



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102429686 A

(43) 申请公布日 2012. 05. 02

(21) 申请号 201110368828. 9

(22) 申请日 2011. 11. 18

(71) 申请人 无锡祥生医学影像有限责任公司

地址 214142 江苏省无锡市新区硕放香楠路
8 号

(72) 发明人 赵丹华 张勇 陆坚

(74) 专利代理机构 无锡市大为专利商标事务所
32104

代理人 曹祖良

(51) Int. Cl.

A61B 8/13(2006. 01)

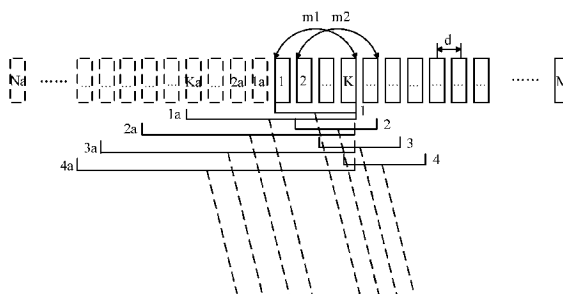
权利要求书 1 页 说明书 5 页 附图 7 页

(54) 发明名称

超声诊断仪的空间复合成像方法

(57) 摘要

本发明公开了一种超声诊断仪的空间复合成像方法,其各子帧中扫描线以增加扫描线数的方法进行复合形成具有高分辨率、低斑点噪声的优质超声图像。由于在本发明中用于复合的子帧中的扫描线,其采用虚拟发射单元与实质发射单元相结合发射并接收扫描线,使得进一步扩大了空间复合的范围,避免了传统方法中复合帧两侧所产生的伪边界的缺点,使复合帧所有区域的斑点噪声以及其他干扰得到最大程度上的抑制,从而改善了复合帧整体的图像质量,这为医生作出正确的诊断打下良好的基础。



1. 超声诊断仪的空间复合成像方法,所述超声诊断仪包括有超声探头,超声探头内置 M 个实质发射单元,其中包含 K 个有效发射单元;其特征在于,包括以下步骤:

利用所述 M 个实质发射单元发射并接收具有第一偏转角度的扫描线,形成第一子帧图像;

于超声探头内设置 N 个虚拟单元,利用所述 K 个有效发射单元以及 N 个虚拟发射单元组合发射并接收具有不同于第一偏转角度的扫描线,形成至少一个其他子帧图像;

将所述第一子帧图像和其他子帧图像进行复合产生复合图像。

2. 根据权利要求 1 所述的超声诊断仪的空间复合成像方法,其特征在于,所述其他子帧图像包括由第二偏转角度的扫描线形成的第二子帧图像,以及由第三偏转角度的扫描线形成的第三子帧图像,所述第二偏转角度和第三偏转角度不同于第一偏转角度,且第二子帧图像的偏转角度、第三子帧图像的偏转角度相对于第一子帧图像的偏转角度呈反方向。

3. 根据权利要求 1 所述的超声诊断仪的空间复合成像方法,其特征在于,其中 $N \geq K$ 。

4. 根据权利要求 1 所述的超声诊断仪的空间复合成像方法,其特征在于,所述 K 个有效发射单元以及 N 个虚拟发射单元组合发射扫描线的方式为组合顺序扫描、组合间隔扫描或微角扫描方式中的一种方式。

5. 根据权利要求 1 所述的超声诊断仪的空间复合成像方法,其特征在于,超声探头发射扫描线的偏转角度与扫描线号之间有函数关系 $\theta_n = f(n)$,其中, θ_n 是当前子帧图像中第 n 条扫描线对应的偏转角度。

6. 根据权利要求 5 所述的超声诊断仪的空间复合成像方法,其特征在于,所述的偏转角度是随着扫描线号呈非均匀变化趋势。

7. 根据权利要求 5 所述的超声诊断仪的空间复合成像方法,其特征在于,所述的偏转角度 θ 与扫描线号 n 的函数关系为:

$$\theta_n = \frac{\phi \cdot n}{N-1} \quad n = 0, 1, 2, \dots, N-1 \quad ;$$

其中,当前超声探头为线阵探头, ϕ 为一个子帧图像的偏转角度,且该子帧图像一共有 N 条扫描线。

8. 根据权利要求 1 所述的超声诊断仪的空间复合成像方法,其特征在于,所述第一子帧图像和所述其他子帧图像的偏转角度是用户自行配置的。

9. 根据权利要求 1 所述的超声诊断仪的空间复合成像方法,其特征在于,最后一步所述复合包括空间复合、频率复合、角度复合中的至少一种。

超声诊断仪的空间复合成像方法

技术领域

[0001] 本发明提供一种超声成像方法,尤其涉及一种超声诊断仪的空间复合成像方法。

背景技术

[0002] 超声诊断仪将超声检测技术应用于人体,通过测量来了解生理组织结构的数据和形态,以达到发现疾病的目的。超声成像的基本原理是利用人体不同的病理组织有其特定的声阻抗和衰减特性,然后产生不同的反射与衰减,这些不同的反射与衰减是构成超声图像的基础,然后超声诊断仪按照收到回声信号的强弱,用明暗不同的光点依次显示在屏幕上,则可显示出人体的断面超声图像。

[0003] 但是,在超声成像中,由于人体组织反射面的不光滑以及不同回波信号的相位不同等因素的影响,使得图像很容易产生颗粒感,也就是所谓的斑点噪声,其在图像上表现为出现明暗交替的斑纹。这些斑纹很有可能覆盖一些有用的诊断信息,在一定程度上影响医生作出正确的诊断结论。

[0004] 斑点噪声的产生取决于很多的系统参数,包括发射频率、接收频率、带宽、偏转角等因素,对于上述问题,目前在超声诊断设备上,利用空间复合技术来抑制斑点噪声进而提高组织分辨率。由于斑点噪声抑制的程度取决于复合中各个单独斑点噪声之间的相关性,即用于复合的各帧图像中的斑点噪声之间的相关性越低,得到复合后的斑点噪声就得到越大程度上的抑制,而两个斑点噪声之间的相关性是由单独的图像之间的偏转角度差异引起的。粗略地讲,两个斑点噪声之间的相关性与两帧图像之间的角度差异呈反比例,因此,若想尽可能地减小斑点噪声,则要产生两个互不相关的斑点噪声,进一步则要求用于复合的两帧图像的偏转角度必须是不相同的。

