



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109363714 A

(43)申请公布日 2019.02.22

(21)申请号 201811083498.7

(22)申请日 2018.09.17

(71)申请人 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区科技南十二路迈瑞大厦1-4层

申请人 深圳迈瑞科技有限公司

(72)发明人 郭冲冲 杨波 朱磊 何绪金

(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 彭家恩

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

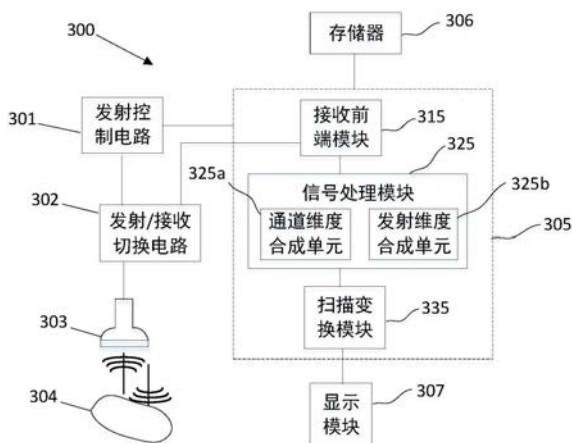
权利要求书3页 说明书13页 附图9页

(54)发明名称

一种超声成像设备及其超声成像方法

(57)摘要

一种超声成像方法及其设备,该成像方法包括:参数获取步骤,获取用于生成一帧超声图像的发射线数量和接收线数量;发射步骤,采用定点聚焦方式发射超声波,形成发射波束;接收步骤,每完成一次发射,接收感兴趣区域中各接收点对该次发射形成的反射回波,并输出与该次发射对应的一段通道信号;重复发射步骤和接收步骤得到合成前回波数据;合成步骤,对合成前回波数据在通道维度和发射线维度上进行相干合成,得到各接收线上的各接收点的最终合成值;映射步骤,将各接收点的最终合成值映射到显示界面上,形成一帧超声图像。本发明通过对回波数据在发射线维度进行合成,使发射波束达到连续聚焦,消除了图像的非均匀性。



1. 一种超声成像方法,其特征在于包括:

参数获取步骤,获取用于生成一帧超声图像的发射线数量 $N$ 和接收线数量,所述发射线数量 $N$ 根据超声波发射波束宽度和超声图像帧的横向宽度确定,并使 $N$ 次发射所形成的波束拼接后至少能够覆盖超声图像帧的横向宽度;所述接收线数量根据连续聚焦的接收波束的宽度确定;

发射步骤,采用定点聚焦方式按预定顺序和聚焦位置向组织感兴趣区域发射超声波,形成在感兴趣区域聚焦的发射波束;

接收步骤,每完成一次发射,预定的用于接收回波信号的阵元即被切换到接收状态,接收感兴趣区域中各接收点对该次发射形成的反射回波,并输出与该次发射对应的一段通道信号,所述接收点对应于接收线上的图像点;对各接收阵元输出的通道信号沿时间轴按照预定的时间间隔进行采样,形成与该次发射的发射线对应的通道回波数据;

重复发射步骤和接收步骤 $N$ 次,得到在通道维度、采样时间维度和发射线维度分布的合成前回波数据;

合成步骤,对合成前回波数据在通道维度和发射线维度上进行相干合成,得到各接收点的最终合成值;

映射步骤,将各接收点的最终合成值映射到显示界面上,形成一帧超声图像。

2. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,相邻发射线在横向上的物理间隔根据发射波束在聚焦位置的波束宽度确定。

3. 如权利要求2所述的方法,其特征在于,相邻发射线在横向上的物理间隔等于发射波束在聚焦位置的波束宽度。

4. 如权利要求1-3中任一项所述的方法,其特征在于,对合成前回波数据在通道维度和发射线维度上进行相干合成选自以下三种方式中的任一种:

先进行通道维度上的相干合成,再进行发射线维度上的相干合成;

先进行发射线维度上的相干合成,再进行通道维度上的相干合成;

同时在通道维度和发射线维度上进行相干合成。

5. 如权利要求4所述的方法,其特征在于,所述先进行通道维度上的相干合成,再进行发射线维度上的相干合成的步骤包括:

确定接收点步骤,获取待计算接收点的位置信息;

计算筛选标准步骤,根据待计算接收点的位置信息计算第一时间特征值和第二时间特征值,所述第一时间特征值与待计算接收点反射的回波到达各接收阵元的时间相关,所述第二时间特征值与各发射波束到达待计算接收点的时间相关;

通道维度合成步骤,在一次发射线对应的通道回波数据中,根据第一时间特征值筛选出待计算接收点在各通道的采样数据,对该接收点在各通道的采样数据进行累加,得到该接收点反射本次发射波束的合成值;变换发射线并循环本步骤得到该接收点反射各次发射波束的合成值;

发射线维度合成步骤,在该接收点反射预定次数的发射波束的合成值中,根据第二时间特征值筛选出有效合成值,得到该接收点沿发射线维度分布的有效合成值;对所述有效合成值进行累加,得到该接收点的最终合成值;

变换接收点,循环确定接收点步骤、计算筛选标准步骤、通道维度合成步骤和发射线维

度合成步骤得到所有接收点的最终合成值。

6. 如权利要求4所述的方法,其特征在于,所述先进行通道维度上的相干合成,再进行发射线维度上的相干合成的步骤包括:

确定接收点步骤,获取待计算接收点的位置信息;

计算筛选标准步骤,根据待计算接收点的位置信息计算第一时间特征值,所述第一时间特征值与待计算接收点反射的回波到达各接收阵元的时间相关;

通道维度合成步骤,在一次发射线对应的通道回波数据中,根据第一时间特征值筛选出待计算接收点在各通道的采样数据,对该接收点在各通道的采样数据进行累加,得到该接收点反射本次发射波束的合成值;变换发射线并循环本步骤得到该接收点反射各次发射波束的合成值;

发射线维度合成步骤,在该接收点反射预定次数的发射波束的合成值中,根据预定的相位差筛选出有效合成值,得到该接收点沿发射线维度分布的有效合成值;对所述有效合成值进行累加,得到该接收点的最终合成值;

变换接收点,循环确定接收点步骤、计算筛选标准步骤、通道维度合成步骤和发射线维度合成步骤得到所有接收点的最终合成值。

7. 如权利要求4所述的方法,其特征在于,所述先进行发射线维度上的相干合成,再进行通道维度上的相干合成的步骤包括:

确定接收点步骤,获取待计算接收点的位置信息;

计算筛选标准步骤,根据待计算接收点的位置信息计算第一时间特征值和第二时间特征值,所述第一时间特征值与待计算接收点反射的回波到达各接收阵元的时间相关,所述第二时间特征值与各发射波束到达待计算接收点的时间相关;

发射线维度合成步骤,在每一个通道对应的回波数据中,根据第二时间特征值筛选出由待计算接收点反射预定次数的发射波束而产生的采样数据,对该接收点反射预定次数的发射波束而产生的采样数据进行累加,得到该接收点在本通道的合成值;变换通道循环本步骤得到该接收点在各通道的合成值;

通道维度合成步骤,根据第一时间特征值在该接收点在各通道的合成值中筛选出有效合成值,得到该接收点沿通道维度分布的有效合成值;对所述有效合成值进行累加,得到该接收点的最终合成值;

变换接收点,循环确定接收点步骤、计算筛选标准步骤、发射线维度合成步骤和通道维度合成步骤得到所有接收点的最终合成值。

8. 如权利要求4所述的方法,其特征在于,所述先进行发射线维度上的相干合成,再进行通道维度上的相干合成的步骤包括:

确定接收点步骤,获取待计算接收点的位置信息;

计算筛选标准步骤,根据待计算接收点的位置信息计算第一时间特征值,所述第一时间特征值与待计算接收点反射的回波到达各接收阵元的时间相关;

发射线维度合成步骤,在每一个通道对应的回波数据中,根据预定的相位差确定待计算接收点反射预定次数的发射波束而产生的采样数据,对该接收点反射预定次数的发射波束而产生的采样数据进行累加,得到该接收点在本通道的合成值;变换通道循环本步骤得到该接收点在各通道的合成值;

通道维度合成步骤,根据第一时间特征值在该接收点在各通道的合成值中筛选出有效合成值,得到该接收点沿通道维度分布的有效合成值;对所述有效合成值进行累加,得到该接收点的最终合成值;

变换接收点,循环确定接收点步骤、计算筛选标准步骤、发射线维度合成步骤和通道维度合成步骤得到所有接收点的最终合成值。

9.如权利要求5-8中任一项所述的方法,其特征在于,所述第一时间特征值等于待计算接收点反射的回波到达接收阵元和到达接收孔径中心的时间差。

10.如权利要求5或7所述的方法,其特征在于,所述第二时间特征值等于各发射波束到达待计算接收点的时间与最靠近待计算接收点的发射波束到达待计算接收点的时间差。

11.如权利要求4所述的方法,其特征在于,所述同时在通道维度和发射线维度上进行相干合成的步骤包括:

确定接收点步骤,获取待计算接收点的位置信息;

计算筛选标准步骤,根据待计算接收点的位置信息计算第三时间特征值,所述第三时间特征值与待计算接收点反射的回波到达各接收阵元的时间相关,并与各发射波束到达待计算接收点的时间相关;

同时合成步骤,根据第三时间特征值在与预定的发射波束相关的合成前回波数据中筛选匹配的采样值,并将该采样值进行累加得到该接收点的最终合成值;

变换接收点,循环确定接收点步骤、计算筛选标准步骤、和同时合成步骤得到所有接收点的最终合成值。

12.如权利要求5-11中任一项所述的方法,其特征在于还包括,根据待计算接收点的位置信息确定对接收点有影响的发射波束,将对接收点有影响的发射波束作为预定的发射波束。

13.如权利要求5-11中任一项所述的方法,其特征在于,所述累加是指加权和。

14.一种超声成像设备,其特征在于,包括:

换能器,所述换能器包括多个阵元,所述阵元用于向感兴趣组织发射超声波或接收超声波的回波;

发射控制电路,用于产生控制阵元发射超声波的发射序列;

