



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111263614 A

(43)申请公布日 2020.06.09

(21)申请号 201880068581.9

(22)申请日 2018.10.23

(30)优先权数据

2017-205343 2017.10.24 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.04.21

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2018/039356 2018.10.23

(87)PCT国际申请的公布数据

W02019/082892 JA 2019.05.02

(71)申请人 百合医疗科技株式会社

地址 日本东京都

申请人 国立大学法人东京大学

(72)发明人 东隆 唐天汉 佐久间一郎

中村弘文

(74)专利代理机构 北京银龙知识产权代理有限公司 11243

代理人 范胜杰 赵子翔

(51)Int.Cl.

A61B 8/14(2006.01)

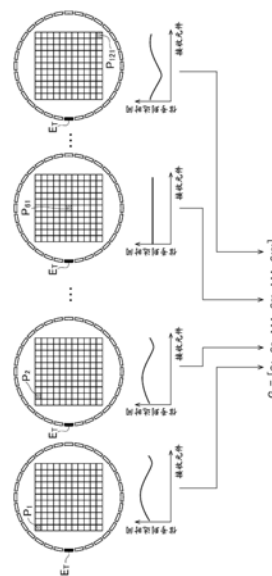
权利要求书2页 说明书10页 附图18页

(54)发明名称

超声波诊断系统及超声波诊断方法

(57)摘要

本发明的超声波诊断系统具备:多个元件,它们配置在被检测体的周围,且进行超声波的发送和接收;控制部,其进行控制以使得至少一个元件发送超声波并使至少一部分元件接收散射波;收集部,其用于收集从接收到上述散射波的元件得到的数据即测量数据;计算部,其基于对包含上述被检测体的至少一部分的拍摄区域进行分割而成的多个分割区域中的每一个分割区域的、以到达时间作为分量的第1要素和以上述测量数据作为分量的第2要素,计算出各个分割区域中的散射声压强度,该到达时间是从预定的元件发送的超声波由分割区域中的被检测体散射并由多个元件分别接收为止的时间;以及图像制作部,其将各分割区域的散射声压强度转换为像素值,并制作散射图像。



1. 一种超声波诊断系统,其特征在于,
上述超声波诊断系统具备:
多个元件,其配置在被检测体的周围,且进行超声波的发送和接收中的至少任一方;
控制部,其对上述多个元件进行控制,以使得上述多个元件中的至少一个元件发送超声波,并且上述多个元件的全部或者一部分接收散射波,该散射波是上述超声波由上述被检测体散射而得到的散射波;
数据收集部,其用于收集从接收了上述散射波的元件得到的数据即测量数据;
计算部,其基于将包含上述被检测体的全部或者一部分的拍摄区域进行分割而成的分割区域中的每一个分割区域的、以到达时间作为分量的第1要素和以上述测量数据作为分量的第2要素,来计算上述分割区域中的每一个分割区域的上述散射波的声压的强度即散射声压强度,该到达时间是从上述多个元件中预定的元件发送的超声波由上述分割区域中的上述被检测体散射并由上述多个元件的全部或者一部分分别接收为止的时间;以及
图像制作部,其制作将上述分割区域中的每一个分割区域的上述散射声压强度转换为像素值的图像即散射图像。
2. 根据权利要求1所述的超声波诊断系统,其特征在于,
上述分割区域是将上述拍摄区域分割为格子状而成的区域,
上述第1要素是以上述到达时间作为分量的矩阵的逆矩阵,
上述第2要素是将上述测量数据作为分量的向量,
上述计算部根据上述第1要素和上述第2要素的乘积来计算上述散射声压强度。
3. 根据权利要求2所述的超声波诊断系统,其特征在于,
构成上述分割区域的分割为格子状的区域的纵向个数和横向个数的乘积、接收元件数和上述测量数据的收集中的时间轴方向的数据采样点数的乘积分别与上述矩阵的列数、行数一致。
4. 根据权利要求2或3所述的超声波诊断系统,其特征在于,
上述控制部进行控制,以使得第1元件发送了超声波之后,第2元件发送超声波,
上述数据收集部从接收到与上述第1元件发送的超声波对应的散射波的元件收集第1测量数据,并从接收到与上述第2元件发送的超声波对应的散射波的元件收集第2测量数据,
上述计算部根据将上述第1元件作为超声波的发送元件时的第1逆矩阵和排列有上述第1测量数据的向量的乘积来计算第1散射声压强度,根据将上述第2元件作为超声波的发送元件时的第2逆矩阵和排列有上述第2测量数据的向量的乘积来计算第2散射声压强度,并合成上述第1散射声压强度和上述第2散射声压强度。
5. 根据权利要求3所述的超声波诊断系统,其特征在于,
上述矩阵的秩等于分割为上述格子状的区域的纵向个数和横向个数的乘积。
6. 根据权利要求5所述的超声波诊断系统,其特征在于,
根据乳房内部的上述超声波的声速和乳房外部的上述超声波的声速之间产生差分这一情况来计算上述到达时间。
7. 根据权利要求5所述的超声波诊断系统,其特征在于,
从上述被检测体观察,接收元件配置在发送元件侧。

