



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104814763 B

(45)授权公告日 2017.07.21

(21)申请号 201510219601.6

审查员 高瑞玲

(22)申请日 2015.04.30

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104814763 A

(43)申请公布日 2015.08.05

(73)专利权人 武汉超信电子工程有限公司

地址 430000 湖北省武汉市东湖开发区佳
园路鼎新工业园一号楼二楼

(72)发明人 杜春宁 胡立钢 彭江 段西尧

(74)专利代理机构 北京清亦华知识产权代理事
务所(普通合伙) 11201

代理人 张大威

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

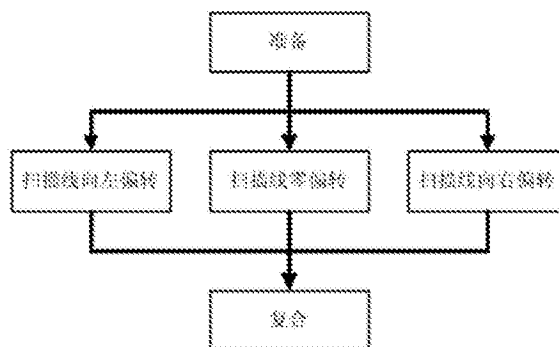
权利要求书2页 说明书14页 附图9页

(54)发明名称

一种医学超声成像的空间复合成像方法

(57)摘要

本发明公开了一种医学超声成像的空间复合成像方法,包括准备步骤,确定图像显示区域和笛卡尔坐标系;扫描线零偏转步骤,进行扫描得到扫描图像;扫描线向左偏转步骤,进行扫描得到扫描图像。扫描线向右偏转步骤,进行扫描得到扫描图像以及复合步骤,用于对扫描变换后的扫描图像进行加权复合。通过扫描线的偏转步骤使空间复合成像过程简单化,且经过空间复合得到的图像能更准确地反应组织信息。



1. 一种用于医学超声成像的空间复合成像方法,其特征在于,包括:
 - (1) 准备步骤,确定图像显示区域和笛卡尔坐标系;
 - (2) 扫描线零偏转步骤,进行扫描得到扫描图像;所述扫描线零偏转步骤,包括:
 - (2.1) 在超声探头中心线上选取一点作为扫描线汇聚点;
 - (2.2) 根据超声探头端点和(2.1)步骤中所述的扫描线汇聚点确定扫描线位置,使图像显示区域包含在扫描区域内;
 - (2.3) 沿(2.2)确定的扫描线位置进行扫描,并对接收到的超声回波数据进行数字扫描变换前的处理;
 - (2.4) 将图像显示区域中每一点进行数字扫描变换,利用最邻近的若干点计算出该点的超声回波数据,得到笛卡尔坐标系下的扫描线零偏转时的超声图像;
 - (3) 扫描线向左偏转步骤,进行扫描得到扫描图像;所述扫描线向左偏转步骤,包括:
 - (3.1) 根据预设的偏转角度在探头中心线右方选取一点作为扫描线汇聚点;
 - (3.2) 根据超声探头端点和(3.1)步骤中所述的汇聚点确定各扫描线位置,使图像显示区域包含在扫描区域内;
 - (3.3) 沿(3.2)确定的扫描线位置进行扫描,对接收到的超声回波数据进行数字扫描变换前的处理;
 - (3.4) 将图像显示区域中每一点进行数字扫描变换,利用最邻近的若干点计算出该点的超声回波数据,得到笛卡尔坐标系下的扫描线向左偏转时的超声图像;
 - (4) 扫描线向右偏转步骤,进行扫描得到扫描图像;所述扫描线向右偏转步骤,包括:
 - (4.1) 根据预设的偏转角度在探头中心线左方选取一点作为扫描线汇聚点;
 - (4.2) 根据超声探头端点和(4.1)步骤中所述的汇聚点确定各扫描线位置,使图像显示区域包含在扫描区域内;
 - (4.3) 沿(4.2)确定的扫描线位置进行扫描,对接收到的超声回波数据进行数字扫描变换前的处理;
 - (4.4) 将图像显示区域中每一点进行数字扫描变换,利用最邻近的若干点计算出该点的超声回波数据,得到笛卡尔坐标系下的扫描线向右偏转时的超声图像;
 - (5) 复合步骤,用于对扫描变换后的扫描图像进行加权复合。
2. 根据权利要求1所述的空间复合成像方法,其特征在于,所述扫描线位置包含各条扫描线的起始点位置和各条扫描线的终点位置。
3. 根据权利要求1所述的空间复合成像方法,其特征在于,所述扫描线零偏转步骤、扫描线向右偏转步骤以及扫描线向左偏转步骤中任意两条相邻扫描线间隔角度是相同的。
4. 根据权利要求1所述的空间复合成像方法,其特征在于,扫描线零偏转步骤、扫描线向右偏转步骤以及扫描线向左偏转步骤的顺序是可以交换的。
5. 根据权利要求1所述的空间复合成像方法,其特征在于:所述空间复合成像方法适用于凸阵扫描和线阵扩展成像扫描。
6. 根据权利要求1所述的空间复合成像方法,其特征在于:所述扫描线零偏转步骤可重复多次,每次选取不同的扫描线汇聚点以生成多幅图像,所述扫描线向左偏转步骤可以重复多次,每次选取不同的扫描线汇聚点以生成多幅图像,所述扫描线向右偏转步骤中可以重复多次,每次选取不同的扫描线汇聚点以生成多幅图像。

7. 根据权利要求1所述的空间复合成像方法, 其特征在于: 所述扫描线零偏转步骤进行了 N_1 次, 扫描线向左偏转步骤进行了 N_2 次以及扫描线向右偏转步骤进行了 N_3 次, 其中 $N_1 + N_2 + N_3 \geq 2$, N_1 、 N_2 、 N_3 的最小值均是0。

一种医学超声成像的空间复合成像方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声成像技术,具体涉及一种医学超声成像的空间复合成像方法。

背景技术

[0002] 医学超声成像系统中的空间复合成像技术是一种沿不同角度对扫描对象进行扫描,然后将这些不同角度的图像对应的像素点进行叠加形成一幅图像的成像方法。空间复合成像技术可以提高图像的细节表现,同时降低图像中的斑点噪声、杂波、声影和混响以及其他超声伪像对图像质量的影响,增强组织间的分辨能力,可明显地提高超声图像中低对比度组织及微小病变的清晰度,清晰地显示组织间的边界。

[0003] 现有的空间复合成像技术是通过扫描线的偏转,从不同角度对目标组织进行扫描,获取这些不同扫描角度的图像后,将这些图像对应的像素点加权求和以合成一幅图像。以最简单的三帧图像复合为例,如图1所示,F1是扫描线向左偏转一定角度得到的扫描图像,F2是扫描线无偏转得到的扫描图像,F3是扫描线向右偏转一定角度得到的扫描图像。这三帧图像各区域P1、P2、P3、P4、P5按某种权重进行加权求和,得到复合后的图像G。

[0004] 传统的空间复合成像技术中,得到一幅扫描线偏转一定角度的图像时,是通过对所有扫描线以各自对应的起始点为中心向左/右偏转同一角度进行扫描。中国专利CN101683274A中对传统的凸阵空间复合方法进行了介绍。凸阵正常扫描情况下,每一根扫描线为其对应凸阵探头圆弧的法线方向,而在偏转情况下,每一根扫描线偏转原凸阵探头圆弧的法线方向一定的角度。复合处理时,对多个获取的独立角度图像通过扫描变换,获得笛卡尔坐标下能够输出显示的图像。

[0005] 图2示意了上述传统空间复合成像中凸阵扫描无偏转的情况。O为探头圆弧的圆心,圆弧C为探头圆弧曲线。N条扫描线从左到右记为 $LM_1, LM_2, \dots, LM_N$, LM_1 与 LM_N 夹角为 θ 。每条扫描线为其对应探头圆弧的法线方向。所有扫描线交于点O,且扫描线是均匀等间隔分布的,相邻两条扫描线夹角为 $\theta/(N-1)$ 。N条扫描线对称中心线记为 OO' 。N条扫描线 $LM_1, LM_2, \dots, LM_N$ 与探头圆弧交点为各自对应的扫描线起始点 $S_1, S_2, \dots, S_N$ 。在进行扫描变换时,对成像空间中的任意一点A,求出OA长度和 $\angle AOO'$,找到最接近的邻近像素点,利用该邻近像素点的超声回波数据通过插值运算,获得点A的超声回波数据。

[0006] 图3示意了上述传统空间复合成像中凸阵向左偏转 α 角度的情况,其中 LL_k 为 LM_k 以 S_k 为中心向左偏转 α 角度后的扫描线。

[0007] 如图4所示,对成像空间中的一待求像素点B,记其在探头圆弧上对应的射线起始点为点D,计算 $\angle DOO'$ 和BD长度。将所求得的 $\angle DOO'$ 和BD长度分解成整数和小数部分, $\angle DOO'$ 的整数部分对应扫描线线号,BD长度的整数部分对应沿着扫描线深度方向上的采样点,查找与点B最接近至少邻近像素点。典型实施方式为找到四个邻近采样点 P_1, P_2, Q_1, Q_2 进行插值计算得到点B的超声回波数据。