发射/接收切换电路,用于将各阵元切换到发射状态或接收状态;

存储器,用于存储程序;

处理器,用于向发射控制电路输出发射参数,并接收阵元输出的超声波的回波,通过执行所述程序以实现如权利要求1-13中任一项所述的方法,形成可视化的超声图像;

显示模块,用于显示超声图像。

15.一种计算机可读存储介质,其特征在于,包括程序,所述程序能够被处理器执行以实现如权利要求1-13中任一项所述的方法。

## 一种超声成像设备及其超声成像方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及超声成像技术领域,尤其涉及一种超声成像设备及其超声成像方法。

### 背景技术

[0002] 随着超声医疗设备的不断普及,超声图像质量的好坏对医生诊断至关重要,超声系统处理装置本质上决定了图像质量能够达到的最好程度。

[0003] 现有的大部分商用超声成像系统,一般是通过发射控制电路产生发射波形,施加在特定的一个或多个发射阵元上,形成发射波束。发射接收控制单元控制探头阵元在发射/接收之间进行转换,发射完成后,使系统切换到接收状态。声波传播到成像区域后,被组织散射,与此同时探头阵元被切换到接收状态并接收到散射回波信号,然后对其进行接收前端处理。一般前端处理包括信号放大、模数转换、接收相干合成等环节,是整个超声系统的核心部件。之后进行信号处理,一般包括包络检测、对数压缩、空间平滑及其它信号处理环节。随着发射线和接收线的变化,重复以上处理多次,完成一帧图像的扫描,然后进入到扫描变换,处理成为可视信息,最后进行显示。以上所有处理由系统的控制单元进行协调控制。

[0004] 接收前端包括时间增益控制(TGC)、模拟/数字转换(ADC)、接收相干合成、解调等环节,如图1a和1b所示,给出了两种典型的接收前端处理框图,接收相干合成过程完成了从通道数据到成像面/体的数据重构,是整个系统的最核心部分。在图1a中接收回波数据经过TGC、ADC等处理后得到射频RF信号,然后进行接收相干合成,即通过对不同通道接收数据进行延时、变迹、累加求和得到波束合成数据,因为对接收数据进行了延时调整,是进行相干叠加的,所以也称接收相干合成。之后对波束合成数据进行解调处理,解调结果送入到后续的信号处理单元中。这种框架是对接收回波信号先进行波束合成再进行解调处理,波束合成是基于载波射频信号(RF)进行的,对信号的采样需要考虑载波频率和信号带宽。目前商用机器多用这种处理框架。图1b是接收回波数据经过TGC、ADC等处理后进行解调处理,通过解调控制单元产生解调相位参数,然后对回波数据进行解调、滤波等处理得到基带I/Q信号,然后进行波束合成处理,通过延时、相位调整、变迹、累加求和等得到输出结果,送入到后续的信号处理单元中。这种框架对接收回波信号的波束合成放在了回波解调处理之后,波束合成是基于基带I/Q信号进行的,对信号的采样需要考虑基带信号的带宽。

[0005] 无论是图1a所示架构还是图1b所示架构,在进行波束合成处理时,如果所用到的参数是固定的,不随深度变化,则回波只在该固定位置上是相干叠加的,成为接收定点聚焦;而如果参数都是随着深度或者时间方向动态变化的,保证接收回波信号在每个深度采样点位置都进行相干复合,称为接收动态聚焦,或接收连续聚焦,这种接收波束在整场都是均匀,如图2b所示,市场上绝大部分机器都采用接收动态聚焦。而相对的,发射因为是固定延时发射的,所以发射波束是定点聚焦,其发射波束宽度是随着深度变化的,只有在焦点的位置,发射波束宽度才是最窄的 $\Delta X_{xmt}$ ,如图2a所示。故采用现有的相干合成技术只能在发射焦点附近深度得到质量较好的图像,而近/远场由于空间分辨力下降,旁瓣突出,导致图

像质量下降,且离焦点深度越远的位置,图像质量下降越明显,图像整场非均匀性问题突出。

[0006] 另外,随着超声的广泛应用,对图像质量的要求越来越高。对于成像区域要分别在横向和纵向或深度方向上设置合理的采样间隔,保证符合采样定理,并避免混叠,这样才能得到高质量的原始回波信号。在深度方向上,采样间隔与脉冲带宽或者脉冲持续时间相关;在横向上,采样间隔与发射、接收波束宽度相关,而波束宽度  $\Delta X$  由孔径宽度  $A$ 、焦点位置  $r$ 、声波载波波长  $\lambda_0$  决定,对于发射波束和接收波束分别有以下公式 (1)、(2) 成立,

$$[0007] \quad F_{xmt} = r_{xmt}/A_{xmt} \quad \Delta X_{xmt} = \lambda_0 F_{xmt} \quad (1)$$

$$[0008] \quad F_{rcv} = r_{rcv}/A_{rcv} \quad \Delta X_{rcv} = \lambda_0 F_{rcv} \quad (2)$$

[0009] 其中,  $F_{xmt}$ 、 $F_{rcv}$  分别表示发射、接收的 F-number (表示聚焦强度的特征值),  $r_{xmt}$ 、 $r_{rcv}$  分别表示发射、接收的焦点位置。在发射波束宽度  $\Delta X_{xmt}$  和接收波束宽度  $\Delta X_{rcv}$  确定后,理论上,发射次数和接收次数即可确定,即发射次数由超声波发射波束宽度和成像区域在横向上的宽度决定,接收次数由接收波束宽度和成像区域在横向上的宽度决定。但实际上,现有的相干合成技术要求发射和接收线耦合在一起,通常是单波束发射接收,即一根发射线对应一根接收线。但由于受限于声场形态、声功率等众多因素,发射 F-number 要比接收 F-number 大,受限于此,则实际上的发射次数由  $\Delta X_{rcv}$  决定,比理论上的发射次数要多。例如,发射  $F_{xmt}=2$ , 接收  $F_{rcv}=1$ , 则根据公式 (1)、(2) 实际发射次数比理论上的发射次数要多一倍。发射次数越多,完成一帧图像需要时间越长,不利于帧率(即单位时间内刷新的图像帧数量)的提高。这使得现有技术不能很好地满足高速运动的组织的临床需求(如心脏临床应用等)。

## 发明内容

[0010] 本申请提供一种超声成像方法及其设备,使得在得到均匀超声图像的同时,保持较高的时间分辨率。

[0011] 根据第一方面,一种实施例中提供一种超声成像方法,包括:

[0012] 参数获取步骤,获取用于生成一帧超声图像的发射线数量  $N$  和接收线数量,所述发射线数量  $N$  根据超声波发射波束宽度和超声图像帧的横向宽度确定,并使  $N$  次发射所形成的波束拼接后至少能够覆盖超声图像帧的横向宽度;所述接收线数量根据连续聚焦的接收波束的宽度确定;

[0013] 发射步骤,采用定点聚焦方式按预定顺序和聚焦位置向组织感兴趣区域发射超声波,形成在感兴趣区域聚焦的发射波束;

[0014] 接收步骤,每完成一次发射,预定的用于接收回波信号的阵元即被切换到接收状态,接收感兴趣区域中各接收点对该次发射形成的反射回波,并输出与该次发射对应的一段通道信号,所述接收点对应于接收线上的图像点;对各接收阵元输出的通道信号沿时间轴按照预定的时间间隔进行采样,形成与该次发射的发射线对应的通道回波数据;

[0015] 重复发射步骤和接收步骤  $N$  次,得到在通道维度、采样时间维度和发射线维度分布的合成前回波数据;

[0016] 合成步骤,对合成前回波数据在通道维度和发射线维度上进行相干合成,得到各接收点的最终合成值;

- [0017] 映射步骤,将各接收点的最终合成值映射到显示界面上,形成一帧超声图像。
- [0018] 根据第二方面,一种实施例中提供一种超声成像设备,包括:
- [0019] 换能器,所述换能器包括多个阵元,所述阵元用于向感兴趣组织发射超声波或接收超声波的回波;
- [0020] 发射控制电路,用于产生控制阵元发射超声波的发射序列;
- [0021] 发射/接收切换电路,用于将各阵元切换到发射状态或接收状态;
- [0022] 存储器,用于存储程序;
- [0023] 处理器,用于向发射控制电路输出发射参数,并接收阵元输出的超声波的回波,通过执行所述程序以实现上述的方法,形成可视化的超声图像;
- [0024] 显示模块,用于显示超声图像。
- [0025] 根据第三方面,一种实施例中提供一种计算机可读存储介质,包括程序,所述程序能够被处理器执行以实现上述的方法。
- [0026] 依据上述实施例的超声成像方法及其设备,对回波数据在通道维度和发射线维度上进行相干合成,使得在成像区域内任意一点都实现发射-接收双程聚焦,提高图像质量,同时使发射线不再受限于接收线,提高了图像的帧率。

#### 附图说明

- [0027] 图1a为一种典型的接收前端处理框图;
- [0028] 图1b为另一种典型的接收前端处理框图;
- [0029] 图2a为发射波束分布示意图;
- [0030] 图2b为接收波束分布示意图;
- [0031] 图3为一种超声成像设备的结构示意图;
- [0032] 图4为一种实施例中确定发射线数量的示意图;
- [0033] 图5为一种实施例中选取对接收点有影响的发射线的示意图;
- [0034] 图6为一种实施例中的发射波前示意图;
- [0035] 图7为一种实施例中的超声成像方法流程图;
- [0036] 图8为一种实施例中的合成步骤流程图;
- [0037] 图9为一种实施例中计算第一时间特征值的示意图;
- [0038] 图10为一种实施例中计算第二时间特征值的示意图;
- [0039] 图11为另一种实施例中的合成步骤流程图;
- [0040] 图12为另一种实施例中的合成步骤流程图;
- [0041] 图13a为一种实施例的合成过程框图;
- [0042] 图13b为另一种实施例的合成过程框图;
- [0043] 图13c为另一种实施例的合成过程框图。

#### 具体实施方式

[0044] 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。其中不同实施方式中类似元件采用了相关联的类似的元件标号。在以下的实施方式中,很多细节描述是为了使得本申请能被更好的理解。然而,本领域技术人员可以毫不费力的认识到,其中部分特征

