



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105395214 B

(45)授权公告日 2018.09.21

(21)申请号 201510753114.8

(22)申请日 2014.02.20

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 105395214 A

(43)申请公布日 2016.03.16

(62)分案原申请数据
201410057108.4 2014.02.20

(73)专利权人 飞依诺科技(苏州)有限公司
地址 215123 江苏省苏州市工业园区星湖
街218号生物纳米园C8楼501单元

(72)发明人 陈惠人 郭建军 凌涛 尹大军
奚水

(74)专利代理机构 苏州威世朋知识产权代理事
务所(普通合伙) 32235
代理人 杨林洁

(51)Int.Cl.
A61B 8/00(2006.01)

(56)对比文件

CN 103454640 A,2013.12.18,
US 2004/0064044 A1,2004.04.01,
WO 2009/144717 A2,2009.12.03,
CN 1915175 A,2007.02.21,

Carlos Fritsch等.“A digital envelope
detection filter for real-time
operation”.《IEEE TRANSACTIONS ON
INSTRUMENTATION AND MEASUREMENT》.1999,第
48卷(第6期),第1287-1293页.

Philippe Levesque等.“Real-Time Hand-
Held Ultrasound Medical-Imaging Device
Based on a New Digital Quadrature
Demodulation Processor”.《IEEE
Transactions on Ultrasonics,
Ferroelectrics, and Frequency Control》
.2009,第56卷(第8期),第1654-1665页.

审查员 荆丹丹

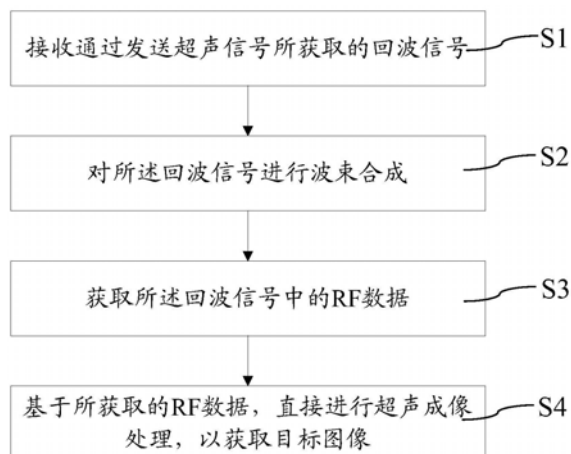
权利要求书2页 说明书9页 附图3页

(54)发明名称

基于RF数据超声成像处理方法及系统

(57)摘要

本发明提供的基于RF数据超声成像处理方法及系统,也称为RF元数据平台技术,所述方法包括以下步骤:S1、接收通过发送超声信号所获取的回波信号;S2、对所述回波信号进行波束合成;S3、获取所述回波信号中的RF数据;S4、基于所获取的RF数据,直接进行超声成像处理,以获取目标图像。本发明的基于RF数据超声成像处理方法及系统,在获取所述回波信号中的RF数据后,基于所获取的RF数据,直接进行超声成像处理,以获取目标图像;与现有技术相比,该系统结构简单,但不损失数据信息,提高了采用该处理方法及系统的超声诊断仪的实时性能和图像质量,使诊断信息和轴向分辨率更加细致、清晰,同时降低了制造和使用成本。



1. 一种基于RF数据超声成像处理方法,其特征在于,所述方法包括以下步骤:
S1、接收通过发送超声信号所获取的回波信号;
S2、对所述回波信号进行波束合成;
S3、获取所述回波信号中的RF数据;
S4、基于所获取的RF数据,采用B模式处理直接进行超声成像处理,以获取目标图像;
所述B模式处理具体包括:对获取的RF数据进行灰度映射成像;
所述“对获取的RF数据进行灰度映射成像”具体包括:

若波束合成输出的RF信号数据为 $I = A \times \cos \omega t$,构造 $I' = A \times \cos(\omega t + \varphi)$,

$$\text{则得到:} \begin{cases} I + I' = 2A \cos\left(\omega t + \frac{\varphi}{2}\right) \cos\left(\frac{\varphi}{2}\right) \\ I - I' = 2A \sin\left(\omega t + \frac{\varphi}{2}\right) \sin\left(\frac{\varphi}{2}\right) \end{cases}$$

由上式得出: $\tan\left(\omega t + \frac{\varphi}{2}\right) = \frac{I - I'}{I + I'} \cot\left(\frac{\varphi}{2}\right)$,结合 $\tan\left(\omega t + \frac{\varphi}{2}\right) = \frac{\tan(\omega t) + \tan(\varphi/2)}{1 - \tan(\omega t)\tan(\varphi/2)}$,得到

$\tan(\omega t)$;

此时,取RF信号数据的模 $|A| = |I / \cos \omega t|$ 进行灰度映射成像。

2. 根据权利要求1所述的基于RF数据超声成像处理方法,其特征在于,在所述步骤S3之后,所述方法还包括:对所获取的RF数据进行预处理,去除所述RF数据中的系统噪声。

3. 根据权利要求2所述的基于RF数据超声成像处理方法,其特征在于,去除采集系统在静默状态时的噪声。

4. 根据权利要求3所述的基于RF数据超声成像处理方法,其特征在于,所述方法还包括:若所述系统在静默状态时的噪声RF信号数据为 I_0 ,实际使用中得到的超声回波RF信号数据为 I ,则通过 $I - I_0$ 去除所述RF数据中的系统噪声。

5. 一种基于RF数据超声成像处理系统,其特征在于,所述系统包括:

超声探头模块,用于发送和接收超声信号;

超声回波接收模块,用于接收通过发送超声信号所获取的回波信号;

波束合成模块,用于对所述回波信号进行波束合成;

RF数据传输存储模块,用于获取所述回波信号中的RF数据;

图像处理模块,用于基于所获取的RF数据,采用B模式处理直接进行超声成像处理,以获取目标图像;所述B模式处理具体包括:对获取的RF数据进行灰度映射成像;