[0005] 现有空间复合技术是将来自不同扫描方向但是接收频率相同的多幅连续图像实时复合成一幅图像,以达到提高边界的界定、增强对比分辨率以及增加穿刺针的显现等目的。但是,目前的空间复合技术存在以下问题:以传统的三帧图像复合为例,接收频率相同但偏转角度不同的三帧图像进行复合后会出现有些复合区域有三帧图像进行复合,而有的区域只有两帧图像进行复合,这样做使得三帧图像重叠区域的图像质量较好,而其他区域质量相对较差,这意味着该区域的斑点噪声不能够得到最大限度的抑制,其复合后在图像上表现为会出现一侧向左边倾斜一侧向右边倾斜的伪边界,使得复合后的整体图像中间出现一个图像质量较好的倒梯形区域,两侧有两个复合效果不好的三角形区域。可见,上述传统的空间复合方法并没有使图像整体的质量得到改善。

[0006] 针对上述问题,需要进一步采取措施尽可能在最大程度上减少斑点噪声,以得到对比分辨率高、连续性好的超声成像。

发明内容

[0007] 本发明要解决的技术问题是提供一种超声诊断仪的空间复合成像方法,从而尽可能最大程度地抑制斑点噪声,以提高组织边界的界定和对比分辨率,进而得到优质的超声

成像。

[0008] 为达到上述目的,本发明提供的一种超声诊断仪的空间复合成像方法如下。所述超声诊断仪包括有超声探头,超声探头内置 M 个实质发射单元,其中包含 K 个有效发射单元。

[0009] 1、利用所述 M 个实质发射单元发射并接收具有第一偏转角度的扫描线,形成第一子帧图像;

[0010] 2、于超声探头内设置 N 个虚拟单元,利用所述 K 个有效发射单元以及 N 个虚拟发射单元组合发射并接收具有不同于第一偏转角度的扫描线,形成至少一个其他子帧图像;优选 $N \geq K$;

[0011] 3、将所述第一子帧图像和其他子帧图像进行复合产生复合图像。

[0012] 所述其他子帧图像包括由第二偏转角度的扫描线形成的第二子帧图像,以及由第三偏转角度的扫描线形成的第三子帧图像,所述第二偏转角度和第三偏转角度不同于第一偏转角度,且第二子帧图像的偏转角度、第三子帧图像的偏转角度相对于第一子帧图像的偏转角度呈反方向。

[0013] 所述 K 个有效发射单元以及 N 个虚拟发射单元组合发射扫描线的方式为组合顺序扫描、组合间隔扫描或微角扫描方式中的一种方式。

[0014] 超声探头发射扫描线的偏转角度与扫描线号之间有函数关系 $\theta_n = f(n)$, 其中, θ_n 是当前子帧图像中第 n 条扫描线对应的偏转角度。

[0015] 进一步的,所述的偏转角度是随着扫描线号呈非均匀变化趋势。

[0016] 例如,所述的偏转角度 θ 与扫描线号 n 的函数关系为:

$$[0017] \quad \theta_n = \frac{\phi \cdot n}{N-1} \quad n = 0, 1, 2, \dots, N-1;$$

[0018] 其中,当前超声探头为线阵探头, ϕ 为一个子帧图像的偏转角度,且该子帧图像一共有 N 条扫描线。

[0019] 所述第一子帧图像和所述其他子帧图像的偏转角度是用户自行配置的。

[0020] 上述步骤 3 所述复合包括空间复合、频率复合、角度复合中的至少一种。

[0021] 本发明与已有技术相比具有以下优点:本发明的空间复合成像方法,可以有效地克服传统的空间复合方法所造成的伪边界现象,不但使复合后图像的任意区域的斑点噪声得到最大程度上的抑制,而且实现起来简单。

附图说明

[0022] 图 1 为本发明涉及的超声诊断设备的系统框图。

[0023] 图 2 为本发明涉及的空间复合方法的坐标示意图。

[0024] 图 3 为传统空间复合方法示意图。

[0025] 图 4 为传统空间复合方法中伪边界示意图。

[0026] 图 5 为本发明涉及的一实施例中空间复合示意图。其中图 5(a) 是在线阵探头下,相对 Z 轴方向向右偏转的扫描帧,图 5(b) 是在线阵探头下,采用相控阵探头扫描方式所增加的扫描帧。

[0027] 图 6 为本发明涉及的相控阵探头扫描示意图。

[0028] 图 7 为本发明涉及的采用虚拟发射单元发射扫描线示意图。

[0029] 图 8 为本发明涉及的又一实施例中空间复合示意图。

[0030] 图 9 为本发明涉及的又一实施例中在线阵探头下采用偏转角度逐步变化的空间复合方法示意图。

[0031] 图 10 为本发明涉及的偏转角度逐步变化示意图。

[0032] 图 11 为本发明涉及的又一实施例中在相控阵或凸阵探头下采用偏转角度逐步变化的空间复合方法示意图。

具体实施方式

[0033] 下面结合附图和实施例详细说明本发明技术方案中所涉及各个细节问题。

[0034] 如图 1 所示, 超声诊断仪的系统总体包括: 控制器、发射电路、换能器、接收电路、波束合成、信号处理图像形成、键盘以及显示器。首先键盘是控制器的用户输入端, 给用户一种便利的手段来与控制器交互, 换能器 (也叫超声探头) 是超声波的发射和接收装置, 可以将电能转换为声能, 也可以将声能转换为电能, 首先发射电路在控制器的协调下, 向换能器发送电信号, 由换能器将其转换为超声波发射出去, 接收电路负责接收换能器传过来的回声信号 (已经由换能器转换为电信号), 并将其进行放大、数模变换等处理, 波束合成对不同方向上的回声信号进行动态聚焦以及动态孔径处理, 将其合成在一起, 然后信号处理和图像形成对波束合成后的信号进行噪声抑制、包络检波、对数压缩等处理最终在显示器上显示。

[0035] 图 2 和图 3 分别描绘了传统空间复合的坐标系以及复合方法示意图。图 3 示出了用于复合扫描的三个子帧 A0、AL 以及 AR, 其是由控制器控制发射电路发射扫描帧, 并控制接收电路接收该扫描帧的回波信号, 最终进行复合以及相应处理后在显示器上显示出的图像。

