



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110974293 B

(45) 授权公告日 2021.05.18

(21) 申请号 201911264619.2

(22) 申请日 2019.12.11

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 110974293 A

(43) 申请公布日 2020.04.10

(73) 专利权人 华中科技大学
地址 430074 湖北省武汉市洪山区珞喻路
1037号

(72) 发明人 尉迟明 丁明跃 王珊珊 张求德
宋俊杰 周亮 刘昭辉

(74) 专利代理机构 华中科技大学专利中心
42201
代理人 许恒恒 李智

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

(56) 对比文件

- CN 105411626 A, 2016.03.23
- CN 102697526 A, 2012.10.03
- CN 106063710 A, 2016.11.02
- CN 107095694 A, 2017.08.29
- CN 107518917 A, 2017.12.29
- US 2011306885 A1, 2011.12.15
- WO 2015070889 A1, 2015.05.21

审查员 余红敏

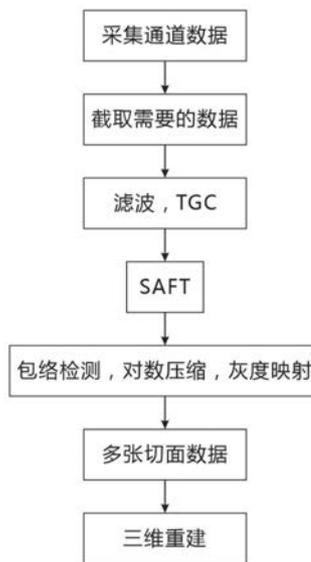
权利要求书2页 说明书6页 附图2页

(54) 发明名称

一种基于C型探头的合成孔径成像方法

(57) 摘要

本发明属于高分辨率超声成像技术领域,公开了一种基于C型探头的合成孔径成像方法,其中方法包括以下步骤:(1)采集原始数据;(2)数据预处理:对于原始回波数据,最多只保留发射阵元左、右各L个的接收阵元接收并采集到的超声信号;(3)滤波处理;(4)图像重建:对成像区域进行网格化处理,基于合成孔径聚焦技术原理对滤波后的信号进行逐成像点的聚焦,计算得到全部成像点的数据值,最终重建得到一个切面的图像;并可优选包括步骤:(5)三维图像重建。本发明通过对C型探头超声成像方法的整体流程设计、尤其是关键的回波预处理步骤,以及相应成像系统各功能模块的组成及它们的配合工作方式等进行改进,能够有效解决C型探头超声图像重建的问题。



1. 一种基于C型探头的合成孔径成像方法,其特征在于,包括以下步骤:

(1) 采集原始数据:

对C型探头中的各个阵元按顺时针方向或逆时针方向由1到H进行编号,所述C型探头中的各个阵元均匀地分布在C形圆弧或C形椭圆弧上,所述H为C型探头中的阵元总数;接着,由编号为1的阵元开始发射超声信号直到编号为H的阵元;每个所述阵元发射超声信号时,该C型探头中的各个阵元均接收并采集超声信号,获得原始回波数据;

并且,在发射信号和接收信号时,所述C型探头的空间位置保持稳定;

(2) 数据预处理:

对于所述步骤(1)得到的所述原始回波数据,由于发射阵元由编号为1的阵元至编号为H的阵元依次变化,对于每一次发射,记此次发射时发射阵元的阵元编号为*i*,

若*i*满足 $1 \leq i \leq L$,则对相应回波数据进行截取预处理,只保留编号由1、2、……、*i*、(*i*+1)、……、(2*i*-1)共计(2*i*-1)个阵元接收并采集到的超声信号;

若*i*满足 $L < i < (H-L+1)$,则对相应回波数据进行截取预处理,只保留以编号由(*i*-L)、(*i*-L+1)、……、(*i*-1)、*i*、(*i*+1)、……、(*i*+L-1)、(*i*+L)共计(2L+1)个阵元接收并采集到的超声信号;