所述图像处理模块对获取的RF数据进行灰度映射成像具体包括:

若波束合成输出的RF信号数据为 $I = A \times \cos \omega t$,构造 $I' = A \times \cos(\omega t + \varphi)$,

$$\text{则得到:} \begin{cases} I + I' = 2A \cos\left(\omega t + \frac{\varphi}{2}\right) \cos\left(\frac{\varphi}{2}\right) \\ I - I' = 2A \sin\left(\omega t + \frac{\varphi}{2}\right) \sin\left(\frac{\varphi}{2}\right) \end{cases}$$

由上式得出: $\tan\left(\omega t + \frac{\varphi}{2}\right) = \frac{I - I'}{I + I'} \cot\left(\frac{\varphi}{2}\right)$,结合 $\tan\left(\omega t + \frac{\varphi}{2}\right) = \frac{\tan(\omega t) + \tan(\varphi/2)}{1 - \tan(\omega t)\tan(\varphi/2)}$,得到

$\operatorname{tg}(\omega t)$;

此时,取RF信号数据的模 $|A| = |I/\cos \omega t|$ 进行灰度映射成像。

6.根据权利要求5所述的基于RF数据超声成像处理系统,其特征在于,所述系统还包括预处理模块,所述预处理模块用于对所获取的RF数据进行预处理,去除所述RF数据中的系统噪声。

7.根据权利要求6所述的基于RF数据超声成像处理系统,其特征在于,所述预处理模块具体用于去除采集系统在静默状态时的噪声。

8.根据权利要求7所述的基于RF数据超声成像处理系统,其特征在于,所述预处理模块还用于:若所述系统在静默状态时的噪声RF信号数据为 I_0 ,实际使用中得到的超声回波RF信号数据为 I ,则通过 $I-I_0$ 去除所述RF数据中的系统噪声。

基于RF数据超声成像处理方法及系统

技术领域

[0001] 本发明属于超声诊断成像领域,涉及一种基于RF数据超声成像处理方法及系统。

背景技术

[0002] 随着电子学、计算机、材料科学等相关领域技术的发展;近年来,超声诊断仪的功能有了很大的提高,医学超声诊断技术也随之发生了一次又一次革命性飞跃,目前已成为临床多种疾病诊断的首选方法,以及超声成像时超声诊断的必要工具;相应的,B模式超声成像,CF模式超声成像,PW模式超声成像等是超生成像系统中最基本且应用最广泛的技术。各种模式的超声成像有很多临床应用,如产科中用于监测胎儿的状态,内科中心脏瓣膜疾病诊断等。国内外对超声成像技术已经有了大量的研究和应用,但是由于超声设备的不断更新,超声检测和临床诊断等应用要求不断提高,新内容、新技术层出不穷,现有研究远远无法满足超声成像应用的需求。

[0003] 传统模式的超声成像技术:包括前端处理、中间处理、和后处理三个部分;其中,前端处理用于得到聚焦的射频信号,中间处理用于得到基带信号,后端处理用于显示经扫描转换之后的信号。由于后处理的技术还处于初步发展阶段,以及计算机的处理能力,现有技术中,所述中间处理过程采用将回波信号分成I/Q两路信号,并且相应的对所述回波信号做降采样和降位处理,以匹配计算机的处理能力,因此支持整个处理流程需要大量硬件支持,特别是中间处理过程,通常需要专用芯片或数字信号处理器来实现,导致处理链路极端复杂。例如:如图1所示现有技术中超声成像处理方法的流程图,所述方法包括以下步骤:P1、接收通过发送超声信号所获取的回波信号;P2、对所述回波信号进行波束合成;P3、获取所述回波信号中的RF数据;P4、对所述RF数据进行正交解调或Hibert变换,将所述RF数据分成两路I/Q正交信号;P5、将步骤P4中获取的两路I/Q正交信号做基带滤波或低通滤波处理,以对所述两路I/Q正交信号降采样和降位处理;P6、基于经过步骤P5处理过的所述两路I/Q正交信号,进行超声成像处理,以获取目标图像。

发明内容

[0004] 为了解决上述问题,本发明的目的在于提供一种结构简单,但不损失数据信息的基于RF数据超声成像处理方法及系统。

[0005] 为了实现上述发明目的之一,本发明的一种基于RF数据超声成像处理方法,所述方法包括以下步骤:

[0006] S1、接收通过发送超声信号所获取的回波信号;

[0007] S2、对所述回波信号进行波束合成;

[0008] S3、获取所述回波信号中的RF数据;

[0009] S4、基于所获取的RF数据,采用B模式处理直接进行超声成像处理,以获取目标图像;

[0010] 所述B模式处理具体包括:对获取的RF数据进行灰度映射成像;

[0011] 所述“对获取的RF数据进行灰度映射成像”具体包括：

[0012] 若波束合成输出的RF信号数据为 $I = A \times \cos \omega t$ ，构造 $I' = A \times \cos(\omega t + \varphi)$ ，

[0013] 则得到：
$$\begin{cases} I + I' = 2A \cos\left(\omega t + \frac{\varphi}{2}\right) \cos\left(\frac{\varphi}{2}\right) \\ I - I' = 2A \sin\left(\omega t + \frac{\varphi}{2}\right) \sin\left(\frac{\varphi}{2}\right) \end{cases}$$

[0014] 由上式得出： $\tan\left(\omega t + \frac{\varphi}{2}\right) = \frac{I - I'}{I + I'} \cot\left(\frac{\varphi}{2}\right)$ ，结合 $\tan\left(\omega t + \frac{\varphi}{2}\right) = \frac{\tan(\omega t) + \tan(\varphi/2)}{1 - \tan(\omega t)\tan(\varphi/2)}$ ，得