在不同情况下是可以省略的,或者可以由其他元件、材料、方法所替代。在某些情况下,本申请相关的一些操作并没有在说明书中显示或者描述,这是为了避免本申请的核心部分被过多的描述所淹没,而对于本领域技术人员而言,详细描述这些相关操作并不是必要的,他们根据说明书中的描述以及本领域的一般技术知识即可完整了解相关操作。

[0045] 另外,说明书中所描述的特点、操作或者特征可以以任意适当的方式结合形成各种实施方式。同时,方法描述中的各步骤或者动作也可以按照本领域技术人员所能显而易见的方式进行顺序调换或调整。因此,说明书和附图中的各种顺序只是为了清楚描述某一个实施例,并不意味着是必须的顺序,除非另有说明其中某个顺序是必须遵循的。

[0046] 本文中为部件所编序号本身,例如“第一”、“第二”等,仅用于区分所描述的对象,不具有任何顺序或技术含义。

[0047] 在本发明实施例中,发明人突破了对于发射波束采用定点聚焦的思维模式,在发射线维度引入了相干合成技术,以得到合成的连续聚焦波束,并与在通道维度上的接收相干合成一起,最终在感兴趣区域内任意一点都实现了发射-接收双程聚焦,提高图像质量。

[0048] 请参考图3,超声成像设备300结构如图3所示,包括发射控制电路301、发射/接收切换电路302、换能器303、处理器305、存储器306和显示模块307。在一具体实施例中,处理器305还包括接收前端模块315、信号处理模块325和扫描变换模块335。其中,发射控制电路301通过发射/接收切换电路302与换能器303连接,换能器303通过发射/接收切换电路302与接收前端模块315连接,接收前端模块315的输出端与信号处理模块325连接,信号处理模块325的输出端与扫描变换模块335连接,扫描变换模块335的输出端与显示模块307连接。发射控制电路301和存储器306分别与处理器305连接。

[0049] 换能器303包括多个阵元,用于实现电脉冲信号和超声波的相互转换,从而实现向被检测生物组织(例如人体或动物体中的生物组织)304发射超声波、接收组织反射回的超声回波并输出通道信号。多个阵元可以排列成一排构成线阵,排成凸阵列、或构成相控阵等常规1-D探头,或排布成二维矩阵构成面阵。换能器303可根据激励电信号发射超声波,或将接收的超声波变换为电信号。因此每个阵元可用于向感兴趣区域的生物组织发射超声波,也可用于接收经组织返回的超声波的回波并输出通道信号。在进行超声检测时,可通过发射序列和接收序列控制哪些阵元用于发射超声波,哪些阵元用于接收超声波,或者控制阵元分时隙用于发射超声波或接收超声回波。参与超声波发射的所有阵元可以被电信号同时激励,从而同时发射超声波;或者参与超声波发射的阵元也可以被具有一定时间间隔的若干电信号激励,从而持续发射具有一定时间间隔的超声波。参与超声波接收的所有阵元可以同时接收超声回波;或者参与超声波接收的阵元也可以具有一定时间间隔的接收超声回波。

[0050] 发射控制电路301用于接收来自处理器的指令,并按指令产生控制阵元发射/接收超声波的发射/接收序列,以及将发射/接收序列输出至换能器303,发射序列用于控制换能器303中的部分阵元或者全部阵元向感兴趣区域的生物组织发射超声波,此外,发射序列还提供发射参数(例如,超声波的幅度、频率、发射次数、发射角度、波型、扫描方式和/或聚焦位置等)。根据使用场景、用途等的不同,通过调整发射参数可控制发射超声波的波型、发射方向和聚焦位置,超声波的波型可以是脉冲超声波、平面波等。接收序列用于控制多个阵元的部分或者全部接收由感兴趣区域反射回的超声波的回波信号。

[0051] 发射/接收切换电路302连接在发射控制电路301、换能器303和处理器305之间,用于根据处理器305的指令将各阵元切换到发射状态或接收状态,将发射控制电路301产生的发射序列传输给换能器303,并将换能器303接收的超声回波信号传输给处理器305。

[0052] 处理器305用于向发射控制电路301输出发射参数,通过发射/接收切换电路302接收换能器303输出的通道信号,并对通道信号进行处理。在一具体实施例中,处理器305处理过程包括接收前端处理、信号处理和扫描变换,其分别由接收前端模块315、信号处理模块325和扫描变换模块335完成。接收前端模块315用于获取各接收通道输出的模拟通道信号,并对各模拟通道信号进行放大、采样、模数转换等处理,处理后的通道回波数据被保存在存储器306中,本发明中,通道回波数据是一组在通道维度、采样时间维度和发射线维度分布的数据,这点将在后面详细描述。信号处理过程用于在针对于该检查项的超声检查结束后或根据用户输入的指令,从存储器306中获取三维的通道回波数据,对信号进行相干合成、包络检测、对数压缩、空间平滑等处理;其中相干合成包括通道维度合成单元325a和发射线维度合成单元325b;扫描变换过程用于将信号处理后的回波数据映射为可视化信息(例如超声图像),以通过显示模块307进行显示。

[0053] 存储器306用于存储数据和程序,程序可包括超声成像设备的系统程序、各种应用程序或实现各种具体功能的算法。

[0054] 显示模块307用于显示超声成像结果,例如超声图像、分析结果、图形图表和/或文字说明等信息。

[0055] 在本发明实施例中,根据超声图像的分辨率要求,预先设定生成一帧超声图像所需要的图像点,一个图像点可以是一个像素点,也可以是相邻的多个像素点的集合,图像点按照行列排布成矩阵,图像点按列排布成直线,本文称该直线为接收线,一帧超声图像所需要的接收线的数量根据连续聚焦的接收波束的宽度确定,用户可以根据需要调节接收波束的宽度,当接收波束的宽度改变后,一帧超声图像所需要的接收线的数量也随之而变,通常情况下,接收线的数量可根据超声图像帧的横向宽度和接收波束的宽度计算得出,例如,接收线的数量等于超声图像帧的横向宽度除以接收波束的宽度。

[0056] 接收线上的图像点和超声波扫描组织感兴趣区域形成切面上的接收点一一对应,对接收点反射或散射的回波进行检测和计算,将得出的信号映射到对应的图像点上,即可显示接收点的图像,所有接收点的图像形成一帧超声图像。

[0057] 在本发明实施例中,还根据超声图像帧的横向宽度和超声波发射波束宽度设定生成一帧超声图像所需要的发射线数量。本发明实施例中,发射波束采用定点聚焦方式,波束形状如图2a所示,在预定位置形成焦点,超声波发射波束的宽度是指聚焦位置的波束宽度,发射波束的中心线称为发射线,因此通常也采用发射线来指代发射波束。为形成一帧超声图像,需要依次发射多个发射线,并要求该多次发射所形成的波束拼接后至少能够覆盖超声图像帧的横向宽度。请参考图4,发射控制电路通过发射序列控制换能器403的阵元采用定点聚焦方式向组织感兴趣区域发射超声波,形成扫描感兴趣区域的发射波束413,则发射波束413的数量(即发射线数量 $N$ )由超声波发射波束宽度 $\Delta X_{xmt}$ 和超声图像帧的横向宽度 $L$ 确定,以使 $N$ 次发射波束能覆盖图像帧的横向宽度 $L$ 。例如,在一种实施例中,可以选取 $N=L/\Delta X_{xmt}$ ,此时相邻两次发射波束的中心位置在横向上的物理间隔为发射波束在焦点处的波束宽度 $\Delta X_{xmt}$ 。当然,在其他的实施例中,也可以选取 $N>L/\Delta X_{xmt}$ ,即相邻两次发射波束的中

心位置在横向上的物理间隔小于发射波束在焦点处的波束宽度  $\Delta X_{xmt}$ 。

[0058] 如图4和图2a所示,相同线性的两条曲线表示一个发射波束,则发射波束在焦点位置波束宽度较窄,在除焦点外的位置分布较宽,与接收连续波束合成类似,要使发射波束达到如图2b所示在焦点和非焦点位置都均匀分布的状态,要实现发射波束连续聚焦,需要使相干合成参数随着深度或时间方向变化。然而,实际应用中,发射波束一旦经换能器发射出来便已确定。用  $S_{xmt}(\omega, A_{xmt}, (x, z), r_{xmt})$  表示实际发射波束的函数,其与频率  $\omega$ 、发射孔径  $A_{xmt}$ 、聚焦位置  $r_{xmt}$  相关,其中  $x$ 、 $z$  分别表示影响到组织感兴趣二维区域的发射波束的横向位置和纵向位置,该函数描述了发射波束在不同位置形态的变化,包含了相位的变化和能量的分布。在其它实施例中,也可以采用三维函数描述发射波束在不同位置形态的变化,例如通过增加  $y$  轴扩展到三维区域,或者扩展到其他形式。类似的,用  $S_{rcv}(\omega, A_{rcv}, (x, z))$  代表接收波束函数,其与频率  $\omega$ 、接收孔径  $A_{rcv}$  相关,  $x$ 、 $z$  分别代表二维成像区域中的横向位置和纵向位置,该函数描述了接收波束在不同位置的形态变化。与发射波束类似,在其它实施例中,也可以通过增加  $y$  轴扩展到三维区域,或者扩展到其他形式。对上述两函数分析可知,发射波束与聚焦位置相关,而不同位置的接收波束却不受聚焦位置的影响。故要实现发射连续聚焦,就要使  $S_{xmt}$  不依赖于聚焦位置  $r_{xmt}$ ,即要把发射波束在横向的分布都压缩至发射波束宽度  $\Delta X_{xmt}$ ,并且在整场都保持同样的波束宽度。但实际波束除焦点外分布较宽,跨越了多个发射波束宽度,存在两个或多个发射波束对同一成像区域带来影响的情况,即二维成像区域内的接收点可能同时受到两个或多个发射波束的影响。本发明的构思是通过将影响该接收点的两个或多个发射波束的回波数据进行联合处理,得到合成的聚焦波束,如果沿横向和纵向的所有接收点都做这样的处理,便可得到合成的发射连续聚焦波束。在有的实施例中,也可将所有发射波束的回波数据都进行联合处理,得到针对某个接收点的聚焦波束,然后对所有接收点都做类似的联合处理,得到合成的聚焦波束。在本实施例中,优选对接收点有影响的发射波束进行联合处理,发射波束的选择参考图5。