[0036] 可以看出, 这三个子帧分别为沿不同方向的声线扫描帧, 第一子帧 A0 作为参考帧是沿图 1Z 轴方向的声线扫描帧, 其对应的偏转角度为第一偏转角度, 第二子帧 AL 是相对于 Z 轴方向向右偏转的声线扫描帧, 其对应的偏转角度为第二偏转角度, 第三子帧 AR 是相对于 Z 轴方向向左偏转的声线扫描帧, 其对应的偏转角度为第三偏转角度, 上述三个子帧进行空间复合后得到复合帧 A。

[0037] 从图 3 可以看出, 复合帧 A 有些区域有三个子帧进行复合, 该区域呈上宽下窄的倒梯形, 对应的边界称之为伪边界, 如图 4 所示, 在中间的梯形区域 1 中, 三个完全不同偏转角度的子帧进行复合, 使每个子帧中对应的斑点噪声之间的相关性最小, 从而能够在最大程度上抑制斑点噪声, 而两侧的三角形区域 2 和 3 中只有两个子帧进行复合, 则该区域的斑点噪声不能够完全抵消。故从图 3 以及图 4 也可以看出传统的空间复合方法存在一个问题: 在复合帧 A 中的两侧区域 2、3 存在只有两个子帧进行复合的情况, 该区域的斑点噪声不能够得到最大程度上的抑制, 而中间的梯形区域 1 有三个子帧进行复合, 这样导致中间的梯形区域 1 的亮度比两边的三角形区域 2、3 要大, 使得整幅图像的质量好坏与所在区域相关, 不能够完全克服由于斑点噪声引起的图像明暗不均的缺点。

[0038] 在本发明的一个实施例中, 为了克服图 4 所示的伪边界现象的产生, 在超声探头的其中一端采用相控阵探头发射并接收扫描线, 其可以实现波束扇形扫描, 即通过较小的

声窗面积对一个较大的扇形视野进行探查,以达到增大空间复合范围的效果。首先,第一子帧 A0 作为参考帧依然是沿 Z 轴方向的声线扫描帧,其余子帧的具体做法如图 5 所示,以向右偏转的子帧为例,图 5(a) 是在线阵探头下,相对于图 2 所示的 Z 轴方向向右偏转的扫描帧,其中每一条扫描线的偏转角度均相同。图 5(b) 是在线阵探头的左端或右端采用相控阵探头扫描方式发射若干条扫描线,所增加的扫描线的偏转角度在一定的角度范围内变化,例如 0° 到 -10° 。

[0039] 为了更加清楚地描述本实施例,图 6 给出了相控阵探头发射扫描线的示意图,从图中可以看出,该相控阵探头一共发射 N_1 条扫描线,由于相控阵探头发射的所有扫描线都源于一个共同的扇心,在每条扫描线偏转角度相同的前提下,根据扇心角度 ϕ_1 以及扫描线的数目 N_1 可以得到扫描线的偏转角度 θ_1 。

[0040] 在本发明所述实施例中,基于上述相控阵探头的原理,在线阵探头的其中一端采用相控阵探头发射扫描线,其角度变化在一个扇心角度 ϕ_1 的范围之内,其中 ϕ_1 可以由用户自行设定。当然,在具体实施过程中,凡是利用线阵探头与相控阵探头相结合的方式发射扫描线以增大空间复合范围的方法,均在本发明所保护的范围之内。

[0041] 在本发明的又一实施例中,利用虚拟发射单元和实质发射单元进行组合顺序扫描。

[0042] 以扫描线相对于图 2 所示 Z 轴向右偏转为例,假设超声探头内置实质发射单元总数目为 M,并设当前实质有效发射单元数目为 K,虚拟发射单元数目为 N。如图 7 所示的 m1 以及 m2,其构成一个组合,接入发射/接收电路的振子,使之分时组合轮流工作,从而产生合成后的超声波束,其中波束的位移为 d。发射和接收波束扫描顺序如下:对于线阵探头的实质有效发射单元来说,发射单元 $1 \sim K$ 发射、接收,其波束位于相邻两个发射单元之间;发射单元 $2 \sim (K+1)$ 发射、接收,其波束位于相邻两个发射单元之间,依次类推;对于虚拟发射单元来说,发射单元 $Ka \sim K$ 发射、接收,其波束位于 $1a \sim 1$ 之间;发射单元 $(Ka+2)a \sim K$ 发射、接收,其波束位于 $2a \sim 2$ 之间,依次类推。上述扫描线均沿着某一特定的偏转角度发射,例如 -10° 。

[0043] 在具体实施过程中,用户可以自行设定实质有效发射单元以及虚拟发射单元的数目用于发射和接收扫描线,例如 M 可以是 16、24、32、48、64、80、96、128 等等;K 可以是 4 等等;N 的下限不小于实质发射单元中所包含有效发射单元的数目,例如 4 个,N 的上限在能够保证充足扫描线的基础上并无特定限制,其具体数量可以按实际需要而定。

[0044] 对于扫描方式,并不仅限于上述组合顺序扫描,在具体实施过程中,在考虑到实际收发控制电路工作复杂度的情况下,用户可以自行定义发射和接收发射单元的分组,并可以在探头振元数目不变的情况下,改变相邻两次扫描波束的空间位移以提高扫描线密度,从而改善超声图像质量,例如可以进一步采用 $d/2$ 或 $d/4$ 间隔扫描或微角扫描,以达到高分辨率的超声图像。

[0045] 根据上述原理,如图 8 所示,参考帧 B0 是沿 Z 轴方向的扫描帧,第二子帧 BL 在超声探头的左端采用图 7 给出的虚拟发射单元发射并接收一定数目的扫描线,在图中用虚线标出。第三子帧 BR 在超声探头的右端采用虚拟发射单元发射并接收一定数目的扫描线,在图中用虚线标出。