到 $\tan(\omega t)$ ；

[0015] 此时，取RF信号数据的模 $|A| = |I / \cos \omega t|$ 进行灰度映射成像。

[0016] 作为本发明的进一步改进，在所述步骤S3之后，所述方法还包括：对所获取的RF数据进行预处理，去除所述RF数据中的系统噪声。

[0017] 作为本发明的进一步改进，去除采集系统在静默状态时的噪声。

[0018] 作为本发明的进一步改进，所述方法还包括：若所述系统在静默状态时的噪声RF信号数据为 I_0 ，实际使用中得到的超声回波RF信号数据为 I ，则通过 $I - I_0$ 去除所述RF数据中的系统噪声。

[0019] 为了实现上述发明目的之一，本发明一实施方式提供一种基于RF数据超声成像处理系统，所述系统包括：

[0020] 超声探头模块，用于发送和接收超声信号；

[0021] 超声回波接收模块，用于接收通过发送超声信号所获取的回波信号；

[0022] 波束合成模块，用于对所述回波信号进行波束合成；

[0023] RF数据传输存储模块，用于获取所述回波信号中的RF数据；

[0024] 图像处理模块，用于基于所获取的RF数据，采用B模式处理直接进行超声成像处理，以获取目标图像；所述B模式处理具体包括：对获取的RF数据进行灰度映射成像；

[0025] 所述图像处理模块对获取的RF数据进行灰度映射成像具体包括：

[0026] 若波束合成输出的RF信号数据为 $I = A \times \cos \omega t$ ，构造 $I' = A \times \cos(\omega t + \varphi)$ ，

[0027] 则得到：
$$\begin{cases} I + I' = 2A \cos\left(\omega t + \frac{\varphi}{2}\right) \cos\left(\frac{\varphi}{2}\right) \\ I - I' = 2A \sin\left(\omega t + \frac{\varphi}{2}\right) \sin\left(\frac{\varphi}{2}\right) \end{cases}$$

[0028] 由上式得出： $\tan\left(\omega t + \frac{\varphi}{2}\right) = \frac{I - I'}{I + I'} \cot\left(\frac{\varphi}{2}\right)$ ，结合 $\tan\left(\omega t + \frac{\varphi}{2}\right) = \frac{\tan(\omega t) + \tan(\varphi/2)}{1 - \tan(\omega t)\tan(\varphi/2)}$ ，得

到 $\tan(\omega t)$ ；

[0029] 此时，取RF信号数据的模 $|A| = |I / \cos \omega t|$ 进行灰度映射成像。

[0030] 作为本发明的进一步改进，所述系统还包括预处理模块，所述预处理模块用于对所获取的RF数据进行预处理，去除所述RF数据中的系统噪声。

[0031] 作为本发明的进一步改进，所述预处理模块具体用于去除采集系统在静默状态时的噪声。

[0032] 作为本发明的进一步改进,所述预处理模块还用于:若所述系统在静默状态时的噪声RF信号数据为 I_0 ,实际使用中得到的超声回波RF信号数据为 I ,则通过 $I-I_0$ 去除所述RF数据中的系统噪声。

[0033] 本发明的基于RF数据超声成像处理方法及系统,在获取所述回波信号中的RF数据后,基于所获取的RF数据,直接进行超声成像处理,以获取目标图像;与现有技术相比,该系统结构简单,但不损失数据信息,提高了采用该处理方法及系统的超声诊断仪的实时性能和图像质量,使诊断信息和轴向分辨率更加细致、清晰,同时降低了制造和使用成本。

附图说明

[0034] 图1是现有技术中提供的超声成像处理方法的流程图;

[0035] 图2是本发明第一实施方式提供的基于RF数据超声成像处理方法的流程图;

[0036] 图3是本发明第二实施方式提供的基于RF数据超声成像处理方法的流程图;

[0037] 图4是本发明第一实施方式提供的基于RF数据超声成像处理系统的模块示意图;

[0038] 图5是本发明第二实施方式提供的基于RF数据超声成像处理系统的模块示意图。

具体实施方式

[0039] 以下将结合附图所示的实施方式对本发明进行详细描述。但实施方式并不限制本发明,本领域的普通技术人员根据这些实施方式所做出的结构、方法、或功能上的变换均包含在本发明的保护范围内。

[0040] 如图2所示,图2是本发明第一实施方式提供的基于RF数据超声成像处理方法的流程图。相应的,所述方法包括以下步骤:

[0041] S1、接收通过发送超声信号所获取的回波信号;

[0042] S2、对所述回波信号进行波束合成;

[0043] S3、获取所述回波信号中的RF数据;

[0044] S4、基于所获取的RF数据,直接进行超声成像处理,以获取目标图像。

[0045] 以上对基于RF数据超声成像处理方法的描述,其步骤S1、S2、S3大致与图1中所描述的现有技术相同,在此不做详细赘述。本发明与现有技术的区别在于,基于所获取的RF数据,直接进行超声成像处理,以获取目标图像。虽然实现该方法的结构简单,但不损失数据信息;且提高了采用该处理方法及系统的超声诊断仪的实时性能和图像质量,使诊断信息和轴向分辨率更加细致、清晰,同时降低了制造和使用成本。

[0046] 相应的,所述RF数据中的“RF”为英文:radio frequency,中文:射频信号的缩写。

[0047] 以下内容将详细介绍本发明的具体实施方式。

[0048] 相应的,所述步骤S4具体包括:基于所获取的RF数据,采用B模式处理,CF模式处理以及PW模式处理,以获取目标图像。

[0049] 相应的,所述CF模式处理中的“CF”为英文:color flow,中文:血流成像的缩写。所述PW模式处理中的“PW”为脉冲多普勒的缩写。

[0050] 具体的,在本发明的优选实施方式中,采用B模式处理以获取目标图像具体包括:对获取的RF数据进行灰度映射成像。相应的,有两种方式可以实现所述B模式处理。

[0051] 实施方式一,假设波束合成输出的RF信号数据为 I ,取此RF信号数据的绝对值 $|I|$

进行灰度映射成像。

[0052] 实施方式二,假设波束合成输出的RF信号数据为 $I = A \times \cos \omega t$, 构造 $I' = A \times \cos(\omega t + \phi)$,

