



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111012381 A

(43)申请公布日 2020.04.17

(21)申请号 201911396041.6

(22)申请日 2019.12.30

(71)申请人 无锡祥生医疗科技股份有限公司
地址 214028 江苏省无锡市新吴区硕放工业园五期51、53号地块长江东路228号

(72)发明人 王鋈 张勇 陈建军

(74)专利代理机构 北京三聚阳光知识产权代理有限公司 11250

代理人 张琳琳

(51) Int. Cl.

A61B 8/14(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

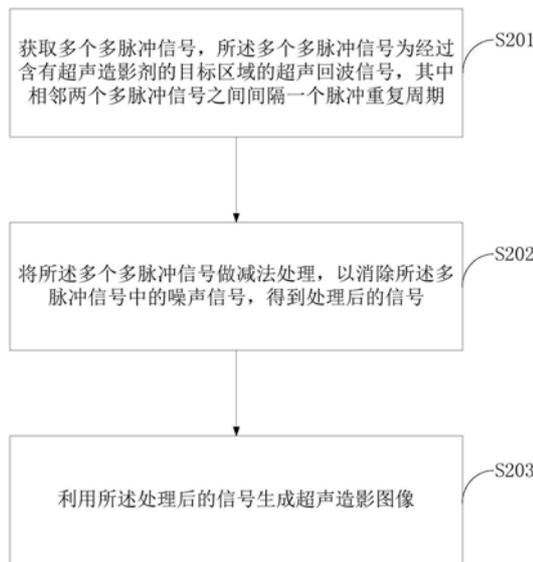
权利要求书2页 说明书11页 附图3页

(54)发明名称

超声造影方法、装置及存储介质

(57)摘要

本发明公开了一种超声造影方法、装置及存储介质,其中,方法包括:获取多个多脉冲信号,多个多脉冲信号为经过含有超声造影剂的目标区域的超声回波信号,其中,相邻两个多脉冲信号之间间隔一个脉冲重复周期;将多个多脉冲信号做减法处理,以消除多脉冲信号中的噪声信号,得到处理后的信号;利用处理后的信号生成超声造影图像。在一个脉冲重复周期内,组织背景和超声系统产生的谐波噪声基本没有变化,其变化主要集中在超声造影剂上,本发明通过做减法可以较好地完成对组织背景和/或超声系统的谐波噪声的抑制,提高超声造影成像的效果。



1. 一种超声造影方法,其特征在于,包括如下步骤:

获取多个多脉冲信号,所述多个多脉冲信号为经过含有超声造影剂的目标区域的超声回波信号,其中,相邻两个多脉冲信号之间间隔一个脉冲重复周期;

将所述多个多脉冲信号做减法处理,以消除所述多脉冲信号中的噪声信号,得到处理后的信号;

利用所述处理后的信号生成超声造影图像。

2. 根据权利要求1所述的超声造影方法,其特征在于,所述多个多脉冲信号包括第一多脉冲信号和第二多脉冲信号,其中,

所述获取多个多脉冲信号,包括:启动第一次多脉冲事件,获取第一多脉冲信号;间隔所述脉冲重复周期后启动第二次多脉冲事件,获取到第二多脉冲信号;

所述将所述多个多脉冲信号做减法处理,包括:将所述第二多脉冲信号减去所述第一多脉冲信号,得到所述处理后的信号。

3. 根据权利要求1所述的超声造影方法,其特征在于,所述多个多脉冲信号包括第一多脉冲信号、第二多脉冲信号和第三多脉冲信号,其中,

所述获取多个多脉冲信号,包括:启动第一次多脉冲事件,获取第一多脉冲信号;间隔所述脉冲重复周期后启动第二次多脉冲事件,获取所述第二多脉冲信号;间隔所述脉冲重复周期后启动第三次多脉冲事件,获取所述第三多脉冲信号;

所述将所述多个多脉冲信号做减法处理,包括:计算所述第一多脉冲信号与所述第三多脉冲信号的和,再与所述第二多脉冲信号的两倍做差,得到所述处理后的信号。

4. 根据权利要求2或3所述的超声造影方法,其特征在于,获取多脉冲信号包括:在启动多脉冲事件的同时,开始执行以下步骤,直到获取到用于生成所述超声造影图像所需的所述多脉冲事件对应的所有扫描线:

获取所述多脉冲事件对应的第*i*条或第*i*组扫描线,所述扫描线用于生成所述超声造影图像,所述*i*取小于等于*N*的整数,所述*N*为所述超声造影图像所需的扫描线总数;

其中,所述多脉冲事件为所述第一次多脉冲事件时,所述多脉冲信号为第一多脉冲信号;所述多脉冲事件为所述第二次多脉冲事件时,所述多脉冲信号为第二多脉冲信号;所述多脉冲事件为所述第三次多脉冲事件时,所述多脉冲信号为第三多脉冲信号。

5. 根据权利要求4所述的超声造影方法,其特征在于,所述将所述多个多脉冲信号做减法处理,包括:

所述多脉冲事件之间的第*i*条或第*i*组扫描线分别做减法处理,得到第*i*减法处理后的信号。

6. 根据权利要求4所述的超声造影方法,其特征在于,所述间隔所述脉冲重复周期后启动第二次脉冲事件,获取到第二多脉冲信号,包括:在获取到所述第一多脉冲信号对应的第*m*条或第*m*组扫描线时,启动所述第二次多脉冲事件获取所述第二次多脉冲事件对应的所述第二多脉冲信号;

和/或,所述间隔所述脉冲重复周期后启动第三次多脉冲事件,获取到第三多脉冲信号,包括:在获取到所述第二多脉冲信号对应的第*m*条或第*m*组扫描线时,启动所述第三次多脉冲事件获取所述第三次多脉冲事件对应的所述第三多脉冲信号;

其中,相邻两个扫描线时间间隔时间*T*,所述脉冲重复周期等于*m***T*。

7. 根据权利要求5所述的超声造影方法,其特征在于,所述利用所述处理后的信号生成超声造影图像,包括:

对所述处理后的信号进行振幅检核和对数压缩处理后,转换成相应的集合图形,组合得到所述超声造影图像。

8. 一种超声造影装置,其特征在于,包括:

获取模块,用于获取多个多脉冲信号,所述多个多脉冲信号为经过含有超声造影剂的目标区域的超声回波信号,其中,相邻两个多脉冲信号之间间隔一个脉冲重复周期;

计算模块,用于将所述多个多脉冲信号做减法处理,以消除所述多脉冲信号中的噪声信号,得到处理后的信号;

生成模块,用于利用所述处理后的信号生成超声造影图像。

9. 一种计算机设备,其特征在于,包括存储器、处理器以及存储在存储器上并可在处理器上运行的计算机程序,所述处理器执行所述计算机程序时实现权利要求1-7中任一项所述方法的步骤。