8. 根据权利要求1所述的超声波诊断系统,其特征在于,
按照预定时间制作上述散射图像,并提取制作出的散射图像中的像素值的变化为预定值以上的部分。

9. 一种超声波诊断方法,其特征在于,

上述超声波诊断方法包括以下工序:

从配置在被检测体的周围的多个元件中的任一个元件发送超声波,并由上述多个元件的全部或者一部分接收散射波,该散射波是上述超声波由上述被检测体散射而得到的散射波;

收集从接收了上述散射波的元件得到的数据即测量数据;

基于将包含上述被检测体的全部或者一部分的拍摄区域进行分割而成的分割区域中的每一个分割区域的、以到达时间作为分量的第1要素和以上述测量数据作为分量的第2要素,来计算上述分割区域中的每一个分割区域的上述散射波的声压的强度即散射声压强度,该到达时间是从上述多个元件中预定的元件发送的超声波由上述分割区域中的上述被检测体散射并由上述多个元件的全部或者一部分分别接收为止的时间;以及

制作将上述分割区域中的每一个分割区域的上述散射声压强度转换为像素值的图像即散射图像。

超声波诊断系统及超声波诊断方法

技术领域

[0001] 本发明涉及通过照射超声波来制作被检测体的断层图像的超声波诊断及超声波诊断方法。

背景技术

[0002] 基于非侵袭性的超声波的诊断系统由于无需进行直接切开生物体进行观察的外科手术,因此作为对被检测体内部的信息进行诊断的技术被广泛应用于医疗领域。

[0003] 就超声波诊断的一个方法即超声波CT (Computed Tomography) 而言,通过对被检测体照射超声波,并使用反射超声波或透射超声波来制作被检测体的断层图像,通过近年来的研究,显示出其对于乳腺癌的检测有用。超声波CT例如使用将进行超声波的发送和接收的多个元件配置为环状的环形阵列换能器来制作断层图像。

[0004] 在现有的一种断层图像生成方法即孔径合成法中,首先从一个元件发送超声波,并用所有元件接收回声信号,从而生成第一轴表示接收元件编号而第二轴表示回声信号到达时间的二维数据(帧数据)。通过依次改变发送超声波的元件,从而生成与环形阵列换能器的元件数相应的帧数据。

[0005] 如图12a所示,根据从发送元件 E_m 到与断层图像的1个像素对应的关注部位PI为止的距离 L_{TX} 、从该关注部位PI到接收元件 E_n 为止的距离 L_{RX} 以及声速 c ,求出回声信号到达时间 $t = (L_{TX} + L_{RX}) / c$ 。如图12b所示,发送元件 E_m 的帧数据中,接收元件 E_n 、时间 t 的回声数据与关注部位PI对应。

[0006] 在1个帧数据中,针对每个接收元件,包括与关注部位PI对应的回声数据。当环形阵列换能器由 N 个元件组成时,接收元件为 N 个,因此,1个帧数据包括 N 个与关注部位PI对应的回声数据。由于存在 N 个帧数据,因此与关注部位PI对应的1个像素的亮度是 $N \times N$ 个回声数据的合成。这样一来,计算出各像素的亮度并制作图像。

[0007] 如上所述,以往,由于从1个元件发送的超声波的回声信号由所有元件接收这一情况重复进行与元件数相应的次数,因此超声波的发送次数多而测量花费时间。另外,由于获取大量的数据,所以将数据转送到计算机花费时间。

[0008] 专利文献1:国际公开第2017/051903号

发明内容

[0009] 本发明是鉴于上述现有的实际情况而做出的发明,其目的在于提供能够缩短被检测体的测量及数据转送所需的时间的超声波诊断及超声波诊断方法。

[0010] 本发明的超声波诊断系统具备:多个元件,它们配置在被检测体的周围,进行超声波的发送和接收中的至少任一方;控制部,其对上述多个元件进行控制,以使上述多个元件中的至少一个发送超声波,并使上述多个元件的全部或者一部分接收散射波,该散射波是上述超声波由上述被检测体散射而得到的散射波;数据收集部,其用于收集从接收了上述散射波的元件获取的数据即测量数据;计算部,其基于对包含上述被检测体的全部或者

一部分的拍摄区域进行分割而成的分割区域中的每一个分割区域的、以到达时间作为分量的第1要素和以上述测量数据作为分量的第2要素,计算出上述分割区域中的每一个分割区域中的上述散射波的声压的强度即散射声压强度,该到达时间是从上述多个元件中预定的元件发送的超声波由上述分割区域中的上述被检测体散射并由上述多个元件的全部或者一部分分别接收为止的时间;以及图像制作部,其生成将上述分割区域中的每一个分割区域中的上述散射声压强度转换为像素值得到的图像即散射图像。