[0053] 则得到:

$$\begin{cases} I + I' = 2A \cos\left(\omega t + \frac{\phi}{2}\right) \cos\left(\frac{\phi}{2}\right) \\ I - I' = 2A \sin\left(\omega t + \frac{\phi}{2}\right) \sin\left(\frac{\phi}{2}\right) \end{cases}$$

[0054] 由上式得出: $\tan\left(\omega t + \frac{\phi}{2}\right) = \frac{I-I'}{I+I'} \cot\left(\frac{\phi}{2}\right)$, 结合 $\tan\left(\omega t + \frac{\phi}{2}\right) = \frac{\tan(\omega t) + \tan(\phi/2)}{1 - \tan(\omega t)\tan(\phi/2)}$,

得到 $\tan(\omega t)$;

[0055] 此时,取RF信号数据的模 $|A| = |I/\cos \omega t|$ 进行灰度映射成像。

[0056] 相应的,在本发明的优选实施方式中,采用CF模式处理以获取目标图像具体包括:采用ButterflySearch算法,或采用CrossCorrelation算法对所获取的RF数据,直接进行超声成像处理,以获取目标图像。

[0057] 具体的,所述CF模式处理中所采用的所述ButterflySearch算法为:通过对目标反射的超声信号沿深度depth和时间time两个维度进行搜索,匹配度最大的butter line的斜率即对应目标轴向运动速度。

[0058] 所述CF模式处理中所采用的所述CrossCorrelation算法的中文为互相关算法,通过对目标反射的超声信号沿深度depth方向做互相关运算,互相关系数的峰值位置即对应由运动造成的偏移大小,继而可以计算出目标轴向运动速度。该算法主要基于目标运动产生的信号时移,实际计算时依次对一个采样容积内相邻两个RF数据做互相关运算得到一个速度,然后对计算得到的所有速度取平均值或中值,作为该采样容积内的最终速度。

[0059] 相应的,在本发明的优选实施方式中,采用经改进的CrossCorrelation算法对所获取的RF数据,直接进行超声成像处理,以获取目标图像。

[0060] 具体的,传统的CrossCorrelation算法只能获得整数个采样点间隔的偏移值,必须通过插值的方式才能得到精确的偏移,其求取方法主要有两种:一中方法是对RF信号插值以提高采样率,这种方法增加了计算复杂度,且不满足实时性要求;另一种方法是对互相关系数进行抛物线或正、余弦的插值,此种方法虽然满足对实时性的要求,但计算的同时需要确保真实的互相关峰值包含在插值曲线中,此方法容易匹配到错误的峰值。

[0061] 本发明的优选实施方式中,若采用CrossCorrelation算法对所获取的RF数据,直接进行超声成像处理,以获取目标图像。则在常规的CrossCorrelation算法基础上,通过先验值的方法限定互相关搜索范围,以避免匹配到错误的互相关系数峰值,且简化了CrossCorrelation算法的复杂度,满足全局搜索实时性的要求。

[0062] 具体的,传统的RF信号上的时移(或偏移)在轴向和横向上是连续的,故,先验值的求取方式为:取当前点同一条线上的前一个点或者当前点相邻线上的同一位置点的偏移。例如:当前点同一条线上的前一个点偏移是2,那么当前点的偏移就在2附近,互相关搜索范围可以设置为[1,3]之间。

[0063] 相应的,在本发明的另一优选实施方式中,若采用CrossCorrelation算法对所获

取的RF数据,直接进行超声成像处理,以获取目标图像,还可以结合采用CrossCorrelation算法和AutoCorrelation算法,对所获取的RF数据,直接进行超声成像处理,以获取目标图像。

[0064] 具体的,首先采用CrossCorrelation算法计算出一个粗略的偏移值,基于该粗略的偏移值取相应的RF信号,然后用AutoCorrelation算法再计算出一个精确的偏移值,将这两个偏移值相加就是最终的准确的偏移值。

[0065] 所述AutoCorrelation算法的中文为自相关算法。

[0066] 相应的,结合上述内容所描述的,在采用CrossCorrelation算法之前,通过先验值的方法限定互相关搜索范围,可以将上一个点或附近点的偏移值直接作为当前点的粗略偏移值,之后再采用AutoCorrelation算法计算出精确的偏移值。采用该方法可以将CrossCorrelation算法的计算量降到最低,且保证了之后进行的AutoCorrelation计算所述精确偏移值的结果无混叠。

[0067] 采用AutoCorrelation算法计算所述精确偏移值的过程中,仅需对RF信号进行临时的hilbert解调即可,在算法层即可实施,系统结构简单,但不损失数据信息。

[0068] 相应的,在本发明的优选实施方式中,采用PW模式处理以获取目标图像具体包括:采用ButterflySearch算法对所获取的RF数据,直接进行超声成像处理,以获取目标图像。

[0069] 所述PW模式处理中所采用的所述ButterflySearch算法为:对于每个速率分量,对采样框内的RF信号沿深度depth方向沿该速率对应的斜率获取数据,对相应的数据计算其能量大小,从而进行频谱显示。

[0070] 相应的,采用CF模式处理和采用PW模式处理,在直接对RF数据进行计算搜索过程中,是基于所获取的RF数据,直接进行超声成像处理,以获取目标图像;相比较现有技术,基于对RF数据进行处理以得到I/Q正交信号,并在I/Q正交信号的基础上进行超声成像处理,以获取目标图像;其过程中所获取的采样数据精度更高,其计算结果更加精准。

[0071] 如图3所示,图3是本发明第二实施方式提供的基于RF数据超声成像处理方法的流程图。相应的,本发明的第二实施方式和上述第一实施方式大致相同,其区别在于:在步骤S3获取所述回波信号中的RF数据之后,所述方法还包括以下步骤:

[0072] M1、对所获取的RF数据进行预处理,去除所述RF数据中的系统噪声。

[0073] 相应的,对所获取的RF数据进行预处理,去除所述RF数据中的系统噪声的方法有很多种,在本发明的优选实施方式中,采用下述方法去除所述RF数据中的系统噪声。

[0074] 相应的,去除采集系统在静默状态时的噪声RF信号数据 I_0 ,假设实际使用中得到的超声回波RF信号数据为 I ,则利用 $I-I_0$ 可以达到去除背景噪声的效果。

[0075] 与现有技术相比,本发明的基于RF数据超声成像处理方法,在获取所述回波信号中的RF数据后,基于所获取的RF数据,直接进行超声成像处理,以获取目标图像。该方法实现简单,但不损失数据信息,提高了采用该处理方法的超声诊断仪的实时性能和图像质量,使诊断信息和轴向分辨率更加细致、清晰,同时降低了制造和使用成本。

[0076] 如图4所示,图4是本发明第一实施方式提供的基于RF数据超声成像处理系统的模块示意图。

[0077] 相应的,本发明第一实施方式中基于RF数据超声成像处理系统包括:超声探头模块100,用于发送和接收超声信号;超声回波接收模块200,用于接收通过发送超声信号所获

取的回波信号;波束合成模块300,用于对所述回波信号进行波束合成;RF数据传输存储模块400,用于获取所述回波信号中的RF数据;图像处理模块500,用于基于所获取的RF数据,直接进行超声成像处理。

[0078] 相应的,所述RF数据中的“RF”为英文:radio frequency,中文:射频信号的缩写。所述图像处理模块500还用于,基于所获取的RF数据,采用B模式处理,CF模式处理以及PW模式处理,以获取目标图像。

[0079] 相应的,所述CF模式处理中的“CF”为英文:color flow,中文:血流成像的缩写。所述PW模式处理中的“PW”为脉冲多普勒的缩写。

[0080] 具体的,在本发明的优选实施方式中,所述图像处理模块500采用B模式处理以获取目标图像。所述图像处理模块500具体用于:对获取的RF数据进行灰度映射成像。相应的,有两种方式可以实现所述B模式处理。

[0081] 实施方式一,假设波束合成输出的RF信号数据为I,取此RF信号数据的绝对值 $|I|$ 进行灰度映射成像。

[0082] 实施方式二,假设波束合成输出的RF信号数据为 $I = A \times \cos \omega t$,构造 $I' = A \times \cos(\omega t + \varphi)$,

$$[0083] \quad \text{则得到:} \begin{cases} I + I' = 2A \cos\left(\omega t + \frac{\varphi}{2}\right) \cos\left(\frac{\varphi}{2}\right) \\ I - I' = 2A \sin\left(\omega t + \frac{\varphi}{2}\right) \sin\left(\frac{\varphi}{2}\right) \end{cases}$$

$$[0084] \quad \text{由上式得出:} \quad \operatorname{tg}\left(\omega t + \frac{\varphi}{2}\right) = \frac{I - I'}{I + I'} \operatorname{ctg}\left(\frac{\varphi}{2}\right), \text{ 结合 } \operatorname{tg}\left(\omega t + \frac{\varphi}{2}\right) = \frac{\operatorname{tg}(\omega t) + \operatorname{tg}(\varphi/2)}{1 - \operatorname{tg}(\omega t) \operatorname{tg}(\varphi/2)},$$

得到 $\operatorname{tg}(\omega t)$;

[0085] 此时,取RF信号数据的模 $|A| = |I / \cos \omega t|$ 进行灰度映射成像。

[0086] 相应的,在本发明的优选实施方式中,所述图像处理模块500采用CF模式处理以获取目标图像,所述图像处理模块500具体用于:采用ButterflySearch算法,或采用CrossCorrelation算法对所获取的RF数据,直接进行超声成像处理,以获取目标图像。

[0087] 具体的,所述CF模式处理中所采用的所述ButterflySearch算法为:通过对目标反射的超声信号沿深度depth和时间time两个维度进行搜索,匹配度最大的butter line的斜率即对应目标轴向运动速度。

[0088] 所述CF模式处理中所采用的所述CrossCorrelation算法的中文为互相关算法,通过对目标反射的超声信号沿深度depth方向做互相关运算,互相关系数的峰值位置即对应由运动造成的偏移大小,继而可以计算出目标轴向运动速度。该算法主要基于目标运动产生的信号时移,实际计算时依次对一个采样容积内相邻两个RF数据做互相关运算得到一个速度,然后对计算得到的所有速度取平均值或中值,作为该采样容积内的最终速度。

[0089] 所述CF模式处理中所采用的所述CrossCorrelation算法的中文为互相关算法,通过对目标反射的超声信号沿深度depth方向做互相关运算,互相关系数的峰值位置即对应由运动造成的偏移大小,继而可以计算出目标轴向运动速度。该算法主要基于目标运动产生的信号时移,实际计算时依次对一个采样容积内相邻两个RF数据做互相关运算得到一个速度,然后对计算得到的所有速度取平均值或中值,作为该采样容积内的最终速度。

[0090] 相应的,在本发明的优选实施方式中,所述图像处理模块500采用CF模式处理以获取目标图像。所述图像处理模块500具体用于:采用经改进的CrossCorrelation算法对所获取的RF数据,直接进行超声成像处理,以获取目标图像。

[0091] 具体的,传统的CrossCorrelation算法只能获得整数个采样点间隔的偏移值,必须通过插值的方式才能得到精确的偏移,其求取方法主要有两种:一中方法是对RF信号插值以提高采样率,这种方法增加了计算复杂度,且不满足实时性要求;另一种方法是对互相关系数进行抛物线或正、余弦的插值,此种方法虽然满足对实时性的要求,但计算的同时需要确保真实的互相关峰值包含在插值曲线中,此方法容易匹配到错误的峰值。