10. 一种计算机可读存储介质,其上存储有计算机程序,其特征在于:所述计算机程序被处理器执行时实现权利要求1-7中任一项所述方法的步骤。

超声造影方法、装置及存储介质

技术领域

[0001] 本发明涉及超声造影技术领域,具体涉及一种超声造影方法、装置及存储介质。

背景技术

[0002] 在超声造影(Contrast-Enhanced Ultrasound, 简称为CEUS)成像中,多脉冲技术已用于改善造影剂组织比率(Contrast-To-Tissue ratio, 简称为CTR)。CTR通常容易受到在超声波传播过程中产生的机体组织谐波信号以及超声系统的谐波泄漏的限制,由于组织和超声系统通常情况下基本稳定的,因此,其产生的相应的谐波信号通常显示为稳定背景噪音,掩盖了CEUS成像中来自超声造影剂(Ultrasound Contrast Agent, 简称为UCA)的许多小信号。降低此背景噪音至关重要,这样才能检测到并显示来自微气泡UCA的微弱信号。

[0003] 微泡超声造影剂(UCA)已用于临床应用,例如组织灌注成像。UCA成像的基本原理是微气泡具有很强的非线性回波响应,这与周围组织的强线性回波响应形成鲜明对比。低机械指数(Mechanical Index, 简称为MI)方法(例如 $MI < 0.1$)被广泛用于微气泡成像,因为气泡保持完好无损,因此可用于连续性血流成像。另外,在低MI时通过组织的声波传播近似线性,这意味着来自组织的非线性回波响应非常低。然而,组织背景噪音中组织谐波信号的另一个来源是由于超声系统的谐波泄漏。这些泄漏的谐波信号与组织中的非线性波传播无关。它们通常来自用于发射脉冲,发射/接收放大和换能器机电转换的发射波形。因此,在任何深度,由于非线性传播和系统泄漏,组织背景信号都由谐波组成。这些组织背景谐波经常显示为稳定而无用的信号,并掩盖了有用的微气泡信号。

[0004] 为了减少组织背景噪音信号,现有技术中提出了一种使用两次脉冲反转(Pulse Inversion, 简称为PI)技术的双脉冲倒置(Double Pulse Inversion, 简称为DPI)的方法。首先,在UCA到达之前,保存表示剩余的组织谐波信号的PI信号。其次,在UCA到达后,保存代表组织和UCA谐波的PI信号。然后将UCA到达之前和之后获得的PI信号相减以抑制组织谐波信号。这种方法的问题在于,UCA到达前后的时间间隔可能是几秒钟到几分钟。在此期间,任何轻微的身体运动(如呼吸或换能器移动)都将影响组织背景的消除,因为UCA到达之前的组织背景不再与UCA到达之后的组织背景相同,组织背景变化所产生的谐波噪音较大,使得组织背景噪音抑制效果不理想。

[0005] 现有技术中还提出了另一种称为脉冲反转多普勒的方法,将PI和多普勒检测结合为一种技术,它利用了PI和多普勒检测方案的优势,要求系统在每条成像扫描线上执行多个PI多脉冲事件,并应用特殊的多普勒过滤器去除组织背景。然而,由于帧速率低,该方法存在时间分辨率问题。另外,彩色多普勒成像中典型的闪光伪像也是其需要解决的一个重要问题。

发明内容

[0006] 因此,本发明要解决现有技术中由于组织背景变化所产生的谐波噪音较大,使得组织背景噪音抑制效果不理想的技术问题,从而提供一种超声造影成像方法、装置、计算机

设备及存储介质。

[0007] 本发明的一方面,提供了一种超声造影方法,包括如下步骤:

[0008] 获取多个多脉冲信号,所述多个多脉冲信号为经过含有超声造影剂的目标区域的超声回波信号,其中,相邻两个多脉冲信号之间间隔一个脉冲重复周期;

[0009] 将所述多个多脉冲信号做减法处理,以消除所述多脉冲信号中的噪声信号,得到处理后的信号;

[0010] 利用所述处理后的信号生成超声造影图像。

[0011] 可选地,所述多个多脉冲信号包括第一多脉冲信号和第二多脉冲信号,其中,

[0012] 所述获取多个多脉冲信号,包括:启动第一次多脉冲事件,获取第一多脉冲信号;间隔所述脉冲重复周期后启动第二次多脉冲事件,获取到第二多脉冲信号;

[0013] 所述将所述多个多脉冲信号做减法处理,包括:将所述第二多脉冲信号减去所述第一多脉冲信号,得到所述处理后的信号。

[0014] 可选地,所述多个多脉冲信号包括第一多脉冲信号、第二多脉冲信号和第三多脉冲信号,其中,

[0015] 所述获取多个多脉冲信号,包括:启动第一次多脉冲事件,获取第一多脉冲信号;间隔所述脉冲重复周期后启动第二次多脉冲事件,获取所述第二多脉冲信号;间隔所述脉冲重复周期后启动第三次多脉冲事件,获取所述第三多脉冲信号;

[0016] 所述将所述多个多脉冲信号做减法处理,包括:计算所述第一多脉冲信号与所述第三多脉冲信号的和,再与所述第二多脉冲信号的两倍做差,得到所述处理后的信号。

[0017] 可选地,获取多脉冲信号包括:在启动多脉冲事件的同时,开始执行以下步骤,直到获取到用于生成所述超声造影图像所需的所述多脉冲事件对应的所有扫描线:

[0018] 获取所述多脉冲事件对应的第*i*条或第*i*组扫描线,所述扫描线用于生成所述超声造影图像,所述*i*取小于等于*N*的整数,所述*N*为所述超声造影图像所需的扫描线总数;

[0019] 其中,所述多脉冲事件为所述第一次多脉冲事件时,所述多脉冲信号为第一多脉冲信号;所述多脉冲事件为所述第二次多脉冲事件时,所述多脉冲信号为第二多脉冲信号;所述多脉冲事件为所述第三次多脉冲事件时,所述多脉冲信号为第三多脉冲信号。

[0020] 可选地,所述将所述多个多脉冲信号做减法处理,包括:

[0021] 所述多脉冲事件之间的第*i*条或第*i*组扫描线分别做减法处理,得到第*i*减法处理后的信号。

[0022] 可选地,所述间隔所述脉冲重复周期后启动第二次脉冲事件,获取到第二多脉冲信号,包括:在获取到所述第一多脉冲信号对应的第*m*条或第*m*组扫描线时,启动所述第二次多脉冲事件获取所述第二次多脉冲事件对应的所述第二多脉冲信号;

[0023] 和/或,所述间隔所述脉冲重复周期后启动第三次多脉冲事件,获取到第三多脉冲信号,包括:在获取到所述第二多脉冲信号对应的第*m*条或第*m*组扫描线时,启动所述第三次多脉冲事件获取所述第三次多脉冲事件对应的所述第三多脉冲信号;