若*i*满足 $(H-L+1) \leq i \leq H$,则对相应回波数据进行截取预处理,只保留编号由(2*i*-H)、(2*i*-H+1)、……、*i*、……、H共计(2H-2*i*+1)个阵元接收并采集到的超声信号;

从而对所述原始回波数据全体完成截取预处理;其中,L为预先设定的正整数,L满足 $H/9 \leq L \leq H/7$;

(3) 滤波处理:

对所述步骤(2)得到的完成截取预处理后的回波数据进行滤波处理,得到滤波后的信号;

(4) 图像重建:

首先对成像区域进行网格化处理,该成像区域所在平面与所述C型探头的C型圆弧或C形椭圆弧所在平面两者相重合,将成像区域按照直角坐标进行网格化,使成像区域分为M×N个网格;其中,M、N均为预先设定的正整数;

接着,基于合成孔径聚焦技术原理对所述步骤(3)得到的滤波后的信号进行逐成像点的聚焦,即,分别以每个网格区域作为成像点,计算所有发射阵元对该成像点产生的影响;具体的,对于某个发射阵元对该成像点产生的影响,是在与该发射阵元相对应的回波数据中根据延迟时间选取出该成像点对应的回波数据;如此针对所有发射阵元,将得到的与该成像点对应的所有回波数据进行叠加,即可计算得到该成像点的数据值;

在对所有网格区域完成数据值计算后,即可得到M×N的矩阵数据值,接着,对该矩阵数据值进行包络检测、对数压缩,灰度映射,即可重建得到一个切面的图像;

所述步骤(4)中,任意一个成像点的数据值计算满足:

$$I(t) = \sum_{i=1}^L \sum_{j=1}^{2i-1} A(t_{i,j}) + \sum_{i=L+1}^{H-L} \sum_{j=i-L}^{i+L} A(t_{i,j}) + \sum_{i=H-L+1}^H \sum_{j=2i-H}^H A(t_{i,j})$$

$$t_{i,j} = \frac{\sqrt{(x_i - x)^2 + (z_i - z)^2} + \sqrt{(x_j - x)^2 + (z_j - z)^2}}{c}$$

其中, $I(t)$ 为该成像点的数据值; i 对应发射阵元, 为发射阵元编号; j 对应接收阵元, 为接收阵元编号; 成像区域所在平面为空间直角坐标系的 XZ 平面, (x, z) 为该成像点的空间坐标, (x_i, z_i) 是阵元编号为 i 的发射阵元的空间坐标, (x_j, z_j) 是阵元编号为 j 的接收阵元的空间坐标; c 为声速; $t_{i,j}$ 为阵元编号为 i 的阵元作为发射阵元、且阵元编号为 j 的阵元作为接收阵元时计算得到的延迟时间。

2. 如权利要求1所述基于C型探头的合成孔径成像方法, 其特征在于, 该方法还包括步骤:

(5) 三维图像重建:

对所述C型探头进行平移, 更新所述C型探头的空间位置, 接着重复所述步骤(1)至所述步骤(4)的操作, 即可重建得到一个新切面的图像; 如此平移-重复操作多次, 即可得到多个切面的图像; 基于这些切面的图像, 即可重建得到三维图像。

3. 如权利要求1所述基于C型探头的合成孔径成像方法, 其特征在于, 所述步骤(4)中, $c = 1540\text{m/s}$ 。

4. 如权利要求2所述基于C型探头的合成孔径成像方法, 其特征在于, 所述步骤(5)中, 每次平移的平移长度为 $1\sim 5\text{mm}$ 。

5. 如权利要求4所述基于C型探头的合成孔径成像方法, 其特征在于, 所述步骤(5)中, 平移的方向垂直于所述C型探头的C型圆弧或C形椭圆弧所在平面。

6. 如权利要求1所述基于C型探头的合成孔径成像方法, 其特征在于, 所述步骤(1)中, 所述接收并采集超声信号具体是接收并采集超声反射的信号。

7. 如权利要求1所述基于C型探头的合成孔径成像方法, 其特征在于, H 为大于等于1024的整数; 所述C型探头的C形圆弧或C形椭圆弧的弧长为300毫米到350毫米, 曲率半径为350毫米到400毫米。

