



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102551791 B

(45) 授权公告日 2016. 04. 27

(21) 申请号 201010594401. 6

(22) 申请日 2010. 12. 17

(73) 专利权人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司

地址 518057 广东省深圳市南山区高新技术产业园科技南十二路迈瑞大厦

(72) 发明人 马忠伟 姚林鑫

(74) 专利代理机构 深圳鼎合诚知识产权代理有限公司 44281

代理人 郭燕

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

A61B 8/06(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 102370499 A, 2012. 03. 14,

CN 101081170 A, 2007. 12. 05,

CN 101351724 A, 2009. 01. 21,

US 6139501 A, 2000. 10. 31,

WO 2007/069155 A1, 2007. 06. 21,

CN 101449984 A, 2009. 06. 10,

CN 101347343 A, 2009. 01. 21,

CN 101297217 A, 2008. 10. 29,

CN 101081171 A, 2007. 12. 05,

审查员 李陆美

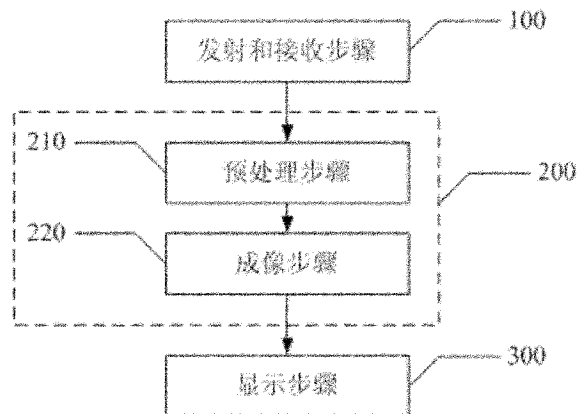
权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(54) 发明名称

一种超声成像方法和装置

(57) 摘要

本发明公开了一种超声成像方法和装置。其中,该方法包括:发射和接收步骤,用于向待检测对象发射多普勒脉冲,利用多普勒脉冲进行多普勒扫描,并从所述待检测对象接收回波信号,所述回波信号为多普勒脉冲回波信号;回波信号处理步骤,用于对所述回波信号进行处理并输出,该回波信号处理步骤包括成像步骤,所述成像步骤包括并行处理的二维图像处理步骤、血流图像处理步骤、频谱图像处理步骤;显示步骤,用于显示所述回波信号处理步骤的输出。本发明通过采用相同的扫描信号并行生成二维图像、血流图像和频谱图像;一种实施方式中,通过在接收到的回波信号中设置一个或多个取样门,可以同时获得与上述一个或多个取样门相对应的频谱图像信号。



1. 一种超声成像方法,其特征在于,包括:

发射和接收步骤,用于向待检测对象发射多普勒脉冲,利用多普勒脉冲进行多普勒扫描,并从所述待检测对象接收回波信号,所述回波信号为多普勒脉冲回波信号;

回波信号处理步骤,用于对所述回波信号进行处理并输出,该回波信号处理步骤包括成像步骤,所述成像步骤包括并行处理的B型图像处理步骤、血流图像处理步骤、频谱图像处理步骤,所述B型图像处理步骤用于对所述多普勒脉冲回波信号进行处理以获得B型图像信号,所述血流图像处理步骤用于对所述多普勒脉冲回波信号进行处理以获得血流图像信号,所述频谱图像处理步骤用于对所述多普勒脉冲回波信号进行处理以获得频谱图像信号;

显示步骤,用于显示所述回波信号处理步骤的输出。

2. 一种超声成像方法,其特征在于,包括:

发射和接收步骤,用于向待检测对象发射多普勒脉冲和B脉冲,利用多普勒脉冲进行多普勒扫描,利用B脉冲进行B线扫描,并从所述待检测对象接收回波信号,所述回波信号包括多普勒脉冲回波信号和B脉冲回波信号;

回波信号处理步骤,用于对所述回波信号进行处理并输出,该回波信号处理步骤包括成像步骤,所述成像步骤包括并行处理的B型图像处理步骤、血流图像处理步骤和/或频谱图像处理步骤,所述B型图像处理步骤用于对所述B脉冲回波信号进行处理以获得B型图像信号,所述血流图像处理步骤用于对所述多普勒脉冲回波信号进行处理以获得血流图像信号,所述频谱图像处理步骤用于对所述多普勒脉冲回波信号进行处理以获得频谱图像信号;

显示步骤,用于显示所述回波信号处理步骤的输出;

其中,所述向待检测对象发射多普勒脉冲和B脉冲的发射序列为:当相邻两帧所述多普勒扫描之间的扫描空隙很长时,在相邻两帧所述多普勒扫描之间发射所述B脉冲,当相邻两帧所述多普勒扫描之间的扫描空隙不足以完成B线扫描时,在相邻两个多普勒扫描数据包之间插入包含至少一次B脉冲发射的B线扫描帧,其中一个多普勒扫描数据包包括若干帧所述多普勒扫描。

3. 如权利要求1或2所述的超声成像方法,其特征在于,所述显示步骤具体包括:同时显示所述B型图像信号、血流图像信号和频谱图像信号。

4. 如权利要求1或2所述的超声成像方法,其特征在于,所述频谱图像处理步骤包括:在接收到的所述回波信号中设置一个或多个取样门,同时获得与所述一个或多个取样门相对应的频谱图像信号。

5. 如权利要求2所述的超声成像方法,其特征在于,所述回波信号处理步骤还包括填充步骤,用于在进行所述成像步骤之前对所述回波信号进行间隙填充处理。

6. 如权利要求1-5任一所述的超声成像方法,其特征在于,所述回波信号处理步骤还包括:预处理步骤,用于在所述成像步骤前对所述回波信号进行波束合成和正交解调处理。

7. 如权利要求1-5任一所述的超声成像方法,其特征在于,在所述显示步骤前,对回波信号处理步骤的输出进行数据重叠处理以提高显示帧率。

8. 一种超声成像装置,其特征在于,包括:

发射和接收模块,用于向待检测对象发射多普勒脉冲,利用多普勒脉冲进行多普勒扫

描,并从所述待检测对象接收回波信号,所述回波信号为多普勒脉冲回波信号;

回波信号处理模块,用于对所述回波信号进行处理并输出,该回波信号处理模块包括成像模块,所述成像模块包括并行处理的B型图像处理模块、血流图像处理模块、频谱图像处理模块,所述B型图像处理模块用于对所述多普勒脉冲回波信号进行处理以获得B型图像信号,所述血流图像处理模块用于对所述多普勒脉冲回波信号进行处理以获得血流图像信号,所述频谱图像处理模块用于对所述多普勒脉冲回波信号进行处理以获得频谱图像信号;

显示模块,用于显示所述回波信号处理模块的输出。

9. 一种超声成像装置,其特征在于,包括:

发射和接收模块,用于向待检测对象发射多普勒脉冲和B脉冲,利用多普勒脉冲进行多普勒扫描,利用B脉冲进行B线扫描,并从所述待检测对象接收回波信号,所述回波信号包括多普勒脉冲回波信号和B脉冲回波信号;

回波信号处理模块,用于对所述回波信号进行处理并输出,该回波信号处理模块包括成像模块,所述成像模块包括并行处理的B型图像处理模块、血流图像处理模块和/或频谱图像处理模块,所述B型图像处理模块用于对所述B脉冲回波信号进行处理以获得B型图像信号,所述血流图像处理模块用于对所述多普勒脉冲回波信号进行处理以获得血流图像信号,所述频谱图像处理模块用于对所述多普勒脉冲回波信号进行处理以获得频谱图像信号;

显示模块,用于显示所述回波信号处理模块的输出;

其中,所述向待检测对象发射多普勒脉冲和B脉冲的发射序列为:当相邻两帧所述多普勒扫描之间的扫描空隙很长时,在相邻两帧所述多普勒扫描之间发射所述B脉冲,当相邻两帧所述多普勒扫描之间的扫描空隙不足以完成B线扫描时,在相邻两个多普勒扫描数据包之间插入包含至少一次B脉冲发射的B线扫描帧,其中一个多普勒扫描数据包包括若干帧所述多普勒扫描。

## 一种超声成像方法和装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及超声成像,尤其涉及一种超声成像方法和装置。

### 背景技术

[0002] 医学超声设备一般包含有换能器(或称探头)、发射/接收电路和数字信号处理等模块,其中,换能器由多个阵元组成,每个阵元都具有电信号与声信号相互转换的功能。在发射电路的驱动下,换能器中各个阵元把电信号转化为超声波发射到人体组织中。超声波在人体组织中传输,会出现吸收、反射、折射和散射等现象,其中散射的信号会有一部分返回换能器中,并被再次转化为模拟电信号。接收电路会把这些接收到的模拟电信号转化为数字信号。然后通过数字信号处理环节,把有用的信息提取出来,转化为人眼容易识别的图像信号。临床医生根据这些图像信号对受试者健康状况进行评估。

[0003] 在人体组织中,超声波在各个器官中的传播特性是不相同的,因此造成换能器接收到的散射回波能量有一定差异。换能器发射一个脉冲,然后根据超声波传播速度,可以在不同时刻采集到一系列表示深度的回波幅度数据。换能器在同一切面内不同位置发射多个脉冲,就可以得到一组表示此切面内不同位置超声波散射回波能量差异的二维数据。这种能量差异可以被映射为不同的图像灰度,从而生成一幅黑白图像(简称二维图像),可以用于描述人体组织的结构,而发射的脉冲称为B脉冲。

[0004] 超声波传播过程中,介质如果发生移动,会产生多普勒现象。如果介质面向换能器运动,散射回波频率会升高;如果介质背向换能器运动,散射回波频率会降低。在应用多普勒效应时,换能器会向人体组织内同一位置发出一系列相同的超声波脉冲,脉冲重复频率决定最大可检测到的介质移动速度。由于血流不断运动,因此相邻脉冲回波的相位可能会发生变化。自相关估计是一种常见相位差分析算法,可以把多普勒效应产生的相位差估计为速度、能量和方差三个物理量。自相关估计得到的速度信息可以映射为伪彩信息,生成的伪彩图像可以被称为彩色血流图像(简称为血流图像),而发射的脉冲称为C脉冲。

[0005] 血流图像可以用来评估超声扫描断面中血流的运动情况,但是如果深入评估某一个血流信号随时间变化的趋势,精确定量分析,就需要使用脉冲多普勒(PW,Pulse Wave Doppler),对应的图像为多普勒频谱图像(简称为频谱图像),而发射的脉冲称为D脉冲。在医生确定一个感兴趣目标以后,换能器会向此目标连续发射脉冲。脉冲重复频率(PRF,Pulse Repetition Frequency)决定可检测的最高血流速度。如果要观测高速血流,就需要提高脉冲重复频率;反之,如果要观测低速血流,就需要降低脉冲重复频率。

[0006] 超声成像系统中存在若干种成像模式,例如,黑白成像模式(对应二维图像)、彩色血流成像模式(对应血流图像)、PW成像模式(对应频谱图像)等。不同类型的成像模式对应发射不同类型的脉冲,黑白成像模式对应B脉冲,彩色血流成像模式对应C脉冲,而PW成像模式对应D脉冲。在黑白成像模式下,系统仅发射B脉冲,利用灰度表示回波的幅度信息而进行黑白成像。在彩色血流成像模式下,系统发射B脉冲和C脉冲,显示B图像的同时,利用彩色图谱显示用户感兴趣区域(ROI,Region of Interest)内的血流信息,如速度、方差、能量等。