[0011] 根据本发明的一个方面,上述分割区域是将上述拍摄区域分割为格子状而成的区域,上述第1要素是以上述到达时间作为分量的矩阵的逆矩阵,上述第2要素是将上述测量数据作为分量的向量,上述计算部根据上述第1要素和上述第2要素的乘积计算出上述散射声压强度。

[0012] 根据本发明的一个方面,构成上述分割区域的分割为格子状的区域的纵向个数和横向个数的乘积、接收元件数和上述测量数据的收集中的时间轴方向的数据采样点数的乘积分别与上述矩阵的列数、行数一致。

[0013] 根据本发明的一个方面,上述控制部进行控制,以使第1元件发送超声波之后,第2元件发送超声波,上述数据收集部从接收到与上述第1元件发送的超声波对应的散射波的元件收集第1测量数据,并从接收到与上述第2元件发送的超声波对应的散射波的元件收集第2测量数据,上述计算部根据将上述第1元件作为超声波的发送元件时的第1逆矩阵和排列上述第1测量数据得到的向量的乘积计算出第1散射声压强度,根据将上述第2元件作为超声波的发送元件时的第2逆矩阵和排列上述第2测量数据得到的向量的乘积计算出第2散射声压强度,并合成上述第1散射声压强度和上述第2散射声压强度。

[0014] 根据本发明的一个方面,上述矩阵的秩等于分割为上述格子状的区域的纵向个数和横向个数的乘积。

[0015] 根据本发明的一个方面,根据乳房内部的上述超声波的声速和乳房外部的上述超声波的声速之间出现差分这一情况计算出上述到达时间。

[0016] 根据本发明的一个方面,从上述被检测体观察,接收元件配置在发送元件侧。

[0017] 根据本发明的一个方面,每预定时间生成上述散射图像,并提取出生成的散射图像中像素值的变化为预定值以上的部分。

[0018] 本发明的超声波诊断方法包括以下工序:从配置在被检测体的周围的多个元件中的任一个元件发送超声波,并由上述多个元件的全部或者一部分接收散射波的工序,该散射波是上述超声波由上述被检测体散射而得到的散射波;收集从接收了上述散射波的元件获取的数据即测量数据的工序;基于对包含上述被检测体的全部或者一部分的拍摄区域进行分割而成的分割区域中的每一个分割区域的、以到达时间作为分量的第1要素和以上述测量数据作为分量的第2要素,计算出上述分割区域中的每一个分割区域中的上述散射波的声压的强度即散射声压强度的工序,该到达时间是从上述多个元件中预定的元件发送的超声波由上述分割区域中的上述被检测体散射并由上述多个元件的全部或者一部分分别接收为止的时间;以及生成将上述分割区域中的每一个分割区域中的上述散射声压强度转换为像素值得到的图像即散射图像的工序。

[0019] 发明效果

[0020] 根据本发明,能够缩短被检测体的测量及数据转送所需的时间。

附图说明

- [0021] 图1是本发明的实施方式中的超声波诊断系统的概要构成图。
- [0022] 图2是图1的A-A线剖视图。
- [0023] 图3是运算装置的功能框图。
- [0024] 图4是表示散射波的接收示例的图。
- [0025] 图5是表示散射波的接收示例的图。
- [0026] 图6是表示关注区域的像素分割示例的图。
- [0027] 图7a至图7d是用于说明测量矩阵的制作方法的图。
- [0028] 图8a是表示体模的图,图8b至图8f是表示应用比较例的图像制作方法得到的模拟结果的图。
- [0029] 图9a是表示体模的图,图9b至图9f是表示应用比较例的图像制作方法得到的模拟结果的图。
- [0030] 图10a、10d是表示体模的图,图10b、图10e是表示应用实施方式的图像制作方法得到的模拟结果的图。
- [0031] 图11a是表示接收孔径限制的示例的图,图11b是表示透射波和散射波的传播时间的示例的图。
- [0032] 图12a、图12b是用于说明现有的孔径合成法下的数据获取方法的图。
- [0033] 图13a、图13b是表示评价用模型的图。
- [0034] 图14a、图14b是表示基于实施方式的重建图像的图。
- [0035] 图15a、图15b是表示基于孔径合成法的重建图像的图。
- [0036] 图16a是表示信噪比的解析结果的图表,图16b是表示分辨率的解析结果的图表。

具体实施方式

[0037] 下面,参照附图进一步对本发明进行详细说明。本发明的实施方式所涉及的超声波诊断系统通过对人体等被检测体照射超声波,并使用接收到的回声信号来制作散射图像(散射声压强度图)。医生通过对制作好的散射图像进行确认,由此能够诊断出恶性肿瘤等病变。