[0024] 其中,相邻两个扫描线时间间隔时间*T*,所述脉冲重复周期等于*m***T*。

[0025] 可选地,所述利用所述处理后的信号生成超声造影图像,包括:

[0026] 对所述处理后的信号进行振幅检核和对数压缩处理后,转换成相应的集合图形,组合得到所述超声造影图像。

[0027] 本发明的一方面,提供了一种超声造影装置,包括如下步骤:

[0028] 获取模块,用于获取多个多脉冲信号,所述多个多脉冲信号为经过含有超声造影剂的目标区域的超声回波信号,其中,相邻两个多脉冲信号之间间隔一个脉冲重复周期;

[0029] 计算模块,用于将所述多个多脉冲信号做减法处理,以消除所述多脉冲信号中的噪声信号,得到处理后的信号;

[0030] 生成模块,用于利用所述处理后的信号生成超声造影图像。

[0031] 本发明的另一方面,提供了一种计算机设备,包括存储器、处理器以及存储在存储器上并可在处理器上运行的计算机程序,所述处理器执行所述计算机程序时实现所述超声造影成像方法的步骤。

[0032] 本发明的另一方面,提供了一种计算机可读存储介质,其上存储有计算机程序,其特征在于:所述计算机程序被处理器执行时实现所述超声造影成像方法的步骤。

[0033] 根据本发明实施例,通过获取多个相互间隔一个脉冲重复周期的多脉冲信号,该多脉冲信号均是对包含有超声造影剂的目标区域的超声回波信号;将多个多脉冲信号做减法处理,以去掉不同多脉冲信号中相同的组织背景或者超声系统产生的谐波信号,然后利用处理后的信号生成超声造影图像。由于在一个脉冲重复周期内,组织背景和超声系统产生的谐波噪声基本没有变化,其变化主要集中在超声造影剂上,因此,通过做减法可以较好地完成对组织背景和/或超声系统的谐波噪声的抑制,提高超声造影成像的效果。

附图说明

[0034] 为了更清楚地说明本发明具体实施方式或现有技术中的技术方案,下面将对具体实施方式或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图是本发明的一些实施方式,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0035] 图1为本发明实施例的一种超声系统的结构示意图;

[0036] 图2为本发明实施例1中超声造影方法的一个具体示例的流程图;

[0037] 图3为本发明实施例1中双重多脉冲的扫描线的示意图;

[0038] 图4为本发明实施例1中三重多脉冲的扫描线的示意图;

[0039] 图5为本发明实施例2中超声造影装置的一个具体示例的示意图;

[0040] 图6为本发明实施例3的计算机设备的硬件结构示意图。

具体实施方式

[0041] 下面将结合附图对本发明的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0042] 在本发明的描述中,需要说明的是,术语“第一”、“第二”、“第三”仅用于描述目的,而不能理解为指示或暗示相对重要性。

[0043] 此外,下面所描述的本发明不同实施方式中所涉及的技术特征只要彼此之间未构成冲突就可以相互结合。

[0044] 在介绍发明实施例前,先介绍发明实施例的技术方案的相关技术原理。

[0045] 超声造影技术的主要目标是区分超声造影剂和周围的组织背景,其中,超声造影剂UCA与组织的比率CTR可以定量表示为:

$$[0046] \quad CTR = 20 \log \frac{p^{UCA}}{p^{tissue}}$$

[0047] 其中, p^{UCA} 表示UCA的反向散射压力的振幅幅值, p^{tissue} 表示背景组织的反向散射压力的振幅幅值。

[0048] 容易理解的是,UCA在暴露于超声波时会发生非线性反应。这使得对UCA进行二次谐波成像变得更加容易。但是,UCA并不是高次谐波的唯一来源。周围组织中的非线性波传播也会产生谐波。系统泄漏也会导致谐波。为了评估UCA在二阶谐波下的成像和检测,可以将上述公式表示为:

$$[0049] \quad CTR_2 = 20 \log \frac{p_2^{UCA}}{p_2^{tissue}}$$

[0050] p_2^{UCA} 表示UCA在二次谐波处的反向散射压力的振幅幅值, p_2^{tissue} 表示背景组织在二次谐波处的反向散射压力的振幅幅值。为了改善 CTR_2 ,需要增加 p_2^{UCA} 或降低 p_2^{tissue} 。对于低MI的CEUS, p_2^{UCA} 是受到限制的。因此,改善 CTR_2 的唯一方法是降低 p_2^{tissue} 。本发明实施例所提供的超声造影成像方法中就是通过获取超声波经过目标区域后的多脉冲信号降低 p_2^{tissue} ,再进行成像处理,从而获取到超声造影剂的精准成像的目的。

[0051] 本发明实施例的一种超声系统如图1所示,包括:超声波发生器101、脉冲放大器102、发射波束合成器103、换能器104、T/R开关105、信号处理单元106、接收波束合成器107、脉冲处理单元108、存储器109、幅值检测和对数压缩处理模块110、扫描转换器111、显示器112。超声波发生器101用于产生超声波,具体地,可以生成多脉冲CEUS谐波成像所需的发射波形。发射波形在施加到换能器104之前,先通过脉冲放大器102进行放大。发射波束合成器103用于控制由超声波发生器101发射的超声波脉冲的延迟,以便适当延迟换能器104中的每个单独基元以形成发射焦点。T/R开关105将接收端和发射端分离,以防止高压进入接收端,从而避免损坏组件。

[0052] T/R开关105在超声波脉冲发送期间关闭,在接收期间打开。在发射期间,来自脉冲放大器102的脉冲将施加到换能器104,换能器104将聚焦的超声波脉冲发射到目标区域。在接收期间,从目标区域返回的超声回波将被换能器104中的每个基元接收并转换为电信号。来自每个基元的接收信号通常很弱,需要放大。信号处理单元106可以具有放大、增益补偿以及A/D转换等功能,用于对上述电信号进行信号处理。具体地,上述电信号经过放大,在进行时间增益补偿(Time-Gain-Compensation,简称为TGC)深度处理;然后,放大的信号将通过A/D转换为数字信号。来自每个基元的数字化信号将通过接收波束合成器107得到适当的延迟和求和。

[0053] 脉冲处理单元108的主要作用是本发明实施例中所提供的技术方案的主要改进点。该脉冲处理单元108可以用于获取多脉冲信号,例如本发明实施例中的第一多脉冲信号、第二多脉冲信号和第三多脉冲信号,然后进行信号合成,一方面将上述多脉冲信号存储在存储器109中,该存储器可以是指内存。另一方面,合成后的信号经过幅值检测和对数压