[0008] 图5示意了上述传统空间复合成像中凸阵向右偏转 β 角度的情况。其中, LR_k 为 LM_k 以 S_k 为中心向右偏转 β 角度后的扫描线。

[0009] 这种传统的空间复合方法存在如下问题：当扫描线向左偏转或向右偏转时，偏转后的扫描线不同源，相邻两根扫描线上相同扫描深度点（如上述 P_1 和 P_2 ）之间存在相位差，直接进行加权求和会产生一定误差，插值计算得到点B的超声回波数据并不精确。图6示意了传统的空间复合成像中凸阵扫描扫描线无偏转，扫描线向左偏转和扫描线向右偏转时扫描线汇聚情况。图7示意了图6在坐标原点附近放大图。图8示意了传统的空间复合成像中线阵扩展成像扫描扫描线无偏转，扫描线向左偏转和扫描线向右偏转时扫描线汇聚情况。图9示意了图8在坐标原点附近放大图。从图7和图9中可以清晰地看到，扫描无偏转时扫描线 $LM_1, LM_2, \dots, LM_N$ 汇聚于点O，但扫描线向左偏转时扫描线 $LL_1, LL_2, \dots, LL_N$ 没有汇聚点，扫描线向右偏转时扫描线 $LR_1, LR_2, \dots, LR_N$ 没有汇聚点。各扫描线上相同扫描深度的点，如图4中的 P_1 和 P_2 ，相位并不一致，存在一定的相位差。采用这种扫描偏转得到的空间复合图像与实际组织信息间存在误差。

发明内容

[0010] 本发明旨在解决现有空间复合方法技术中存在的技术问题，为此，提供了一种用于医学超声成像的空间复合成像方法，目的在于使空间复合成像过程简单化和经过空间复合得到的图像能更准确地反应组织信息。

[0011] 按照本发明实施例，提供一种用于医学超声成像的空间复合成像方法，包括准备步骤，扫描线零偏转步骤，扫描线向左偏转步骤，扫描线向右偏转步骤以及复合步骤。具体的步骤如下：

[0012] (1) 准备步骤：确定图像显示区域和笛卡尔坐标系；

[0013] (2) 扫描线零偏转步骤，具体过程为：

[0014] (2.1) 在超声探头中心线上选取一点作为扫描线汇聚点；

[0015] (2.2) 根据超声探头端点和(2.1)步骤中所述的扫描线汇聚点确定扫描线位置，使图像显示区域包含在扫描区域内；

[0016] (2.3) 沿(2.2)确定的扫描线位置进行扫描，并对接收到的超声回波数据进行数字扫描变换前的处理；

[0017] (2.4) 将图像显示区域中每一点进行数字扫描变换，利用最邻近的若干点计算出该点的超声回波数据，得到笛卡尔坐标系下的扫描线零偏转时的超声图像。

[0018] (3) 扫描线向左偏转步骤，具体过程为：

[0019] (3.1) 根据预设的偏转角度在探头中心线右方选取一点作为扫描线汇聚点；

[0020] (3.2) 根据超声探头端点和(3.1)步骤中所述的汇聚点确定扫描线位置，使图像显示区域包含在扫描区域内；

[0021] (3.3) 沿(3.2)确定的扫描线位置进行扫描，对接收到的超声回波数据进行数字扫描变换前的处理；

[0022] (3.4) 将图像显示区域中每一点进行数字扫描变换，利用最邻近的若干点计算出该点的超声回波数据，得到笛卡尔坐标系下的扫描线向左偏转时的超声图像。

[0023] (4) 扫描线向右偏转步骤，具体过程为：

[0024] (4.1) 根据预设的偏转角度在探头中心线左方选取一点作为扫描线汇聚点；

[0025] (4.2) 根据超声探头端点和(4.1)步骤中所述的汇聚点确定扫描线位置，使图像显

示区域包含在扫描区域内；

[0026] (4.3) 沿(4.2)确定的扫描线位置进行扫描,对接收到的超声回波数据进行数字扫描变换前的处理；

[0027] (4.4) 将图像显示区域中每一点进行数字扫描变换,利用最邻近的若干点计算出该点的超声回波数据,得到笛卡尔坐标系下的扫描线向左偏转时的超声图像。

[0028] (5) 复合步骤:将上述步骤得到的所有图像进行复合处理,得到不同扫描线偏转角度下的复合图像用于显示。

[0029] 进一步地,按照本发明实施例,本发明提供的空间成像方法中的扫描线位置指各条扫描线的起始点位置和各条扫描线的终点位置。

[0030] 进一步地,按照本发明实施例,本发明提供的空间成像方法中的扫描线零偏转步骤、扫描线向右偏转步骤以及扫描线向左偏转步骤中任意两条相邻扫描线间隔角度是相同的。

[0031] 进一步地,按照本发明实施例,本发明提供的空间成像方法中的扫描线零偏转步骤、扫描线向右偏转步骤以及扫描线向左偏转步骤的顺序是可以交换的。

[0032] 本发明提供的空间复合成像方法适用于凸阵扫描和线阵扩展成像扫描。

[0033] 所述扫描线零偏转步骤可重复多次,每次选取不同的扫描线汇聚点以生成多幅图像,所述扫描线向左偏转步骤可以重复多次,每次选取不同的扫描线汇聚点以生成多幅图像,所述扫描线向右偏转步骤中可以重复多次,每次选取不同的扫描线汇聚点以生成多幅图像。记扫描线零偏转步骤进行了 N_1 次,扫描线向左偏转步骤进行了 N_2 次以及扫描线向右偏转步骤进行了 N_3 次,其中 $N_1+N_2+N_3 \geq 2$, N_1 、 N_2 、 N_3 的最小值均是0。

[0034] 本发明的附加方面和优点将在下面的描述中部分给出,部分将从下面的描述中变得明显,或通过本发明的实践了解到。

附图说明

[0035] 图1为传统的空间复合成像原理示意图；

[0036] 图2为传统的空间复合成像中凸阵扫描扫描线无偏转示意图；

[0037] 图3为传统的空间复合成像中凸阵扫描扫描线向左偏转示意图；

[0038] 图4为传统的空间复合成像中凸阵扫描扫描线向左偏转时求某一像素点的超声回波数据示意图；

[0039] 图5为传统的空间复合成像中凸阵扫描扫描线向右偏转示意图；

[0040] 图6为传统的空间复合成像中凸阵扫描扫描线无偏转,扫描线向左偏转和扫描线向右偏转时扫描线汇聚情况示意图；

[0041] 图7为图6原点附近放大图；

[0042] 图8为传统的空间复合成像中线阵扩展成像扫描扫描线无偏转,扫描线向左偏转和扫描线向右偏转时扫描线汇聚情况示意图；

[0043] 图9为图8原点附近放大图；

[0044] 图10为本发明提出的空间复合成像方法流程图；

[0045] 图11为本发明应用于凸阵扫描时图像显示区域的示意图；

[0046] 图12为本发明应用于凸阵扫描扫描线零偏转时的示意图；

[0047] 图13为本发明应用于凸阵扫描扫描线零偏转时求某一像素点的超声回波数据示意图；

[0048] 图14为本发明应用于凸阵扫描扫描线向左偏转时的示意图；

[0049] 图15为本发明应用于凸阵扫描扫描线向左偏转时求某一像素点的超声回波数据示意图；

[0050] 图16为本发明应用于凸阵扫描扫描线向右偏转时的示意图；

[0051] 图17为本发明应用于凸阵扫描扫描线向右偏转时求某一像素点的超声回波数据示意图；

[0052] 图18为本发明应用于线阵扩展成像扫描时图像显示区域的示意图；

[0053] 图19为本发明应用于线阵扩展成像扫描扫描线零偏转时的示意图；

[0054] 图20为本发明应用于线阵扩展成像扫描扫描线零偏转时求某一像素点的超声回波数据示意图；

[0055] 图21为本发明应用于线阵扩展成像扫描扫描线向左偏转时的示意图；

[0056] 图22为本发明应用于线阵扩展成像扫描扫描线向左偏转时求某一像素点的超声回波数据示意图；

[0057] 图23为本发明应用于线阵扩展成像扫描扫描线向右偏转时的示意图；

[0058] 图24为本发明应用于线阵扩展成像扫描扫描线向右偏转时求某一像素点的超声回波数据示意图；

具体实施方式

[0059] 下面详细描述本发明的实施例。下面通过参考附图描述的实施例是示例性的，仅用于解释本发明，而不能理解为对本发明的限制。

[0060] 本发明以下所述的扫描视场角指的是最左端和最右端扫描线的夹角。

[0061] 实施例一

[0062] 图11为本发明应用于凸阵扫描时图像显示区域的示意图。 O_0 为探头圆弧的圆心，探头圆弧端点为A和B，圆弧AB角度为 θ_0 ，半径为 R_0 。扇形区域ABCD为图像显示区域，显示深度 $AD=BC=d$ 。 O_0O 为AD和BC的对称线，即探头中心线。定义笛卡尔坐标系x-0-z如图11中所示（该参考坐标系也可以定义为其任意直角坐标系）。点 O_0 的坐标 (x_0, z_0) 如式(1)所示：

$$\begin{aligned} x_0 &= 0 \\ z_0 &= -R_0 \cos \frac{\theta_0}{2} \end{aligned} \quad (1)$$