[0059] 如图5所示,相同线性的两条曲线表示一个发射波束,则第一发射波束513由两条实线围成的波束表示,第二发射波束523由两条虚线围成的波束表示,第三发射波束533由两条点线围成的波束表示,接收线508是根据接收连续聚焦的波束宽度确定的多条接收线中的一条,其中接收点P和接收点Q位于接收线508上。接收点P位于虚线表示的第二发射波束523的波束范围内,受到该发射波束的影响,紧挨着第二发射波束523的第一发射波束513和第三发射波束533的波束范围没有覆盖接收点P,即可确定对接收点P有影响的发射波束个数为1;接收点Q同时位于第一发射波束513、第二发射波束523和第三发射波束533的波束范围,此外不再受其它发射波束的影响,故可确定对接收点P有影响的发射波束为3个。由于发射参数和接收序列一旦确定,发射波束的形态、数量和位置,接收线及其上接收点的数量、位置等信息便已确定,故可以通过上述方法,确定对各接收线上接收点有影响的发射波束数量  $N_{syn}$ ,然后再对  $N_{syn}$  次发射进行联合处理。

[0060] 要合成发射连续聚焦波束,除了确定对每个接收点有影响的发射波束外,还要对各个发射波束对接收点的影响进行分析。发射波束在不同位置形成不同形态的波前,波前即相同相位的波阵面,参考图6,发射线  $T_{x_n}$  613和发射线  $T_{x_{n+1}}$  623分别为第  $n$  次和第  $n+1$  次发射超声波的发射线,两次发射的参数相同,只是横向位置不同,两次发射在物理空间上的间隔为发射波束在焦点深度的波束宽度。深度为  $z_b$  的点B位于发射线  $T_{x_n}$  613的焦点位置,深

度小于 $z_b$ 和深度大于 $z_b$ 的两侧分别为近场和远场位置,则发射波束在近场波前是聚拢的,在远场波前是发散的。设发射线 $T_{X_n}$  613到达点A、B、C的时间分别为 $t_a$ 、 $t_b$ 、 $t_c$ ,则发射线 $T_{X_{n+1}}$  623在 $t_a$ 、 $t_b$ 、 $t_c$ 时间到达发射线 $T_{X_n}$  613的深度分别为 $z_a + \Delta z_a$ 、 $z_b$ 、 $z_c - \Delta z_c$ ,也就是说发射线 $T_{X_{n+1}}$  623波前到达近场点 $z_a$ 的时间比发射线 $T_{X_n}$  613要早;而到达远场点 $z_c$ 的时间要比发射线 $T_{X_n}$  613晚。基于此分析过程,对包含发射波束信息的回波信息进行发射波前相干合成,即可得到合成后的发射波束,其表示成函数形式为 $S_{xmt}^{syn}(\omega, Tx1, Tx2, \dots, TxN_{syn}(r, x), z, x)$ , $z$ 、 $x$ 分别代表二维成像区域中纵向位置、横向位置, $Tx1$ 、 $Tx2$ 、 $\dots$ 、 $TxN_{syn}$ 表示与接收点位置相关的 $N_{syn}$ 次发射,即通过处理与接收点相关的 $N_{syn}$ 次发射的回波数据得到该接收点的合成发射波束,而 $N_{syn}$ 的确定依赖于坐标 $(z, x)$ ,即合成发射波束时使用的发射波束次数可根据接收点位置而变换,或者说,发射相干合成的合成次数可根据接收点位置而改变。

[0061] 请参照流程图7,超声波成像方法的包括如下步骤:

[0062] 步骤71,参数获取步骤,获取用于生成一帧超声图像的发射线数量 $N$ 和接收线数量,根据处理器发射的参数,确定超声波发射波束宽度和即将对感兴趣组织生成的超声图像帧的横向宽度,然后参考对图4的分析,即可确定发射线数量 $N$ ,在确定发射线数量时,要确保 $N$ 次发射所形成的波束拼接后至少能够覆盖超声图像帧的横向宽度;接收线数量根据接收连续聚焦的波束宽度确定。

[0063] 步骤72,发射步骤,采用定点聚焦的方式按预定顺序和聚焦位置向组织感兴趣区域发射超声波,形成在感兴趣区域聚焦的发射波束,其中,发射控制电路按照处理器的指令产生发射序列,发射序列用于控制换能器中的阵元向感兴趣区域的生物组织发射超声波,在感兴趣区域的预设位置形成聚焦。

[0064] 步骤73,接收步骤,每完成一次发射,预定的用于接收回波信号的阵元在发射/接收切换电路的控制下切换至接收状态,以接收感兴趣区域中各接收点对该次发射形成的反射回波,接收阵元将接收到的超声回波信号转换成电信号输出。由于不同接收点与本次发射阵元的中心位置的距离不同,同一接收点到不同接收阵元的距离不同,因此,每个接收阵元会在一段时间内接收到信号强度变化的超声回波信号,转换成电信号后成为一段幅度连续变化的模拟信号,该模拟信号称为与本次发射对应的一段通道信号;对各接收阵元输出的通道信号沿时间轴按照预定的时间间隔进行采样,即可形成与该次发射的发射线对应的通道回波数据,该数据是一组在通道维度和采样时间维度上分布的二维数据。

[0065] 步骤74,当完成一次发射和接收后,判断是否完成 $N$ 次发射,如果没有则重复执行步骤72和步骤73,直到系统完成 $N$ 次发射,至此得到在通道维度、采样时间维度和发射线维度分布的通道回波数据。

[0066] 步骤75,经过以上步骤,即可得到一系列通道回波数据,该数据具有通道维度、采样时间和发射线三个维度,称为合成前回波数据,记通道数为 $N_{ch}$ ,采样时间点数为 $N_t$ ,发射线数为 $N_z$ ,则该系列合成前回波数据大小为 $N_t * N_{ch} * N_z$ ,即共有 $N_t * N_{ch} * N_z$ 个数据。

[0067] 步骤76,合成步骤,对得到的合成前回波数据在通道维度和发射线维度上进行相干合成,得到各接收点的最终合成值,合成方式可以是以下三种方式中的任一种:

[0068] 先进行通道维度上的相干合成,再进行发射线维度上的相干合成,如图13a所示。

[0069] 先进行发射线维度上的相干合成,再进行通道维度上的相干合成,如图13b所示。

[0070] 同时在通道维度和发射线维度上进行相干合成,如图13c所示。

[0071] 步骤77,将各接收点的最终合成值映射到显示界面上,形成一帧超声图像。

[0072] 下面对三种合成方式分别进行说明。为了表述方便,在本实施例中用二维成像对超声成像方法进行说明,但并不代表发明的超声成像方法只能用于二维成像,在其它实施例中,可以通过扩展到三维成像,或者扩展到其它的形式。

[0073] 实施例一:

[0074] 如图13a所示,在本实施例中,对于合成前回波数据先进行通道维度上的相干合成,再进行发射线维度上的相干合成,具体步骤如流程图8所示,包括:

[0075] 步骤85,合成处理单元获取在通道维度、采样时间维度和发射线维度分布的合成前回波数据。

[0076] 步骤806,确定接收点。当发射的超声波对感兴趣区域进行扫描时,形成一个组织扫描切面,扫描切面上的各个接收点对超声波进行反射和散射,反射和散射超声波被接收阵元接收,形成通道信号。由于该切面的超声图像显示在显示屏上后,超声图像帧中的图像点对应扫描切面中的接收点,当超声图像帧中的图像点的位置坐标确定后,位于扫描切面中的接收点的位置也是确定的。例如,对于一帧超声图像,可以按照从上到下、从左到右逐行扫描的方式选择图像点,从而接收点的位置也可确定下来。首先选择第一个接收点,然后再依次选择后面的接收点。接收点确定后,接收点的位置也可确定,接收点到各个阵元的距离也可确定。

[0077] 步骤816,计算筛选标准,根据待计算接收点的位置信息计算第一时间特征值和第二时间特征值。

[0078] 第一时间特征值与待计算接收点反射的回波到达各接收阵元的时间相关,例如第一时间特征值等于待计算接收点反射的回波到达接收阵元和到达接收孔径中心的时间差。参与超声波接收的阵元为换能器中的部分或者所有阵元,接收阵元的长度形成接收孔径,对于一个接收点而言,其到各个接收阵元的距离不同,其反射的超声回波到达各个接收阵元的时间也不同,并且到达最近的接收阵元的时间最短,该最近的接收阵元称为接收孔径中心。例如,如图9所示,选取换能器903中的阵元1、2...M作为接收阵元,选取接收线908上的接收点D作为待计算接收点,其中阵元5为接收孔径中心,则第一时间特征值为接收点D反射的回波到达各接收阵元和到达接收孔径中心的时间差,参考图9,接收点D位置确定,该点到每一个接收阵元的距离便随之确定,即可得到该点反射的回波行进到每个接收阵元的时间,记为 $t_i$  ( $i=1,2\cdots M$ ),记行进到接收孔径中心的时间为 $t_0$ ,对于接收点D, $t_0=t_5$ ,则接收点D在各阵元即接收通道的第一时间特征值为 $\tau=t_i-t_0$  ( $i=1,2\cdots M$ ),故每一个接收点在每一个接收通道都有一个特定的第一时间特征值,根据各接收点位置信息,按照上述方法即可得到各个接收点在各个接收通道的第一时间特征值。

[0079] 第二时间特征值与各发射波束到达待计算接收点的时间相关,例如第二时间特征值等于各发射波束到达待计算接收点的时间与最靠近待计算接收点的发射波束到达待计算接收点的时间差。各发射波束沿扫描切面的横向分布,接收点确定后,不同次的发射波束,其发射孔径的中心位置距离接收点的距离不同,波前到达该接收点的时间也不同。如图10所示,选取接收线1008上的接收点E作为待计算接收点,发射线 $T_{x_n}1013$ 和发射线 $T_{x_{n+1}}1023$ 为对接收点E有影响的发射波束,即 $N_{syn}=2$ ,其中发射线 $T_{x_n}1013$ 为最靠近接收点E的接收点,第二时间特征值等于发射线 $T_{x_n}1013$ 和发射线 $T_{x_{n+1}}1023$ 到达接收点E的时间与发射