在PW成像模式下,系统发射B脉冲和D脉冲,显示二维图像的同时,利用多普勒频谱显示用户设定的取样门内的速度信息。

[0007] 在某些时候,医生需要同时观察二维图像、血流图像和频谱图像。一方面医生需要了解某个感兴趣目标的精确血液流动情况,另一方面则需要用二维图像和血流图像帮助定位感兴趣区域。传统的超声成像系统通过三工成像来完成此项功能。在三工成像模式下,对同一个位置进行三种不同的成像时,需要用不同类型的脉冲,包括B脉冲、C脉冲和D脉冲,对该位置分时扫描,而人体的组织器官是时刻在变化的,同一位置分时扫描会造成图像的不匹配,因此每项扫描所占用的扫描时间有限。如果要有较高的频谱质量,必然要损失掉一部分二维和血流图像信息(通常表现为较低的二维和血流图像帧率);如果需要有较好的二维和血流图像质量,则需要大量的时间进行二维和血流扫描,而进行频谱成像所用的扫描时间被大量压缩,因此会极大影响频谱图像的质量(通常表现为连续性差或时间分辨力差等)。

### 发明内容

[0008] 本发明要解决的主要技术问题是,提供一种超声成像方法和装置,可以同时显示二维、血流和频谱图像。

[0009] 根据本发明的一种实施方式,提供一种超声成像方法,包括:发射和接收步骤,用于向待检测对象发射多普勒脉冲,利用多普勒脉冲进行多普勒扫描,并从所述待检测对象接收回波信号,所述回波信号为多普勒脉冲回波信号;回波信号处理步骤,用于对所述回波信号进行处理并输出,该回波信号处理步骤包括成像步骤,所述成像步骤包括并行处理的二维图像处理步骤、血流图像处理步骤、频谱图像处理步骤,所述二维图像处理步骤用于对所述多普勒脉冲回波信号进行处理以获得二维图像信号,所述血流图像处理步骤用于对所述多普勒脉冲回波信号进行处理以获得血流图像信号,所述频谱图像处理步骤用于对所述多普勒脉冲回波信号进行处理以获得频谱图像信号;显示步骤,用于显示回波信号处理步骤的输出。

[0010] 根据本发明的另一种实施方式,提供一种超声成像方法,包括:发射和接收步骤,用于向待检测对象发射多普勒脉冲和B脉冲,利用多普勒脉冲进行多普勒扫描,利用B脉冲进行B线扫描,并从所述待检测对象接收回波信号,所述回波信号包括多普勒脉冲回波信号和B脉冲回波信号;回波信号处理步骤,用于对所述回波信号进行处理并输出,该回波信号处理步骤包括成像步骤,所述成像步骤包括并行处理的二维图像处理步骤、血流图像处理步骤和/或频谱图像处理步骤,所述二维图像处理步骤用于对所述B脉冲回波信号进行处理以获得二维图像信号,所述血流图像处理步骤用于对所述多普勒脉冲回波信号进行处理以获得血流图像信号,所述频谱图像处理步骤用于对所述多普勒脉冲回波信号进行处理以获得频谱图像信号;显示步骤,用于显示所述回波信号处理步骤的输出。一种实施例中,在相邻两帧多普勒扫描之间发射B脉冲;另一种实施例中,在相邻两个多普勒扫描数据包之间发射B脉冲。

[0011] 上述任一实施方式中,所述频谱图像处理步骤包括:在接收到的所述回波信号中设置一个或多个取样门,同时获得与所述一个或多个取样门相对应的频谱图像信号。

[0012] 根据本发明一种实施方式,提供一种超声成像装置,包括:发射和接收模块,用于

向待检测对象发射多普勒脉冲,利用多普勒脉冲进行多普勒扫描,并从所述待检测对象接收回波信号,所述回波信号为多普勒脉冲回波信号;回波信号处理模块,用于对所述回波信号进行处理并输出,该回波信号处理模块包括成像模块,所述成像模块包括并行处理的二维图像处理模块、血流图像处理模块、频谱图像处理模块,所述二维图像处理模块用于对所述多普勒脉冲回波信号进行处理以获得二维图像信号,所述血流图像处理模块用于对所述多普勒脉冲回波信号进行处理以获得血流图像信号,所述频谱图像处理模块用于对所述多普勒脉冲回波信号进行处理以获得频谱图像信号;显示模块,用于显示所述回波信号处理模块的输出。

[0013] 根据本发明另一种实施方式,提供一种超声成像装置,包括:发射和接收模块,用于向待检测对象发射多普勒脉冲和B脉冲,利用多普勒脉冲进行多普勒扫描,利用B脉冲进行B线扫描,并从所述待检测对象接收回波信号,所述回波信号包括多普勒脉冲回波信号和B脉冲回波信号;回波信号处理模块,用于对所述回波信号进行处理并输出,该回波信号处理模块包括成像模块,所述成像模块包括并行处理的二维图像处理模块、血流图像处理模块和/或频谱图像处理模块,所述二维图像处理模块用于对所述B脉冲回波信号进行处理以获得二维图像信号,所述血流图像处理模块用于对所述多普勒脉冲回波信号进行处理以获得血流图像信号,所述频谱图像处理模块用于对所述多普勒脉冲回波信号进行处理以获得频谱图像信号;显示模块,用于显示所述回波信号处理模块的输出。一种实施例中,在相邻两帧多普勒扫描之间发射B脉冲;另一种实施例中,在相邻两个多普勒扫描数据包之间发射B脉冲。

[0014] 上述任一实施方式中,所述频谱图像处理步骤包括:在接收到的所述回波信号中设置一个或多个取样门,同时获得与所述一个或多个取样门相对应的频谱图像信号。

[0015] 本发明通过采用相同的扫描信号并行生成二维图像信号、血流图像信号和频谱图像信号,从而可以同时显示二维、血流和频谱图像,且由于二维图像扫描所需时间较短,血流和频谱扫描均有足够多的有效数据,可以保证三工成像下图像的质量。

## 附图说明

[0016] 图1是本发明一种实施方式的超声成像方法的流程示意图;

[0017] 图2是根据图1所示实施方式的一种发射脉冲序列的示意图;

[0018] 图3是根据图1所示实施方式的另一种发射脉冲序列的示意图;

