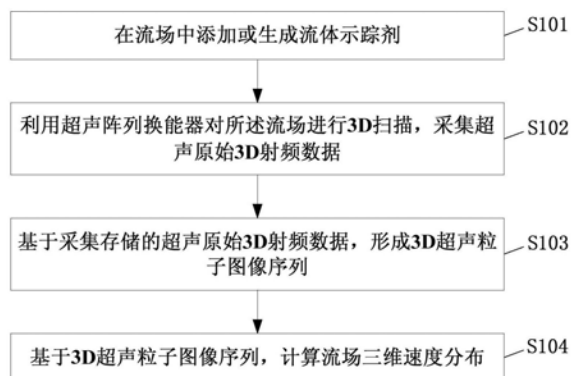
权利要求书1页 说明书6页 附图4页

(54)发明名称

一种超声三维流体成像与测速方法

(57)摘要

本发明公开了一种超声三维流体成像与测速方法,该方法包括:步骤1,在流场中添加或生成流体示踪剂;步骤2,利用超声阵列换能器对所述流场进行3D扫描,采集超声原始3D射频数据;步骤3,基于采集存储的超声原始3D射频数据,形成3D超声粒子图像序列;步骤4,基于3D超声粒子图像序列,计算流场三维速度分布。



1. 一种超声三维流体成像与测速方法,其特征在于,该方法包括:

步骤1,在流场中添加或生成流体示踪剂;

步骤2,利用超声阵列换能器对所述流场进行3D扫描,采集超声原始3D射频数据;

步骤3,基于采集存储的超声原始3D射频数据,形成3D超声粒子图像序列;

步骤4,基于3D超声粒子图像序列,计算流场三维速度分布

在步骤4中,基于3D超声粒子图像序列,计算流场三维速度分布,包括:

在3D超声粒子图像序列中,将每一个三维超声粒子图像离散化为3D立方体格子;

对相邻的两个三维超声粒子图像进行三维互相关处理,计算获得每一立方体格子位置处的位移向量和速度向量,获得流场内的三维速度分布。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,在步骤2中,利用超声阵列换能器对所述流场进行3D扫描,采集超声原始3D射频数据,包括:

采用超声换能器元件的二维阵列,发射的超声波涵盖一个三维空间区域,并获得这一区域的超声回波,将超声辐照区域内的每一点的回波射频信号存储起来,形成超声原始3D射频数据。

3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,在步骤2中,利用超声阵列换能器对所述流场进行3D扫描,采集超声原始3D射频数据,包括:

采用超声换能器元件的一维阵列进行扫描,在超声换能器阵列上安装位置检测器,记录运动轨迹,超声换能器阵列在每个位置发射超声波并接收回波,获取2D平面的数据,根据运动轨迹及每个位置的2D平面的数据,形成超声原始3D射频数据。

4. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,采用超声换能器元件的一维阵列进行扫描的方式包括:平行扫描、扇形扫描、任意路径扫描。

5. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,在步骤3中,基于采集存储的超声原始3D射频数据,构建3D超声粒子图像,包括:

分析处理所述超声原始3D射频数据中的射频信号,提取基频或谐波成分,产生亮度模式超声图像,根据每一点处射频信号的幅值和相位,获得该点处的亮度值,构建三维空间内的超声亮度图,形成3D超声粒子图像序列。

6. 根据权利要求5所述的方法,其特征在于,在所述亮度模式超声图像中,每一位置处都有具体的亮度值,存储于3D数据组里,以三维图像或任意断层二维图像显示,其中,流场中的流体示踪剂以亮点形式存在。

7. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述三维互相关处理,包括:

选取第一图像的一个立方体格子,计算该立方体格子与第二图像中每一个立方体格子互相关指数;

判定最大的互相关指数对应的第二图像中的立方体格子最匹配,根据第二图像中最匹配的立方体格子位置,计算获得第一图像的立方体格子位置处的位移向量和速度向量;