[0064] 图12为本发明应用于凸阵扫描扫描线零偏转时的示意图。在 O_0O 上选取一点 O_1 作为扫描线汇聚点。笛卡尔坐标系x-0-z下点 O_1 的坐标 (x_1, z_1) 如式(2)所示：

$$\begin{aligned} x_1 &= 0 \\ z_1 : z_0 &< z_1 < 0 \end{aligned} \quad (2)$$

[0066] 记扫描线零偏转时扫描线总数为 N_1 。此时的 N_1 条扫描线记为 $LM_1, LM_2, \dots, LM_{N_1}$ 。 LM_1 由点 O_1 发出，经过点A； LM_{N_1} 由点 O_1 发出，经过点B。 $LM_2, LM_3, \dots, LM_{N_1-1}$ 处于 LM_1 和 LM_{N_1} 之间均匀分布。记 LM_1 与 LM_{N_1} 夹角为 θ_1 ，则 θ_1 可表示为：

$$[0067] \quad \theta_1 = 2 \cdot \arctan \left(-\frac{R_0}{z_1} \sin \frac{\theta_0}{2} \right) \quad (3)$$

[0068] 相邻两条扫描线夹角为 $\theta_1/(N_1-1)$ 。 $LM_1, LM_2, \dots, LM_{N_1}$ 的中心线为 O_1O 。很明显可以看出, $\theta_1 > \theta_0$, 扇形图像显示区域ABCD包含在扫描线 $LM_1, LM_2, \dots, LM_{N_1}$ 组成的扫描区域内。取合适的 R_{S1} 值(此处可取任何满足条件 $0 < R_{S1} \leq -z_1$ 的值), 以 O_1 为圆心, 以 R_{S1} 为半径的一段圆弧定为扫描起始点参考曲线 S_1 。扫描起始点参考曲线 S_1 与各扫描线 LM_k 的交点 SM_k 定义为扫描起始点。以 O_1 为圆心, O_1O 为极轴的极坐标系下, 扫描起始点 SM_k 的径向坐标为:

$$[0069] \quad r_{Sk} = R_{S1} \quad (4)$$

[0070] SM_k 的角度坐标为:

$$[0071] \quad \theta_{Sk} = \left(k - 1 - \frac{N_1 - 1}{2} \right) \cdot \theta_1 \quad (5)$$

[0072] 线段 O_1D 长度为:

$$[0073] \quad O_1D = \sqrt{R_0^2 \cdot \frac{\sin^2(\theta_0/2)}{\sin^2(\theta_1/2)} + d^2 + 2 \cdot R_0 \cdot d \cdot \cos\left(\frac{\theta_0 - \theta_1}{2}\right)} \quad (6)$$

[0074] 取合适的 R_{E1} 值(此处可取任何满足条件 $R_{E1} \geq O_1D$ 的值), 以 O_1 为圆心, 以 R_{E1} 为半径的一段圆弧定为扫描终点参考曲线 E_1 。扫描终点参考曲线 E_1 与各扫描线 LM_k 的交点 EM_k 定义为扫描终点。这样, 以 SM_k-EM_k 组成的扫描区域完全覆盖扇形图像显示区域ABCD。以 O_1 为圆心, O_1O 为极轴的极坐标系下, 扫描终点 EM_k 的径向坐标为:

$$[0075] \quad r_{Ek} = R_{E1} \quad (7)$$

[0076] EM_k 的角度坐标为:

$$[0077] \quad \theta_{Ek} = \left(k - 1 - \frac{N_1 - 1}{2} \right) \cdot \theta_1 \quad (8)$$

[0078] 沿上述确定的扫描线起始点 SM_k 和扫描线终点 EM_k 位置进行扫描, 对接收到的超声回波数据进行数字扫描变换前的处理。如图13所示, 将图像显示区域中任一点 T_1 在笛卡尔坐标系下的坐标 (x_{T1}, z_{T1}) 转换为以 O_1 为圆心, O_1O 为极轴的极坐标系下的坐标 (r_{T1}, θ_{T1}) :

$$[0079] \quad \begin{aligned} r_{T1} &= \sqrt{(x_{T1} - x_1)^2 + (z_{T1} - z_1)^2} \\ \theta_{T1} &= \arctan \left(\frac{x_{T1} - x_1}{z_{T1} - z_1} \right) \end{aligned} \quad (9)$$

[0080] 将 (r_{T1}, θ_{T1}) 根据扫描深度上采样点的距离和相邻两条扫描线夹角转换为采样坐标, 整数部分为 $(Ir_{T1}, I\theta_{T1})$, 小数部分为 $(Fr_{T1}, F\theta_{T1})$ 。根据整数部分 $(Ir_{T1}, I\theta_{T1})$ 找到和点 T_1 最相近的四个采样点 P_1, Q_1, U_1, V_1 , 其中 P_1 和 Q_1 是同一扫描线上相邻深度的两个采样点, U_1 和 V_1 是另一同一扫描线上相邻深度的两个采样点, P_1 和 U_1 是相邻两条扫描线上相同采样深度的两个采样点, Q_1 和 V_1 是相邻两条扫描线上另一相同采样深度的两个采样点。利用小数部分 $(Fr_{T1}, F\theta_{T1})$ 和四个采样点 P_1, Q_1, U_1, V_1 的超声回波数据进行插值计算得到点 T_1 的超声回波数据。这样, 将图像显示区域中每一点依此步骤进行数字扫描变换, 利用最邻近的若干点计算出该点的超声回波数据, 得到扫描线零偏转时的超声图像。

[0081] 上述扫描线零偏转步骤可以重复多次,每次在 O_0O 上选取不同的点作为扫描汇聚点,以生成多幅图像。

[0082] 图14为本发明应用于凸阵扫描扫描线向左偏转时的示意图。在三角形 O_0OB 内部及线段 O_0B 的范围内选取一点 O_2 作为扫描汇聚点。记预设的偏转角度为 α ,选择适当的扫描视场角,记为 θ_2 ,一般地,取 $\theta_2 = \theta_0 + d\theta$, $3^\circ \leq d\theta \leq 30^\circ$ 。根据 α 、 θ_0 、 θ_2 、 R_0 可以计算出扫描线汇聚点 O_2 在笛卡尔坐标系 $x-O-z$ 下的坐标 (x_2, z_2) 如式(10)所示:

$$\begin{aligned} x_2 &= O_2O \cdot \sin \angle O_0OO_2 \\ z_2 &= -O_2O \cdot \cos \angle O_0OO_2 \end{aligned} \quad (10)$$

[0084] 其中,

$$O_2O = R_0 \sin(\theta_2/2) \cdot t \quad (11)$$

$$\angle O_0OO_2 = \frac{\pi}{2} - \frac{2 \cos(\theta_2/2 + \alpha) \cos(\theta_2/2 - \alpha)}{\sin \theta_2} \cdot \frac{1}{t} \quad (12)$$

$$t = \sqrt{1 + \frac{4 \cos(\theta_2/2 + \alpha)}{\sin \theta_2} \left[\frac{\cos(\theta_2/2 + \alpha)}{\sin \theta_2} - \sin(\theta_2/2 - \alpha) \right]} \quad (13)$$

[0088] 记扫描线向左偏转时扫描线总数为 N_2 。此时的 N_2 条扫描线记为 $LL_1, LL_2, \dots, LL_{N_2}$ 。 LL_1 由点 O_2 发出,经过点A; LL_{N_2} 由点 O_2 发出,经过点B。 $LL_2, LL_3, \dots, LL_{N_2-1}$ 处于 LL_1 和 LL_{N_2} 之间均匀分布。 LL_1 与 LL_{N_2} 夹角即为上述选择的扫描视场角 θ_2 ,相邻两条扫描线夹角为 $\theta_2/(N_2-1)$ 。 $LL_1, LL_2, \dots, LL_{N_2}$ 的中心线为 O_2O_2' , O_2O_2' 与 O_0O 夹角为 α ,即预设的偏转后扫描线中心线与探头中心线夹角 α 。很明显可以看出,扇形图像显示区域ABCD包含在扫描线 $LL_1, LL_2, \dots, LL_{N_2}$

组成的扫描区域内。取合适的 R_{S2} 值(此处可取任何满足条件 $0 < R_{S2} < \frac{2R_0}{\sin \theta_2} \cdot \sin \frac{\theta_0}{2} \cdot \cos\left(\frac{\theta_2}{2} + \alpha\right)$ 的值),以 O_2 为圆心,以 R_{S2} 为半径的一段圆弧定为扫描起始点参考曲线 S_2 。扫描起始点参考曲线 S_2 与各扫描线 LL_k 的交点 SL_k 定义为扫描起始点。以 O_2 为圆心, O_2O_2' 为极轴的极坐标系下,扫描起始点 SL_k 的径向坐标为:

$$r_{Sk} = R_{S2} \quad (14)$$

[0090] SL_k 的角度坐标为:

$$\theta_{Sk} = \left(k - 1 - \frac{N_2 - 1}{2} \right) \cdot \theta_2 \quad (15)$$

[0092] 线段 O_2D 长度为:

$$O_2D = \sqrt{d^2 + 4R_0^2 \cdot \frac{\sin^2(\theta_0/2) \cdot \cos^2(\theta_2/2 - \alpha)}{\sin^2 \theta_2} + 4 \cdot R_0 \cdot d \cdot \frac{\sin(\theta_0/2) \cdot \cos(\theta_2/2 - \alpha) \cdot \cos[(\theta_0 - \theta_2)/2 - \alpha]}{\sin \theta_2}} \quad (16)$$

[0094] 取合适的 R_{E2} 值(此处可取任何满足条件 $R_{E2} \geq O_2D$ 的值),以 O_2 为圆心,以 R_{E2} 为半径的一段圆弧定为扫描终点参考曲线 E_2 。扫描终点参考曲线 E_2 与各扫描线 LL_k 的交点 EL_k 定义为扫描终点。这样,以 SL_k-EL_k 组成的扫描区域完全覆盖扇形图像显示区域ABCD。以 O_2 为圆心, O_2O_2' 为极轴的极坐标系下,扫描终点 EL_k 的径向坐标为:

[0095] $r_{Ek} = R_{E2}$ (17)

[0096] EL_k 的角度坐标为:

[0097] $\theta_{Ek} = \left(k - 1 - \frac{N_2 - 1}{2} \right) \cdot \theta_2$ (18)

[0098] 沿上述确定的扫描线起始点 SL_k 和扫描线终点 EL_k 位置进行扫描,对接收到的超声回波数据进行数字扫描变换前的处理。如图15所示,将图像显示区域中任一点 T_2 在笛卡尔坐标系下的坐标 (x_{T2}, z_{T2}) 转换为以 O_2 为圆心, O_2O_2' 为极轴的极坐标系下的坐标 (r_{T2}, θ_{T2}) :

[0099]
$$r_{T2} = \sqrt{(x_{T2} - x_2)^2 + (z_{T2} - z_2)^2}$$

$$\theta_{T2} = \arctan\left(\frac{x_{T2} - x_2}{z_{T2} - z_2}\right) - \alpha$$
 (19)

[0100] 将 (r_{T2}, θ_{T2}) 根据扫描深度上采样点的距离和相邻两条扫描线夹角转换为采样坐标,整数部分为 $(I_{rT2}, I_{\theta T2})$,小数部分为 $(F_{rT2}, F_{\theta T2})$ 。根据整数部分 $(I_{rT2}, I_{\theta T2})$ 找到和点 T_2 最相近的四个点 P_2, Q_2, U_2, V_2 ,其中 P_2 和 Q_2 是同一扫描线上相邻深度的两个采样点, U_2 和 V_2 是另同一扫描线上相邻深度的两个采样点, P_2 和 U_2 是相邻两条扫描线上相同采样深度的两个采样点, Q_2 和 V_2 是相邻两条扫描线上另一相同采样深度的两个采样点。利用小数部分 $(F_{rT2}, F_{\theta T2})$ 和四个采样点 P_2, Q_2, U_2, V_2 的超声回波数据进行插值计算得到点 T_2 的超声回波数据。这样,将图像显示区域中每一点进行数字扫描变换,利用最邻近的若干点计算出该点的超声回波数据,得到扫描线向左偏转时的超声图像。

[0101] 上述扫描线向左偏转步骤可以重复多次,每次在三角形 O_0OB 内部及线段 O_0B 的范围内选取不同的点作为扫描汇聚点,以生成多幅图像。

[0102] 图16为本发明应用于凸阵扫描扫描线向右偏转时的示意图。在三角形 O_0OA 内部及线段 O_0A 的范围内选择一点 O_3 作为扫描汇聚点。记预设的偏转角度为 β ,选择适当的扫描视场角,记为 θ_3 ,一般地,取 $\theta_3 = \theta_0 + d\theta$, $3^\circ \leq d\theta \leq 30^\circ$ 。根据 $\beta, \theta_0, \theta_3, R_0$ 可以计算出点扫描线汇聚点 O_3 在笛卡尔坐标系 $x-O-z$ 下的坐标 (x_3, z_3) 如式(20)所示:

[0103]
$$x_3 = -O_3O \cdot \sin \angle O_0OO_3$$

$$z_3 = -O_3O \cdot \cos \angle O_0OO_3$$
 (20)

[0104] 其中,

[0105] $O_3O = R_0 \sin(\theta_3/2) \cdot t$ (21)

[0106]
$$\angle O_0OO_3 = \frac{\pi}{2} - \frac{2 \cos(\theta_3/2 + \beta) \cos(\theta_3/2 - \beta)}{\sin \theta_3} \cdot \frac{1}{t}$$
 (22)

[0107]
$$t = \sqrt{1 + \frac{4 \cos(\theta_3/2 + \beta)}{\sin \theta_3} \left[\frac{\cos(\theta_3/2 + \beta)}{\sin \theta_3} - \sin(\theta_3/2 - \beta) \right]}$$
 (23)

[0108] 记扫描线向右偏转时扫描线总数为 N_3 。此时的 N_3 条扫描线记为 $LR_1, LR_2, \dots, LR_{N_3}$ 。 LR_1 由点 O_3 发出,经过点A; LR_{N_3} 由点 O_3 发出,经过点B。 $LR_2, LR_3, \dots, LR_{N_3-1}$ 处于 LR_1 和 LR_{N_3} 之间均匀分布。 LR_1 与 LR_{N_3} 夹角即为上述选择的扫描视场角 θ_3 ,相邻两条扫描线夹角为 $\theta_3/(N_3-1)$ 。

$LR_1, LR_2, \dots, LR_{N_3}$ 的中心线为 O_3O_3' , O_3O_3' 与 O_0O 夹角为 β , 即预设的偏转后扫描线中心线与探头中心线夹角 β 。很明显可以看出, 扇形图像显示区域 ABCD 包含在扫描线 $LR_1, LR_2, \dots, LR_{N_3}$ 组成的扫描区域内。取合适的 R_{S3} 值 (此处可取任何满足条件 $0 < R_{S3} < \frac{2R_0}{\sin \theta_3} \cdot \sin \frac{\theta_0}{2} \cdot \cos \left(\frac{\theta_3}{2} + \beta \right)$

的值), 以 O_3 为圆心, 以 R_{S3} 为半径的一段圆弧定为扫描起始点参考曲线 S_3 。扫描起始点参考曲线 S_3 与各扫描线 LR_k 的交点 SR_k 定义为扫描起始点。以 O_3 为圆心, O_3O_3' 为极轴的极坐标系下, 扫描起始点 SR_k 的径向坐标为:

$$[0109] \quad r_{Sk} = R_{S3} \quad (24)$$

[0110] SR_k 的角度坐标为:

$$[0111] \quad \theta_{Sk} = \left(k - 1 - \frac{N_3 - 1}{2} \right) \cdot \theta_3 \quad (25)$$

[0112] 线段 O_3C 长度为:

$$[0113] \quad O_3C = \sqrt{4R_0^2 \cdot \sin^2 \left(\frac{\theta_0}{2} \right) \cdot \frac{\cos^2 \left(\frac{\theta_3}{2} - \beta \right)}{\sin^2 \theta_3} + d^2 + 4 \cdot R_0 \cdot d \cdot \sin \left(\frac{\theta_0}{2} \right) \cdot \frac{\cos \left(\frac{\theta_3}{2} - \beta \right)}{\sin \theta_3} \cdot \cos \left(\frac{\theta_0 - \theta_3}{2} - \beta \right)} \quad (26)$$

[0114] 取合适的 R_{E3} 值 (此处可取任何满足条件 $R_{E3} \geq O_3C$ 的值), 以 O_3 为圆心, 以 R_{E3} 为半径的一段圆弧定为扫描终点参考曲线 E_3 。扫描终点参考曲线 E_3 与各扫描线 LR_k 的交点 ER_k 定义为扫描终点。这样, 以 SR_k-ER_k 组成的扫描区域完全覆盖扇形图像显示区域 ABCD。以 O_3 为圆心, O_3O_3' 为极轴的极坐标系下, 扫描终点 ER_k 的径向坐标为:

$$[0115] \quad r_{Ek} = R_{E3} \quad (27)$$

[0116] ER_k 的角度坐标为:

$$[0117] \quad \theta_{Ek} = \left(k - 1 - \frac{N_3 - 1}{2} \right) \cdot \theta_3 \quad (28)$$

[0118] 沿上述确定的扫描线起始点 SR_k 和扫描线终点 ER_k 位置进行扫描, 对接收到的超声回波数据进行数字扫描变换前的处理。如图 17 所示, 将扫描区域中任一点 T_3 在笛卡尔坐标系下的坐标 (x_{T3}, z_{T3}) 转换为以 O_3 为圆心, O_3O_3' 为极轴的极坐标系下的坐标 (r_{T3}, θ_{T3}) :

$$[0119] \quad \begin{aligned} r_{T3} &= \sqrt{(x_{T3} - x_3)^2 + (z_{T3} - z_3)^2} \\ \theta_{T3} &= \arctan \left(\frac{x_{T3} - x_3}{z_{T3} - z_3} \right) - \beta \end{aligned} \quad (29)$$

[0120] 将 (r_{T3}, θ_{T3}) 根据扫描深度上采样点的距离和相邻两条扫描线夹角转换为采样坐标, 整数部分为 $(I_{rT3}, I_{\theta T3})$, 小数部分为 $(F_{rT3}, F_{\theta T3})$ 。根据整数部分 $(I_{rT3}, I_{\theta T3})$ 找到和点 T_3 最相近的四个点 P_3, Q_3, U_3, V_3 , 其中 P_3 和 Q_3 是同一扫描线上相邻深度的两个采样点, U_3 和 V_3 是另一同一扫描线上相邻深度的两个采样点, P_3 和 U_3 是相邻两条扫描线上相同采样深度的两个采样点, Q_3 和 V_3 是相邻两条扫描线上另一相同采样深度的两个采样点。利用小数部分 $(F_{rT3}, F_{\theta T3})$ 和四个采样点 P_3, Q_3, U_3, V_3 的超声回波数据进行插值计算得到点 T_3 的超声回波数据。这样, 将图像显示区域中每一点进行数字扫描变换, 利用最邻近的若干点计算出该点的超声回波数据, 得到扫描线向右偏转时的超声图像。