[0019] 图4是根据图1所示实施方式的又一种发射脉冲序列的示意图;

[0020] 图5是根据图1所示实施方式的多普勒取样示意图;

[0021] 图6是根据图1所示实施方式的数据复用示意图;

[0022] 图7是根据图1所示实施方式的多普勒取样与显示示意图;

[0023] 图8是本发明一种实施方式的超声成像装置的结构示意图。

## 具体实施方式

[0024] 下面通过具体实施方式结合附图对本发明作进一步详细说明。

[0025] 本发明超声成像原理是发射特定的脉冲序列,并行处理接收到的超声回波信号,以同时获得较好质量的二维图像、血流图像和频谱图像。如图1所示,本发明超声成像方法

的一种实施方式的流程示意图,包括:向待检测对象发射超声脉冲并从待检测对象接收超声回波信号的发射和接收步骤100,对超声回波信号进行处理并输出的回波信号处理步骤200,以及显示回波信号处理步骤的输出的显示步骤300。其中,回波信号处理步骤200包括预处理步骤210和成像步骤220。

[0026] 在发射和接收步骤100中,发射逻辑根据需要生成所需的发射逻辑序列,该逻辑序列被转换成每个阵元的发射波形,这些发射波形通过换能器(或称探头)被转换为超声波信号进入人体,在经过一系列反射、散射和折射等物理过程后,部分能量返回到换能器中。这些包含人体组织信息的超声波被再次转换为电信号。

[0027] 在预处理步骤210中,采用模拟时间增益补偿(ATGC, Analog Time Gain Compensation)以补偿声波传播产生的衰减,使信号能量不随深度变化。在进行模数转换后,模拟回波信号转换为数字超声回波信号。由于每个阵元连接一个通道,这样多个通道的信号数据进入波束合成器,通过波束合成使不同阵元得到的信号结合成射频(RF, Radio Frequency)信号,通过相干叠加,不同阵元得到的信号可以转换为描述人体组织内特定几何位置回波强度的信号。将波束合成的数字超声回波信号处理成正交信号并完成解调。这里所说的ATGC、波束合成等处理可以采用本领域技术人员所熟知的技术,在此不作详细说明。

[0028] 在成像步骤220中,对正交解调后的超声回波信号,即多普勒脉冲回波信号进行并行处理以生成所需的二维图像、血流图像、频谱图像,包括二维图像处理步骤、血流图像处理步骤、频谱图像处理步骤。

[0029] 在二维图像处理步骤中,本实施方式采用包络检测算法生成回波强度信息,从而可以得到二维图像,所述包络检测算法可以采用对回波信号的绝对值作低通滤波的方法,也可以采用对正交解调后的正交信号取模检测的方法。当然,本领域技术人员还可以采用现有技术中任一可实现生成回波强度信息的技术。

[0030] 由于静止和缓慢运动的组织产生的多普勒信号具有很大的幅度和较低的频率,该组织信号的存在将影响微弱血流信息的准确提取;因此,在进行血流图像处理步骤和/或频谱图像处理步骤前,需要进行壁滤波处理以滤除极低频率的组织壁管回波信号,该极低频率根据系统本身设计及具体应用而定。目前常用的壁滤波器有:低阶有限冲击响应(FIR)型滤波器、无限冲击响应(IIR)型滤波器和多项式回归滤波器。本发明各个实施例中,壁滤波结构包括但不限于矩阵乘、直接型和转置型等,壁滤波方式包括但不限于IIR和FIR。

[0031] 在血流图像处理步骤中,对经过壁滤波处理的多普勒脉冲回波信号进行处理,本实施方式中采用自相关估计技术以计算出多普勒频移、能量、方差等表征血流信号的参数,进而获得血流图像信号。当然,本领域技术人员还可以采用现有技术中任一可获得表征血流信号参数的技术。

[0032] 在频谱图像处理步骤中,对经过壁滤波处理的多普勒脉冲回波信号进行频谱计算可以获得频谱图像信号。本实施方式中采用快速傅里叶变换(FFT)来计算多普勒脉冲回波信号的功率谱以获得频谱图像信号。当然,本领域技术人员还可以采用现有技术中任一可获得频谱图像信号的技术。根据需要,在接收到的回波信号中设置一个或多个取样门,则可同时获得与各个取样门相对应的频谱图像信号,如图5所示,①和②是组织内某一平面的两个不同几何位置的取样门,取样门大小可以相同也可以不同,将①和②所包含的壁滤波后

的数据分别进行累计,从而可以计算出频谱图像。当然,如果在多个感兴趣位置分别设置取样门,则可以计算出这多个兴趣位置的频谱图像。

[0033] 对于获取的这三种图像信号数据,需要最终输出在显示器上予以显示。在显示时,可以把这三种图像信号(或者是其中的任意两种,如二维和血流、二维和频谱等)同时输出到显示器上。为保证较好的显示帧率和信噪比,有时需要重复使用数据。如图6所示,图中每4次重复发射计算一个血流显示帧,每两次计算之间有2个重复使用数据以保证较好的显示帧率,如果两次计算之间无数据重复使用,则显示帧率要下降一倍或者使用较少数据从而降低信噪比。因此,在显示步骤300中,为提高显示帧率,可以对回波信号处理步骤的输出进行数据重叠(Overlap)处理。将进行数据重叠后的图像通过数字扫描变换器(DSC, Digital Scan Converter)合成处理成可供显示器显示的超声图像数据。这里所说的数据重叠技术为本领域技术人员所熟知,在此不作详细说明。

[0034] 此外,对于频谱图像的显示,如当系统扫描组织内某血管时,血管不同位置的血流速度特征并不相同,如图7的(a)所示,在血管的不同位置设置两个取样门①和②,取样门大小可以相同也可以不同,即可得到2幅频谱图像,可以认为这两幅频谱图像是同步的,时间间隔相差小于 $1/PRF$ ,因此,可以把取样门①和②所包含的壁滤波后的数据分别进行叠加显示,如图7的(b)所示。当然,如果在多个感兴趣位置分别设置取样门,则可以同步显示这多个感兴趣位置的频谱图像。