重复上述步骤,依次计算获得第一图像中每一立方体格子位置处的位移向量和速度向量。

一种超声三维流体成像与测速方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声粒子图像测速技术领域,尤指一种超声三维流体成像与测速方法。

背景技术

[0002] 血液循环对维持人的生命至关重要,心血管流体力学已经成为生物流体力学乃至生物力学发展研究中最为活跃的一支。在心血管疾病发生的早期,血流运动异常会导致血流流速、剪切力、涡度等参数的改变,可被用作心血管疾病早期检测以及急性心血管事件预警的重要依据。由于血液在血管中作复杂的三维运动,医学临床常用的超声二维血流测速与成像技术(如超声彩色多普勒)往往无法反映真实的血流信息,需要研发三维流场测速方法。

[0003] 在名称为分层同步三维粒子图像测速方法与装置的专利申请中(申请号:CN201310119595.8),其提出的技术方案是,分层同步三维粒子图像测速方法,利用一个三棱镜分光装置,将入射多色激光分散为不同颜色的片光源,同时照向测试区域;被照亮的粒子图像在不同断面呈现不同颜色特征;在测试区域附近,设置一组CCD摄像机,每台摄像机镜头前加装某一特定颜色的滤光片,具体与片光源颜色相一致,使得该台摄像机仅能拍摄到对应颜色的断面;所有摄像机同时工作,同步获取不同断面上的粒子图像,并对每个断面进行二维粒子图像分析,对不同断面间的图像进行相关分析,获取三维流场信息。但是,该发明是基于光学照明,主要应用于流体力学模型试验、测量,其只能应用于透明流体力学模型试验、测量,不能应用于非透明流体(如血流)的三维流体测速。

[0004] 在名称为采用灰度级反转的3d超声彩色流成像的专利申请中(申请号:CN200780037891.6),该发明是利用超声诊断成像系统生成血流的3D图像,其在一幅图像中既描绘了血库的位置,又描绘了流速。具体而言,是利用多普勒处理器处理来自组织和血流的在时间上不同的信号,以检测包括血细胞、组织等物质在像场内的运动。多普勒处理器对由来自所要成像的体积内的每一位置的在时间上不同的样本构成的总体进行操作,以生成对所述体积内的每一位置的多普勒功率、速度、加速度或方差的估算。由于超声多普勒技术只能获得超声波束传播方向上的流体速度,通常存在较大的测量误差并不能获得真正的三维速度。

发明内容

[0005] 针对现有技术中存在的缺陷,本发明提出了一种超声三维流体成像与测速方法,由于超声波对光学非透明流体(如生物组织和血液)具有较好的穿透性,可以适用于非透明流体。同时,本发明提出在流场中布撒一定的流体示踪粒子(例如微泡),这些示踪粒子可以较好地跟踪流体的运动,通过超声成像设备捕捉粒子的三维运动信息,以获得真实的流场三维速度分布。

[0006] 为达到上述目的,本发明提出的一种超声三维流体成像与测速方法包括:步骤1,

在流场中添加或生成流体示踪剂;步骤2,利用超声阵列换能器对所述流场进行3D扫描,采集超声原始3D射频数据;步骤3,基于采集存储的超声原始3D射频数据,形成3D超声粒子图像序列;步骤4,基于3D超声粒子图像序列,计算流场三维速度分布。

[0007] 进一步的,在步骤2中,利用超声阵列换能器对所述流场进行3D扫描,采集超声原始3D射频数据,包括:采用超声换能器元件的二维阵列,发射的超声波涵盖一个三维空间区域,并获得这一区域的超声回波,将超声辐照区域内的每一点的回波射频信号存储起来,形成超声原始3D射频数据。

[0008] 进一步的,在步骤2中,利用超声阵列换能器对所述流场进行3D扫描,采集超声原始3D射频数据,包括:采用超声换能器元件的一维阵列进行扫描,在超声换能器阵列上安装位置检测器,记录运动轨迹,超声换能器阵列在每个位置发射超声波并接收回波,获取2D平面的数据,根据运动轨迹及每个位置的2D平面的数据,形成超声原始3D射频数据。