[0121] 上述扫描线向右偏转步骤可以重复多次,每次在三角形 O_0OA 内部及线段 O_0A 的范围内选取不同的点作为扫描汇聚点,以生成多幅图像。

[0122] 上述扫描线零偏转,扫描线向左偏转和扫描线向右偏转三种扫描情况下扫描线总数可以分别取不同的值,其扫描线位置确定方法与上述步骤相同。

[0123] 图像的空间复合有平均、最大值、中值等方法。平均复合方法多角度空间复合的传统方法,思路是对不同角度的图像进行加权平均。这里采用平均复合方法对扫描线零偏转步骤,扫描线向左偏转步骤和扫描线向右偏转步骤得到的所有图像进行复合。假定扫描线零偏转步骤,扫描线向左偏转步骤和扫描线向右偏转步骤得到的所有图像总数量为 K ,每次得到的图像依次记为 $I_1, I_2, \dots, I_K$,复合结果图像为 I_{comp} ,则有:

$$[0124] \quad I_{\text{comp}} = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K I_k \quad (30)$$

[0125] 此实施例中扫描线零偏转步骤中所有扫描线汇聚于点 O_1 ,扫描线向左偏转步骤中所有扫描线汇聚于点 O_2 ,扫描线向右偏转步骤中所有扫描线汇聚于点 O_3 ,这三种情况下所有扫描线均同源,各扫描线上相同扫描深度的点相位一致,不存在相位差,有效降低了传统的空间复合成像方法中空间复合图像与实际组织信息间误差。

[0126] 实施例二

[0127] 图18为本发明应用于线阵扩展成像扫描时图像显示区域的示意图。 O_0 为扩展扫描时虚拟探头顶点,探头端点为A和B,扩展成像角度为 θ_0 ,即AB与 O_0 所成角度为 θ_0 ,AB长度为 l 。梯形区域ABCD为图像显示区域,显示深度为 d 。 O_0O 为AD和BC的对称线,即探头中心线。定义笛卡尔坐标系 $x-O-z$ 如图18中所示(该参考坐标系也可以定义其他任意直角坐标系)。点 O_0 的坐标 (x_0, z_0) 如式(31)所示:

$$[0128] \quad \begin{aligned} x_0 &= 0 \\ z_0 &= -\frac{l}{2} \cot \frac{\theta_0}{2} \end{aligned} \quad (31)$$

[0129] 图19为本发明应用于线阵扩展成像扫描扫描线零偏转时的示意图。在 O_0O 上选取一点 O_1 作为扫描线汇聚点。笛卡尔坐标系 $x-O-z$ 下点 O_1 的坐标 (x_1, z_1) 如式(32)所示:

$$[0130] \quad \begin{aligned} x_1 &= 0 \\ z_1 : z_0 &\leq z_1 < 0 \end{aligned} \quad (32)$$

[0131] 记扫描线零偏转时扫描线总数为 N_1 。此时的 N_1 条扫描线记为 $LM_1, LM_2, \dots, LM_{N_1}$ 。 LM_1 由点 O_1 发出,经过点A; LM_{N_1} 由点 O_1 发出,经过点B。 $LM_2, LM_3, \dots, LM_{N_1-1}$ 处于 LM_1 和 LM_{N_1} 之间均匀分布。记 LM_1 与 LM_{N_1} 夹角为 θ_1 ,则 θ_1 可表示为:

$$[0132] \quad \theta_1 = 2 \cdot \arctan \left(-\frac{l}{2 \cdot z_1} \right) \quad (33)$$

[0133] 相邻两条扫描线夹角为 $\theta_1 / (N_1 - 1)$ 。 $LM_1, LM_2, \dots, LM_{N_1}$ 的中心线为 O_1O 。很明显可以看出, $\theta_1 > \theta_0$, 梯形图像显示区域ABCD包含在扫描线 $LM_1, LM_2, \dots, LM_{N_1}$ 组成的扫描区域内。取合适的 R_{s1} 值(此处可取任何满足条件 $0 < R_{s1} \leq -z_1$ 的值),以 O_1 为圆心,以 R_{s1} 为半径的一段

圆弧定为扫描起始点参考曲线 S_1 。扫描起始点参考曲线 S_1 与各扫描线 LM_k 的交点 SM_k 定义为扫描起始点。以 O_1 为圆心, O_1O 为极轴的极坐标系下,扫描起始点 SM_k 的径向坐标为:

$$[0134] \quad r_{Sk} = R_{S1} \quad (34)$$

[0135] SM_k 的角度坐标为:

$$[0136] \quad \theta_{Sk} = \left(k - 1 - \frac{N_1 - 1}{2} \right) \cdot \theta_1 \quad (35)$$

[0137] 线段 O_1D 长度为:

$$[0138] \quad O_1D = \sqrt{\frac{l^2}{4} \cdot \frac{1}{\sin^2(\theta_1/2)} + \frac{d^2}{\cos^2(\theta_0/2)} + l \cdot d \cdot \frac{\cos(\theta_1/2 - \theta_0/2)}{\sin(\theta_1/2) \cdot \cos(\theta_0/2)}} \quad (36)$$

[0139] 取合适的 R_{E1} 值(此处可取任何满足条件 $R_{E1} \geq O_1D$ 的值),以 O_1 为圆心,以 R_{E1} 为半径的一段圆弧定为扫描终点参考曲线 E_1 。扫描终点参考曲线 E_1 与各扫描线 LM_k 的交点 EM_k 定义为扫描终点。这样,以 SM_k-EM_k 组成的扫描区域完全覆盖梯形图像显示区域 $ABCD$ 。以 O_1 为圆心, O_1O 为极轴的极坐标系下,扫描终点 EM_k 的径向坐标为:

$$[0140] \quad r_{Ek} = R_{E1} \quad (37)$$

[0141] EM_k 的角度坐标为:

$$[0142] \quad \theta_{Ek} = \left(k - 1 - \frac{N_1 - 1}{2} \right) \cdot \theta_1 \quad (38)$$

[0143] 沿上述确定的扫描线起始点 SM_k 和扫描线终点 EM_k 位置进行扫描,对接收到的超声回波数据进行数字扫描变换前的处理。如图20所示,将图像显示区域中任一点 T_1 在笛卡尔坐标系下的坐标 (x_{T1}, z_{T1}) 转换为以 O_1 为圆心, O_1O 为极轴的极坐标系下的坐标 (r_{T1}, θ_{T1}) :

$$[0144] \quad \begin{aligned} r_{T1} &= \sqrt{(x_{T1} - x_1)^2 + (z_{T1} - z_1)^2} \\ \theta_{T1} &= \arctan \left(\frac{x_{T1} - x_1}{z_{T1} - z_1} \right) \end{aligned} \quad (39)$$

[0145] 将 (r_{T1}, θ_{T1}) 根据扫描深度上采样点的距离和相邻两条扫描线夹角转换为采样坐标,整数部分为 $(Ir_{T1}, I\theta_{T1})$,小数部分为 $(Fr_{T1}, F\theta_{T1})$ 。根据整数部分 $(Ir_{T1}, I\theta_{T1})$ 找到和点 T_1 最相近的四个采样点 P_1, Q_1, U_1, V_1 ,其中 P_1 和 Q_1 是同一扫描线上相邻深度的两个采样点, U_1 和 V_1 是另一扫描线上相邻深度的两个采样点, P_1 和 U_1 是相邻两条扫描线上相同采样深度的两个采样点, Q_1 和 V_1 是相邻两条扫描线上另一相同采样深度的两个采样点。利用小数部分 $(Fr_{T1}, F\theta_{T1})$ 和四个采样点 P_1, Q_1, U_1, V_1 的超声回波数据进行插值计算得到点 T_1 的超声回波数据。这样,将图像显示区域中每一点依此步骤进行数字扫描变换,利用最邻近的若干点计算出该点的超声回波数据,得到扫描线零偏转时的超声图像。

[0146] 上述扫描线零偏转步骤可以重复多次,每次在 O_0O 上选取不同的点作为扫描汇聚点,以生成多幅图像。

[0147] 图21为本发明应用于线阵扩展成像扫描扫描线向左偏转时的示意图。在三角形 O_0OB 内部及线段 O_0B 的范围内选取一点 O_2 作为扫描汇聚点。记预设的偏转角度为 α ,选择适当的扫描视场角,记为 θ_2 ,一般地,取 $\theta_2 = \theta_0 + d\theta$, $3^\circ \leq d\theta \leq 30^\circ$ 。根据 $\alpha, \theta_0, \theta_2, I$ 可以计算出扫描线汇聚点 O_2 在笛卡尔坐标系 $x-O-z$ 下的坐标 (x_2, z_2) 如式(40)所示:

$$[0148] \quad \begin{aligned} x_2 &= O_2O \cdot \sin \angle O_0OO_2 \\ z_2 &= -O_2O \cdot \cos \angle O_0OO_2 \end{aligned} \quad (40)$$

[0149] 其中,

$$[0150] \quad O_2O = \frac{l}{2} \cdot t \quad (41)$$

$$[0151] \quad \angle O_0OO_2 = \frac{\pi}{2} - \frac{2 \cos(\theta_2/2 + \alpha) \cos(\theta_2/2 - \alpha)}{\sin \theta_2} \cdot \frac{1}{t} \quad (42)$$

$$[0152] \quad t = \sqrt{1 + \frac{4 \cos(\theta_2/2 + \alpha)}{\sin \theta_2} \left[\frac{\cos(\theta_2/2 + \alpha)}{\sin \theta_2} - \sin(\theta_2/2 - \alpha) \right]} \quad (43)$$