[0035] 本领域技术人员可以理解,在一个探测平面内,换能器连续发射一系列位置不同的脉冲,可以得到足够的回波数据重建出这个平面内的图像;如果在同一位置连续发射一系列脉冲,可以得到这个脉冲覆盖范围内组织回波随时间变化趋势;如果组织相对换能器产生运动,这时回波信号会产生多普勒效应,通过信号处理算法可以检测出这种运动信息,从而生成血流图像或频谱图像。

[0036] 在上述技术方案的基础上,以下结合图2-7详细说明本发明超声成像方法的一些实施例。

[0037] 实施例一:

[0038] 本实施例中,发射的脉冲只有多普勒脉冲,多普勒脉冲可以用于生成二维图像、血流图像以及频谱图像,换能器发射多普勒脉冲进行多普勒扫描;换能器中接收到的回波信号为多普勒脉冲回波信号。如图2所示, $Tx1.1$ 到 $Tx1.N$ 组成了一个完整的多普勒脉冲扫描帧; $Tx1.1$ 到 $TxM.1$ 组成了一个频谱计算包; $Tx1.1$ 到 $Tx2.1$ 的频率为脉冲重复频率(PRF, Pulse Repetition Frequency),其决定了最大可测量的速度,由其可以计算出一个扫描线的多普勒信息。在成像步骤200中,并行进行二维图像处理步骤、血流图像处理步骤和频谱图像处理步骤,也就是说,把所有的扫描线(即从1到N)组合起来,可以重建出探测平面内的二维图像;把每条扫描线(如 $Tx1.2$ 到 $TxM.2$ )先进行速度估计,由 $Tx1.1$ 到 $TxM.N$ 的扫描可得到血流图像;如果对某个扫描线(如 $Tx1.2$ 到 $TxM.2$ )某个深度范围内进行距离累积,然后计算多普勒信息,则相当于计算频谱图像。

[0039] 实施例二:

[0040] 本实施例与实施例一的不同之处在于:发射的脉冲为多普勒脉冲和B脉冲,脉冲的发射序列是:在相邻两帧多普勒扫描之间发射B脉冲。多普勒脉冲可以用于生成二维图像、血流图像以及频谱图像,而B脉冲可以用于生成二维图像;换能器利用多普勒脉冲进行多普

勒扫描,利用B脉冲进行B线扫描;换能器中接收到的回波信号为多普勒脉冲回波信号和B脉冲回波信号。

[0041] 如图3所示,多普勒脉冲扫描为Tx1.1到TxM.N,和实施例一所述的只用多普勒脉冲扫描的情况相同,在Tx1.N到Tx2.1的扫描空隙中加入J次B线扫描,即为Tx1.N+1到Tx1.N+J,扫描位置可以和多普勒脉冲扫描相同,也可以不同。也就是说,Tx1.N到Tx2.1的扫描空隙很长,可以利用这段时间进行B线扫描。这样,每进行一帧多普勒脉冲扫描,则可进行J次B线扫描。每 $n \times J$ 次的B线扫描可以组成一个完整的二维图像,其中n和J均为任意自然数。

[0042] 对接收到的B脉冲回波信号进行处理从而可获得二维图像信号;对多普勒脉冲回波信号进行处理则可获得二维图像信号、血流图像信号和频谱图像信号,其中,将多普勒脉冲回波信号获得的二维图像信号与B脉冲回波信号叠加可增强二维图像信号。当然,也可以只选择用B脉冲回波信号处理后获得的二维图像信号。

[0043] 实施例三:

[0044] 本实施例与实施例二的不同之处在于:虽然发射的脉冲为多普勒脉冲和B脉冲,但脉冲的发射序列是:在相邻两个多普勒扫描数据包之间发射B脉冲,其中一个多普勒扫描数据包包含若干帧的多普勒扫描。多普勒脉冲可以用于生成二维图像、血流图像以及频谱图像,而B脉冲可以用于生成二维图像;换能器利用多普勒脉冲进行多普勒扫描,利用B脉冲进行B线扫描;换能器中接收到的回波信号为多普勒脉冲回波信号和B脉冲回波信号。

[0045] 如图4所示,该实施例与实施例二的不同在于,Tx1.N到Tx2.1的相邻两帧扫描空隙不足以完成B线扫描,因此,需要采用另外一种脉冲发射序列,本实施例采用在相邻两个多普勒脉冲扫描数据包之间插入一个B线扫描帧,每帧包含J次发射,其扫描位置可以和多普勒扫描相同,也可以不同。每n个B线扫描帧可以组成一个完整的二维图像(包含 $n \times J$ 次发射),其中n和J均为任意自然数。假设B线扫描帧的总扫描时间可以限定为 $m/PRF$ (m为自然数),这样可以保证连续两个多普勒脉冲扫描数据包之间的间隔刚好可以扫描m个多普勒扫描帧;也就是说,数据包TC1的TxM.1和数据包TC2的Tx1.1存在时间上的严格对准,时间间隔为 $m/PRF$ 。

[0046] 实施例四:

[0047] 为获得连续的血流数据,增加数据的利用率,本实施例在前述实施例三的基础上采用间隙填充算法。这里所说的间隙填充算法为本领域技术人员所熟知,包括但不限于补零、线性插值、样条插值和曲线拟合等,在此不作详细说明。

[0048] 上述各个实施例在确定发射脉冲序列后,如果多普勒脉冲扫描不停地进行,则可以连续地生成二维图像、血流图像和频谱图像,其后续的成像步骤采用如图1所示实施方式的方式,即并行地进行二维图像处理步骤、血流图像处理步骤和频谱图像处理步骤,在此不再赘述。通过上述各个实施例,本发明所提供的方案中,由于二维图像扫描所需时间较短,因此不会明显影响血流图像和频谱图像的质量,血流和频谱扫描均有足够多的有效数据,可以保证三工成像下图像的质量;从而,可以同时显示二维、血流和频谱图像,血流图像有较高的帧率,保证图像的实时性。通过在接收到的回波信号中设置一个或多个取样门,可以同时获得与所述一个或多个取样门相对应的频谱图像信号。