缩处理模块110进行复制检测、放大、对数压缩等处理之后看,发送至扫描转换器111,由其转换成几何图形,供显示器112进行显示。

[0054] 具体地,本发明实施例中,波束合成后的数字信号将根据多脉冲技术来处理。对于脉冲反转(Pulse Inversion,简称为PI)技术,来自第一个脉冲和第二个脉冲的接收信号加在一起。对于调幅(Amplitude Modulation,简称为AM)技术,半脉冲的接收信号将乘以2,然后减去全脉冲中接收信号。对于AMPI技术,来自半脉冲的接收信号将乘以2,然后与来自全脉冲的接收信号相加。

[0055] 实施例1

[0056] 本发明实施例提供了一种超声造影方法,如图2所示,该方法包括如下步骤:

[0057] 步骤S201,获取多个多脉冲信号,所述多个多脉冲信号为经过含有超声造影剂的目标区域的超声回波信号,其中,相邻两个多脉冲信号之间间隔一个脉冲重复周期。

[0058] 具体地,本发明实施例中,该多脉冲信号可以由上述脉冲处理单元处理得到的数字信号,可以是双重多脉冲信号,也可以是三重多脉冲信号。相邻两个多脉冲信号之间间隔脉冲重复周期(pulse repetition period,简称为PRP)。获取的多个多脉冲信号,可以从存储器中存储的数据中获取得到。由于多个多脉冲信号是在不同时间产生的。其最后一个多脉冲信号可以直接从脉冲处理单元获取得到,而之前的多脉冲信号则可以从存储器中获取。

[0059] 由于多个多脉冲信号均是含有超声造影剂的目标区域的回波信号,并且间隔时间只有一个脉冲重复周期,在该周期内组织背景和超声系统的谐波噪声变化相对较小,其主要变化集中在超声造影剂上。

[0060] 步骤S202,将所述多个多脉冲信号做减法处理,以消除所述多脉冲信号中的噪声信号,得到处理后的信号。

[0061] 步骤S203,利用所述处理后的信号生成超声造影图像。

[0062] 可选地,所述利用所述处理后的信号生成超声造影图像,包括:对所述处理后的信号进行振幅检核和对数压缩处理后,转换成相应的集合图形,组合得到所述超声造影图像。

[0063] 在获取到多个多脉冲信号之后,做减法处理,以通过减法的方式将不同多脉冲信号中相同的部分减掉,只剩下出现变化的不同。本发明实施例中的做减法的处理过程中可以根据多脉冲信号的数量进行调整。例如,当只有两个多脉冲信号时,两个多脉冲信号直接做差,即可得到所述处理后的信号。当多脉冲信号为三个时,为了进一步抑制组织背景造成的影响,并且增强超声造影剂的成像的权重,可以通过对第一和第三多脉冲信号求和,之后再与第二多脉冲信号的两倍做差,得到所述处理后的信号。

[0064] 如上所述,由于在脉冲重复周期内,组织背景和超声系统产生的谐波噪声没有变化,而不同的多脉冲信号之间的主要差异集中在超声造影剂所产生的非线性谐波,因此,通过做减法处理后,将组织背景和超声系统产生的谐波去掉,从而完成了对组织背景和超声系统的谐波抑制。利用减法处理后的信号生成超声造影图像,就可以得到所需的图像画面。

[0065] 根据本发明实施例,通过获取多个相互间隔一个脉冲重复周期的多脉冲信号,该多脉冲信号均是对包含有超声造影剂的目标区域的超声回波信号;将多个多脉冲信号做减法处理,以去掉不同多脉冲信号中相同的组织背景或者超声系统产生的谐波信号,然后利用处理后的信号生成超声造影图像。由于在一个脉冲重复周期内,组织背景和超声系统产

生的谐波噪声基本没有变化,其变化主要集中在超声造影剂上,因此,通过做减法可以较好地完成对组织背景和/或超声系统的谐波噪声的抑制,提高超声造影成像的效果。

[0066] 可选地,本发明实施例中所述多个多脉冲信号包括第一多脉冲信号和第二多脉冲信号,也即是,本发明实施例中采用双重多脉冲方法,其中:

[0067] 上述步骤S201,获取多个多脉冲信号,包括:启动第一次多脉冲事件,获取第一多脉冲信号;间隔所述脉冲重复周期后启动第二次多脉冲事件,获取到第二多脉冲信号。

[0068] 相应地,上述步骤202,将所述多个多脉冲信号做减法处理,包括:将所述第二多脉冲信号减去所述第一多脉冲信号,得到所述处理后的信号。

[0069] 具体地,获取第一个多脉冲信号 S_1 并将 S_1 存储在存储器中,继续获取第二个多脉冲信号 S_2 ,然后执行减法 S_2-S_1 。

[0070] 本发明另一种可替换的实施方式,所述多个多脉冲信号包括第一多脉冲信号、第二多脉冲信号和第三多脉冲信号,也即是采用三重多脉冲方法,其中:

[0071] 上述步骤S201,获取多个多脉冲信号,包括:启动第一次多脉冲事件,获取第一多脉冲信号;间隔所述脉冲重复周期后启动第二次多脉冲事件,获取所述第二多脉冲信号;间隔所述脉冲重复周期后启动第三次多脉冲事件,获取所述第三多脉冲信号;

[0072] 相应地,上述步骤S202,将所述多个多脉冲信号做减法处理,包括:计算所述第一多脉冲信号与所述第三多脉冲信号的和,再与所述第二多脉冲信号的两倍做差,得到所述处理后的信号。

[0073] 具体地,获取第一多脉冲信号 S_1 并将 S_1 存储在存储器中;接下来,获取第二多脉冲信号 S_2 并将 S_2 存储在存储器中;然后,获取第三多脉冲信号 S_3 ;最后,执行减法 $S_3-2S_2+S_1$ 。

[0074] 上述实施例中,双重或三重多脉冲方法将分别获得 S_1 和 S_2 或 S_1 , S_2 和 S_3 。 S_1 和 S_2 或 S_2 和 S_3 之间的时间间隔是脉冲重复周期 (PRP)。PRP越高,每个微气泡运动的位移越大。减法之后,这将有助于增加UCA信号强度。但是,如果PRP太大,组织运动也会变得很显著,这会增加组织背景水平。因此,为特定的CEUS应用选择最合适的PRP很重要,这样CTR才能达到最高水平。

[0075] 本发明实施例中,通过使用双重或三重多脉冲方法来提高CTR,不仅仅是简单地使用多脉冲技术来检测UCA,而是将使用两次或三次多脉冲事件。两个连续的多脉冲事件之间的时间间隔可以控制为脉冲重复周期 (PRP)。由于微气泡仅出现在血流中,因此它们的确切位置在每次多脉冲事件期间都会改变。考虑到目标区域中的组织与血流相比相对静止,因此在连续的多脉冲事件之间组织信号将非常相似。因此,在双重或三重多脉冲事件之间相减可以进一步抵消组织谐波和系统泄漏的谐波。但是,由于微气泡运动及其不可预测的回声响应,该操作不会导致UCA谐波消除,从而产生较高的CTR。