线 $T_{X_n}1013$ 到达接收点E的时间差。由于接收点和发射线都为已知,发射波束的波前到达接收点的时间即已确定,因此便可得到第二时间特征值。参考图10,记发射线 $T_{X_n}1013$ 和发射线 $T_{X_{n+1}}1023$ 到达接收点E时间分别为 $t_n, t_{n+1}$ ,最靠近待计算接收点的发射波束(发射线 $T_{X_n}1013$ )到达接收点E的时间为 $t_0$ ,则接收点E在发射线 $T_{X_n}1013$ 和发射线 $T_{X_{n+1}}1023$ 的第二时间特征值分别为 $\Delta T_1=t_n-t_0, \Delta T_2=t_{n+1}-t_0$ ,其中 $\Delta T_1=0, \Delta T_2<0$ ,可见,第二时间特征值可以为负数;在本实施例中,选取对接收点E有影响的发射波束进行联合合成,并对相应的第二时间特征值进行计算,在有的实施例中,也可选取所有的发射波束进行联合合成,此时需要针对所有的发射波束计算第二时间特征值。

[0080] 步骤826,通道维度合成,即在通道维度对合成前回波数据进行接收相干合成,在一次发射线对应的合成前回波数据中,根据第一时间特征值筛选出待计算接收点在各通道的采样数据,对该接收点在各通道的采样数据进行累加,得到该接收点反射本次发射波束的合成值。

[0081] 参考下面公式(3), $S(t, ch, z)$ 表示合成前回波数据, $t$ 表示深度或时间方向; $ch$ 表示通道方向, $z$ 表示发射线移动方向,中括号部分即为通道维度合成过程,对相应的发射线,采用狄拉克 $\delta$ 函数 $\delta(t-\tau_i)$ 对合成前回波数据进行筛选,然后乘以各自的权重 $w_i$ 再进行累加即可得到该接收点反射本次发射波束的合成值;其中, $\tau_i$ 为第一时间特征值, $\tau_i$ 随着接收点位置和接收通道的不同而改变, $w_i$ 为待计算接收点在通道 $i$ 的权重值,其也是随着接收点位置和接收通道的不同而不同,实际计算中, $w_i$ 可根据经验或一些已有的计算方法得到。

$$[0082] \quad S_{out}(z, x) = \sum_k^{N_{syn}(z, x)} \underbrace{\left[ \sum_i^{N_{ch}} S(t, ch, z) \delta(t - \tau_i) w_i \right]}_{\text{接收相干合成}} \delta(t - \Delta T_k) * h_k \quad (3)$$

[0083] 步骤836,变换发射线并针对变换后的发射线再次执行步骤826,直到遍历对该接收点有影响的所有发射线,得到该接收点反射各次发射波束的合成值。

[0084] 步骤846,发射线维度合成,即发射相干合成,在该接收点反射预定次数的发射波束的合成值中,根据第二时间特征值筛选出有效合成值,得到该接收点沿发射线维度分布的有效合成值;对有效合成值进行累加,得到该接收点的最终合成值。

[0085] 参考公式(3),与通道维度合成过程类似,采用狄拉克 $\delta$ 函数 $\delta(t - \Delta T_k)$ 对经过通道维度合成的预定次数的发射波束进行筛选,然后乘以各自的权重 $h_k$ 再进行累加即可得到该接收点的最终合成值;其中, $\Delta T_k$ 为第二时间特征值, $h_k$ 为该接收点在各发射波束的权重, $\Delta T_k$ 和 $h_k$ 都随着接收点和发射波束的不同而不同,实际计算中, $h_k$ 可根据经验或一些已有的计算方法得到。 $h_k$ 可以是沿着 $z$ 方向一维分布的,也可以设为二维函数 $h(t, k)$ ,即同时也在 $t$ 方向分布,意味着在纵向/时间方向滤波并同时来自不同发射线的回波施加权重,其计算可以按照信号的能量分布去设计,也可以按照波束的主旁瓣及指向性设计,或是按照其他方法设计。

[0086] 步骤856,判断是否对所有接收点都进行了步骤806-步骤846的操作,若是,则执行步骤876;否则,执行步骤866。

[0087] 步骤866,变换接收点,并针对变换后的接收点循环步骤806-步骤846,直到对所有接收点都进行了通道维度合成和发射线维度合成。

[0088] 步骤876,得到所有接收点的最终合成值。

[0089] 在以上处理过程中,合成步骤中处理的是载波射频信号(RF),相干合成是基于施加延时来保证相位对齐;在有的实施例中,合成步骤中处理的是基带信号(I/Q),即在合成步骤之前增加了解调环节,即增加了相位调整步骤,其成像发射与图7所示步骤相同,区别仅在步骤75得到合成前回波数据后对回波数据先进行解调然后再进行合成步骤。

[0090] 基于I/Q信号的合成过程如下面公式(4)所示,其中 $S(t, ch, z)$ 表示解调后的I/Q信号,与式(3)对比,增加了相位调整项 $e^{j\varphi_i}$ 和 $e^{j\Psi_k}$ ,  $e^{j\varphi_i}$ 和 $e^{j\Psi_k}$ 分别是通道维度合成和发射线维度合成过程中筛选出的信号的相位,同时权重 $h_k$ 可以表示实权重系数,也可以表示复系数,但 $h_k e^{j\Psi_k}$ 项合并一起肯定为复系数,合并项可作为复系数权重,可通过求解实际合成波束与理想波束的最小差求解或其它算法得出;与上面类似,权重也可以是 $h(t, k)$ ,即与时间/纵向相关,与需要合成的发射相关,表示在发射相干合成时对合成波束进行形态上的调整。通过这种方式,系数计算时会比较复杂,但是结构稍显简单灵活;同时系数也可以在t方向增加一维,得到更优的系数,也具有更大的灵活性。

$$[0091] \quad S_{out}(z, x) = \sum_k^{N_{syn}(z, x)} \underbrace{\left[ \sum_i^{N_{ch}} S(t, ch, z) \delta(t - \tau_i) e^{j\varphi_i} w_i \right]}_{\text{接收相干合成}} \delta(t - \Delta T_k) * h_k e^{j\Psi_k} \quad (4)$$

[0092] 可以看出,基于I/Q的超声成像设备比基于RF的设备要复杂,算法也要复杂一些,但是基于I/Q的设备,由于先将回波信号解调到了基带,采样频率的设定考虑信号带宽复合奈奎斯特采样定理即可,而如果是基于RF的设备,采样频率的设定还要考虑载波频率,采样频率的设定值要高于I/Q的情况。换言之,同样的采样频率下,基于I/Q的架构比基于RF的架构的前端计算能力要强。

[0093] 由于延时在一定条件下可以与相位相互转化,在有的实施例中,这部分处理可看做是一个线性时不变系统,则上面提到的发射波束直接的时间差即延时差 $\Delta T_k$ 可以转变为相位,而上面提到的权重部分是复系数,所以在发射线维度合成这部分可以整体上由复系数做替代,由此产生了基于I/Q通道回波数据的发射合成的另一种形式,如公式(5):

$$[0094] \quad S_{out}(z, x) = \sum_k^{N_{syn}(z, x)} \underbrace{\left[ \sum_i^{N_{ch}} S(t, ch, z) \delta(t - \tau_i) e^{j\varphi_i} w_i \right]}_{\text{接收相干合成}} * h_k e^{j\Phi_k} \quad (5)$$

[0095] 其中,权重 $h_k$ 除了包含式(4)中的复数含义外,还包含了发射线波前曲线导致的发射延时差转化的相位,其也可通过求解实际合成波束与理想波束的最小差求解或其它算法得出。

[0096] 采用公式(5)进行合成时,在发射线维度合成步骤中,相当于在该接收点反射预定次数的发射波束的合成值中,根据预定的相位差筛选出有效合成值,得到该接收点沿发射线维度分布的有效合成值,然后对有效合成值进行累加,得到该接收点的最终合成值。

[0097] 实施例二:

[0098] 本实施例涉及另一种超声成像方法,其过程如流程图7所示,与实施例一的区别在于步骤76的合成步骤,如图13b,在本实施例中,对合成前回波数据先进行发射线维度上的相干合成,再进行通道维度上的相干合成,具体步骤如流程图11所示,包括以下步骤:

[0099] 步骤115-步骤1116的获取合成前回波数据、确定接收点、计算筛选标准过程与实

施例一中的步骤85-步骤816相同。

[0100] 步骤1126,发射线维度合成,即在每一个通道对应的回波数据中,根据第二时间特征值筛选出由待计算接收点反射预定次数的发射波束而产生的采样数据,对该接收点反射预定次数的发射波束而产生的采样数据进行累加,得到该接收点在本通道的合成值。这个过程也称为发射相干合成。

[0101] 参考公式(6),各参数与公式(3)表示含义相同,在每一个通道对应的回波数据中,采用狄拉克 $\delta$ 函数 $\delta(t-\Delta T_k)$ 对预定次数的发射波束进行筛选,然后乘以各自的权重 $h_k$ 再进行累加即可得到该接收点在本通道的的合成值。

$$[0102] \quad S_{out}(z, x) = \sum_i^{N_{ch}} \underbrace{\left[ \sum_k^{N_{syn}(z, x)} S(t, ch, z) \delta(t - \Delta T_k) * h_k \right]}_{\text{发射相干合成}} * \delta(t - \tau_i) w_i \quad (6)$$

[0103] 步骤1136,变换通道并针对变换后的通道进行步骤1126的操作,直到遍历所有的接收通道,得到该接收点在各通道的合成值。

[0104] 步骤1146,通道维度合成,根据第一时间特征值对该接收点在各通道的合成值中筛选出有效合成值,得到该接收点沿通道维度分布的有效合成值;对所述有效合成值进行累加,得到该接收点的最终合成值;参考公式(6),采用狄拉克 $\delta$ 函数 $\delta(t-\tau_i)$ 对经过发射相干合成后的通道回波数据进行筛选,然后乘以各自的权重再进行累加即可得到该接收点的最终合成值。