[0038] 如图1所示,本实施方式所涉及的超声波诊断系统10具备:环形阵列R、开关电路110、发送接收电路120、运算装置130以及图像显示装置140。

[0039] 环形阵列R是通过组合多个振子而构成的,优选直径为80~500mm的环形形状的振子,更优选直径为100~300mm的环形形状的振子。另外,环形阵列R也可以采用直径可变的结构。在本实施方式中,作为一例,使用通过组合4个凹面型振子P01~P04而成的环形形状的振子。

[0040] 例如,在凹面型振子P01~P04分别具有256个长方形压电元件E(下面有时仅称作“元件E”)的情况下,环形阵列R由1024个元件E构成。设置在凹面型振子P01~P04上的元件E的数量不限,优选为1~1000个,更优选为100~500个。

[0041] 各元件E具有使电信号和超声波信号相互转换的功能。元件E将超声波发送至被检测体T,并接收由被检测体T散射(反射)的散射波(前方散射波、侧方反射波、后方反射波),从而形成电信号来作为测量数据。

[0042] 在本实施方式中,虽然对各元件E具有超声波发送和接收这两种功能进行说明,但并不限于此。例如,也可以使用只具有超声波发送功能和接收功能中的任意一方的发送元件或接收元件,并将多个发送元件和多个接收元件配置为环形。另外,也可以为具备发送和接收这两种功能的元件、发送元件、接收元件混合存在的结构。

[0043] 图2是图1的A-A线剖视图。例如,在开设有孔的床的下方,环形阵列R以床的孔和插入部SP重叠的方式设置。被试验者从床的孔中将作为拍摄对象的身体的部位(被检测体T)插入到插入部SP中。

[0044] 用于插入被检测体T的插入部SP设置在环形阵列R的中央。环形阵列R的多个元件E沿着环形而等间隔地设置在插入部SP的周围。在环形阵列R的内周侧的表面安装有被称作声学透镜的凸透镜。通过对环形阵列R的内周侧实施这种表面加工,能够使各元件E所发送的超声波收敛于包含环形阵列R在内的平面内。

[0045] 在本实施方式中,将各元件E等间隔地配置成环状,但环形阵列R的形状不限定为圆形,例如其也可以为六边形、正方形、三角形等任意的多边形、至少一部分中包含曲线、圆弧的形状、其它任意的形状、或者这些形状中的一部分(例如半圆、圆弧)。即,环形阵列R可以一般化为阵列R。另外,关于构成阵列R的各元件E的配置,优选为以至少90度或更大角度断续地围绕被检测体T的周围那样的配置,但并不限于此。

[0046] 环形阵列R经由开关电路110与发送接收电路120连接。发送接收电路120(控制部)将控制信号(电信号)发送至环形阵列R的元件E,并控制超声波的发送接收。例如,发送接收电路120对元件E指示所要发送的超声波的频率、大小、波的种类(连续波、脉冲波等)等。

[0047] 开关电路110与环形阵列R的多个元件E分别连接,将来自发送接收电路120的信号传递给任意的元件E,使元件E驱动以进行信号的发送接收。例如,开关电路110通过切换供给来自发送接收电路120的控制信号的元件E,能够使多个元件E中的任一个元件E作为发送超声波的发送元件而发挥作用,并使多个(例如所有的)元件E接收散射波。

[0048] 可以同时驱动所有的元件E并收集测量数据,也可以将环形阵列R的多个元件E分为几个组,以组为单位依次收集测量数据。通过在数 μs ~ ms 级别以下进行组的切换,几乎能够实时地进行测量数据的收集。

[0049] 环形阵列R以通过步进马达等而能够上下移动的方式设置。通过使环形阵列R上下移动来进行被检测体T整体的数据收集。

[0050] 运算装置130例如由具备CPU、存储部(RAM、ROM、硬盘等)、通信部等的计算机构成。通过执行存储部中存储的程序,如图3所示那样的、发送元件决定部131、数据收集部132、计算部133、图像制作部134等的功能得以实现,而且在存储部中确保了矩阵数据存储区域135以及测量数据存储区域136。关于各部分的处理,将在下文进行描述。

[0051] 下面,关于本实施方式的散射图像的制作方法进行说明。如图4所示,关注1个点散射体PS(被检测体T的1点),设想从1个发送元件 E_T 发送的超声波由该点散射体PS散射并由1个接收元件 E_R 接收的情况。此时,接收元件 E_R 的测量数据中包含受该点散射体PS影响的特性图案。

[0052] 在本实施方式中,设定为以被检测体T由多个点散射体构成为前提,构成被检测体T的特定部分反射超声波并使其散射。如图5所示,当存在多个点散射体PS时,接收元件 E_R 的测量数据中包含受各点散射体PS影响的特性图案的线性结合。在本实施方式中,根据测量