[0009] 进一步的,采用超声换能器元件的一维阵列进行扫描的方式包括:平行扫描、扇形扫描、任意路径扫描。

[0010] 进一步的,在步骤3中,基于采集存储的超声原始3D射频数据,构建3D超声粒子图像,包括:分析处理所述超声原始3D射频数据中的射频信号,提取基频或谐波成分,产生亮度模式超声图像,根据每一点处射频信号的幅值和相位,获得该点处的亮度值,构建三维空间内的超声亮度图,形成3D超声粒子图像序列。

[0011] 进一步的,在所述亮度模式超声图像中,每一位置处都有具体的亮度值,存储于3D数据组里,以三维图像或任意断层二维图像显示,其中,流场中的流体示踪剂以亮点形式存在。

[0012] 进一步的,在步骤4中,基于3D超声粒子图像序列,计算流场三维速度分布,包括:在3D超声粒子图像序列中,将每一个三维超声粒子图像离散化为3D立方体格子;对相邻的两个三维超声粒子图像进行三维互相关处理,计算获得每一立方体格子位置处的位移向量和速度向量,获得流场内的三维速度分布。

[0013] 进一步的,所述三维互相关处理,包括:选取第一图像的一个立方体格子,计算该立方体格子与第二图像中每一个立方体格子互相关指数;判定最大的互相关指数对应的第二图像中的立方体格子最匹配,根据第二图像中最匹配的立方体格子的位置,计算获得第一图像的立方体格子位置处的位移向量和速度向量;重复上述步骤,依次计算获得第一图像中每一立方体格子位置处的位移向量和速度向量。

[0014] 本发明提出的超声三维流体成像与测速方法,利用阵列超声换能器实时采集流场的超声图像,具有快速高帧频的优点。由于超声波对光学非透明流体(如生物组织和血液)具有较好的穿透性,可以适用于非透明流体。本发明提出在流场中布撒流体示踪粒子,由示踪粒子跟踪流体运动,通过超声成像捕捉粒子的三维运动信息,最终获得真实的流场三维速度分布,与现有的超声多普勒技术相比较,测速更加准确。

附图说明

[0015] 此处所说明的附图用来提供对本发明的进一步理解,构成本申请的一部分,并不构成对本发明的限定。在附图中:

[0016] 图1为本发明一实施例的超声三维流体成像与测速方法流程图。

[0017] 图2A-图2D为本发明一实施例的四种不同的超声3D扫描和数据获取方式示意图。

[0018] 图3为本发明一实施例的3D超声粒子图像构建与离散化流程示意图。

[0019] 图4为本发明一实施例的3D超声粒子图像序列的3D图像互相关过程示意图。

具体实施方式

[0020] 以下配合图示及本发明的较佳实施例,进一步阐述本发明为达成预定发明目的所采取的技术手段。

[0021] 图1为本发明一实施例的超声三维流体成像与测速方法流程图。其中,该方法包括:

[0022] 步骤S101,在流场中添加或生成流体示踪剂。具体的,可以向待测流体中添加流体示踪剂,例如微米级气泡,或对超声波有较大反射的微小粒子、微小液滴等,或者向流体中布撒示踪粒子,还可以在流体内部生成示踪粒子,例如在水中产生氢气泡。

[0023] 流体示踪粒子在流场中均匀分布,并跟随流体运动。示踪粒子在超声波照射时,由于粒子本身与周围介质存在声阻抗,因此会对超声波产生较大的反射和散射,超声波幅值较大,在超声图像中以亮点显示。而没有示踪粒子的区域为背景黑色。这种黑色背景上的亮点超声图像,一般称之为超声粒子图像。