[0076] 作为上述实施例的进一步可选的实施方式,本发明实施例中,获取多脉冲信号包括:

[0077] 在启动多脉冲事件的同时,开始执行以下步骤,直到获取到用于生成所述超声造影图像所需的所述多脉冲事件对应的所有扫描线:

[0078] 获取所述多脉冲事件对应的第 i 条或第 i 组扫描线,所述扫描线用于生成所述超声造影图像,所述 i 取小于等于 N 的整数,所述 N 为所述超声造影图像所需的扫描线总数。其中,所述多脉冲事件为所述第一次多脉冲事件时,所述多脉冲信号为第一多脉冲信号;所述多

脉冲事件为所述第二次多脉冲事件时,所述多脉冲信号为第二多脉冲信号;所述多脉冲事件为所述第三次多脉冲事件时,所述多脉冲信号为第三多脉冲信号。

[0079] 考虑到超声图像的每一帧都由许多扫描线组成的基本事实,在每个多脉冲事件期间可以获得一条或一组扫描线。在启动多脉冲事件之后,每个脉冲重复周期内,通过获取扫描线的方式获取多脉冲信号。由于扫描线以组或者条的形式分布,在获取扫描线时,从第1条或组开始获取扫描线,知道获取到所有的扫描线之后,完成多脉冲信号的获取,每个多脉冲信号同理。

[0080] 作为一种可选实施方式,本发明实施例中,所述间隔所述脉冲重复周期后启动第二次脉冲事件,获取到第二多脉冲信号,包括:在获取到所述第一多脉冲信号对应的第m条或第m组扫描线时,启动所述第二次多脉冲事件获取所述第二次多脉冲事件对应的所述第二多脉冲信号。相邻两个扫描线时间间隔时间T,所述脉冲重复周期等于 $m \cdot T$ 。

[0081] 本发明实施例中,当选择相对较高的PRP时,超声系统不必空闲进而等待下一多脉冲事件。该系统可以在不同的扫描线之间交替多脉冲事件,因此不会降低帧频,即不会牺牲时间分辨率。

[0082] 具体地,如图3所示,在双多脉冲事件期间需要较高的PRP值时,交替多脉冲的方案。使用符号 S_j^i 表示在第j多脉冲事件期间获得的第i条单条或组扫描线。这里我们假设 $i = 1, 2, \dots, N$,这样 $S_1^1 \dots S_N^1$ 将形成一帧完整的扫描线。 S_j^i 的下标j是多脉冲事件的索引号,对于双多脉冲事件方法,可以为1或2。因此,对于较大的PRP,系统将在下一多脉冲事件之前获取尽可能多的单或组扫描线。在这里,假设系统可以为所需的PRP获取m条或组扫描线,m是交织因子。

[0083] 将为第一条或组扫描线 S_1^1 启动第一多脉冲事件。接收到的数据 S_1^1 将存储在存储器中。系统将不会空转等待第一条或组扫描线的第二多脉冲事件 S_2^1 ,而是利用两多脉冲事件(PRPP)之间的时间间隔来启动第一多脉冲事件的第二条或组扫描线 S_2^1 。再次将接收到的数据 S_2^1 保存在存储器中。然后,系统将利用时间间隔发送扫描线,直到接收到第一多脉冲事件的第m条或组扫描线 S_m^1 并将其存储在内存中。在完成第m条或组扫描线 S_m^1 后,系统将开始第二次多脉冲事件的第一或组扫描线 S_1^2 。

[0084] 进一步可选地,所述将所述多多脉冲信号做减法处理,包括:所述多脉冲事件之间的第i条或第i组扫描线分别做减法处理,得到第i减法处理后的信号。

[0085] 具体地,当获取数据 S_2^2 时,系统将执行 $S_2^2 - S_1^1$ 操作,并将结果发送到幅值检测和对数压缩处理模块,进行放大、幅值检测以及对数压缩等处理。类似地,系统继续进行第二多脉冲事件的第二或组扫描线 S_2^2 ,并执行 $S_2^2 - S_1^1$ 。并将结果发送到幅度检测和对数压缩处理模块。系统将利用时间间隔发送扫描线,直到接收到第二多脉冲事件的第m条或组扫描线 S_m^2 ,此后执行 $S_m^2 - S_1^1$ 。

[0086] PRP即 S_2^2 和 S_1^1 之间的时间,可以随整数m而变化。假设 S_j^i 和 S_{j+1}^{i+1} 之间的时间为T,则 $PRP = mT$ 。

[0087] 可选地,在已完成获取 m 条或组扫描线,它们构成整帧的一小部分。下一片段可以通过从第一多脉冲事件的第 $(m+1)$ 条或组扫描线 S_1^{m+1} 开始。接收到的数据 S_1^{m+1} 将存储在内存中。系统将继续执行第一多脉冲事件的第 $(m+2)$ 条或组扫描线 S_1^{m+2} 。再次将接收到的数据 S_1^{m+2} 保存在存储器中。然后,系统将继续操作,直到接收到第一多脉冲事件中的第 $2m$ 条或组扫描线 S_1^{2m} 并将其存储在内存中。在完成第一多脉冲事件的第 $2m$ 条或组扫描线 S_1^{2m} 后,系统将开始第二多脉冲事件中第 $(m+1)$ 条或组扫描线 S_2^{m+1} 。当获取数据 S_2^{m+1} 时,系统将执行 $S_2^{m+1} - S_1^{m+1}$ 运算,并将结果发送至幅度检测和对数压缩处理模块。此后,系统将继续执行第二多脉冲事件中的第 $(m+2)$ 条或组扫描线 S_2^{m+2} ,并执行 $S_2^{m+2} - S_1^{m+2}$ 。并将结果发送至幅度检测和对数压缩处理模块。该系统将继续执行直到接收到第二多脉冲事件中第 $2m$ 条或组扫描线 S_2^{2m} ,并将 $S_2^{2m} - S_1^{2m}$ 的结果发送到幅值检测和对数压缩处理模块。

[0088] 至此,完成了整幅图中的两个部分。系统将对其余片段重复该过程,并为整帧收集所有单个或组扫描线。帧内的所有扫描线将被扫描转换并发送到显示器。

[0089] 作为一种可替换的实施方式,本发明实施例中,对于三重多脉冲方法中,前两个多脉冲事件中获取扫描线的方式与上述双重多脉冲的方式相同,对于,所述间隔所述脉冲重复周期后启动第三次多脉冲事件,获取到第三多脉冲信号则包括:在获取到所述第二多脉冲信号对应的第 m 条或第 m 组扫描线时,启动所述第三次多脉冲事件获取所述第三次多脉冲事件对应的所述第三多脉冲信号;其中,相邻两个扫描线时间间隔时间 T ,所述脉冲重复周期等于 $m*T$ 。所述将所述多个多脉冲信号做减法处理,包括:所述多脉冲事件之间的第 i 条或第 i 组扫描线分别做减法处理,得到第 i 减法处理后的信号。