数据,分割并判别各特性图案,计算各点散射体PS的散射波的声压的强度即散射声压强度。

[0053] 在本实施方式中,设定通过分割包含被检测体的前部或者一部分的拍摄区域而成的分割区域。具体地说,如图6所示,将拍摄区域(关注区域)R分割为格子状,并设定多个像素区域。例如,将拍摄区域R分割为 $M^2(=M \times M)$ 个像素区域。图6示出设定 $M=11$ 并将拍摄区域R分割为121个像素区域 $P_1 \sim P_{121}$ 的示例。

[0054] 在本实施方式中,根据信号到达时间和测量数据来计算分割区域中的每一个分割区域的散射波的散射声压强度,该信号到达时间是从预定的元件发送的超声波由分割区域中的被检测体散射并由多个元件分别接收为止的时间。

[0055] 各像素区域的散射声压强度可以扩展为一维向量 x 。当像素区域为 M^2 个时,成为 $M^2 \times 1$ 的向量 x 。从某特定的1个发送元件 E_T 发送超声波,使用 N 个接收元件 E_R ,并将每个元件的采样数设为 N_t 时,测量数据可由 $N_t \times N \times 1$ 的向量 y 表现。

[0056] 这里,若使用合适的测量矩阵 G ,则能够数式化为 $Gx=y$ 。使用 G 的逆矩阵 G^{-1} ,根据 $x=G^{-1}y$ 来求出 x 。即,根据逆矩阵 G^{-1} 和 N 个接收元件 E_R 的测量数据,能计算出各像素区域的散射声压强度。

[0057] 此外,除了逆矩阵以外,使用所谓伪逆矩阵的方法也有效。这种方法是使用了在除了成为 $G^{-1}G=E$ (E 为单位矩阵)的 G^{-1} 以外, $G'G=E'$ 、 E' 也被确定的条件下,迹线的绝对值和为最小的 G' 的方法。 G' 可通过最小二乘法、带约束条件的变分法等求出。从防止由逆矩阵的发散引起且处理后的噪声变大的观点出发,该方法是优异的。相同地,计算出相对于 $H=G+\gamma E$ 的逆矩阵 H' 的方法等也有效。

[0058] 接着,关于测量矩阵 G 的结构进行说明。固定发送元件 E_T ,将各像素区域看作1个点散射体,用多个接收元件来接收由第 i 个点散射体散射的超声波,将此时的信号到达时间设定为第 i 个列向量,由此来构建测量矩阵 G 。

[0059] 例如,如图7a所示,将从发送元件 E_T 发送来的超声波由位于第1个像素区域 P_1 的位置的点散射体散射并由多个(例如所有的)接收元件接收为止的信号到达时间按照接收元件的配置顺序排列得到的列向量 c_1 成为测量矩阵 G 的第1个列向量。

[0060] 如图7b所示,将从发送元件 E_T 发送的超声波由位于第2个像素区域 P_2 的位置的点散射体散射并由多个接收元件接收为止的信号到达时间按照接收元件的配置顺序排列得到的列向量 c_2 成为测量矩阵 G 的第2个列向量。

[0061] 如图7c所示,将从发送元件 E_T 发送的超声波由位于第61个像素区域 P_{56} 的位置的点散射体散射并由多个接收元件接收为止的信号到达时间按照接收元件的配置顺序排列得到的列向量 c_{56} 成为测量矩阵 G 的第61个列向量。

[0062] 如图7d所示,将从发送元件 E_T 发送的超声波由位于第121个像素区域 P_{121} 的位置的点散射体散射并由多个接收元件接收为止的信号到达时间按照接收元件的配置顺序排列得到的列向量 c_{121} 成为测量矩阵 G 的第121个列向量。

[0063] 像这样构建测量矩阵 G 。通过未图示的计算机来计算测量矩阵 G 的逆矩阵 G^{-1} ,并将其存储于矩阵数据存储区域135中。

[0064] 发送元件决定部131指示发送接收电路120从该测量矩阵 G 中假定为发送元件的元件 E 发送超声波。

[0065] 数据收集部132经由开关电路110及发送接收电路120来收集(包括接收或获取)通

过多个元件得到的数据即测量数据(接收数据)。测量数据被存储于测量数据存储区域136中。

[0066] 计算部133根据存储于矩阵数据存储区域135中的逆矩阵 G^{-1} 和以存储于测量数据存储区域136中的测量数据作为分量的向量 y 的积,来计算各像素区域的散射声压强度 x 。

[0067] 图像制作部134通过将各像素区域的散射声压强度转换为像素值并配置为二维阵列状,来制作拍摄区域的散射图像(散射声压强度图)。制作出的散射图像显示于图像显示装置140中。

[0068] 为了能求出逆矩阵 G^{-1} ,矩阵 G 的秩(阶数)需要与像素数 M^2 相等。所谓秩也可以解释为该矩阵所拥有的不同的特性值的数量。反过来说,构成为:在矩阵 G 满足秩 $=M^2$ 的条件下,确定求出的像素数与接收元件数的对应关系,并在该条件下进行数据获取。也可以构成为:在对预先计算出的 G^{-1} 乘以获取数据 y 时的解并不理想的情况下(例如存在显著的赝像等情况下),对 G_2^{-1} 乘以数据来执行图像重建,该 G_2^{-1} 是在数据获取之后针对关于更小的像素数(M_2)²构成的 G_2 而计算出的($M_2 < M$)。