8. 如权利要求1所述基于C型探头的合成孔径成像方法, 其特征在于, 所述步骤(2)中, L 等于 $H/8$ 取整后所得整数。

9. 如权利要求1所述基于C型探头的合成孔径成像方法, 其特征在于, 所述步骤(4)中, M 为所述成像区域的长度除以 Δ 取整后的值, N 为所述成像区域的宽度除以 Δ 取整后的值, 其中 Δ 为预先设定的正形成像点的边长。

10. 如权利要求9所述基于C型探头的合成孔径成像方法, 其特征在于, 所述步骤(4)中, $\Delta = 0.1\text{mm}$ 。

一种基于C型探头的合成孔径成像方法

技术领域

[0001] 本发明属于高分辨率超声成像技术领域,更具体地,涉及一种基于C型探头的合成孔径成像方法,既可以直接应用于二维成像,得到例如切面的二维超声图像,也可应用于三维成像,例如将得到的多个切面超声图像进一步用于三维图像重建等。

背景技术

[0002] 超声检测具有指向性好、价格低廉、对人体无害、设备便于携带等优点,因此,用超声波作为发射源的检测技术取代射线来照射对象,已逐渐成为超声应用领域的研究者们追求的新目标之一。

[0003] 超声成像的主要缺点是超声图像的分辨率低、对比度差。超声断层成像系统通常采用环阵探头,与线阵探头相比,它的阵元多,能够提供360度回波数据,对这些数据进行处理,可以进一步提高图像的分辨率,改善成像质量,有助于医生临床上对疾病的诊断和治疗。超声探头的形状与检测的部位息息相关,环形探头对于乳腺检测是适合的,但是对于孕妇来说,环形探头不适合在腹部移动进行胎儿检测,因此,可选择C型探头进行检测,获取回波数据进行图像重建。

[0004] 目前国内尚无掌握此项技术的超声企业和研究单位。主要原因是该技术的几个难点在国内尚未被攻克:为了提高图像质量,设计的C型探头的阵元数大、通道数多、数据量大,选择合适的重建算法实现高分辨率图像困难。

发明内容

[0005] 针对现有技术的以上缺陷或改进需求,本发明的目的在于提供一种基于C型探头的合成孔径成像方法,其中通过对C型探头超声成像方法的整体流程设计、尤其是关键的回波预处理步骤,以及相应成像系统各功能模块的组成及它们的配合工作方式等进行改进,与现有技术相比能够有效解决C型探头超声图像重建的问题;并且,本发明成像方法及系统,成像分辨率高。

[0006] 为实现上述目的,按照本发明,提供了一种基于C型探头的合成孔径成像方法,其特征在于,包括以下步骤:

[0007] (1) 采集原始数据:

[0008] 对C型探头中的各个阵元按顺时针方向或逆时针方向由1到H进行编号,所述C型探头中的各个阵元均匀地分布在C形圆弧或C形椭圆弧上,所述H为C型探头中的阵元总数;接着,由编号为1的阵元开始发射超声信号直到编号为H的阵元;每个所述阵元发射超声信号时,该C型探头中的各个阵元均接收并采集超声信号,获得原始回波数据;

[0009] 并且,在发射信号和接收信号时,所述C型探头的空间位置保持稳定;

[0010] (2) 数据预处理:

[0011] 对于所述步骤(1)得到的所述原始回波数据,由于发射阵元由编号为1的阵元至编号为H的阵元依次变化,对于每一次发射,记此次发射时发射阵元的阵元编号为*i*,