[0024] 步骤S102,利用超声阵列换能器对所述流场进行3D扫描,采集超声原始3D射频数据;超声换能器阵列用于发射超声波和接收回波信号。

[0025] 具体的,可以采用超声换能器元件的二维阵列或者采用超声换能器元件的一维阵列进行扫描。

[0026] 采用超声换能器元件的二维阵列,发射的超声波涵盖一个三维空间区域,并获得这一区域的超声回波,将超声辐照区域内的每一点的回波射频信号存储起来,形成超声原始3D射频数据。

[0027] 采用超声换能器元件的一维阵列进行扫描,扫描的方式包括:平行扫描、扇形扫描、任意路径扫描。在超声换能器阵列上安装位置检测器,记录运动轨迹,超声换能器阵列在每个位置发射超声波并接收回波,获取2D平面的数据,根据运动轨迹及每个位置的2D平面的数据,形成超声原始3D射频数据。

[0028] 步骤S103,基于采集的超声原始3D射频数据,形成3D超声粒子图像序列。

[0029] 具体的,首先,分析处理所述超声原始3D射频数据中的射频信号,提取基频或任意谐波成分,产生亮度模式(B-mode)超声图像,根据每一点处射频信号的幅值和相位,获得该点处的亮度值,构建三维空间内的超声亮度图,基于不间断的多次3D数据,形成3D超声粒子图像序列。

[0030] 其中,谐波成分包括分频谐波、超频谐波或二次谐波,但不仅限于此。

[0031] 在亮度模式超声图像中,每一位置处都有具体的亮度值,存储于3D数据组里,以三维图像或任意断层二维图像显示,其中,流场中的流体示踪剂以亮点形式存在。

[0032] 步骤S104,基于3D超声粒子图像序列,计算流场三维速度分布。

[0033] 具体的,首先,在3D超声粒子图像序列中,将每一个三维超声粒子图像离散化为3D立方体格子;

[0034] 对相邻的两个三维超声粒子图像进行三维互相关处理,计算获得每一立方体格子

位置处的位移向量和速度向量,获得流场内的三维速度分布。

[0035] 上述三维互相关处理的具体方法为:

[0036] 选取第一图像的一个立方体格子,计算该立方体格子与第二图像中每一个立方体格子互相关指数(Cross Correlation Index,CCI)。将最大的互相关指数对应的第二图像中的立方体格子判定为最匹配,根据第二图像中最匹配的立方体格子的位置,计算获得第一图像的立方体格子位置处的位移向量和速度向量。重复上述步骤,依次计算获得第一图像中每一立方体格子位置处的位移向量和速度向量,最终获得流场内的三维速度分布。

[0037] 本发明的提出的超声三维流体成像与测速方法,是一种基于显微超声粒子图像测速技术的微尺度非透明流体多维流场成像及测量方法。本发明包括以下几个关键点:

[0038] 1、可以识别并跟踪流场中的示踪剂,通过超声阵列换能器发射超声波在感兴趣的流体视场中扫描获得3D亮度模式超声粒子图像,对连续的多帧(至少两帧)3D超声粒子图像进行粒子图像分析,获得三维速度矢量分布。

[0039] 2、通过对示踪粒子的追踪,获得对流场三维速度分布的精确测量。还基于分析超声图像的图像特征判定合适的示踪粒子浓度,以保证测速精度。

[0040] 3、利用超声阵列换能器向流场发射超声波并接收回波,采集3D超声射频数据,构建3D超声粒子图像。

[0041] 4、构建3D超声粒子图像,可以基于超声射频数据的基频分量,也可以基于谐波分量。

[0042] 5、将每一个三维超声粒子图像离散化为3D立方体格子,利用3D图像互相关算法,对3D超声粒子图像序列进行处理,获得流场三维速度分布。

[0043] 本发明中公开的超声三维流体测速与成像方法可以应用于人体血管网络中快速流动血液的速度测量,从而得到丰富的血流动力学信息,包括血流三维速度分布及剪切力分布。这些精确的三维血流信息,可以为心血管疾病的预测、诊断和治疗重要判据。同时,本发明公开的技术也可以用于其他非透明流体(如工业暗渠、非透明微流场)的三维流体测速。