[0105] 步骤1156-1176与实施例一中的步骤856-步骤876相同,在此不再一一阐述。

[0106] 以上处理过程中,合成步骤中处理的是载波射频信号,在有的实施例中,与实施例一中的公式(4)和(5)类似,合成步骤中处理的也可以是基带信号。具体如公式(7)、(8)所示,其与公式(4)和(5)类似,只是先做发射相干合成,再做接收相干合成。

$$[0107] \quad S_{out}(z, x) = \sum_i^{N_{ch}} \underbrace{\left[ \sum_k^{N_{syn}(z, x)} S(t, ch, z) \delta(t - \Delta T_k) * h_k e^{j\psi_k} \right]}_{\text{发射相干合成}} * \delta(t - \tau_i) w_i e^{j\varphi_i} \quad (7)$$

$$[0108] \quad S_{out}(z, x) = \sum_i^{N_{ch}} \underbrace{\left[ \sum_k^{N_{syn}(z, x)} S(t, ch, z) * h_k e^{j\Phi_k} \right]}_{\text{发射相干合成}} * \delta(t - \tau_i) w_i e^{j\varphi_i} \quad (8)$$

[0109] 采用公式(8)进行合成时,在发射线维度合成步骤中,相当于在每一个通道对应的回波数据中,根据预定的相位差确定待计算接收点反射预定次数的发射波束而产生的采样数据,对该接收点反射预定次数的发射波束而产生的采样数据进行累加,得到该接收点在本通道的合成值,然后变换通道循环本步骤得到该接收点在各通道的合成值。

[0110] 实施例三:

[0111] 本实施例涉及另一种超声成像方法,其过程如流程图7所示,与实施例一的区别在于步骤76的合成步骤,如图13c,在本实施例中,对合成前回波数据同时在通道维度和发射线维度上进行相干合成,具体步骤如流程图12所示,本实施例中的合成步骤与前两个实施例的区别在于步骤1216和步骤1226,其他步骤与前面实施例相同,下面主要对这两个有区别的步骤进行说明:

[0112] 步骤1216,计算筛选标准,根据待计算接收点的位置信息计算第三时间特征值,第三时间特征值与待计算接收点反射的回波到达各接收阵元的时间相关,并与各发射波束到达待计算接收点的时间相关。

[0113] 步骤1226,同时合成步骤,根据第三时间特征值在与预定的发射波束相关的合成前回波数据中筛选匹配的采样值,并将该采样值进行累加得到该接收点的最终合成值。

[0114] 参考公式(9),其中 $\Delta\tau_{i,k}$ 为第三时间特征值, $wh_{i,k}$ 为与发射波束和通道相关的权重,不同的接收点对于不同的发射线在不同通道的 $\Delta\tau_{i,k}$ 和 $wh_{i,k}$ 的值皆不相同。因此通过采用狄拉克 $\delta$ 函数 $\delta(t-\Delta\tau_{i,k})$ 对原始的通道回波数据进行筛选,然后乘以各自的权重再进行累加即可得到该接收点的最终合成值。

$$[0115] \quad S_{out}(z,x) = \sum_k^{N_{syn}(z,x)} \sum_i^{N_{ch}} S(t,ch,z) \delta(t-\Delta\tau_{i,k}) * wh_{i,k} \quad (9)$$

[0116] 以上处理过程中,合成步骤中处理的是载波射频信号,在有的实施例中,与实施例一和实施例二类似,合成步骤中处理的也可以是基带信号。如公式(10),(11)所示,其中, $wh_{i,k}e^{j\Psi_{i,k}}$ 可以做为整体项考虑,它包含了常规接收相干合成的权重和相位调整,发射相干合成时的权重和相位调整,及对波束形态的调整;在式(11)中,对复系数除了包含式(10)的含义外,还包括了发射相干合成的延时差相位。

$$[0117] \quad S_{out}(z,x) = \sum_k^{N_{syn}(z,x)} \sum_i^{N_{ch}} S(t,ch,z) \delta(t-\Delta\tau_{i,k}) * wh_{i,k} e^{j\Psi_{i,k}} \quad (10)$$

$$[0118] \quad S_{out}(z,x) = \sum_k^{N_{syn}(z,x)} \sum_i^{N_{ch}} S(t,ch,z) \delta(t-\tau_{i,k}) * wh_{i,k} e^{j\Phi_{i,k}} \quad (11)$$

[0119] 上述三种实施例中,发射波束都是采用定点聚焦方式,但在采用本发明的方案对回波信号进行处理过程,不仅在通道维度进行相干合成,而且在发射线维度进行相干合成,实验结果显示,图像整场均匀性良好,得到了高质量的图像。另外,合成算法的改变使得发射波束达到了连接聚焦的效果,一帧图像所需要的发射波束的数量不需要依赖于接收线的数量,实际上降低了一帧图像所需要的发射波束的数量,从而减少了完成一帧图像所需要的时间,有利于提高图像的帧率,符合高速运动组织的临床需求。

[0120] 本发明的超声成像方法及其设备可应用于基波、谐波等线性和非线性成像;可用于线阵、凸阵、相控阵等常规1-D探头,也可用于1.5D、2D等探头类型;成像可用于常规灰阶成像,可应用于彩色多普勒等成像模式;空间上可应用于常规二维空间成像,也可扩展应用于3D、4D等;并适用于垂直扫描、偏转扫描、并可扩展至其它所有的扫查方式。

[0121] 本领域技术人员可以理解,上述实施方式中各种方法的全部或部分功能可以通过硬件的方式实现,也可以通过计算机程序的方式实现。当上述实施方式中全部或部分功能通过计算机程序的方式实现时,该程序可以存储于一计算机可读存储介质中,存储介质可以包括:只读存储器、随机存储器、磁盘、光盘、硬盘等,通过计算机执行该程序以实现上述功能。例如,将程序存储在设备的存储器中,当通过处理器执行存储器中程序,即可实现上述全部或部分功能。另外,当上述实施方式中全部或部分功能通过计算机程序的方式实现时,该程序也可以存储在服务器、另一计算机、磁盘、光盘、闪存盘或移动硬盘等存储介质中,通过下载或复制保存到本地设备的存储器中,或对本地设备的系统进行版本更新,当通

过处理器执行存储器中的程序时,即可实现上述实施方式中全部或部分功能。

[0122] 以上应用了具体个例对本发明进行阐述,只是用于帮助理解本发明,并不用以限制本发明。对于本发明所属技术领域的技术人员,依据本发明的思想,还可以做出若干简单推演、变形或替换。