[0049] 以上通过具体的实施例对本发明做了说明,但本发明并不局限于上述实施例。本领域技术人员可以对各个实施例进行适当的删减、增加或者替换部分处理环节而得到类似

的结果。例如,在成像步骤,可以根据需要仅生成一种图像信号,或两种图像信号(如二维图像信号和血流图像信号,或二维图像信号和频谱图像信号,或血流图像信号和频谱图像信号等),或三种图像信号。而在显示步骤中,可以根据需要把这三种图像信号(或者是其中的任意两种,如二维和血流、二维和频谱等)同时输出到显示器上。

[0050] 图8是根据本发明一种实施方式的超声成像装置的结构框图。如图8所示,该超声成像装置包括:发射和接收模块810、回波信号处理模块820、显示模块830。发射和接收模块810用于向待检测对象发射多普勒脉冲,利用多普勒脉冲进行多普勒扫描,并从待检测对象接收回波信号,回波信号为多普勒脉冲回波信号。回波信号处理模块820用于对回波信号进行处理并输出,该回波信号处理模块包括成像模块,而成像模块进一步包括并行处理的二维图像处理模块、血流图像处理模块、频谱图像处理模块,二维图像处理模块用于对多普勒脉冲回波信号进行处理以获得二维图像信号,血流图像处理模块用于对多普勒脉冲回波信号进行处理以获得血流图像信号,频谱图像处理模块用于对多普勒脉冲回波信号进行处理以获得频谱图像信号。显示模块830用于显示回波信号处理模块的输出。

[0051] 根据本发明另一种实施方式的超声成像装置,该超声成像装置包括:发射和接收模块810、回波信号处理模块820、显示模块830。发射和接收模块810用于向待检测对象发射多普勒脉冲和B脉冲,利用多普勒脉冲进行多普勒扫描,利用B脉冲进行B线扫描,并从待检测对象接收回波信号,回波信号包括多普勒脉冲回波信号和B脉冲回波信号。回波信号处理模块820用于对回波信号进行处理并输出,该回波信号处理模块包括成像模块,而成像模块进一步包括并行处理的二维图像处理模块、血流图像处理模块和/或频谱图像处理模块,二维图像处理模块用于对B脉冲回波信号进行处理以获得二维图像信号,血流图像处理模块用于对多普勒脉冲回波信号进行处理以获得血流图像信号,频谱图像处理模块用于对多普勒脉冲回波信号进行处理以获得频谱图像信号。显示模块830用于显示回波信号处理模块的输出。一种实施例中,在相邻两帧多普勒扫描之间发射B脉冲;另一种实施例中,在相邻两个多普勒扫描数据包之间发射B脉冲。

[0052] 上述本发明超声成像装置的各个实施方式中,其各个模块所使用的处理方法与前述本发明方法实施例中提到的方法相同,在此不再赘述。

[0053] 以上内容是结合具体的实施方式对本发明所作的进一步详细说明,不能认定本发明的具体实施只局限于这些说明。对于本发明所属技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干简单推演或替换,都应当视为属于本发明的保护范围。