[0012] 若*i*满足 $1 \leq i \leq L$,则对相应回波数据进行截取预处理,只保留编号由1、2、……、*i*、(*i*+1)、……、(2*i*-1)共计(2*i*-1)个阵元接收并采集到的超声信号;

[0013] 若*i*满足 $L < i < (H-L+1)$,则对相应回波数据进行截取预处理,只保留以编号由(*i*-*L*)、(*i*-*L*+1)、……、(*i*-1)、*i*、(*i*+1)、……、(*i*+*L*-1)、(*i*+*L*)共计(2*L*+1)个阵元接收并采集到的超声信号;

[0014] 若*i*满足 $(H-L+1) \leq i \leq H$,则对相应回波数据进行截取预处理,只保留编号由(2*i*-*H*)、(2*i*-*H*+1)、……、*i*、……、*H*共计(2*H*-2*i*+1)个阵元接收并采集到的超声信号;

[0015] 从而对所述原始回波数据全体完成截取预处理;其中,*L*为预先设定的正整数;

[0016] (3) 滤波处理:

[0017] 对所述步骤(2)得到的完成截取预处理后的回波数据进行滤波处理,得到滤波后的信号;

[0018] (4) 图像重建:

[0019] 首先对成像区域进行网格化处理,该成像区域所在平面与所述C型探头的C型圆弧或C形椭圆弧所在平面两者相重合,将成像区域按照直角坐标进行网格化,使成像区域分为*M*×*N*个网格;其中,*M*、*N*均为预先设定的正整数;

[0020] 接着,基于合成孔径聚焦技术原理对所述步骤(3)得到的滤波后的信号进行逐成像点的聚焦,即,分别以每个网格区域作为成像点,计算所有发射阵元对该成像点产生的影响;具体的,对于某个发射阵元对该成像点产生的影响,是在与该发射阵元相对应的回波数据中根据延迟时间选取出该成像点对应的回波数据;如此针对所有发射阵元,将得到的与该成像点对应的所有回波数据进行叠加,即可计算得到该成像点的数据值;

[0021] 在对所有网格区域完成数据值计算后,即可得到*M*×*N*的矩阵数据值,接着,对该矩阵数据值进行包络检测、对数压缩,灰度映射,即可重建得到一个切面的图像。

[0022] 作为本发明的进一步优选,该方法还包括步骤:

[0023] (5) 三维图像重建:

[0024] 对所述C型探头进行平移,更新所述C型探头的空间位置,接着重复所述步骤(1)至所述步骤(4)的操作,即可重建得到一个新切面的图像;如此平移-重复操作多次,即可得到多个切面的图像;基于这些切面的图像,即可重建得到三维图像。

[0025] 作为本发明的进一步优选,所述步骤(4)中,任意一个成像点的数据值计算满足:

$$[0026] \quad I(t) = \sum_{i=1}^L \sum_{j=1}^{2i-1} A(t_{i,j}) + \sum_{i=L+1}^{H-L} \sum_{j=i-L}^{i+L} A(t_{i,j}) + \sum_{i=H-L+1}^H \sum_{j=2i-H}^H A(t_{i,j})$$

$$[0027] \quad t_{i,j} = \frac{\sqrt{(x_i - x)^2 + (z_i - z)^2} + \sqrt{(x_j - x)^2 + (z_j - z)^2}}{c}$$

[0028] 其中,*I*(*t*)为该成像点的数据值;*i*对应发射阵元,为发射阵元编号;*j*对应接收阵元,为接收阵元编号;成像区域所在平面为空间直角坐标系的*XZ*平面,(*x*,*z*)为该成像点的空间坐标,(*x_i*,*z_i*)是阵元编号为*i*的发射阵元的空间坐标,(*x_j*,*z_j*)是阵元编号为*j*的接收阵元的空间坐标;*c*为声速;*t_{i,j}*为阵元编号为*i*的阵元作为发射阵元、且阵元编号为*j*的阵元作为接收阵元时计算得到的延迟时间;