[0153] 记扫描线向左偏转时扫描线总数为 N_2 。此时的 N_2 条扫描线记为 $LL_1, LL_2, \dots, LL_{N_2}$ 。 LL_1 由点 O_2 发出,经过点A; LL_{N_2} 由点 O_2 发出,经过点B。 $LL_2, LL_3, \dots, LL_{N_2-1}$ 处于 LL_1 和 LL_{N_2} 之间均匀分布。 LL_1 与 LL_{N_2} 夹角即为上述选择的扫描视场角 θ_2 ,相邻两条扫描线夹角为 $\theta_2/(N_2-1)$ 。 $LL_1, LL_2, \dots, LL_{N_2}$ 的中心线为 O_2O_2' , O_2O_2' 与 O_0O 夹角为 α ,即预设的偏转后扫描线中心线与探头中心线夹角 α 。很明显可以看出,梯形图像显示区域ABCD包含在扫描线 $LL_1, LL_2, \dots, LL_{N_2}$ 组成的扫描区域内。取合适的 R_{S2} 值(此处可取任何满足条件 $0 < R_{S2} < \frac{\cos(\theta_2/2 + \alpha)}{\sin \theta_2} \cdot l$

的值),以 O_2 为圆心,以 R_{S2} 为半径的一段圆弧定为扫描起始点参考曲线 S_2 。扫描起始点参考曲线 S_2 与各扫描线 LL_k 的交点 SL_k 定义为扫描起始点。以 O_2 为圆心, O_2O_2' 为极轴的极坐标系下,扫描起始点 SL_k 的径向坐标为:

$$[0154] \quad r_{Sk} = R_{S2} \quad (44)$$

[0155] SL_k 的角度坐标为:

$$[0156] \quad \theta_{Sk} = \left(k - 1 - \frac{N_2 - 1}{2} \right) \cdot \theta_2 \quad (45)$$

[0157] 线段 O_2D 长度为:

$$[0158] \quad O_2D = \sqrt{l^2 \cdot \frac{\cos^2(\theta_2/2 - \alpha)}{\sin^2 \theta_2} + \frac{d^2}{\cos^2(\theta_0/2)} + 2 \cdot l \cdot d \cdot \frac{\cos(\theta_2/2 - \alpha) \cdot \cos[(\theta_0 - \theta_2)/2 - \alpha]}{\sin \theta_2 \cdot \cos(\theta_0/2)}} \quad (46)$$

[0159] 取合适的 R_{E2} 值(此处可取任何满足条件 $R_{E2} \geq O_2D$ 的值),以 O_2 为圆心,以 R_{E2} 为半径的一段圆弧定为扫描终点参考曲线 E_2 。扫描终点参考曲线 E_2 与各扫描线 LL_k 的交点 EL_k 定义为扫描终点。这样,以 SL_k-EL_k 组成的扫描区域完全覆盖扇形图像显示区域ABCD。以 O_2 为圆心, O_2O_2' 为极轴的极坐标系下,扫描终点 EL_k 的径向坐标为:

$$[0160] \quad r_{Ek} = R_{E2} \quad (47)$$

[0161] EL_k 的角度坐标为:

$$[0162] \quad \theta_{Ek} = \left(k - 1 - \frac{N_2 - 1}{2} \right) \cdot \theta_2 \quad (48)$$

[0163] 沿上述确定的扫描线起始点 SL_k 和扫描线终点 EL_k 位置进行扫描,对接收到的超声回波数据进行数字扫描变换前的处理。如图22所示,将图像显示区域中任一点 T_2 在笛卡尔坐标系下的坐标 (x_{T2}, z_{T2}) 转换为以 O_2 为圆心, O_2O_2' 为极轴的极坐标系下的坐标 (r_{T2}, θ_{T2}) :

$$\begin{aligned} r_{T2} &= \sqrt{(x_{T2} - x_2)^2 + (z_{T2} - z_2)^2} \\ \theta_{T2} &= \arctan\left(\frac{x_{T2} - x_2}{z_{T2} - z_2}\right) - \alpha \end{aligned} \quad (49)$$

[0165] 将 (r_{T2}, θ_{T2}) 根据扫描深度上采样点的距离和相邻两条扫描线夹角转换为采样坐标,整数部分为 $(I_{rT2}, I_{\theta T2})$,小数部分为 $(F_{rT2}, F_{\theta T2})$ 。根据整数部分 $(I_{rT2}, I_{\theta T2})$ 找到和点 T_2 最相近的四个点 P_2, Q_2, U_2, V_2 ,其中 P_2 和 Q_2 是同一扫描线上相邻深度的两个采样点, U_2 和 V_2 是另一同一扫描线上相邻深度的两个采样点, P_2 和 U_2 是相邻两条扫描线上相同采样深度的两个采样点, Q_2 和 V_2 是相邻两条扫描线上另一相同采样深度的两个采样点。利用小数部分 $(F_{rT2}, F_{\theta T2})$ 和四个采样点 P_2, Q_2, U_2, V_2 的超声回波数据进行插值计算得到点 T_2 的超声回波数据。这样,将图像显示区域中每一点进行数字扫描变换,利用最邻近的若干点计算出该点的超声回波数据,得到扫描线向左偏转时的超声图像。

[0166] 上述扫描线向左偏转步骤可以重复多次,每次在三角形 O_0OB 内部及线段 O_0B 的范围内选取不同的点作为扫描汇聚点,以生成多幅图像。

[0167] 图23为本发明应用于线阵扩展成像扫描扫描线向右偏转时的示意图。在三角形 O_0OA 内部及线段 O_0A 的范围内选择一点 O_3 作为扫描汇聚点。记预设的偏转角度为 β ,选择适当的扫描视场角,记为 θ_3 ,一般地,取 $\theta_3 = \theta_0 + d\theta$, $3^\circ \leq d\theta \leq 30^\circ$ 。根据 $\beta, \theta_0, \theta_3, l$ 可以计算出点扫描线汇聚点 O_3 在笛卡尔坐标系 $x-O-z$ 下的坐标 (x_3, z_3) 如式(50)所示:

$$\begin{aligned} x_3 &= -O_3O \cdot \sin \angle O_0OO_3 \\ z_3 &= -O_3O \cdot \cos \angle O_0OO_3 \end{aligned} \quad (50)$$

[0169] 其中,

$$O_3O = \frac{l}{2} \cdot t \quad (51)$$

$$\angle O_0OO_3 = \frac{\pi}{2} - \frac{2 \cos(\theta_3/2 + \beta) \cos(\theta_3/2 - \beta)}{\sin \theta_3} \cdot \frac{1}{t} \quad (52)$$

$$t = \sqrt{1 + \frac{4 \cos(\theta_3/2 + \beta)}{\sin \theta_3} \left[\frac{\cos(\theta_3/2 + \beta)}{\sin \theta_3} - \sin(\theta_3/2 - \beta) \right]} \quad (53)$$

[0173] 记扫描线向右偏转时扫描线总数为 N_3 。此时的 N_3 条扫描线记为 $LR_1, LR_2, \dots, LR_{N_3}$ 。 LR_1 由点 O_3 发出,经过点A; LR_{N_3} 由点 O_3 发出,经过点B。 $LR_2, LR_3, \dots, LR_{N_3-1}$ 处于 LR_1 和 LR_{N_3} 之间均匀分布。 LR_1 与 LR_{N_3} 夹角即为上述选择的扫描视场角 θ_3 ,相邻两条扫描线夹角为 $\theta_3/(N_3-1)$ 。 $LR_1, LR_2, \dots, LR_{N_3}$ 的中心线为 O_3O_3' , O_3O_3' 与 O_0O 夹角为 β ,即预设的偏转后扫描线中心线与探头中心线夹角 β 。很明显可以看出,梯形图像显示区域ABCD包含在扫描线 $LR_1, LR_2, \dots$,

LR_{N_3} 组成的扫描区域内。取合适的 R_{S3} 值(此处可取任何满足条件 $0 < R_{S3} < \frac{\cos(\theta_3/2 + \beta)}{\sin \theta_3} \cdot l$

的值),以 O_3 为圆心,以 R_{S3} 为半径的一段圆弧定为扫描起始点参考曲线 S_3 。扫描起始点参考曲线 S_3 与各扫描线 LR_k 的交点 SR_k 定义为扫描起始点。以 O_3 为圆心, O_3O_3' 为极轴的极坐标系下,扫描起始点 SR_k 的径向坐标为:

$$[0174] \quad r_{Sk} = R_{S3} \quad (54)$$

[0175] SR_k 的角度坐标为:

$$[0176] \quad \theta_{Sk} = \left(k - 1 - \frac{N_3 - 1}{2} \right) \cdot \theta_3 \quad (55)$$

[0177] 线段 O_3C 长度为:

$$[0178] \quad O_3C = \sqrt{l^2 \cdot \frac{\cos^2(\theta_3/2 - \beta)}{\sin^2 \theta_3} + \frac{d^2}{\cos^2(\theta_0/2)} + 2 \cdot l \cdot d \cdot \frac{\cos(\theta_3/2 - \beta) \cdot \cos[(\theta_0 - \theta_3)/2 - \beta]}{\sin \theta_3 \cdot \cos(\theta_0/2)}} \quad (56)$$