[0090] 具体地,如图4所示, S_j^i 表示在第 j 个多脉冲事件期间获得的第 i 条单个或组扫描线。假设 $i=1,2,\dots,N$,这样 $S_j^1 \dots S_j^N$ 将形成一个完整帧的所有扫描线。 S_j^i 的下标 j 是多脉冲事件的索引号,对于三重多脉冲方法,可以为1、2或3。因此,对于较大的PRP,系统将在下一个多脉冲事件之前获取尽可能多的单个或组扫描线。假设系统可以为所需的PRP获取 m 条或组扫描线,即交织因子为 m 。

[0091] 系统将启动第一多脉冲事件中的第一条或组扫描线 S_1^1 。接收到的数据 S_1^1 将存储在存储器中。然后,系统将启动第一多脉冲事件中的第二条或组扫描线 S_1^2 。再次将接收到的数据 S_1^2 保存在存储器中,直到接收到第一多脉冲事件中的第 m 条或组扫描线 S_1^m 并将其存储在内存中为止。在完成第一多脉冲事件中的第 m 条或组扫描线 S_1^m 后,系统将开始第二多脉冲事件中的第一个或组扫描线 S_2^1 ,数据 S_2^1 将再次存储在存储器中。

[0092] 再次,系统将继续进行第二多脉冲事件的第二条或组扫描线 S_2^2 ,并且将数据 S_2^2 存储在内存中。系统将继续该过程,直到接收到第二多脉冲事件的第 m 条或组扫描线 S_2^m 并将其存储在内存中。在获取到 S_2^m 之后,系统将开始第三次多脉冲事件的第一条或组扫描线

S_3^1 。当获取到数据 S_3^1 时,系统将执行 $S_3^1 - 2S_2^1 + S_1^1$ 操作,并将结果发送至幅度检测对数压缩处理模块。然后,系统转到第三次多脉冲事件中的第二条或组扫描线 S_3^2 ,并执行 $S_3^2 - 2S_2^2 + S_1^2$,将结果像以前一样发送至幅度检测和对数压缩处理模块。系统将持续到第三次多脉冲事件的第m条或组扫描线 S_3^m ,然后执行 $S_3^m - 2S_2^m + S_1^m$ 。

[0093] 经过上述所述,已经完成获取m条或组扫描线,它们构成整个帧的一小部分。下一个片段可以从第一个多脉冲事件的第(m+1)条或组扫描线 S_1^{m+1} 开始。将接收到的数据 S_1^{m+1} 存储在内存中。系统将继续执行第一个多脉冲事件的第(m+2)条或组扫描线 S_1^{m+2} 。将接收到的数据 S_1^{m+2} 保存在存储器中。然后,系统将进行操作,直到接收到第一个多脉冲事件的第2m条或组扫描线 S_1^{2m} 并将其存储在内存中。此后,系统将开始第二个多脉冲事件的第(m+1)条或组扫描线 S_2^{m+1} ,并将数据 S_2^{m+1} 保存在内存中。系统将运行,直到第2个多脉冲事件的第2m条或组扫描线 S_2^{2m} 并将其保存在内存中为止。再次,系统将启动第3个多脉冲事件的第(m+1)条或组扫描线 S_3^{m+1} 。当获取数据 S_3^{m+1} 时,系统将执行 $S_3^{m+1} - 2S_2^{m+1} + S_1^{m+1}$ 运算并将结果发送到幅度检测和对数压缩处理模块。系统将继续执行第三次多脉冲事件的第(m+2)条或组扫描线 S_3^{m+2} ,执行 $S_3^{m+2} - 2S_2^{m+2} + S_1^{m+2}$,将结果发送至幅度检测和对数压缩处理模块。系统将一直执行到第三次多脉冲事件的第2m条或组扫描线 S_3^{2m} 发生,然后执行 $S_3^{2m} - 2S_2^{2m} + S_1^{2m}$ 。

[0094] 以上,完成了整个框架的两个部分。将对其余段重复该过程,并为整帧收集所有单个或组扫描线。整个帧数据将被扫描转换并发送到显示器。

[0095] 本发明实施例,通过提出了一种使用多个多脉冲事件做减法来抑制组织背景,并现有技术中UCA到达之前使用一种多脉冲技术并将结果保存以供稍后减法的方案相比,本发明实施例在目标区域中在适当的重复周期(PRP)下实现两次或三次多脉冲事件,因此,图像中的每条扫描线都是基于两次或三次多脉冲事件形成的,与PI和多普勒技术的组合相比,本发明仅需要两个或三个多脉冲事件,从而可以实现相对较高的帧屏并产生良好的时间分辨率,也没有彩色多普勒闪光伪影。

[0096] 实施例2

[0097] 本实施例提供一种超声造影装置,该装置可用于执行上述超声造影方法,如图5所示,该装置包括:

[0098] 获取模块501,用于获取多个多脉冲信号,所述多个多脉冲信号为经过含有超声造影剂的目标区域的超声回波信号,其中,相邻两个多脉冲信号之间间隔一个脉冲重复周期。

[0099] 计算模块502,用于将所述多个多脉冲信号做减法处理,以消除所述多脉冲信号中的噪声信号,得到处理后的信号。

[0100] 生成模块503,用于利用所述处理后的信号生成超声造影图像。

[0101] 在获取到多个多脉冲信号之后,做减法处理,以通过减法的方式将不同多脉冲信号中相同的部分减掉,只剩下出现变化的不同。本发明实施例中的做减法的处理过程中可

以根据多脉冲信号的数量进行调整。例如,当只有两个多脉冲信号时,两个多脉冲信号直接做差,即可得到所述处理后的信号。当多脉冲信号为三个时,为了进一步抑制组织背景造成的影响,并且增强超声造影剂的成像的权重,可以通过对第一和第三多脉冲信号求和,之后再与第二多脉冲信号的两倍做差,得到所述处理后的信号。

[0102] 如上所述,由于在脉冲重复周期内,组织背景和超声系统产生的谐波噪声没有变化,而不同的多脉冲信号之间的主要差异集中在超声造影剂所产生的非线性谐波,因此,通过做减法处理后,将组织背景和超声系统产生的谐波去掉,从而完成了对组织背景和超声系统的谐波抑制。利用减法处理后的信号生成超声造影图像,就可以得到所需的图像画面。

[0103] 根据本发明实施例,通过获取多个相互间隔一个脉冲重复周期的多脉冲信号,该多脉冲信号均是对包含有超声造影剂的目标区域的超声回波信号;将多个多脉冲信号做减法处理,以去掉不同多脉冲信号中相同的组织背景或者超声系统产生的谐波信号,然后利用处理后的信号生成超声造影图像。由于在一个脉冲重复周期内,组织背景和超声系统产生的谐波噪声基本没有变化,其变化主要集中在超声造影剂上,因此,通过做减法可以较好地完成对组织背景和/或超声系统的谐波噪声的抑制,提高超声造影成像的效果。