[0029] 优选的,*c*=1540m/s。

[0030] 作为本发明的进一步优选,所述步骤(5)中,每次平移的平移长度为1~5mm,优选的,平移的方向垂直于所述C型探头的C型圆弧或C形椭圆弧所在平面。

[0031] 作为本发明的进一步优选,所述步骤(1)中,所述接收并采集超声信号具体是接收并采集超声反射的信号。

[0032] 作为本发明的进一步优选,H为大于等于1024的整数;所述C型探头的C形圆弧或C形椭圆弧的弧长为300毫米到350毫米,曲率半径为350毫米到400毫米。

[0033] 作为本发明的进一步优选,所述步骤(2)中,L满足 $H/9 \leq L \leq H/7$;优选的,L等于 $H/8$ 取整后所得整数。

[0034] 作为本发明的进一步优选,所述步骤(4)中,M为所述成像区域的长度除以 Δ 取整后的值,N为所述成像区域的宽度除以 Δ 取整后的值,其中 Δ 为预先设定的正方形成像点的边长;优选的, $\Delta = 0.1\text{mm}$ 。

[0035] 通过本发明所构思的以上技术方案,与现有技术相比,由于对超声回波进行特定的预处理,能够得到基于C型探头的超声成像方法及系统,采集原始回波数据,并进行高分辨率图像重建。本发明基于合成孔径聚焦技术原理,对于位于C型探头中间区域的发射阵元 $i, L < i < (H-L+1)$,选择发射阵元为中心,向左、向右各取L个阵元(共计 $2L+1$ 个阵元)作为与该发射阵元相对应的孔径内的接收阵元;对于两端区域的发射阵元 $i, 1 \leq i \leq L$ 或 $(H-L+1) \leq i \leq H$,选择以发射阵元 i 为中心到最近端点阵元、且左右对称的 $(2i-1)$ 或 $(2H-2i+1)$ 个阵元作为与该发射阵元相对应的孔径内的阵元,如此基于合成孔径聚焦技术原理,一方面能够提升运算速度,另一方面又能确保图像较高的分辨率。

[0036] 以阵元数为1024的C型探头为例,由于阵元数较大,采集一次即可获得大量原始数据并重建出一个切面的图像;为了能够获得三维图像,可以将探头平移,再次进行数据采集;如此多次平移多次采集之后,可通过对大量原始数据进行合成孔径成像处理,提高图像分辨率,并得到三维超声图像。

[0037] 本发明可采用超声反射接收的数据进行图像重建。假设超声在理想介质中传播,声速变化不大,采集的原始数据首先需要进行预处理,只保留发射阵元左右各L个阵元的接收数据,其他数据截掉;L为预先选定的正整数,L选的越大,接收孔径就越大,理论上图像的分辨率越高,但L超过一定值后,反而会引起较大的伪影,因此,需要根据阵元大小位置计算出合理的L的值。L优选的取值范围可在H的七分之一至H的九分之一这一区间内取值,可更优选为H的八分之一(由于L为正整数,当H的八分之一不是整数时,可以取整得到L),此时既能够确保图像较高的分辨率,又能够避免较大伪影的负面影响。对保留的原始数据,可以选择零相位带通滤波器等进行滤波处理,保留探头中心频率附近的信号(如中心频率为2.5MHZ,则保留2MHZ到3MHZ的信号),将其他低频直流偏置信号和高频的噪声信号滤掉(如将2MHZ以下、3MHZ以上的信号滤掉)。接着,利用预处理后的数据进行图像重建,采用的是SAFT(Synthetic Apertur Focusing Technique合成孔径聚焦技术)的方法,该方法相当于对接收到的回波信号进行逐点聚焦。具体是,首先将成像区域划分为 $M \times N$ 个网格,M和N为整数。每个格子中的区域作为成像点,计算每个发射阵元对该成像点产生的影响,即对于每个发射阵元发出的信号来说,接收阵元在该点处的回波数据。根据接收孔径,将计算得到的所有回波数据进行对齐叠加,最后可得到该点数据值。在对每个格子中的区域进行计算完成后,可以得到 $M \times N$ 的矩阵数据,对数据进行对数压缩,灰度映射,得到重建的一个切面的图