[0046] 采用上述方法增加了用于复合的左右子帧的扫描线数目,大大扩大了空间复合的

范围。当然,由虚拟发射单元所增加的扫描线数目应在保证充分复合的前提下,尽可能减少复合方法实现的复杂度。

[0047] 更进一步地,在上述实施例,其发射和接收扫描线的偏转角度可以是呈逐步变化趋势。如图 9 所示,第一子帧 C0 作为参考帧依然是沿 Z 轴方向的声线扫描帧,第二子帧 CL 以及第三子帧 CR 均是相对于 Z 轴方向向左或向右进行偏转,其对应的每条扫描线的偏转角度随着扫描线号的变化而变化,即子帧中各条扫描线的偏转角度是关于对应扫描线号的函数,可以表示为:

$$[0048] \quad \theta_n = f(n);$$

[0049] 其中, θ_n 是当前子帧中第 n 条扫描线对应的偏转角度,例如 n 可以是数值 1、2、3 等,其与当前帧中所包含的扫描线的总数有关。

[0050] 为了更加清楚地表述偏转角度 θ 与扫描线号 n 的函数关系,如图 10,若当前超声探头为线阵探头,一个子帧的偏转角度为 ϕ ,其中 ϕ 可以是 0° 至 360° 之间的任意角度,例如 10° ,且该子帧一共有 N 条扫描线,则扫描线号 $n = 0, 1, 2, \dots, N-1$,则一个子帧中的扫描线对应的偏转角度记为:

$$[0051] \quad \theta_n = \frac{\phi \cdot n}{N-1} \quad n = 0, 1, 2, \dots, N-1。$$

[0052] 在具体实施过程中,用户可以自行定义偏转角度的计算公式,并不拘泥于上述公式。凡是用于复合的子帧中的扫描线,其偏转角度随着扫描线号呈非均匀变化趋势的,均在本发明所保护的范围之内。

[0053] 进一步地,本发明所揭示的空间复合方法包括但不限于在线阵探头下使用,还可以在相控阵探头以及凸阵探头下使用。

[0054] 如图 11 所示,第一帧 D0 作为参考帧,其相邻扫描线之间的偏转角度呈均匀变化趋势,若参考帧 D0 一共有 15 条扫描线,从左至右依次为扫描线 1、扫描线 2、...、扫描线 15,则第二帧 DL 以参考帧 D0 的扫描线 15 所在角度作为起始偏转角度,其余相邻扫描线之间的偏转角度逐步变大,同理,第三帧 DR 以参考帧 D0 的扫描线 1 所在角度作为起始偏转角度,其余相邻扫描线之间的偏转角度逐步变大,每条扫描线对应的偏转角度的计算方法与上述实施例一种计算 θ_n 的方法相同,在这里将不再赘述。

[0055] 根据本发明的思路,用于复合的第一子帧图像即参考帧以及第二子帧图像、第三子帧图像所对应的第一偏转角度、第二偏转角度以及第三偏转角度可以由用户自行设定,并无特定限制。所述空间复合方法也可以与其他复合技术相结合,例如频率复合、角度复合等。本发明所述方法也可以运用在相控阵探头以及凸阵探头下,包括但不限于用三个子帧图像进行复合,可以用两个子帧以上的任意更多子帧图像来实现空间复合,并无特定限制,这对于本领域技术人员来说,是可以理解的,并不会造成任何揭示不充分或揭示模糊的问题。