[0104] 本发明实施例的装置与上述实施例1的方法相对应,具体描述可以参见上述实施例,这里不再赘述。

[0105] 实施例3

[0106] 本实施例还提供一种计算机设备,如可以执行程序的台式计算机、机架式服务器、刀片式服务器、塔式服务器或机柜式服务器(包括独立的服务器,或者多个服务器所组成的服务器集群)等。本实施例的计算机设备60至少包括但不限于:可通过系统总线相互通信连接的存储器61、处理器62,如图6所示。需要指出的是,图6仅示出了具有组件61-62的计算机设备60,但是应理解的是,并不要求实施所有示出的组件,可以替代的实施更多或者更少的组件。

[0107] 本实施例中,存储器61(即可读存储介质)包括闪存、硬盘、多媒体卡、卡型存储器(例如,SD或DX存储器等)、随机访问存储器(RAM)、静态随机访问存储器(SRAM)、只读存储器(ROM)、电可擦除可编程只读存储器(EEPROM)、可编程只读存储器(PROM)、磁性存储器、磁盘、光盘等。在一些实施例中,存储器61可以是计算机设备60的内部存储单元,例如该计算机设备60的硬盘或内存。在另一些实施例中,存储器61也可以是计算机设备60的外部存储设备,例如该计算机设备60上配备的插接式硬盘,智能存储卡(Smart Media Card, SMC),安全数字(Secure Digital, SD)卡,闪存卡(Flash Card)等。当然,存储器61还可以既包括计算机设备60的内部存储单元也包括其外部存储设备。本实施例中,存储器21通常用于存储安装于计算机设备60的操作系统和各类应用软件,例如实施例所述的超声造影成像方法的程序代码等。此外,存储器61还可以用于暂时地存储已经输出或者将要输出的各类数据。

[0108] 处理器62在一些实施例中可以是中央处理器(Central Processing Unit, CPU)、控制器、微控制器、微处理器、或其他数据处理芯片。该处理器62通常用于控制计算机设备60的总体操作。本实施例中,处理器62用于运行存储器61中存储的程序代码或者处理数据,例如实现实施例的超声造影成像方法。

[0109] 本实施例还提供一种计算机可读存储介质,如闪存、硬盘、多媒体卡、卡型存储器(例如,SD或DX存储器等)、随机访问存储器(RAM)、静态随机访问存储器(SRAM)、只读存储器

(ROM)、电可擦除可编程只读存储器 (EEPROM)、可编程只读存储器 (PROM)、磁性存储器、磁盘、光盘、服务器、App应用商城等等,其上存储有计算机程序,程序被处理器执行时实现相应功能。本实施例的计算机可读存储介质用于存储超声造影成像装置,被处理器执行时实现实施例的超声造影成像方法。

[0110] 显然,上述实施例仅仅是为清楚地说明所作的举例,而并非对实施方式的限定。对于所属领域的普通技术人员来说,在上述说明的基础上还可以做出其它不同形式的变化或变动。这里无需也无法对所有的实施方式予以穷举。而由此所引伸出的显而易见的变化或变动仍处于本发明创造的保护范围之内。