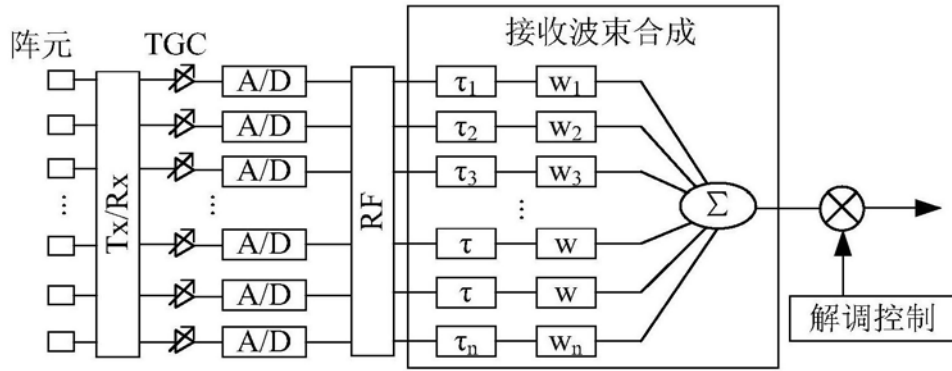


图1a

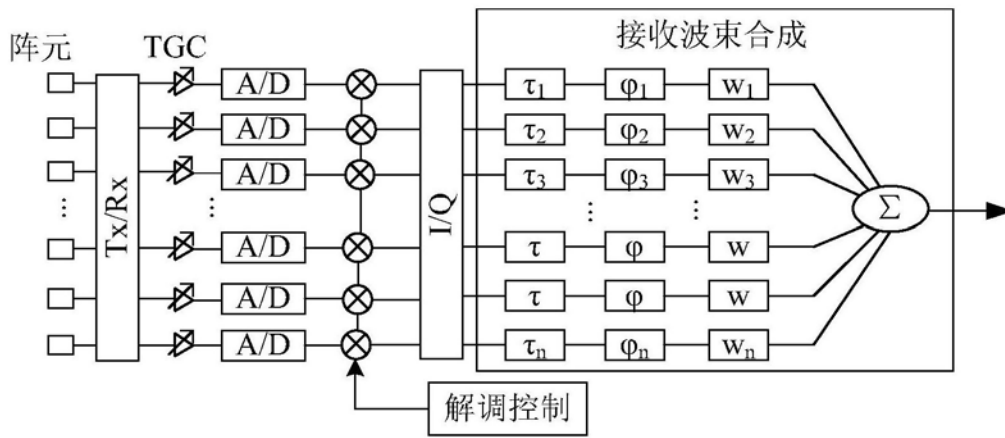


图1b

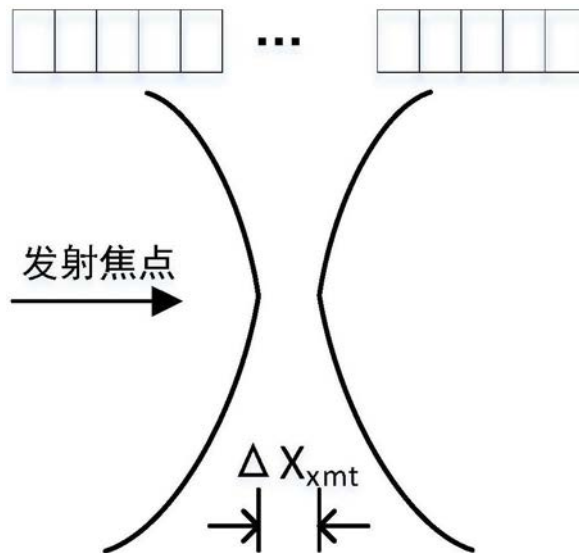


图2a

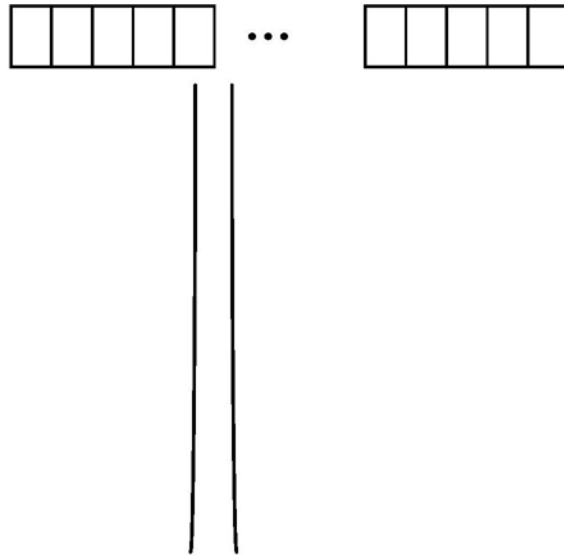


图2b

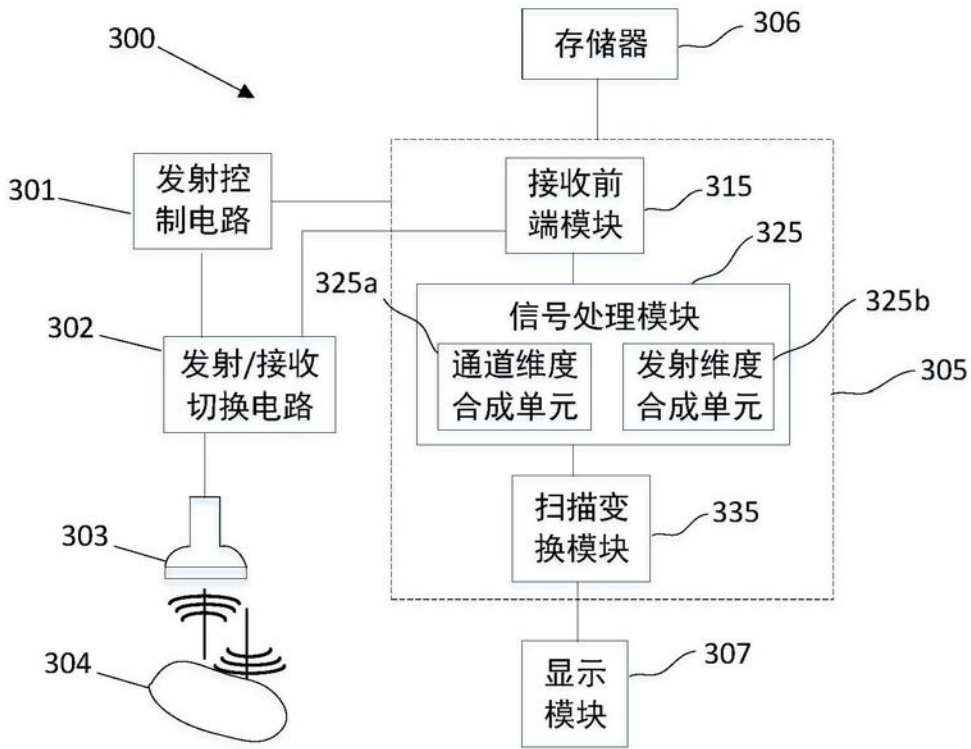


图3

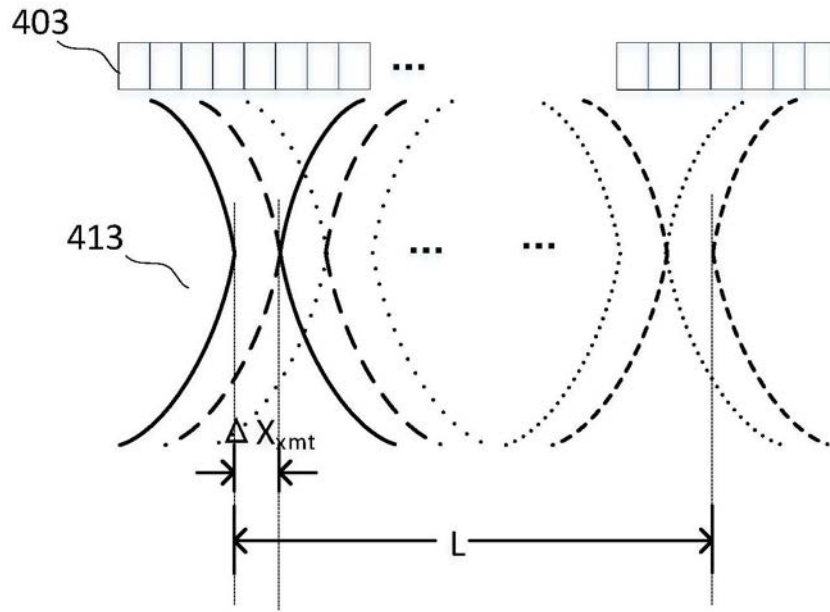


图4

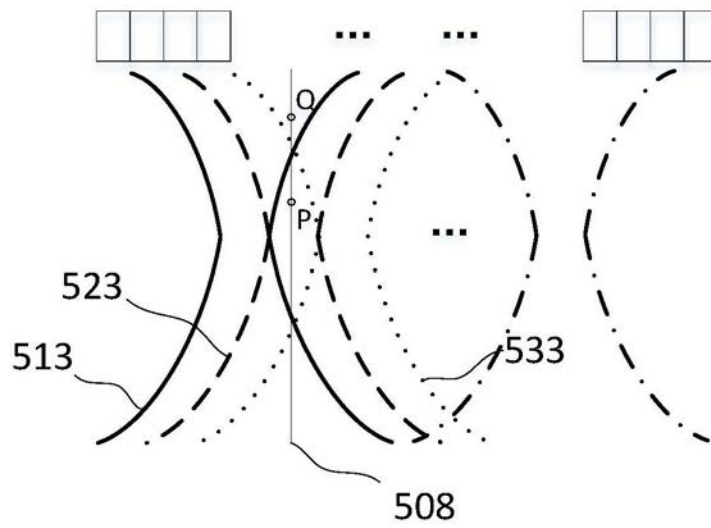


图5

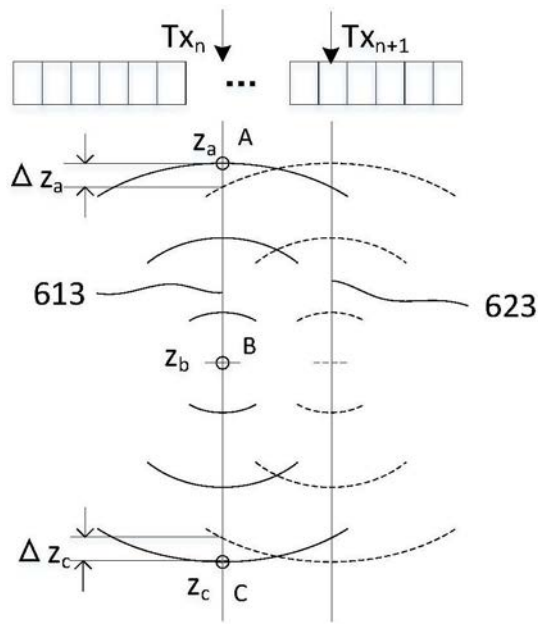


图6

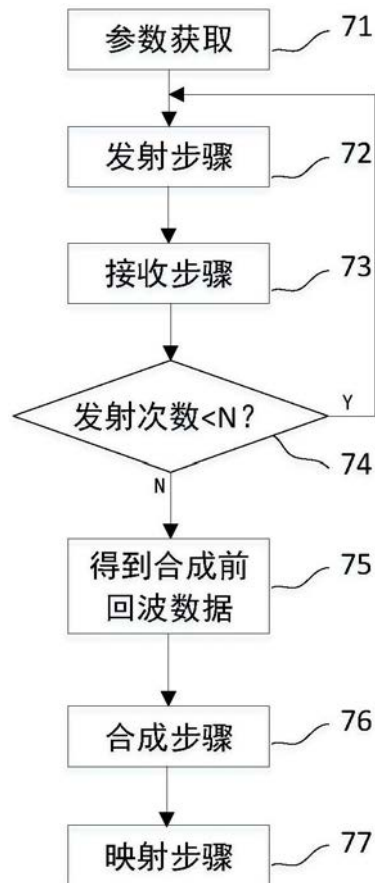


图7

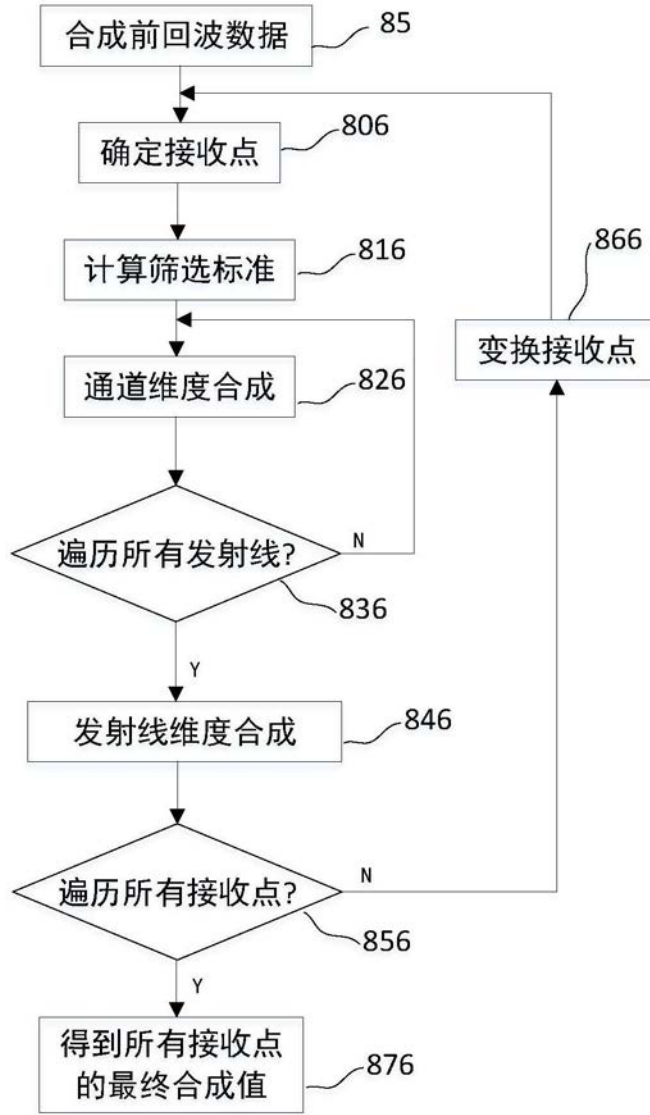


图8

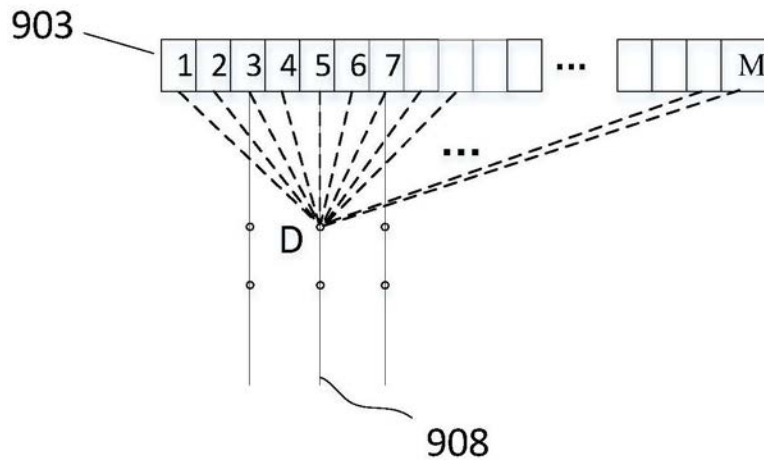


图9

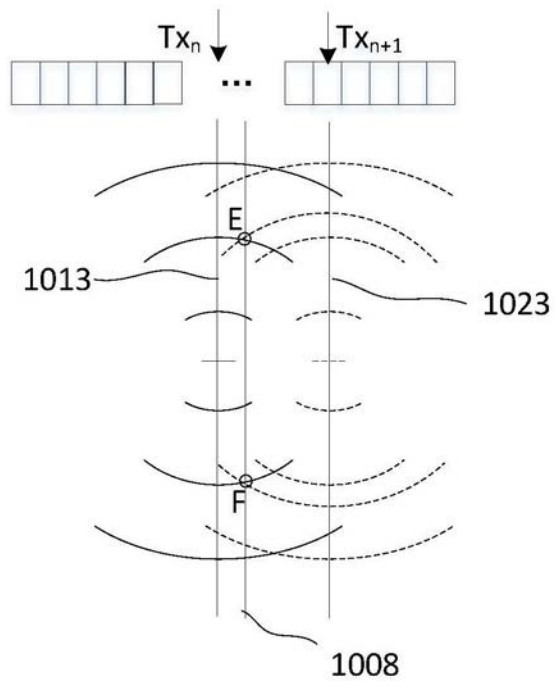


图10

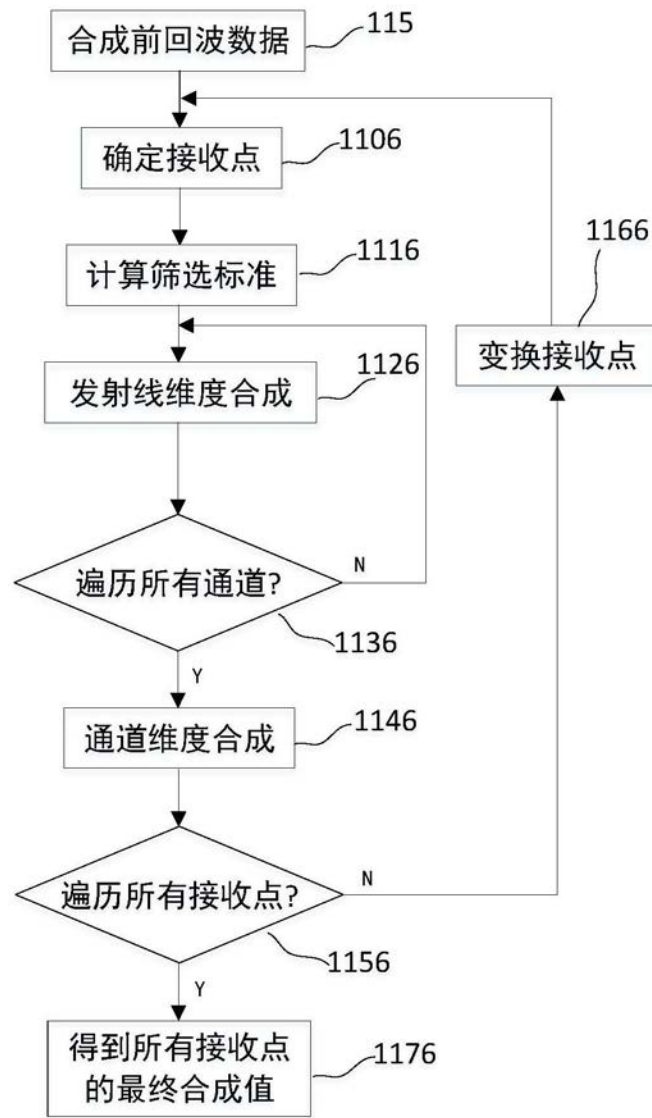


图11

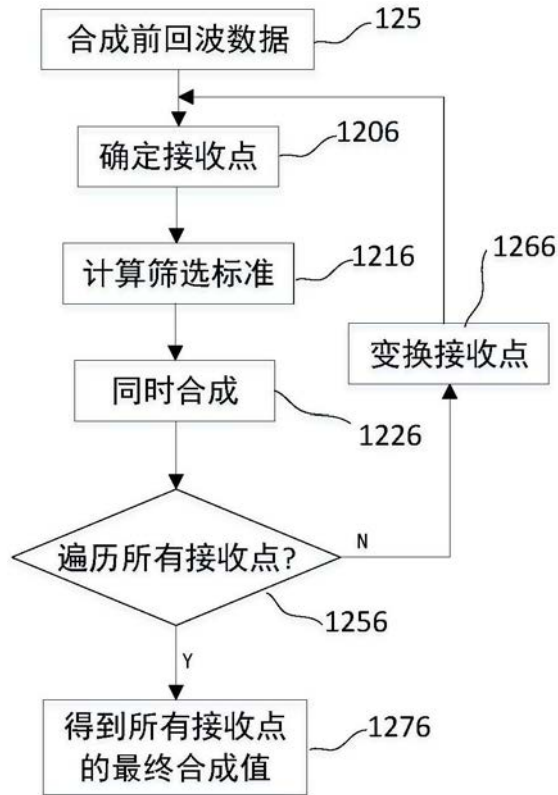


图12

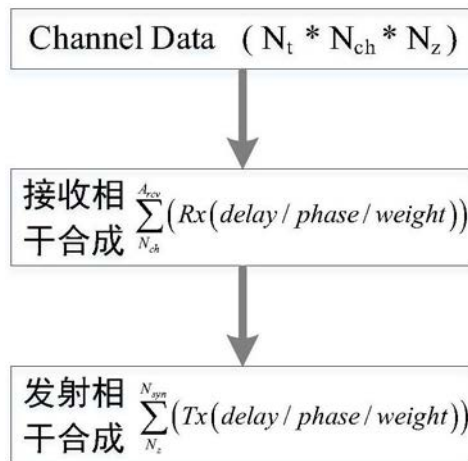


图13a