[0092] 本发明的优选实施方式中,所述图像处理模块500若采用CrossCorrelation算法对所获取的RF数据,直接进行超声成像处理,以获取目标图像。则在常规的CrossCorrelation算法基础上,通过先验值的方法限定互相关搜索范围,以避免匹配到错误的互相关系数峰值,且简化了CrossCorrelation算法的复杂度,满足全局搜索实时性的要求。

[0093] 具体的,传统的RF信号上的时移(或偏移)在轴向和横向上是连续的,故,先验值的求取方式为:取当前点同一条线上的前一个点或者当前点相邻线上的同一位置点的偏移。例如:当前点同一条线上的前一个点偏移是2,那么当前点的偏移就在2附近,互相关搜索范围可以设置为[1,3]之间。

[0094] 相应的,在本发明的另一优选实施方式中,所述图像处理模块500若采用CrossCorrelation算法对所获取的RF数据,直接进行超声成像处理,以获取目标图像。还可以CrossCorrelation算法和AutoCorrelation算法,对所获取的RF数据,直接进行超声成像处理,以获取目标图像。

[0095] 具体的,所述图像处理模块500首先采用CrossCorrelation算法计算出一个粗略的偏移值,基于该粗略的偏移值取相应的RF信号,然后用AutoCorrelation算法再计算出一个精确的偏移值,将这两个偏移值相加就是最终的准确的偏移值。

[0096] 所述AutoCorrelation算法的中文为自相关算法。

[0097] 相应的,结合上述内容所描述的,所述图像处理模块500在采用CrossCorrelation算法之前,通过先验值的方法限定互相关搜索范围,可以将上一个点或附近点的偏移值直接作为当前点的粗略偏移值,之后再采用AutoCorrelation算法计算出精确的偏移值。采用该方法可以将CrossCorrelation算法的计算量降到最低,且保证了之后进行的AutoCorrelation计算所述精确偏移值的结果无混叠。

[0098] 采用AutoCorrelation算法计算所述精确偏移值的过程中,仅需对RF信号进行临时的hilbert解调即可,在算法层即可实施,系统结构简单,但不损失数据信息。

[0099] 相应的,在本发明的优选实施方式中,所述图像处理模块500采用PW模式处理以获取目标图像具体包括:采用ButterflySearch算法对所获取的RF数据,直接进行超声成像处理,以获取目标图像。

[0100] 所述PW模式处理中所采用的所述ButterflySearch算法为:对于每个速率分量,对采样框内的RF信号沿深度depth方向沿该速率对应的斜率获取数据,对相应的数据计算其能量大小,从而进行频谱显示。

[0101] 相应的,所述图像处理模块500采用CF模式处理和采用PW模式处理,在直接对RF数

据进行计算搜索过程中,是基于所获取的RF数据,直接进行超声成像处理,以获取目标图像;相比较现有技术,基于对RF数据进行处理以得到I/Q正交信号,并在I/Q正交信号的基础上进行超声成像处理,以获取目标图像;其过程中所获取的采样数据精度更高,其计算结果更加精准。

[0102] 如图5所示,图5是本发明第二实施方式提供的基于RF数据超声成像处理系统的模块示意图。为了使基于RF数据最终获取的目标图像更加清晰,图5所示的基于RF数据超声成像处理系统在图4所示的第一实施方式的基础上增加一预处理模块600,所述预处理模块600用于对所获取的RF数据进行预处理,去除所述RF数据中的系统噪声,使最终获取的目标图像更加清晰,平滑。

[0103] 相应的,所述预处理模块600对所获取的RF数据进行预处理,去除所述RF数据中的系统噪声的方法有很多种,在本发明的优选实施方式中,所述预处理模块600采用下述方法去除所述RF数据中的系统噪声。

[0104] 相应的,去除采集系统在静默状态时的噪声RF信号数据 I_0 ,假设实际使用中得到的超声回波RF信号数据为 I ,所述预处理模块600则利用 $I-I_0$ 可以达到去除背景噪声的效果。

[0105] 与现有技术相比,本发明的基于RF数据超声成像处理方法及系统,也称为RF元数据平台技术,在获取所述回波信号中的RF数据后,基于所获取的RF数据,直接进行超声成像处理,以获取目标图像;本发明的基于RF数据超声成像处理系统结构简单,但不损失数据信息,提高了采用该处理方法及系统的超声诊断仪的实时性能和图像质量,使诊断信息和轴向分辨率更加细致、清晰,同时降低了制造和使用成本。

[0106] 为了描述的方便,描述以上装置时以功能分为各种模块分别描述。当然,在实施本申请时可以把各模块的功能在同一个或多个软件和/或硬件中实现。

[0107] 通过以上的实施方式的描述可知,本领域的技术人员可以清楚地了解到本申请可借助软件加必需的通用硬件平台的方式来实现。基于这样的理解,本申请的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分可以以软件产品的形式体现出来,该计算机软件产品可以保存在保存介质中,如ROM/RAM、磁碟、光盘等,包括若干指令用以使得一台计算机设备(可以是个人计算机,信息推送服务器,或者网络设备等)执行本申请各个实施方式或者实施方式的某些部分所述的方法。

[0108] 以上所描述的装置实施方式仅仅是示意性的,其中所述作为分离部件说明的模块可以是或者也可以不是物理上分开的,作为模块显示的部件可以是或者也可以不是物理模块,即可以位于一个地方,或者也可以分布到多个网络模块上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部模块来实现本实施方式方案的目的。本领域普通技术人员在不付出创造性劳动的情况下,即可以理解并实施。

[0109] 本申请可用于众多通用或专用的计算系统环境或配置中。例如:个人计算机、信息推送服务器计算机、手持设备或便携式设备、平板型设备、多处理模块系统、基于微处理模块的系统、置顶盒、可编程的消费电子设备、网络PC、小型计算机、大型计算机、包括以上任何系统或设备的分布式计算环境等等。

[0110] 本申请可以在由计算机执行的计算机可执行指令的一般上下文中描述,例如程序模块。一般地,程序模块包括执行特定任务或实现特定抽象数据类型的例程、程序、对象、组