像。

[0038] 为了得到三维图像,采用对C型探头平移的方式,探头可平移1~5mm,再次采集数据;将再次采集的数据进行相似的处理计算,重建出新的切面的图像。经过多次平移,可以得到多个切面的图像;可以利用三维重建软件等,例如,将所有切面数据导入三维重建软件,即可得到三维图像。

附图说明

[0039] 图1是C型探头合成孔径成像示意图;图中, $E(x_i, z_i)$ 为发射阵元, $R(x_j, z_j)$ 为接收阵元, $P(x, z)$ 为成像点示意。

[0040] 图2是C型探头平移示意图。

[0041] 图3是本发明合成孔径三维成像方法的信号处理流程图,图中TGC(Time Gain Compensate,时间增益补偿)可采用现有技术中的常规处理。

[0042] 图4是C型探头声系统采集体膜数据并基于本发明提出的方法进行重建得到体膜的一个切面图。

具体实施方式

[0043] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图及实施例,对本发明进行进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。此外,下面所描述的本发明各个实施方式中所涉及到的技术特征只要彼此之间未构成冲突就可以相互组合。

[0044] 本发明中基于C型探头的合成孔径成像方法,既可直接应用于二维成像,得到例如切面的二维超声图像,也可应用于三维成像,例如将得到的多个切面超声图像进行三维图像重建(当然,这些切面的间距需满足一定要求,例如相邻切面之间的间距不超过5mm,甚至不超过1mm等)。由于基于C型探头的合成孔径三维成像方法主要是由基于C型探头的合成孔径二维成像方法的多次重复,将得到的多个切面超声图像进行三维图像重建实现的,因此,下面以基于C型探头的合成孔径三维成像方法为例,对本发明进行详细介绍,若只需要获得二维成像,可在重建得到一个切面的图像即中止。

[0045] 实施例1:

[0046] 本发明中基于C型探头的合成孔径三维成像方法,总体来说是将C型探头超声系统采集到的原始数据进行适当的处理,最后重建得到超声图像;具体步骤可包括平移C型探头采集数据,数据预处理,区域剖分,延时叠加,加权平均,包络检测,对数压缩,灰度映射,显示。C型探头既可以是圆弧,也可以是椭圆弧。

[0047] 数据采集采用单发全接的方式,发射阵元按顺序依次发射信号,全部的阵元接收信号。由于数据量巨大,为了提高成像速度,本实施例只选择了发射阵元左右各L个阵元作为接收孔径,L为阵元总数H的八分之一取整后得到的正整数(取整可以为向上取整、向下取整或四舍五入取整),保留接收孔径的数据,其他数据截掉,平移探头1mm~5mm后,再次采集数据,采集方法与第一次采集的方法一样,对一定的采集宽度来说,单次平移距离越小,采集的次数越多,成像的切面也越多,三维图像的效果会越好。

[0048] 数据采集完成后,选择零相位带通滤波器对数据进行滤波处理,保留超声中心频

率附近的信号,滤掉低频直流偏置信号和高频噪声信号,预处理完成后的信号可用于超声图像重建。当然,除了可以采用零相位带通滤波外,也可以采用其他滤波处理方式,只要达到保留超声中心频率附近的信号,滤掉低频直流偏置信号和高频噪声信号即可。