[0179] 取合适的 R_{E3} 值(此处可取任何满足条件 $R_{E3} \geq O_3C$ 的值),以 O_3 为圆心,以 R_{E3} 为半径的一段圆弧定为扫描终点参考曲线 E_3 。扫描终点参考曲线 E_3 与各扫描线 LR_k 的交点 ER_k 定义为扫描终点。这样,以 SR_k-ER_k 组成的扫描区域完全覆盖扇形图像显示区域ABCD。以 O_3 为圆心, O_3O_3' 为极轴的极坐标系下,扫描终点 ER_k 的径向坐标为:

$$[0180] \quad r_{Ek} = R_{E3} \quad (57)$$

[0181] ER_k 的角度坐标为:

$$[0182] \quad \theta_{Ek} = \left(k - 1 - \frac{N_3 - 1}{2} \right) \cdot \theta_3 \quad (58)$$

[0183] 沿上述确定的扫描线起始点 SR_k 和扫描线终点 ER_k 位置进行扫描,对接收到的超声回波数据进行数字扫描变换前的处理。如图24所示,将扫描区域中任一点 T_3 在笛卡尔坐标系下的坐标 (x_{T3}, z_{T3}) 转换为以 O_3 为圆心, O_3O_3' 为极轴的极坐标系下的坐标 (r_{T3}, θ_{T3}) :

$$[0184] \quad \begin{aligned} r_{T3} &= \sqrt{(x_{T3} - x_3)^2 + (z_{T3} - z_3)^2} \\ \theta_{T3} &= \arctan\left(\frac{x_{T3} - x_3}{z_{T3} - z_3}\right) - \beta \end{aligned} \quad (59)$$

[0185] 将 (r_{T3}, θ_{T3}) 根据扫描深度上采样点的距离和相邻两条扫描线夹角转换为采样坐标,整数部分为 $(I_{rT3}, I_{\theta T3})$,小数部分为 $(F_{rT3}, F_{\theta T3})$ 。根据整数部分 $(I_{rT3}, I_{\theta T3})$ 找到和点 T_3 最相近的四个点 P_3, Q_3, U_3, V_3 ,其中 P_3 和 Q_3 是同一扫描线上相邻深度的两个采样点, U_3 和 V_3 是另同一扫描线上相邻深度的两个采样点, P_3 和 U_3 是相邻两条扫描线上相同采样深度的两个采样点, Q_3 和 V_3 是相邻两条扫描线上另一相同采样深度的两个采样点。利用小数部分 $(F_{rT3}, F_{\theta T3})$ 和四个采样点 P_3, Q_3, U_3, V_3 的超声回波数据进行插值计算得到点 T_3 的超声回波数据。这样,将图像显示区域中每一点进行数字扫描变换,利用最邻近的若干点计算出该点的超声回波数据,得到扫描线向右偏转时的超声图像。

[0186] 上述扫描线向右偏转步骤可以重复多次,每次在三角形 O_0OA 内部及线段 O_0A 的范围内选取不同的点作为扫描汇聚点,以生成多幅图像。

[0187] 上述扫描线零偏转,扫描线向左偏转和扫描线向右偏转三种扫描情况下扫描线总

数可以分别取不同的值,其扫描线位置确定方法与上述步骤相同。

[0188] 图像的空间复合有平均、最大值、中值等方法。平均复合方法多角度空间复合的传统方法,思路是对不同角度的图像进行加权平均。这里采用平均复合方法对扫描线零偏转步骤,扫描线向左偏转步骤和扫描线向右偏转步骤得到的所有图像进行复合。假定扫描线零偏转步骤,扫描线向左偏转步骤和扫描线向右偏转步骤得到的所有图像总数量为K,每次得到的图像依次记为 $I_1, I_2, \dots, I_K$,复合结果图像为 I_{comp} ,则有:

$$[0189] \quad I_{\text{comp}} = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K I_k \quad (60)$$

[0190] 此实施例中扫描线零偏转步骤中所有扫描线汇聚于点 O_1 ,扫描线向左偏转步骤中所有扫描线汇聚于点 O_2 ,扫描线向右偏转步骤中所有扫描线汇聚于点 O_3 ,这三种情况下所有扫描线均同源,各扫描线上相同扫描深度的点相位一致,不存在相位差,有效降低了传统的空间复合成像方法中空间复合图像与实际组织信息间误差。

[0191] 在本说明书的描述中,参考术语“一个实施例”、“一些实施例”、“示例”、“具体示例”、或“一些示例”等的描述意指结合该实施例或示例描述的具体特征、结构、材料或者特点包含于本发明的至少一个实施例或示例中。在本说明书中,对上述术语的示意性表述不一定指的是相同的实施例或示例。而且,描述的具体特征、结构、材料或者特点可以在任何一个或多个实施例或示例中以合适的方式结合。

[0192] 尽管已经示出和描述了本发明的实施例,本领域的普通技术人员可以理解:在不脱离本发明的原理和宗旨的情况下可以对这些实施例进行多种变化、修改、替换和变型,本发明的范围由权利要求及其等同物限定。