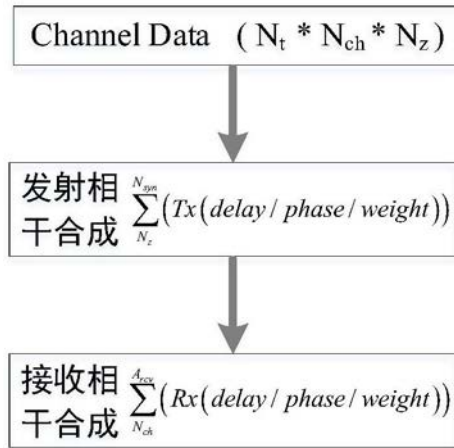


图13b

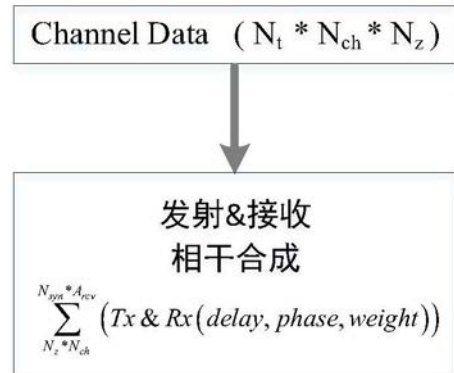


图13c

专利名称(译)	一种超声成像设备及其超声成像方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN109363714A</a>	公开(公告)日	2019-02-22
申请号	CN201811083498.7	申请日	2018-09-17
[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	郭冲冲 杨波 朱磊 何绪金		
发明人	郭冲冲 杨波 朱磊 何绪金		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/48 A61B8/5246		
代理人(译)	郭燕		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种超声成像方法及其设备，该成像方法包括：参数获取步骤，获取用于生成一帧超声图像的发射线数量和接收线数量；发射步骤，采用定点聚焦方式发射超声波，形成发射波束；接收步骤，每完成一次发射，接收感兴趣区域中各接收点对该次发射形成的反射回波，并输出与该次发射对应的一段通道信号；重复发射步骤和接收步骤得到合成前回波数据；合成步骤，对合成前回波数据在通道维度和发射线维度上进行相干合成，得到各接收线上的各接收点的最终合成值；映射步骤，将各接收点的最终合成值映射到显示界面上，形成一帧超声图像。本发明通过对回波数据在发射线维度进行合成，使发射波束达到连续聚焦，消除了图像的非均匀性。