[0069] 这样,根据本实施方式,基于将从单个发送元件发送超声波并由多个接收元件接收得到的回声数据排列得到的向量和预先准备的测量矩阵 G 的逆矩阵 G^{-1} 的乘积,求出拍摄区域(关注区域)的各像素区域的散射声压强度,并制作散射图像。

[0070] 因此,与一边切换发送元件一边反复进行由所有元件接收从1个元件发送的超声波的回声信号的现有的孔径合成法相比,能够缩短被检测体测量所需的时间。另外,能够削减获取的数据量,从而缩短数据转送所需的时间。

[0071] 在上述实施方式中,关于只有1个发送元件的示例进行了说明,这种情况在像素区域的数量少时或者噪声极小时优选。当像素区域的数量多或者噪声大时,优选对多个发送元件进行切换以依次发送超声波,并收集测量数据。在该情况下,针对每个发送元件预先准备逆矩阵 G^{-1} 。计算逆矩阵 G^{-1} 与测量数据的向量的乘积,求出与发送元件数量相应的散射声压强度 x 。通过合成多个散射声压强度 x ,能够改善信噪比。

[0072] 在上述实施方式中,当不能解出逆矩阵 G^{-1} 时,可以通过最小二乘法或者通过用正则化方法解出惩罚项来求出散射声压强度 x 。这是因为:特别是在不能无视噪声 n 的影响时, $Gx+n=y, x=G^{-1}(y-n)$,但通常并不能确定 n 。

[0073] 模拟

[0074] 针对2种体模,使用上述实施方式的散射图像生成方法进行模拟。另外,作为比较例,使用孔径合成法进行模拟。作为体模,设定为如图8a、图10a所示的配置成格子状的49点(7×7)的点散射体和如图9a、图10d所示的64×64像素的Shepp-Logan体模。下面的表1中示出了模拟条件。

[0075] 表1

[0076] 元件数	8~128
环形阵列半径	50mm
声速	1500m/s
采样频率	5MHz
激发	单位冲量
关注区域	64×64mm ²

像素尺寸	$1 \times 1\text{mm}^2$
------	-------------------------

[0077] 图8、图9中示出的是应用比较例的孔径合成法得到的结果。图8表示将49点离散的散射体模型化后的情况，图9表示将结构模型化后的情况。图8a、图9a表示正解（原模型）。

[0078] 图8b~图8f、图9b~图9f分别表示将发送接收元件数设定为128个、64个、32个、16个、8个时的孔径合成拍摄的结果。如图8、图9所示，可以确认的是随着发送接收元件数的减少在原本不存在亮度的像素中产生了噪声。特别是在图8中，虽然当发送接收元件数为128个、64个、32个时只是噪声无规则分布，但当发送接收元件数为16个、8个时，作为特定的图案形成了膺像，可成为误诊等的原因。

[0079] 在图9中，从发送接收元件数为128个开始，出现了如肿瘤和乳腺分离困难那样的对比度降低，而在发送接收元件数为32个、16个、8个的图像中，由于产生了各种各样的膺像，图像的可辨认度显著降低。

[0080] 另一方面，图10是应用本实施方式的方法得到的结果，图10a、图10d表示正解（原模型），图10b、图10e表示将发送接收元件数设定为8个时的复原图像。从图10中可以确认能对原模型进行完全复原。

[0081] 当发送元件数增加时，与发送条件数的数量相应的部分的矩阵纵向排列从而形成矩阵G。另外，可以确认当将发送元件数设定为1个且将接收元件数设定为16个时也能得到同样的结果。进而，确认了当将发送元件数设定为1个且将接收元件数设定为32个、64个、128个时也能得到与接收元件数为16个时相同的重建结果。

[0082] 根据这些结果，可以确认存在下述2个用途：

[0083] **【1】**在维持构成环形阵列的元件数不变的情况下，可将发送条件削减为1；

[0084] **【2】**将构成环形阵列的元件数从128削减到8，发送条件实施与元件数相应的次数。

[0085] 在**【1】**的情况下，与孔径合成法相比，拍摄速度为128倍，获取数据量为1/128。虽然在上述的示例中将元件数设定为128个，但是例如在元件为2048且发送条件为256的序列中，拍摄速度为256倍，获取数据量为1/256。

[0086] 在**【2】**的情况下，具有诸如削减构成环形阵列的元件数、降低多路复用器的电路规模、减少元件与多路复用器间的电缆根数（均为1/16）这样的削减成本、缩小装置尺寸的效果。