[0049] 利用采集的原始数据成像,首先要对成像区域进行剖分。根据成像区域的大小,选择合适的尺寸剖分网格,再利用采集的原始回波数据,计算每个网格中发射阵元对它产生的影响。理论上剖分的网格数越多,分辨率越高,但由于衍射极限的影响,如果剖分的网格数过多,计算量加大,但成像效果并没有有效提高,因此要选择合适的网格大小。 M 和 N 的值与成像区域大小有关,本实施例中将 M 为成像区域的长度除以 Δ 取整后的值, N 为成像区域的宽度除以 Δ 取整后的值, Δ 为预先设定的正形成像点的边长;例如,当成像范围大小为 $100\text{mm} \times 100\text{mm}$,每个成像点的大小设为 0.1mm , M 和 N 的取值都为 $100/0.1=1000$ 。

[0050] 每个网格作为一个成像点,采用合成孔径的方式计算成像点的值,将发射阵元到成像点的距离和接收阵元到成像点的距离相加,再除以声速,可以得到声波信号传输的时间,根据这个时间可以找到相应的扫描线上对应的采样点的位置。假设C型探头共有 H 个阵元,选择发射阵元和其左右各 L 个阵元作为接收孔径,对每个发射阵元来说,接收阵元的回波数据共有 $2L+1$ 条扫描线,需要计算 $2L+1$ 次数据的位置,对于一次采集的数据即 H 个阵元依次发射数据,则需要计算 $(2L+1) \times H$ 次。根据计算的数据位置,将 $(2L+1) \times H$ 条扫描线对齐后相加,得到最终的一条线数据,在线数据中找到最终成像点的位置,得到该点的值。该计算过程可以用公式(1)和公式(2)表示。

$$[0051] \quad I(t) = \sum_{i=1}^L \sum_{j=1}^{2i-1} A(t_{i,j}) + \sum_{i=L+1}^{H-L} \sum_{j=i-L}^{i+L} A(t_{i,j}) + \sum_{i=H-L+1}^H \sum_{j=2i-H}^H A(t_{i,j}) \quad (1)$$

$$[0052] \quad t_{i,j} = \frac{\sqrt{(x_i - x)^2 + (z_i - z)^2} + \sqrt{(x_j - x)^2 + (z_j - z)^2}}{c} \quad (2)$$

[0053] 其中, $I(t)$ 为成像点的值。 $A(t_{i,j})$ 为扫描线的数据, i 为发射阵元, j 为接收阵元。成像区域设置为 XZ 平面,探头移动的方向设为 Y 平面, (x, z) 为成像点的坐标, (x_i, z_i) 是发射阵元坐标, (x_j, z_j) 是接收阵元坐标, c 为声速(声速 c 可优选为软组织声速,即, 1540m/s), $t_{i,j}$ 为计算得到的延迟时间。通过对所有成像点进行计算,最终得到可以直接用于重建图像的矩阵数据。

[0054] 如果成像区域划分为 $M \times N$ 个格子,则用这种方式可以计算 $M \times N$ 个成像点的值。

[0055] 接着,可按现有技术中的已知处理方式,进行包络检测、对数压缩、灰度映射和图像显示,例如:

[0056] 包络检测检出信号的上包络,提取出回波信号中携带的低频分量,即被测物体信息。本系统中用到的包络检测的方法是希尔伯特变换法,希尔伯特变换是一种经典的求取信号包络的方法,原始信号经过希尔伯特变换将得到原始信号的正交信号,以原始信号为实部,以希尔伯特变换得到的信号为虚部构造复信号,这个复信号的模就是所要求的实信号的包络。

[0057] 对数压缩将原始信号取以10为底的对数,并乘以20的倍数,单位是dB。取完对数之后可以调整回波的动态范围,以得到最好的实时成像效果,一般调整为40dB或60dB,其值越