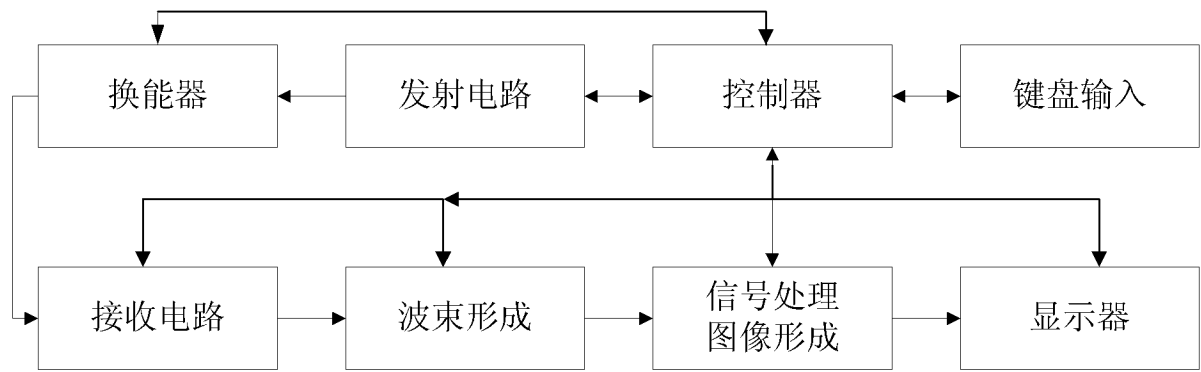


图 1

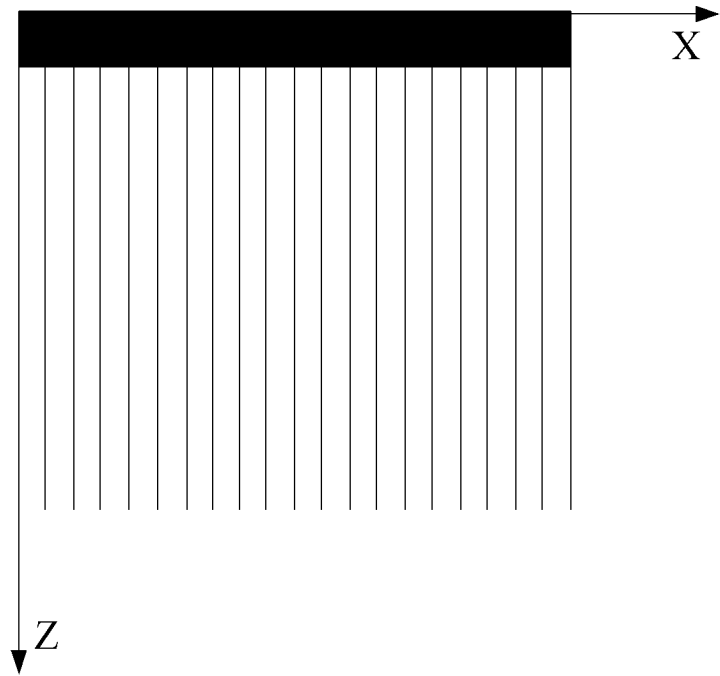


图 2

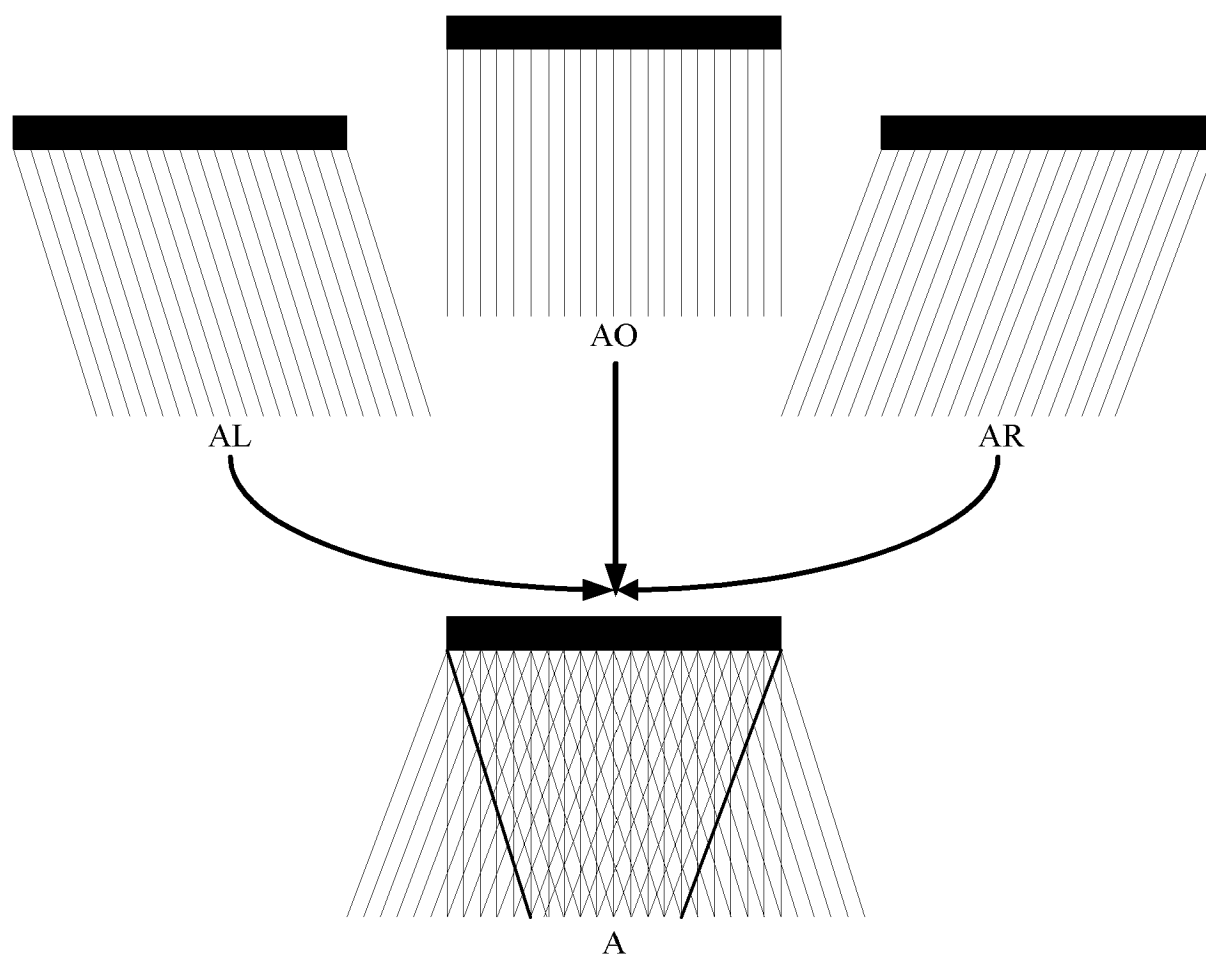


图 3

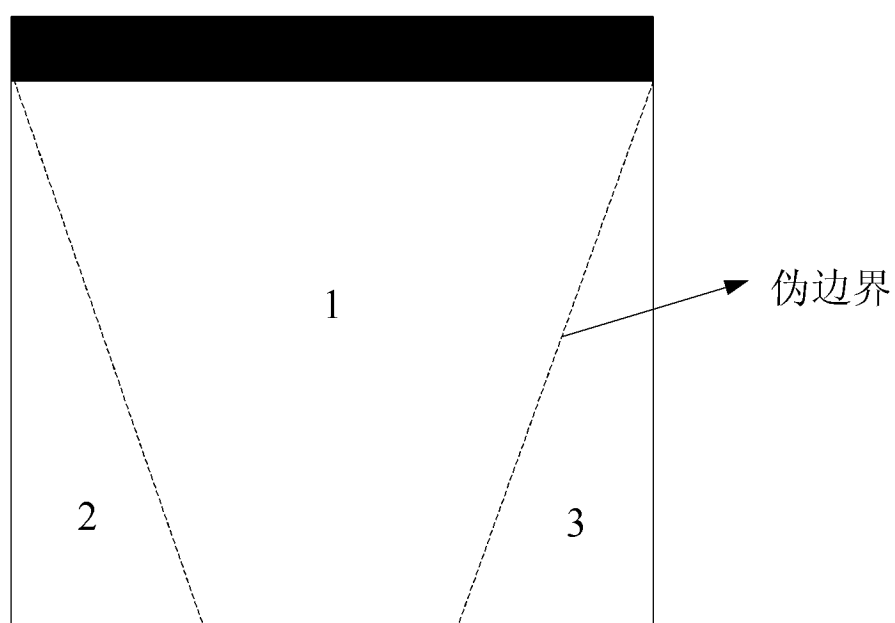


图 4

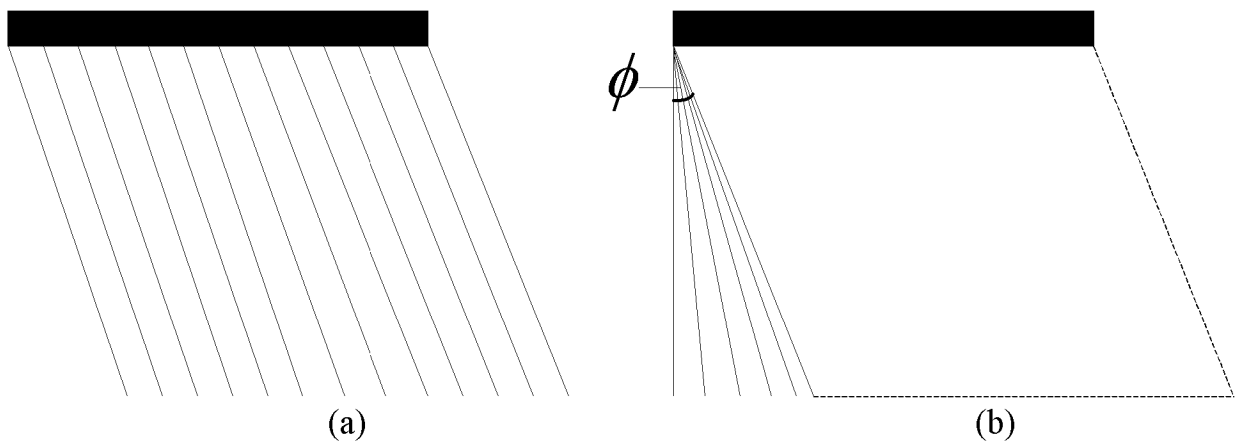


图 5

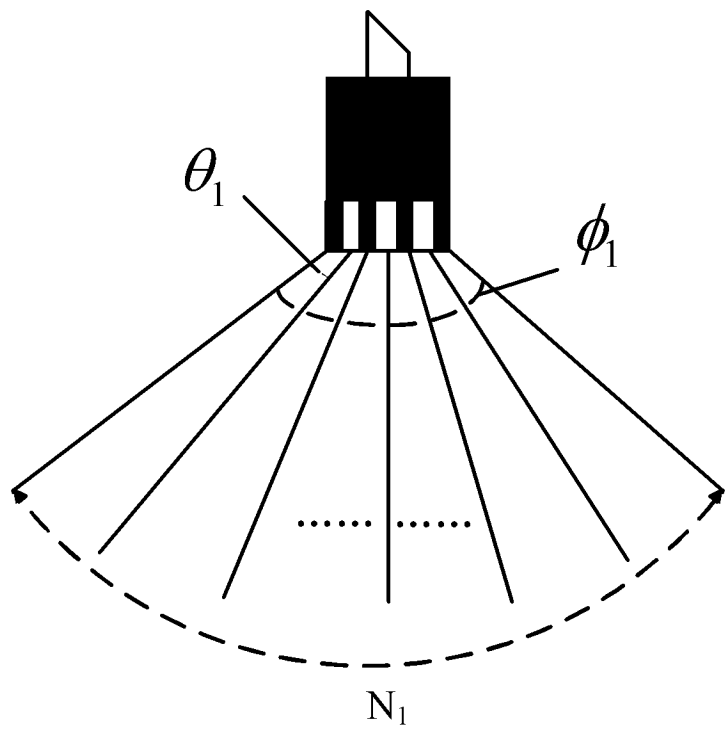