[0044] 为了对上述超声三维流体成像与测速方法进行更为清楚的解释,下面结合一个具体的实施例来进行说明,然而值得注意的是该实施例仅是为了更好地说明本发明,并不构成对本发明不当的限定。

[0045] 结合步骤S101,布撒流体示踪剂。针对人体血液流动的超声三维血流测速与成像,通过人体静脉注射超声造影微泡。

[0046] 超声造影剂是一种具有稳定壳层结构的微米级气泡。当受到超声激励时,微泡会随着声波周期性压力变化发生有规律的收缩与膨胀。超声造影剂的引入使得超声成像的分辨力得到极大提升。考虑到微泡浓度会极大影响图像互相关匹配的精确度,在采集3D超声数据之前,会利用基于图像纹理匹配的微泡浓度实时评估方法,评估微泡浓度是否在合适的范围。在判定微泡浓度合适时,开始采集3D超声数据。具体可见论文Ultrasound Med.& Biol.,37(8):1280-1291,2011。本发明也可以应用于工业大尺度流体、微尺度流体的三维流体速度测量。针对这两种应用,也可以不用外加超声造影微泡,可以通过装置在流体内部产生气泡作为流体示踪剂。

[0047] 结合步骤S102,对流场感兴趣区域的超声3D扫描与数据获取。结合图2A-图2D所

示,为四种不同的超声3D扫描和数据获取方式示意图。其中,

[0048] 图2A所示的阵列是超声换能器元件的二维阵列,其发射的超声波能够涵盖一个三维空间区域,并获得这一区域的超声回波。超声辐照区域内的每一点的回波射频信号都被存储起来,形成3D数据。

[0049] 图2B-图2D所示为利用超声换能器元件的一维阵列通过不同的扫描方式进行数据采集。扫描方式有平行扫描(图2B所示)、扇形扫描(图2C所示)、任意路径扫描(图2D所示)。在超声换能器阵列上安置有位置检测器,用于记录探头的运动轨迹,该运动轨迹信息用于后续的3D图像构建。通过超声阵列在每个位置发射超声波并接收回波,获取2D平面的数据,再由多个2D平面构成3D数据。

[0050] 结合步骤S103,3D超声粒子图像构建与离散化。

[0051] 如图3所示,为3D超声粒子图像构建与离散化流程示意图。超声阵列换能器发射超声波并接收回波,并以原始超声射频信号的形式存储3D空间内每一个点的数据,即3D超声射频数据。不间断进行数据采集,形成3D超声射频数据序列 $(1, 2, \dots, n)$ 。

[0052] 然后,分析处理3D超声射频数据。可以提取射频数据的基频分量或任意谐波分量,产生亮度模式(B-mode)超声图像。在使用微泡作为流场示踪粒子时,由于微泡的谐波分量会显著高于人体组织(如血管壁、肌肉),因此可以利用谐波分量形成高对比度的超声粒子图像。根据每一点处射频信号的幅值和相位,获知该点处具体的亮度值,并构建三维空间内的超声亮度图,形成3D超声粒子图像序列。针对序列中每一个幅超声粒子图像,离散为立方体格子。立方体格子为后续的3D图像互相关处理中的基本单元。

[0053] 结合步骤S104,基于3D超声粒子图像序列计算流场三维速度分布。

[0054] 在3D超声粒子图像序列中,将每一个三维超声粒子图像离散化为3D立方体格子。立方体格子是基本单元,包含每个位置的超声亮度图像分布。采用三维图像互相关算法来处理图像序列中相邻的两个3D图像,例如图3中 t_1 时刻的3D图像1、 t_2 时刻的3D图像2。