件、数据结构等等。也可以在分布式计算环境中实践本申请,在这些分布式计算环境中,通过通信网络而被连接的远程处理设备来执行任务。在分布式计算环境中,程序模块可以位于包括保存设备在内的本地和远程计算机保存介质中。

[0111] 应当理解,虽然本说明书按照实施方式加以描述,但并非每个实施方式仅包含一个独立的技术方案,说明书的这种叙述方式仅仅是为清楚起见,本领域技术人员应当将说明书作为一个整体,各实施方式中的技术方案也可以经适当组合,形成本领域技术人员可以理解的其他实施方式。

[0112] 上文所列出一系列的详细说明仅仅是针对本发明的可行性实施方式的具体说明,它们并非用以限制本发明的保护范围,凡未脱离本发明技艺精神所作的等效实施方式或变更均应包含在本发明的保护范围之内。

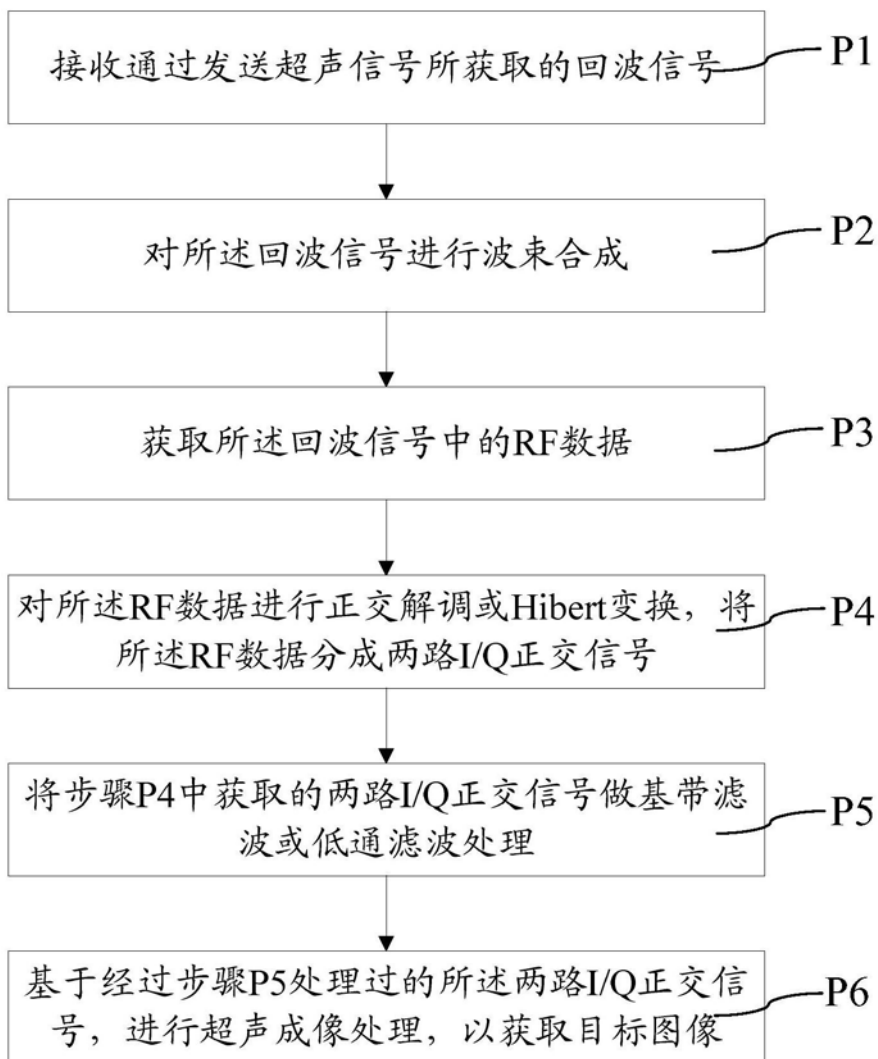


图1

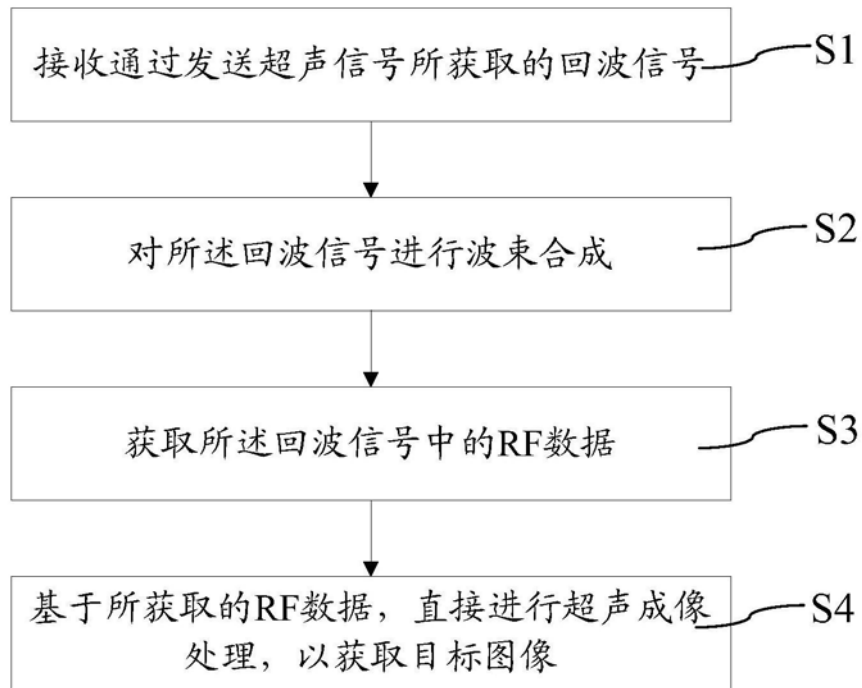


图2

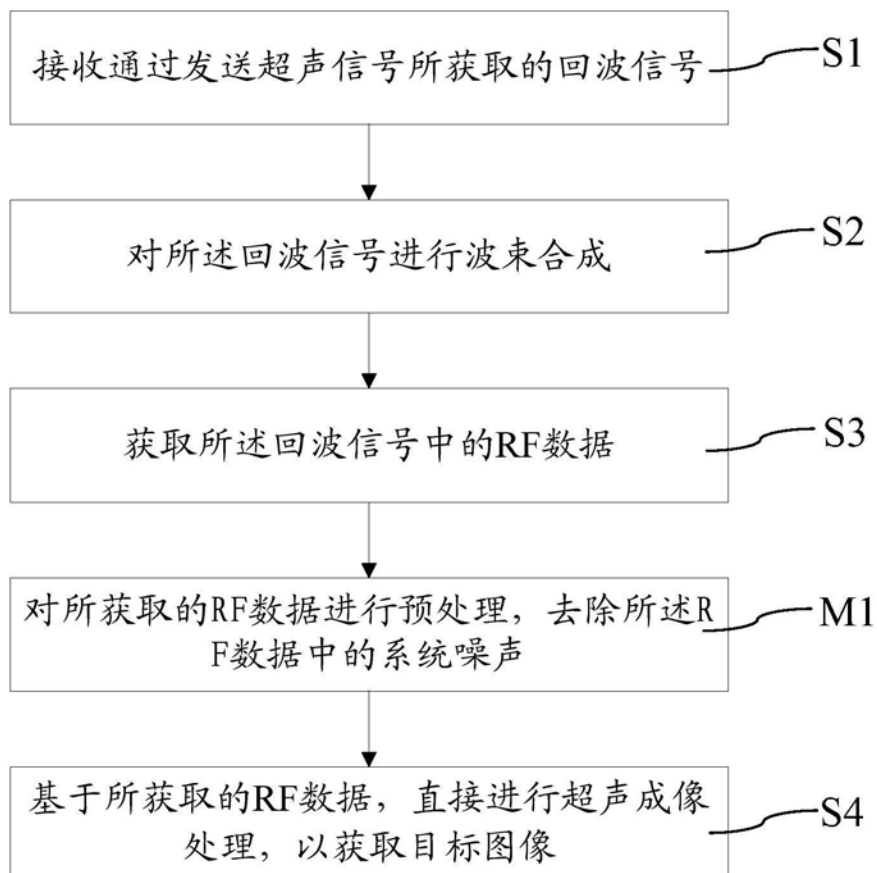


图3

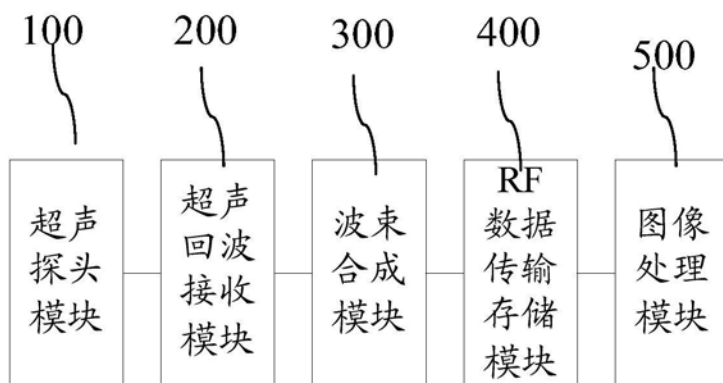


图4

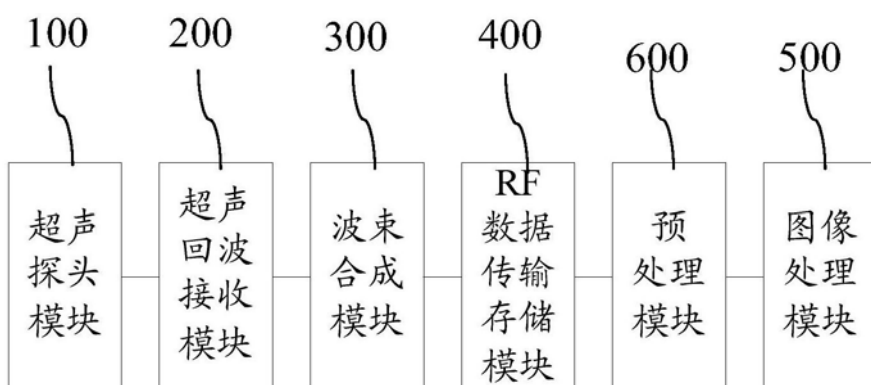


图5

专利名称(译)	基于RF数据超声成像处理方法及系统		
公开(公告)号	CN105395214B	公开(公告)日	2018-09-21