图 6

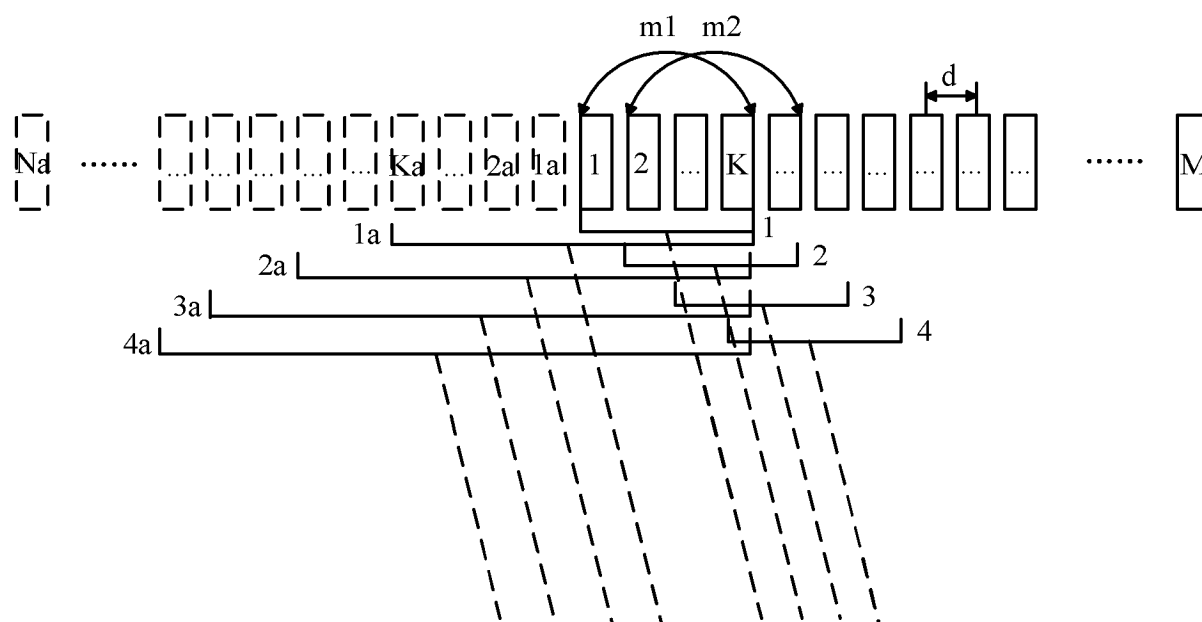


图 7

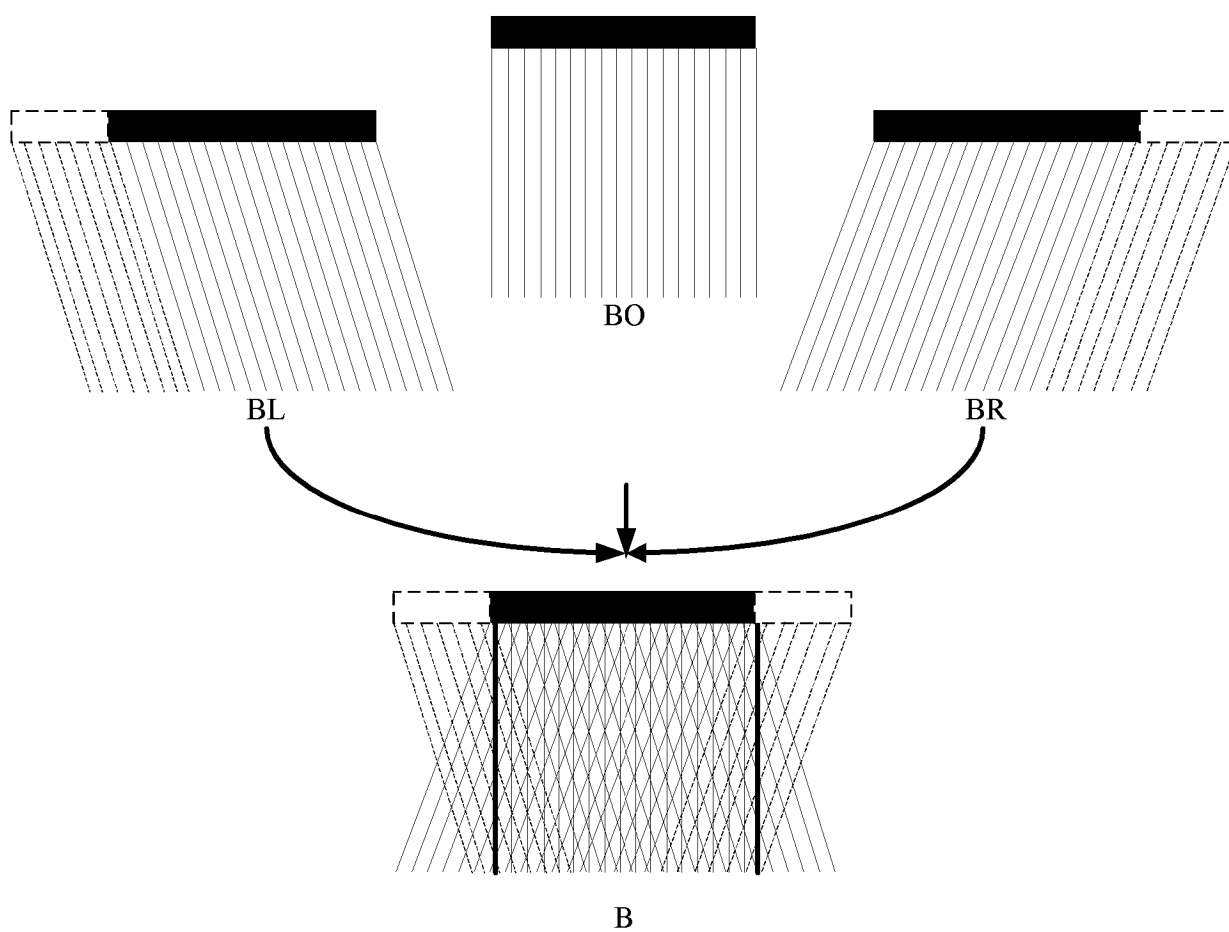


图 8

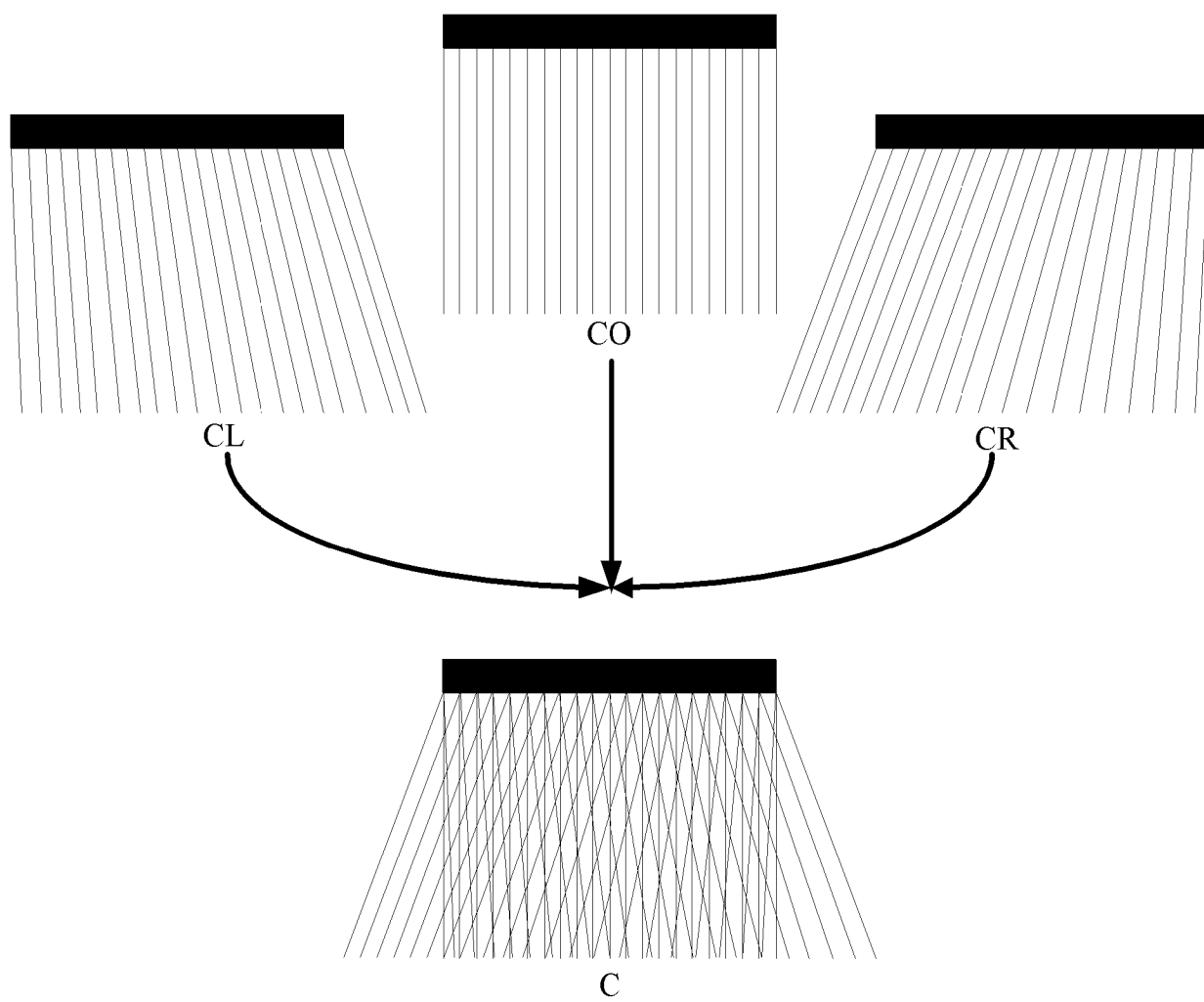


图 9

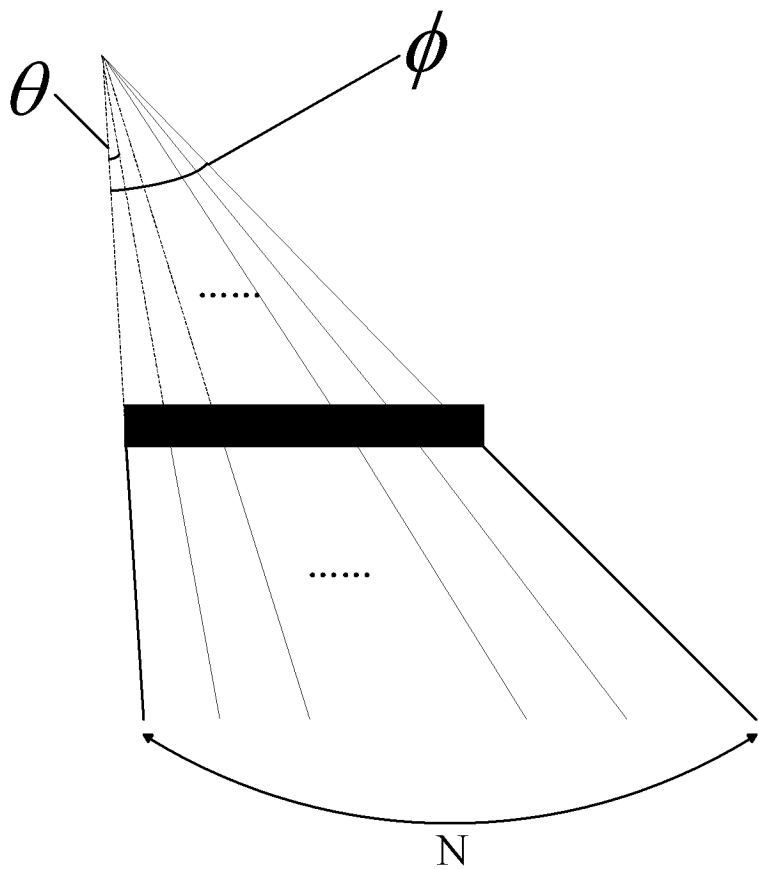


图 10

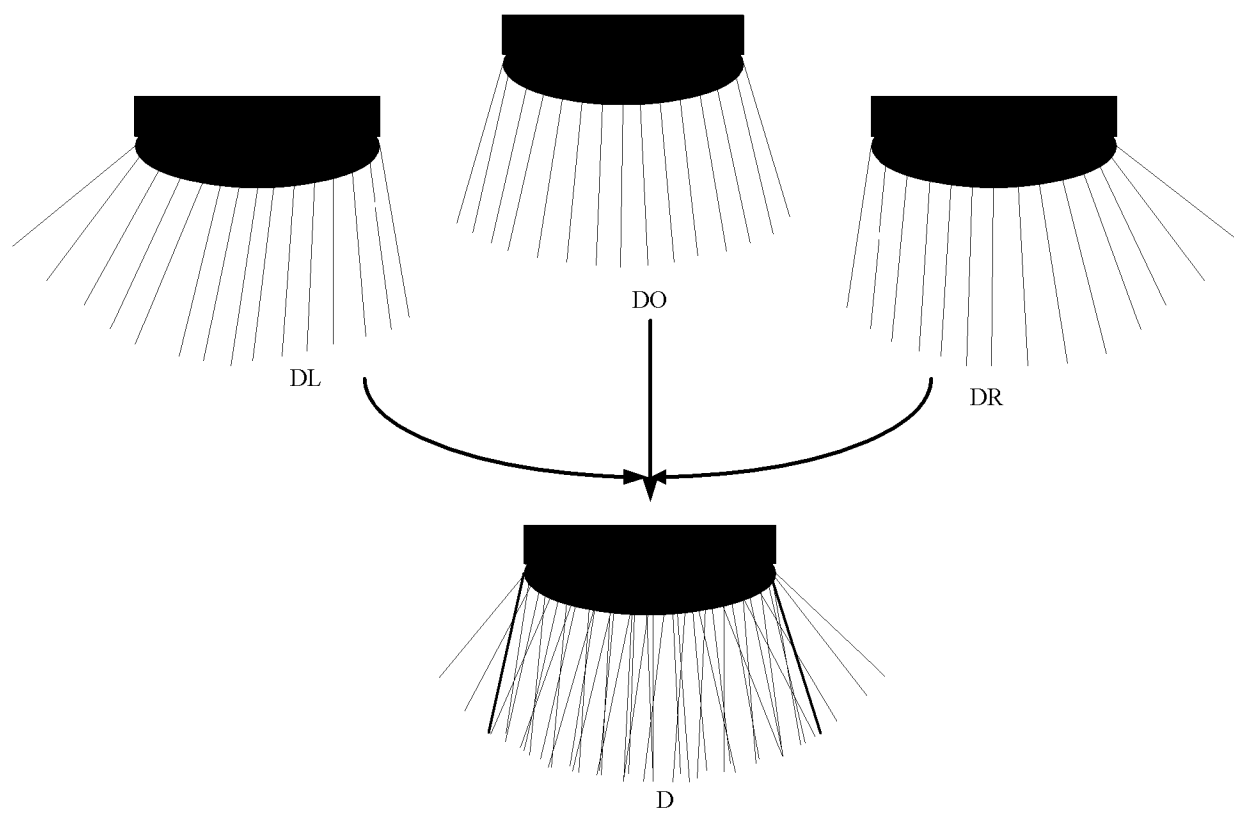


图 11

专利名称(译)	超声诊断仪的空间复合成像方法		
公开(公告)号	CN102429686A	公开(公告)日	2012-05-02
申请号	CN201110368828.9	申请日	2011-11-18
[标]申请(专利权)人(译)	无锡祥生医学影像有限责任公司		
申请(专利权)人(译)	无锡祥生医学影像有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	无锡祥生医学影像有限责任公司		
[标]发明人	赵丹华 张勇 陆坚		
发明人	赵丹华 张勇 陆坚		
IPC分类号	A61B8/13		
CPC分类号	G01S15/8995		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种超声诊断仪的空间复合成像方法，其各子帧中扫描线以增加扫描线数的方法进行复合形成具有高分辨率、低斑点噪声的优质超声图像。由于在本发明中用于复合的子帧中的扫描线，其采用虚拟发射单元与实质发射单元相结合发射并接收扫描线，使得进一步扩大了空间复合的范围，避免了传统方法中复合帧两侧所产生的伪边界的缺点，使复合帧所有区域的斑点噪声以及其他干扰得到最大程度上的抑制，从而改善了复合帧整体的图像质量，这为医生作出正确的诊断打下良好的基础。