[0055] 结合图4所示,为3D超声粒子图像序列的3D图像互相关过程示意图。选取3D图像1的立方体格子1,该立方格子的三维坐标设为起始位置。将立方体格子1与整个3D图像2三维区域内的每一个立方体格子计算互相关指数(CCI)。如图4所示,当立方体格子1与立方格子2的CCI数值最大时,认为这两个单元的图像特征匹配度最高。在本实施例中,立方格子2的三维坐标为终点位置。根据二者的位置获得位移矢量,除以时间差 $(t_1 - t_2)$,可以获得速度矢量以及在X,Y,Z三个方向的速度分量标量。依次对3D图像1、3D图像2的立方体格子进行三维互相关匹配,就可以获得每个立方格子位置处的流体速度。重复上述步骤,最终可以获得流场内的三维速度分布。

[0056] 本发明提出的超声三维流体成像与测速方法,利用阵列超声换能器实时采集流场的超声图像,具有快速高帧频的优点。由于超声波对光学非透明流体(如生物组织和血液)具有较好的穿透性,可以适用于非透明流体。本发明提出在流场中布撒流体示踪粒子,由示踪粒子跟踪流体运动,通过超声成像捕捉粒子的三维运动信息,最终获得真实的流场三维速度分布,与现有的超声多普勒技术相比较,测速更加准确。

[0057] 以上所述的具体实施例,对本发明的目的、技术方案和有益效果进行了进一步详细说明,所应理解的是,以上所述仅为本发明的具体实施例而已,并不用于限定本发明的保护范围,凡在本发明的精神和原则之内,所做的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本