申请号	CN201510753114.8	申请日	2014-02-20
[标]申请(专利权)人(译)	飞依诺科技(苏州)有限公司		
申请(专利权)人(译)	飞依诺科技(苏州)有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	飞依诺科技(苏州)有限公司		
[标]发明人	陈惠人 郭建军 凌涛 尹大军 奚水		
发明人	陈惠人 郭建军 凌涛 尹大军 奚水		
IPC分类号	A61B8/00		
代理人(译)	杨林洁		
审查员(译)	荆丹丹		
其他公开文献	CN105395214A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供的基于RF数据超声成像处理方法及系统，也称为RF元数据平台技术，所述方法包括以下步骤：S1、接收通过发送超声信号所获取的回波信号；S2、对所述回波信号进行波束合成；S3、获取所述回波信号中的RF数据；S4、基于所获取的RF数据，直接进行超声成像处理，以获取目标图像。本发明的基于RF数据超声成像处理方法及系统，在获取所述回波信号中的RF数据后，基于所获取的RF数据，直接进行超声成像处理，以获取目标图像；与现有技术相比，该系统结构简单，但不损失数据信息，提高了采用该处理方法及系统的超声诊断仪的实时性能和图像质量，使诊断信息和轴向分辨率更加细致、清晰，同时降低了制造和使用成本。