小对比度越高。具体方法,以60dB为例,是将信号中的最大值映射到60dB,将比最大信号小60dB的信号以及更小的信号映射到0dB。

[0058] 灰度映射采用简单的线性映射,即成比例地将最弱的信号映射到0,将最强的信号映射到255。

[0059] 经过灰度映射之后的数据可直接进行图像的显示。例如,可直接调用MATLAB中的成像函数即可得到高分辨率二维超声图像。

[0060] 进一步的,可平移重复操作进行下一个切面的超声成像。如果对探头进行平移K次,则可以得到K个 $M \times N$ 的矩阵数据。可以重建出K幅高分辨率二维超声图像。将K个矩阵数据一起输入到三维图像重建软件,如ImageJ等软件,则可直接得到三维图像。

[0061] 本领域的技术人员容易理解,以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

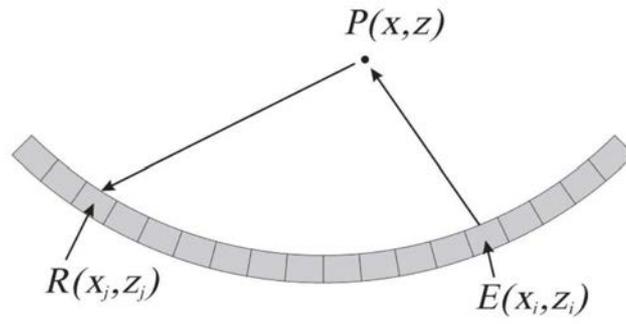


图1

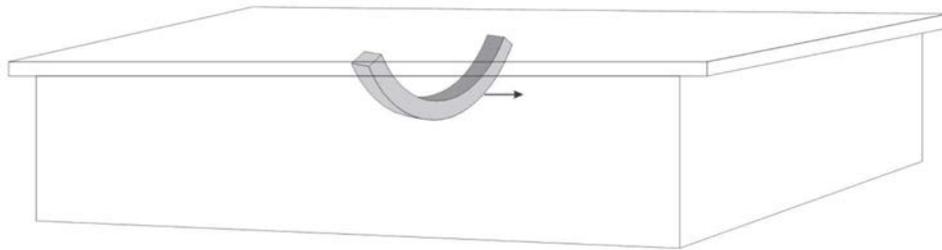


图2

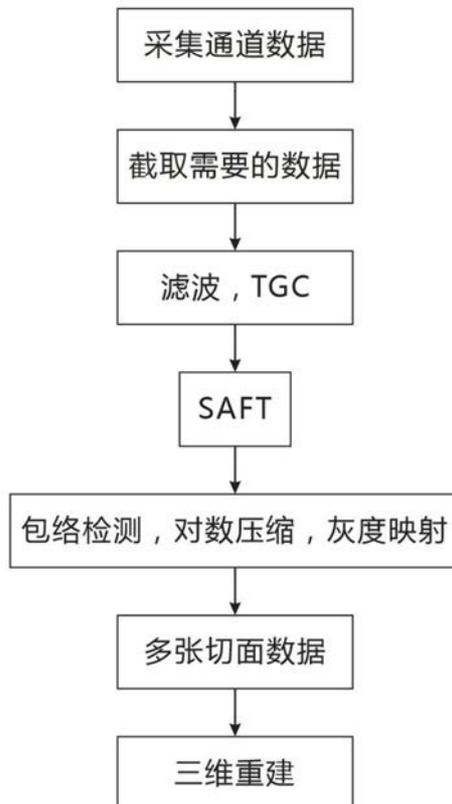


图3

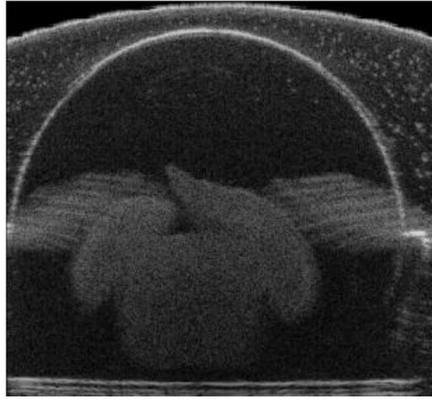


图4