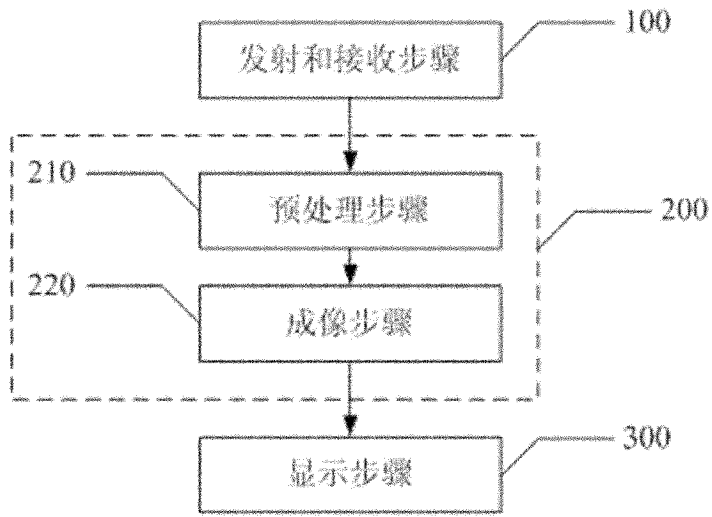


图1

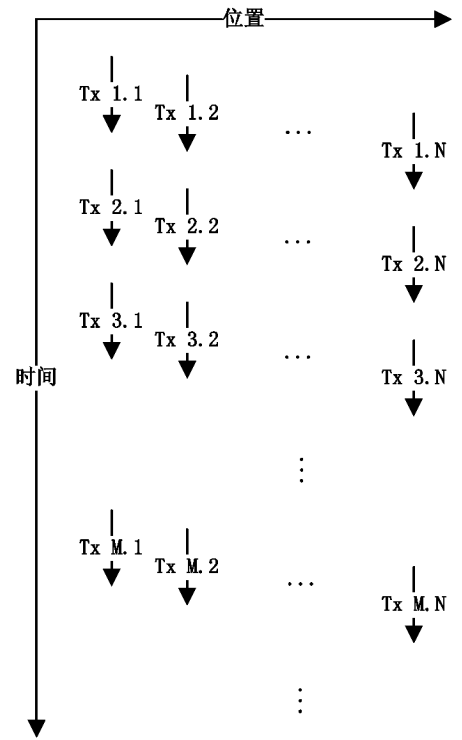


图2

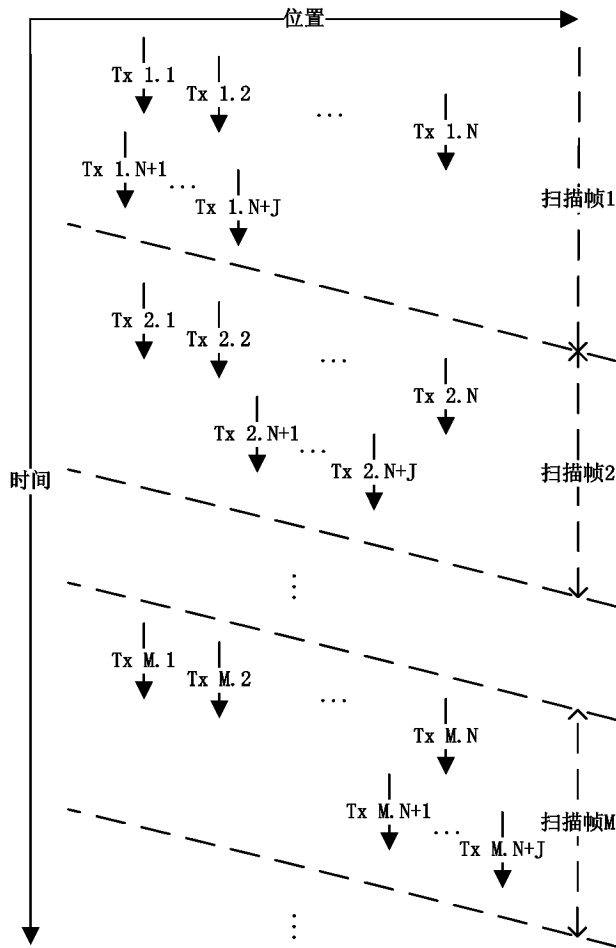


图3

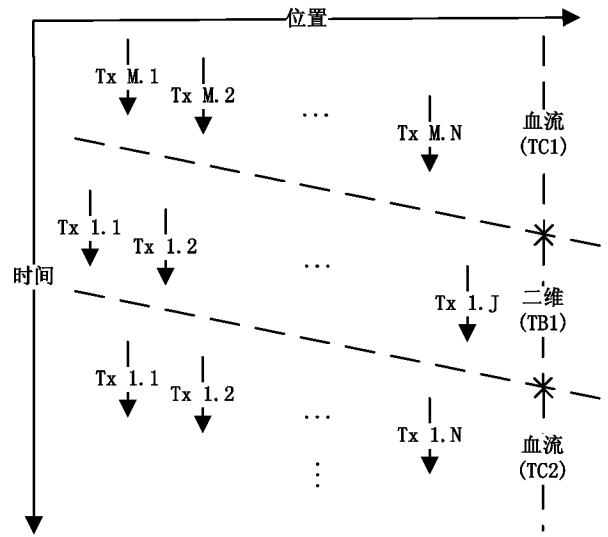


图4

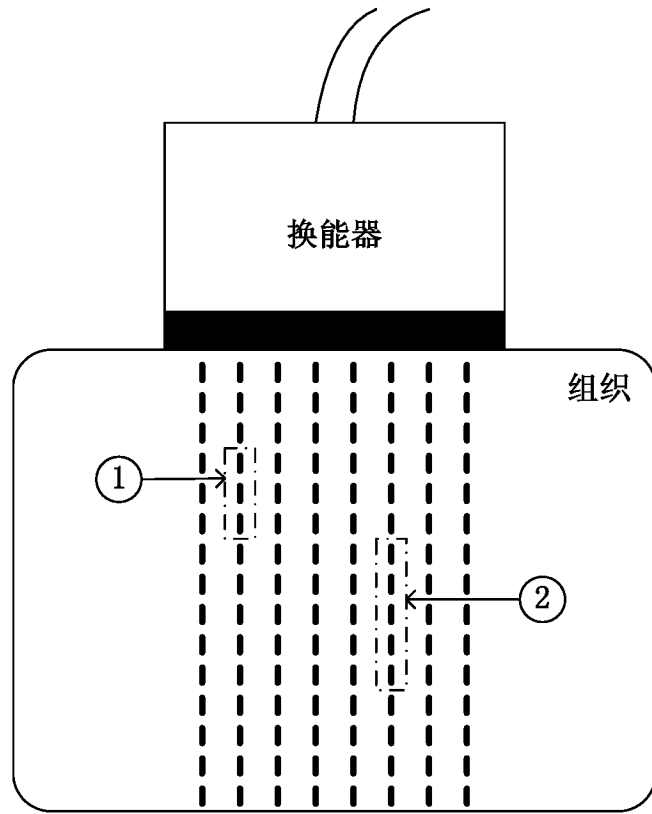


图5

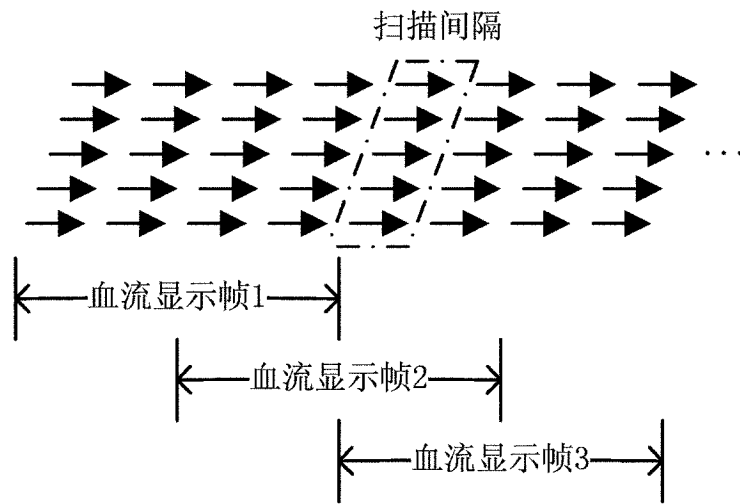


图6

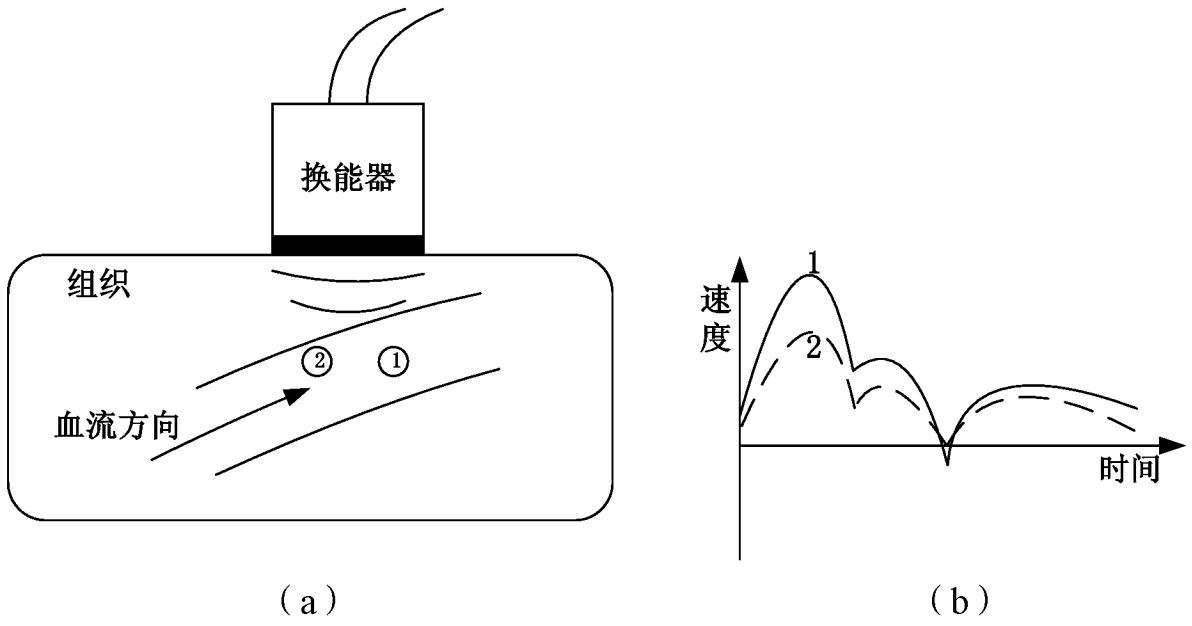


图7

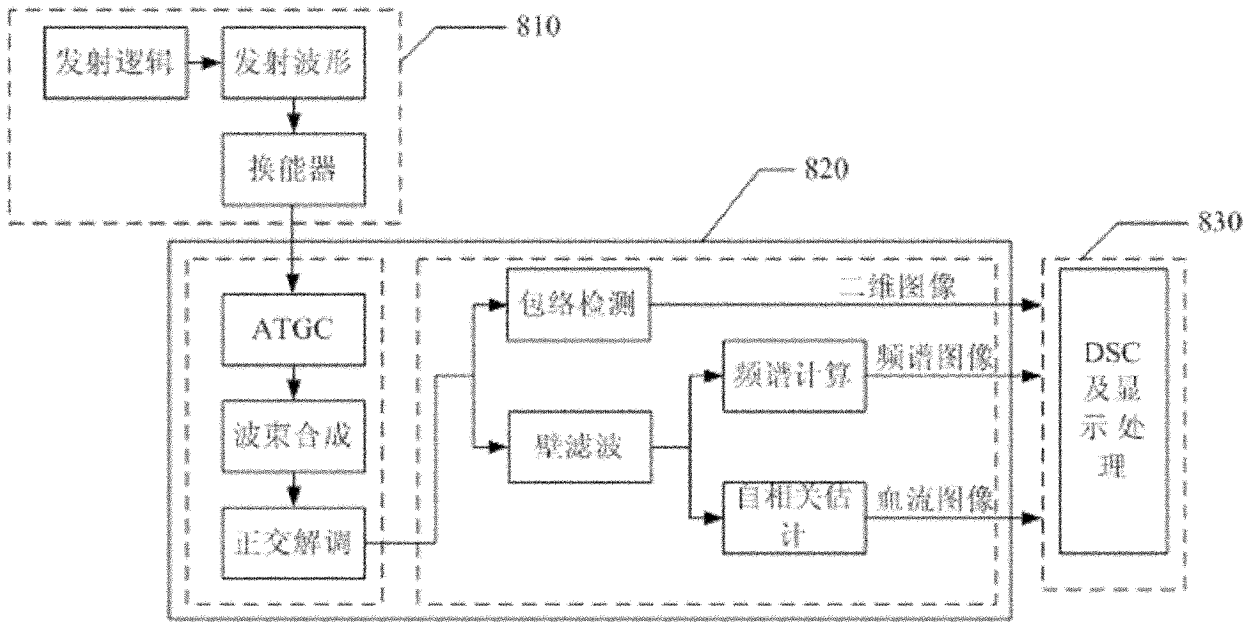


图8

专利名称(译)	一种超声成像方法和装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN102551791B</a>	公开(公告)日	2016-04-27
申请号	CN201010594401.6	申请日	2010-12-17
[标]申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
[标]发明人	马忠伟 姚林鑫		
发明人	马忠伟 姚林鑫		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/0891 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5246		
代理人(译)	郭燕		
其他公开文献	CN102551791A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开了一种超声成像方法和装置。其中，该方法包括：发射和接收步骤，用于向待检测对象发射多普勒脉冲，利用多普勒脉冲进行多普勒扫描，并从所述待检测对象接收回波信号，所述回波信号为多普勒脉冲回波信号；回波信号处理步骤，用于对所述回波信号进行处理并输出，该回波信号处理步骤包括成像步骤，所述成像步骤包括并行处理的二维图像处理步骤、血流图像处理步骤、频谱图像处理步骤；显示步骤，用于显示所述回波信号处理步骤的输出。本发明通过采用相同的扫描信号并行生成二维图像、血流图像和频谱图像；一种实施方式中，通过在接收到的回波信号中设置一个或多个取样门，可以同时获得与上述一个或多个取样门相对应的频谱图像信号。