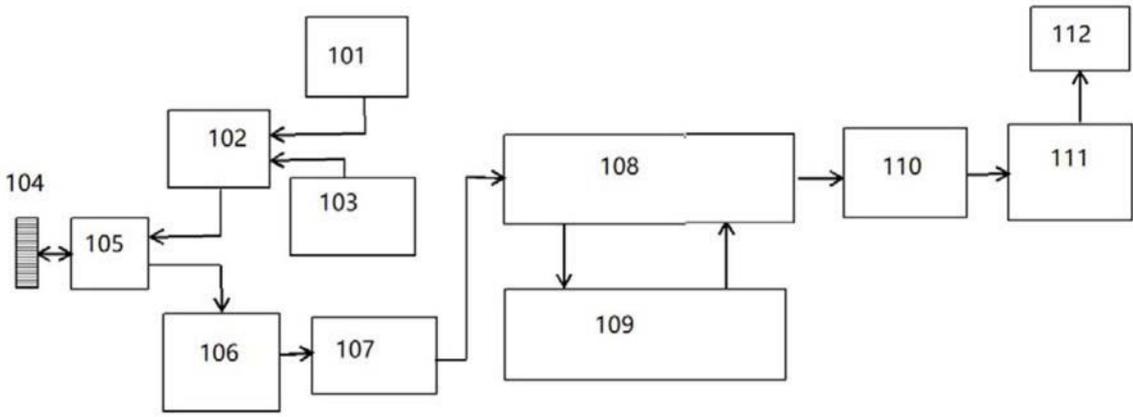


图1

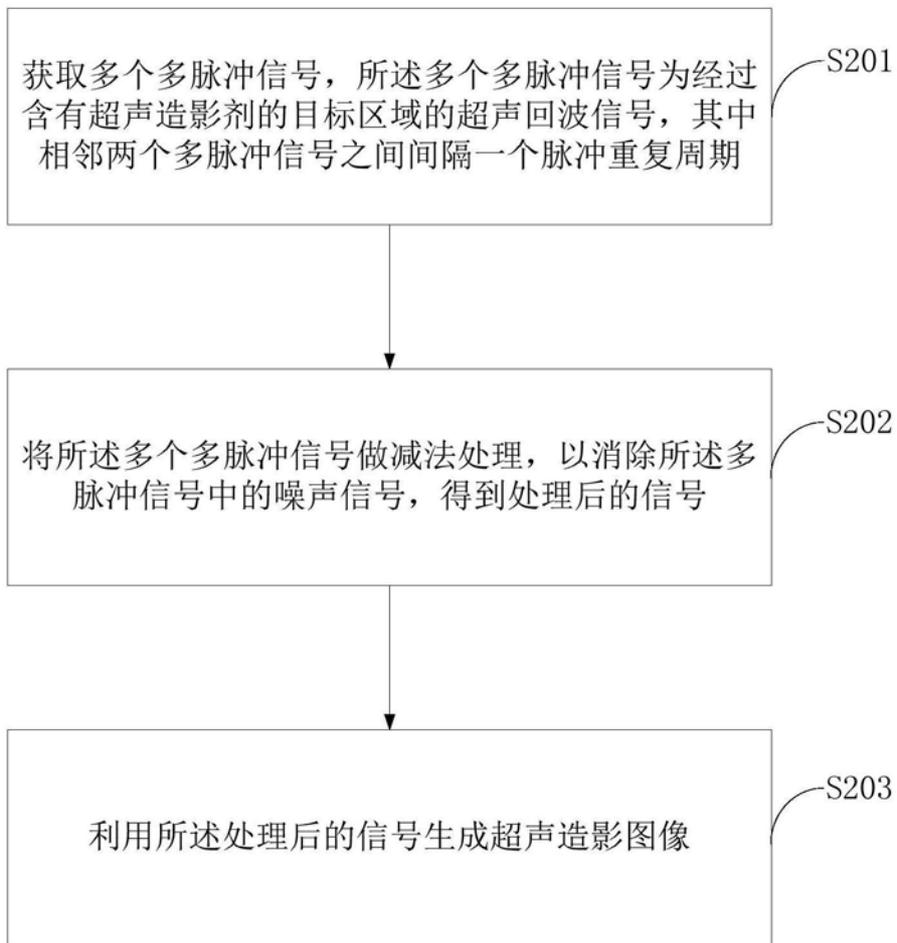


图2

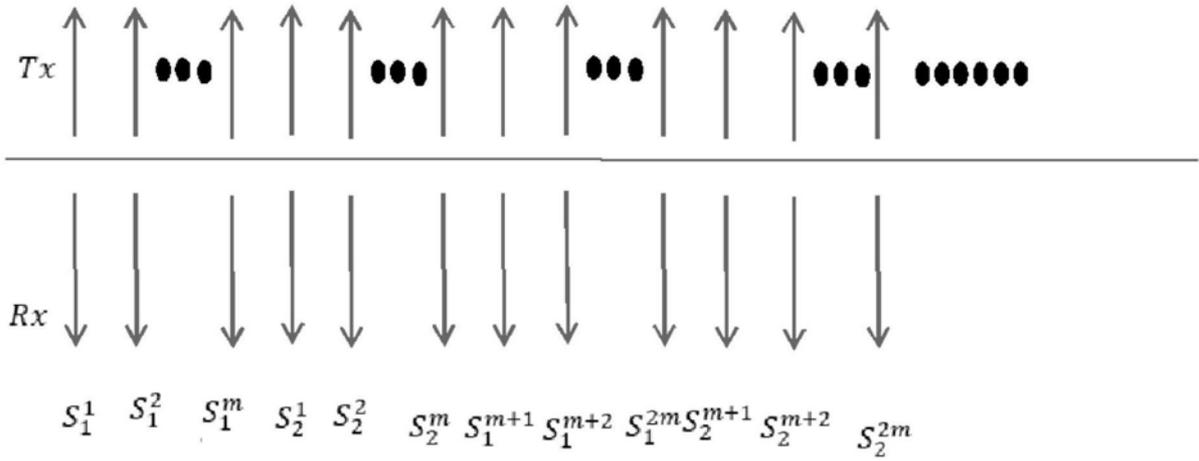


图3

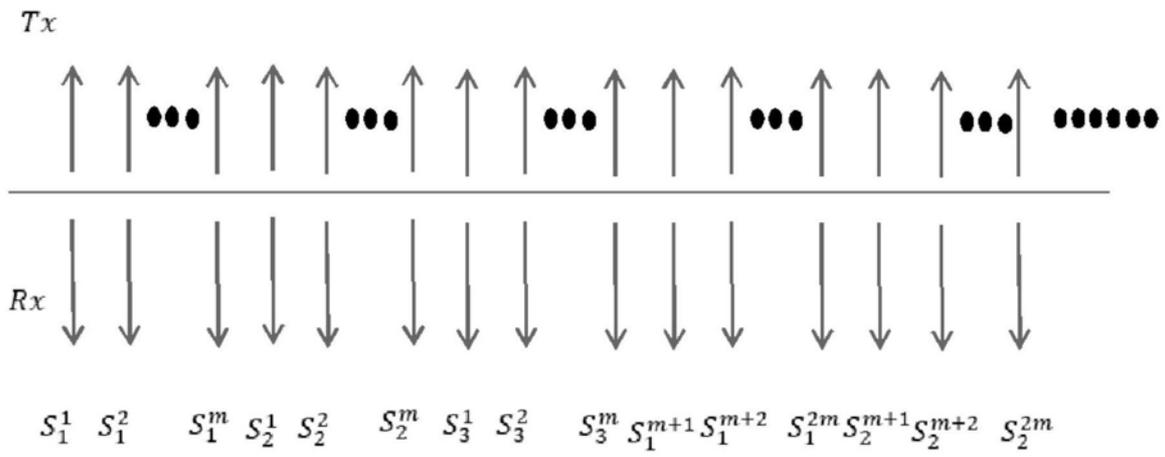


图4



图5

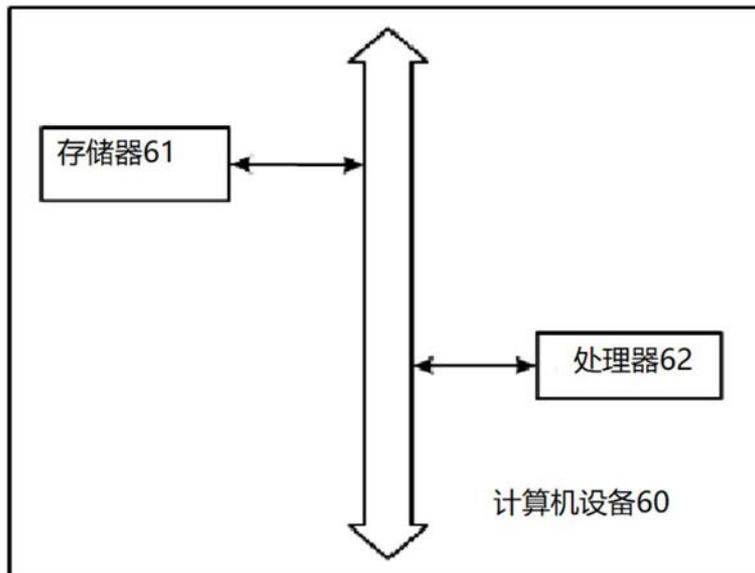


图6

专利名称(译)	超声造影方法、装置及存储介质		
公开(公告)号	CN111012381A	公开(公告)日	2020-04-17
申请号	CN201911396041.6	申请日	2019-12-30
[标]发明人	王铓 张勇 陈建军		
发明人	王铓 张勇 陈建军		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/481 A61B8/5215 A61B8/5269		
代理人(译)	张琳琳		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种超声造影方法、装置及存储介质，其中，方法包括：获取多个多脉冲信号，多个多脉冲信号为经过含有超声造影剂的目标区域的超声回波信号，其中，相邻两个多脉冲信号之间间隔一个脉冲重复周期；将多个多脉冲信号做减法处理，以消除多脉冲信号中的噪声信号，得到处理后的信号；利用处理后的信号生成超声造影图像。在一个脉冲重复周期内，组织背景和超声系统产生的谐波噪声基本没有变化，其变化主要集中在超声造影剂上，本发明通过做减法可以较好地完成对组织背景和/或超声系统的谐波噪声的抑制，提高超声造影成像的效果。