[0087] 因为1个断面的拍摄所需的时间为直径 \times 2/声速 \times 拍摄条件数，因此当直径为200mm、声速为1500m/s、代表性的孔径合成法的拍摄条件数为256次时，拍摄1个断面需要约70ms。当拍摄1000个断面时，若马达的移动速度充分小，则需要70秒左右。而当应用本发明的方法时，即使拍摄1000个断面，拍摄时间也为0.23秒。这样，拍摄高速化，拍摄张数增加了与削减数据量相应的量，而且也能使用自由度。

[0088] 关于数据量，在元件数为2048、发送条件为256、直径为20cm的环形中采样频率为40MHz、AD转换器的输出为2Byte的孔径合成法的情况下，深度方向（超声波传输方法）的采样点数为 $200e^{-3} \times 2/1500 \times 40e^6 = 1e^4$ ，每1帧为 $2 \times 1e^4 \times 2048 \times 256 = 10\text{GB}$ 。当断面数为1000时，每1个体数据为10TB。因此，必须减少断面数或者存储为图像数据（约2GB/体积）而不是回声数据。期望通过对1个回声数据施加多种应用处理来提高诊断能力，但是每次保存10TB数据并不现实。另一方面，根据本发明，还带来了新用途的发展，例如能将数据削减约2到3位，由此也能保存回声数据本身，并且能在图像化之前的回声数据的状态下与过去数据进

行比较。

[0089] 当体积拍摄高速化时,在乳腺拍摄的主要应用之一即弹性拍摄方面也能取得很大的改善。弹性拍摄是通过根据1个断面的1条线上加压前后的相互关联来提取畸变并使其分布可视化来检测病变的技术。如果线或切片由于加压而偏移,则相互关联精度降低。通常,通过固定拍摄切片位置使相互关联对象中仅包括线的偏移来提示关联错误,但若体积拍摄高速化,则体积内的回声线之间的关联成为可能,从而能够降低关联错误。

[0090] 在以上的说明中,在G矩阵生成时以冲量响应作为前提进行了说明。由于换能器实际上是以谐振频率为中心的带通滤波器,因此带宽是有限的。在该情况下,也能通过在G矩阵生成时一个接一个代入与冲量响应对应的波形来进行运算。

[0091] 另外,在以上的说明中,关于声速不均匀带来的影响,并没有进行讨论。即,就声波的声速而言,在透射乳房内部的情况下和在不透射乳房内部的情况下,在另一条路径中透射乳房内部的部分与透射外部的部分的比例的变化是不均匀的,因此优选考虑两种声波的声速的差异。例如,可以在生成散射图像之前执行用于检测乳房内外的二进制化处理,并根据积分传播时间计算出乳房中的平均声速。通过有效利用该声速分布来进行与声速不均匀对应的G矩形的修正对于提高重建算法的鲁棒性是有效的。

[0092] 作为G矩阵生成中的注意事项,还存在分离透射波的观点。虽然取决于用于发送的频率,但很多情况下透射波一般比散射波更强。如图11b所示,如果透射波重叠于散射回声信号之上,则通过本发明的方法进行重建时可能会受到影响。对此,如图11a所示,通过进行接收孔径限制使得仅使用当从被检测体(拍摄区域)观察时配置在发送元件侧的一部分元件进行接收,能够限定透射波的影响。在图示的示例中,可以确认的是通过将接收孔径限制为所有元件的3/8能够实现本发明的方法。

[0093] 在以上的实施例中,关于在环内的宽阔区域中等间隔地设置像素的方法进行了说明。在使用了环形阵列的乳腺组织的拍摄中,大致分为乳房内区域和环绕乳房内区域的水区域。当然,在测量中无需关于水区域进行拍摄。对此,根据本发明,通过将拍摄区域仅设定为乳房存在的区域,能够削减像素数,与此相应地,能够使所需的发送条件数、采样频率降低。当环形阵列靠近躯干部(靠近床的顶部)时,由未在水区域中获取数据而带来的数据削减效果很小,但当环形阵列离开躯干部而接近乳房前端时,拍摄面内的乳房截面面积变小,通过本发明而优化的拍摄条件中的获取数据量削减效果增大。此时,若由于水中存在气泡等而存在噪声,则可能发生错误,因此,通过关于一个条件应用预处理来除去水中浮游的散射体引起的回声信号对于降低噪声是有效的,该预处理是指改变时间来进行拍摄并仅提取出未产生经时变化的分量的处理。

[0094] 接着,关于本发明成立的条件、主要图案的设定方法,进行补充说明。本发明的发明点在于:通过将测量区域网格化可使用矩阵进行表现,以便使其离散化并作为离散模型进行处理。此时,网格尺寸很重要。关于与作为获取散射波进行图像化的传统方法的代表示例即孔径合成法相比图像质量相对于网格尺寸是如何变化的进行说明。