发明的保护范围之内。

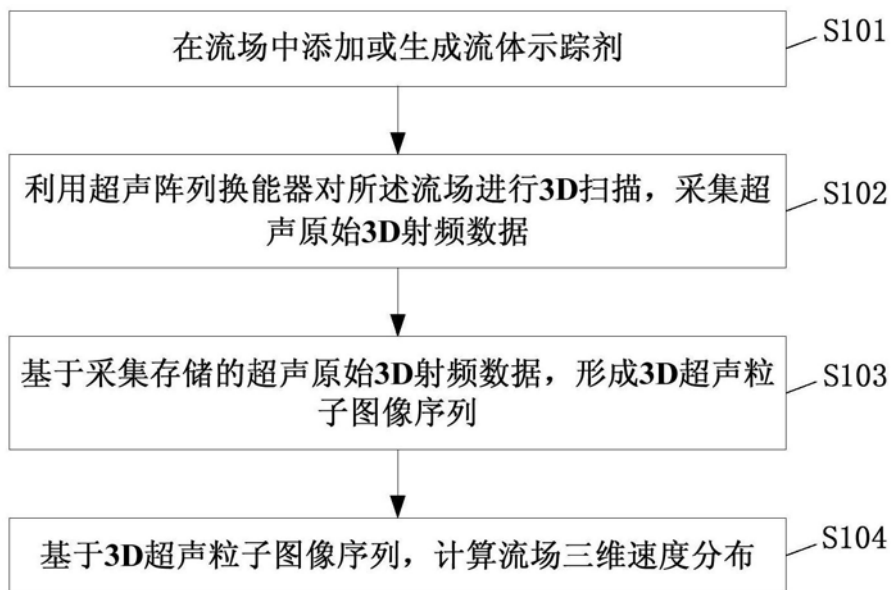


图1

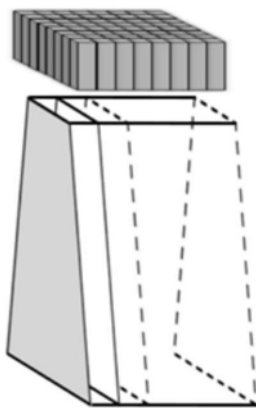


图2A

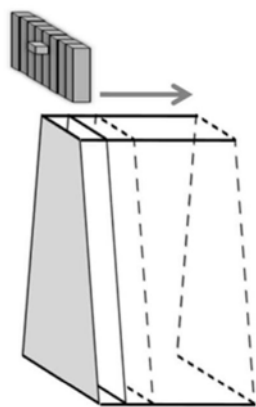


图2B

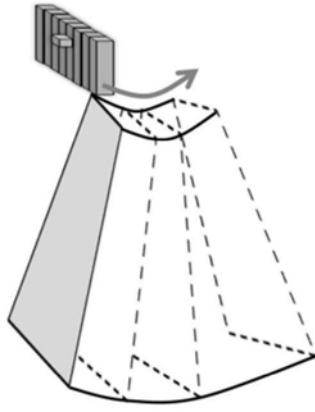


图2C

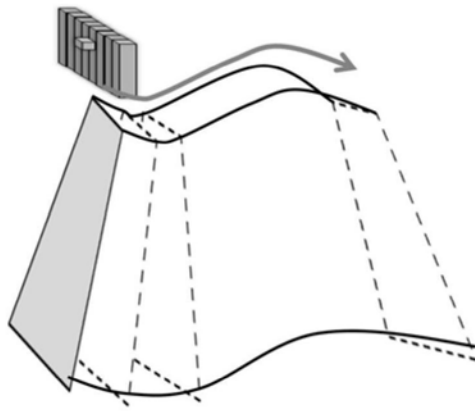


图2D

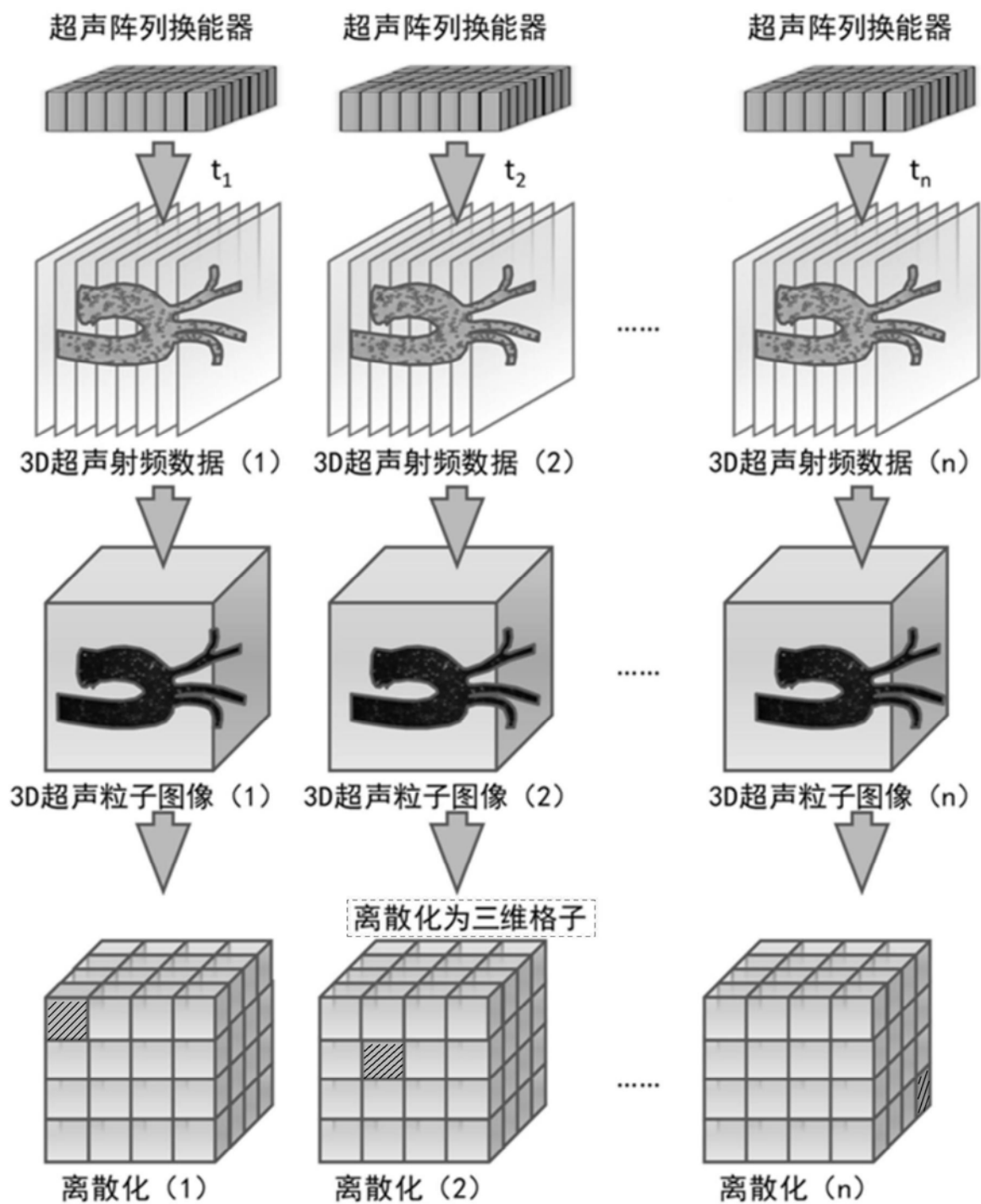


图3

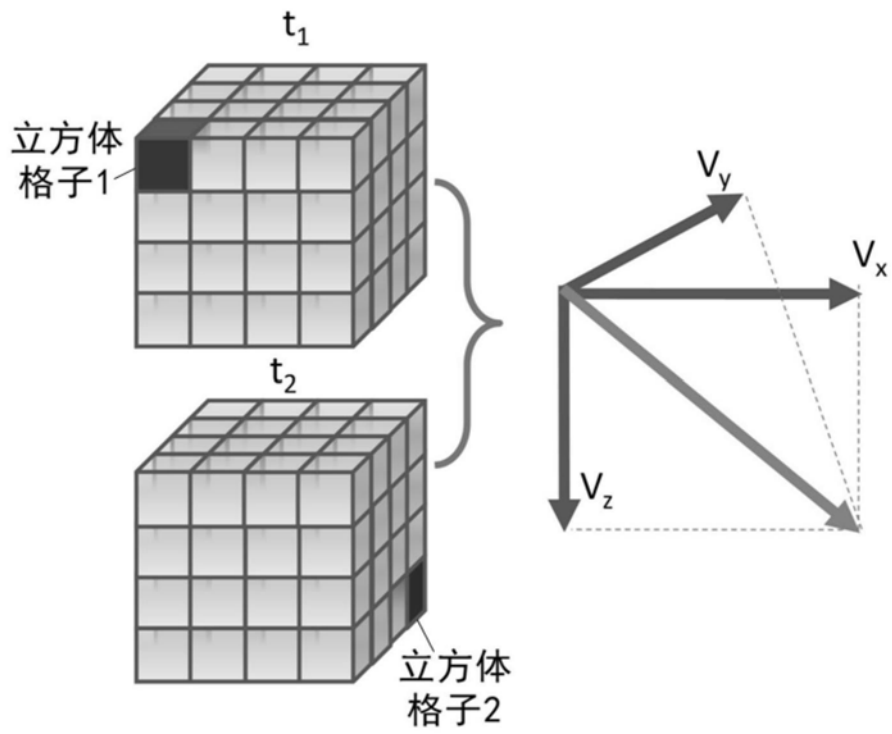


图4

专利名称(译)	一种超声三维流体成像与测速方法		
公开(公告)号	CN105411624B	公开(公告)日	2018-08-10
申请号	CN201510993039.2	申请日	2015-12-25
[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	钱明 郑海荣 牛丽丽 周伟		
发明人	钱明 郑海荣 牛丽丽 周伟		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/06 A61B8/481 A61B8/483 A61B8/5223		
代理人(译)	郭晓宇		
其他公开文献	CN105411624A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种超声三维流体成像与测速方法，该方法包括：步骤1，在流场中添加或生成流体示踪剂；步骤2，利用超声阵列换能器对所述流场进行3D扫描，采集超声原始3D射频数据；步骤3，基于采集存储的超声原始3D射频数据，形成3D超声粒子图像序列；步骤4，基于3D超声粒子图像序列，计算流场三维速度分布。