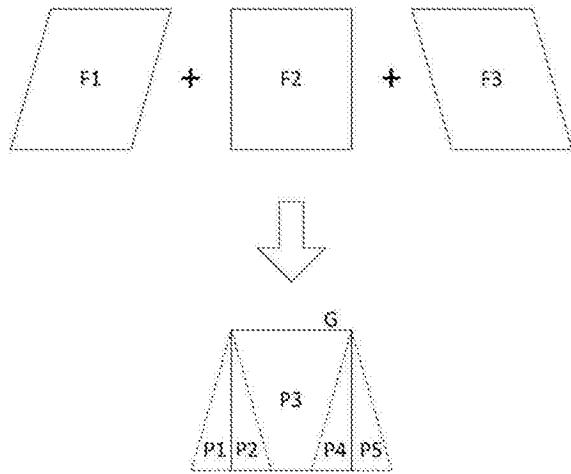


图1

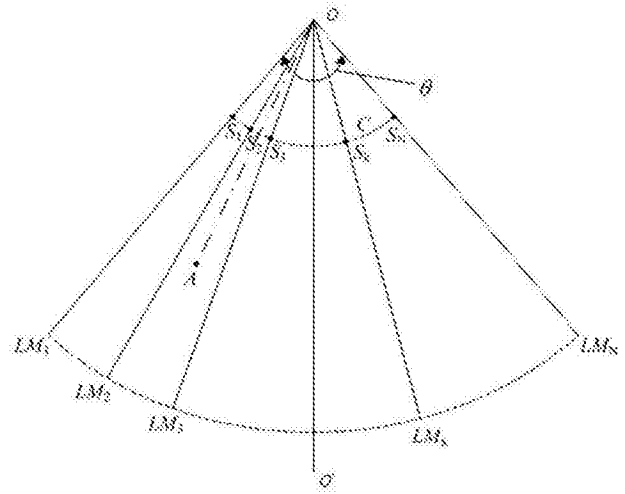


图2

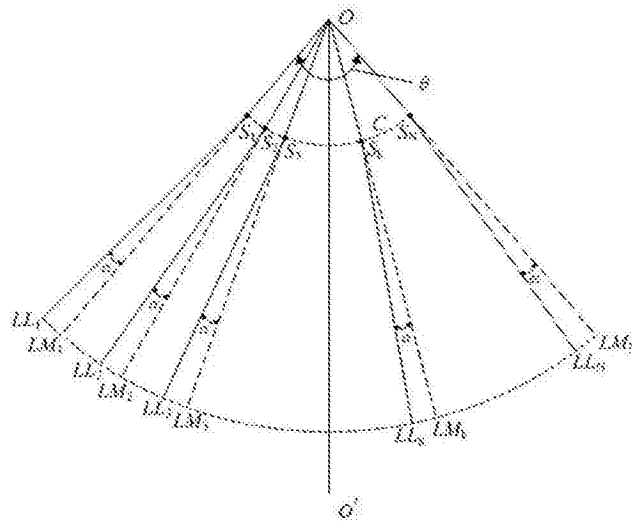


图3

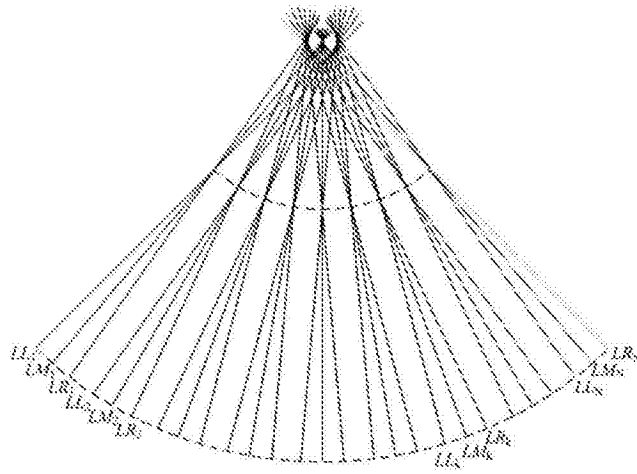


图6

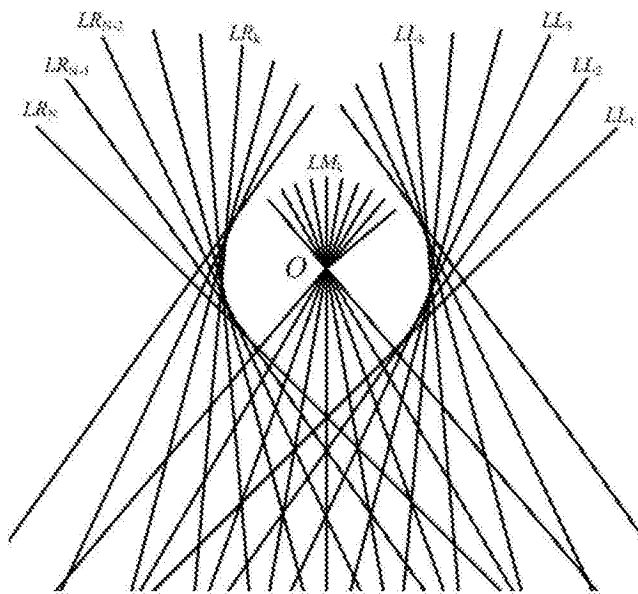


图7

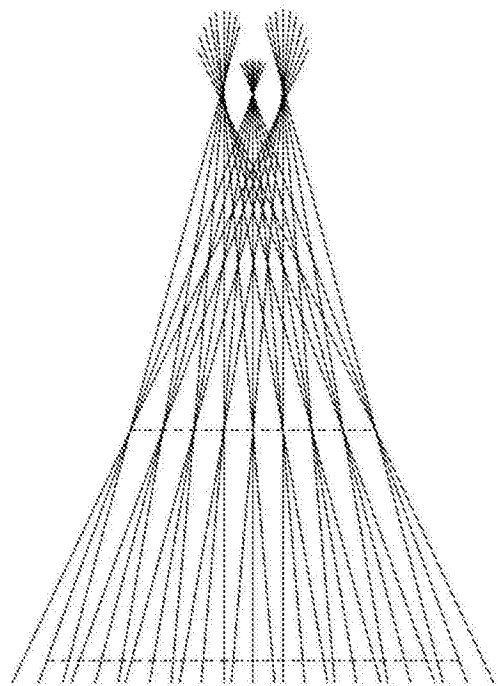


图8

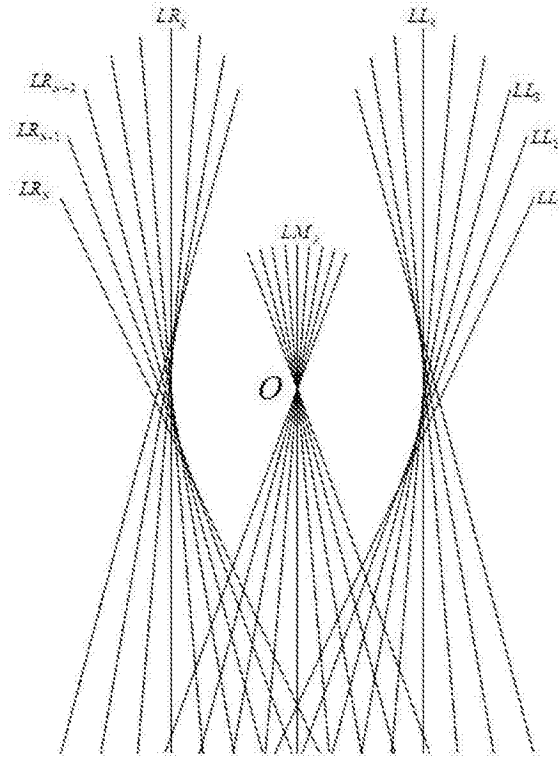


图9

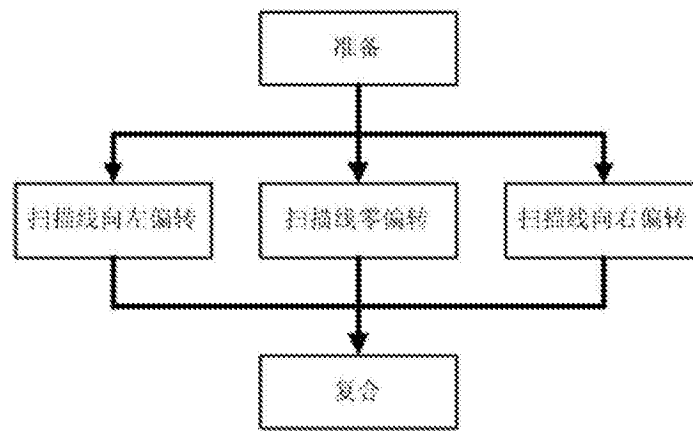


图10

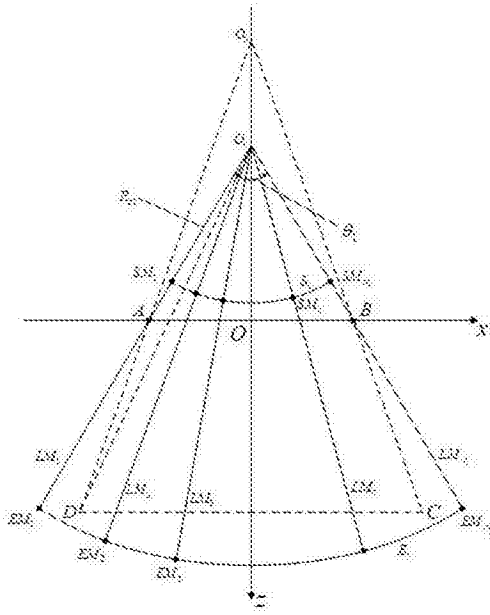


图19

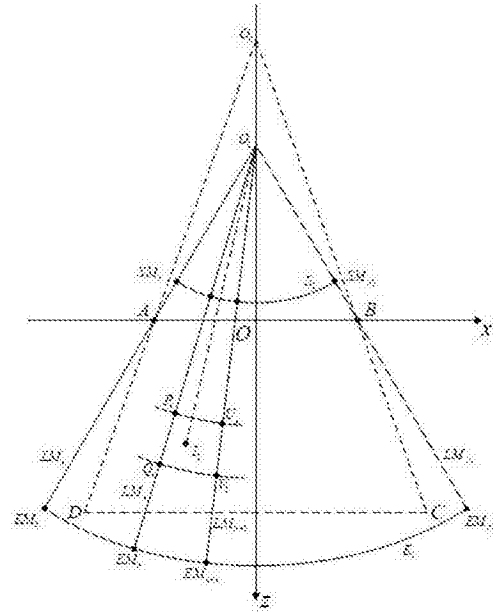


图20

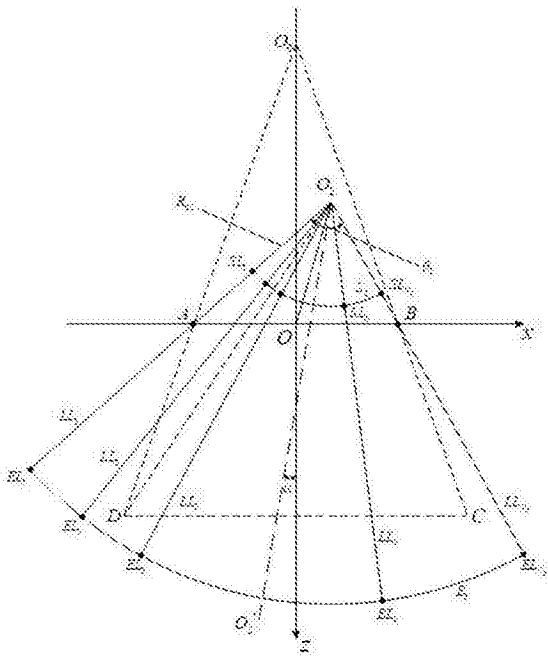


图21

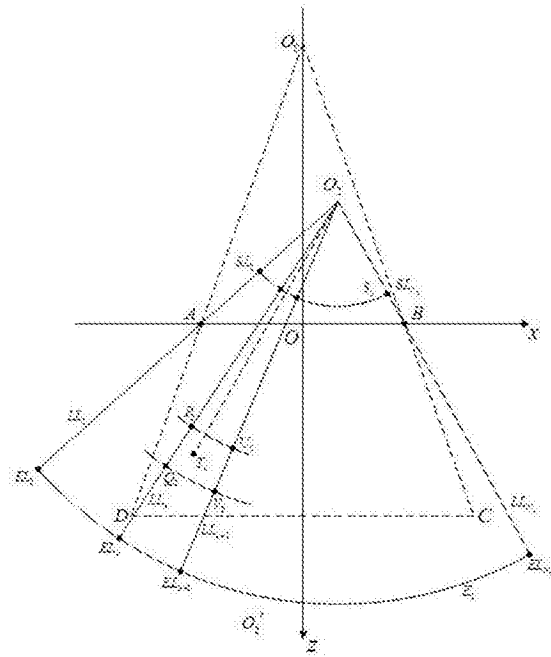


图22

专利名称(译)	一种医学超声成像的空间复合成像方法		
公开(公告)号	CN104814763B	公开(公告)日	2017-07-21
申请号	CN201510219601.6	申请日	2015-04-30
[标]申请(专利权)人(译)	武汉超信电子工程有限公司		
申请(专利权)人(译)	武汉超信电子工程有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	武汉超信电子工程有限公司		
[标]发明人	杜春宁 胡立钢 彭江 段西尧		
发明人	杜春宁 胡立钢 彭江 段西尧		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52085 G01S15/8995		
代理人(译)	张大威		
其他公开文献	CN104814763A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种医学超声成像的空间复合成像方法，包括准备步骤，确定图像显示区域和笛卡尔坐标系；扫描线零偏转步骤，进行扫描得到扫描图像；扫描线向左偏转步骤，进行扫描得到扫描图像。扫描线向右偏转步骤，进行扫描得到扫描图像以及复合步骤，用于对扫描变换后的扫描图像进行加权复合。通过扫描线的偏转步骤使空间复合成像过程简单化，且经过空间复合得到的图像能更准确地反应组织信息。