[0095] 图13示出了两个评估用模型。图13a示出了由点的排列形成的结构,图13b示出了模拟乳房断层图像得到的结构。当中心频率为2MHz且以像素尺寸0.2mm(约为波长的1/8)对空间进行网格化时,设定为网格中存在的散射体的散射量的总和存在于网格中心进行处理。此时,用存在于网格中央的 δ 函数代替网格内的散射体的空间分布这样的近似操作成为

在图像重建过程中产生赝像或者分辨率降低的原因。作为典型的结果,图14a、14b示出了通过本发明得到的结果,图15a、15b示出了作为比较例使用公知的孔径合成法得到的结果。在图14a、14b中,虽然分辨率得以维持,但噪声的增加明显。另一方面,在图15a、15b中,虽然噪声的增加不明显,但分辨率的下降明显。

[0096] 对此,将网格内的散射体位置误差(设定位置和网格中央之间的距离)作为横轴,关于2个图像质量评估因素进行了分析。即,在图16a、16b中,纵轴取信噪比(SNR)和分辨率(半宽),对于使用孔径合成的情况和本发明的情况进行了绘制。其结果是,在孔径合成的情况下,当误差增大时,分辨率降低(分辨率=可解析的下限尺寸[m]增大),但SNR并没有太大变化。另一方面,在本发明中,分辨率的变化很小,但SNR的下降很大。

[0097] 分辨率下降,虽然图像模糊,但观察对象并没有消失。(当然,视程度而定)另一方面,若SNR低于某个值,则根本无法从视觉上识别观察对象。以往,当从逆矩阵的运算在实用性方面可运算的范围考虑时,网格尺寸变大,位置误差增大,SNR急剧劣化,因此未曾讨论本发明这样的方法。本发明是基于只要存在充足的网格数就能离散地处理对象这样的思想而完成的发明。如该结果所示,本发明发挥作用的是比孔径合成法更严格的条件,但在发挥作用的条件下,能够实现更高的性能。

[0098] 另外,作为另一个实施例,关于将本发明用于测量乳房内的温度变化中的示例进行说明。已知癌细胞与构成其它正常组织的细胞相比繁殖速度快且代谢活跃以实现快速繁殖。因此,在现有的PET(正电子断层显像法)中,下述的诊断法广泛应用于临床现场,即:施用以放射性衰变的同位素进行标注的糖,对从代谢活跃的部位放射的 γ 射线源的空间分布进行可视化,由此诊断出代谢活跃的部位=肿瘤。尽管这是一种能够以高对比度检测病变的技术,但用于生成放射性同位素药剂的减速器等辅助设备昂贵且大型、以及伴随体内照射这样的情况阻碍了在检查诊断中使用。

[0099] 关于作为更加简单地进行代谢测量的方法的、使用红外线照相机对伴随代谢出现的温度升高部位进行检测的方法,研究的历史也很长,并且曾经出售了临床设备。(近年来,随着AL技术的发展,有的集团正在研究重新开发。)问题在于:当使用红外线进行测量时,生物体内的水分会吸收伴随着热辐射的红外线,因此可测量区域仅限于靠近体表的浅部。

[0100] 在使用环形阵列进行的测量中,能够测量伴随着温度变化出现的声速分布的变化。实际上,水分或脂肪的声速的温度依赖性为 $Xm/s/k$ 左右,使用环形阵列也能检测出。从原理上讲即使是体内深部也能进行测量这一点与使用红外线照相机的情况相比是优势。但是,基于声速的温度依赖性所能测量的是温度变化,而不是绝对温度,因此对乳房施加温度变化,根据代谢量大的部位和其它部位的温度变化速度的差异得出对比度是有效的。在不根据本发明的、通常的环形回声拍摄的序列中,要获取1体积数据,需要5分钟至10分钟的时间。肿瘤中产生的热量根据热扩散方程式而扩散,在平衡状态下,与热源以外的周围组织的温度差变小。为了有效地获取达到该平衡状态之前的温度变化,并且在不设置附加设备的情况下施加温度变化,优选在被实验者将乳房放置在收纳有环形阵列的水槽中之后,立即观察温度的非平衡过程。

[0101] 在该目的中,根据本发明的发送条件数的削减是有效的。相对于作为上述1体积数据获取时间的5分钟,瞬态温度变化时间为5至10分钟左右,为了在此期间观察瞬态温度变化,需要将拍摄速度高速化5至10倍。使用本发明的高速化方法,每预定时间连续地生成散

射图像,并从经时性的图像变化中提取出变化较大的区域(像素值或对应的RF数据变化了预定值以上的部分),将其换算为温度变化的大小,由此能够使代谢带来的耐热性的差异可视化。

[0102] 使用特定的形态对本发明进行了详细说明,但本领域技术人员明白,在不脱离本发明的意图和范围的情况下可进行各种变更。

[0103] 本申请基于2017年10月24日提出申请的日本专利申请2017-205343,通过引用将该申请整体援用于此。

[0104] 符号说明

[0105] 10—超声波诊断系统;110—开关电路;120—发送接收电路;130—运算装置;140—图像显示装置。

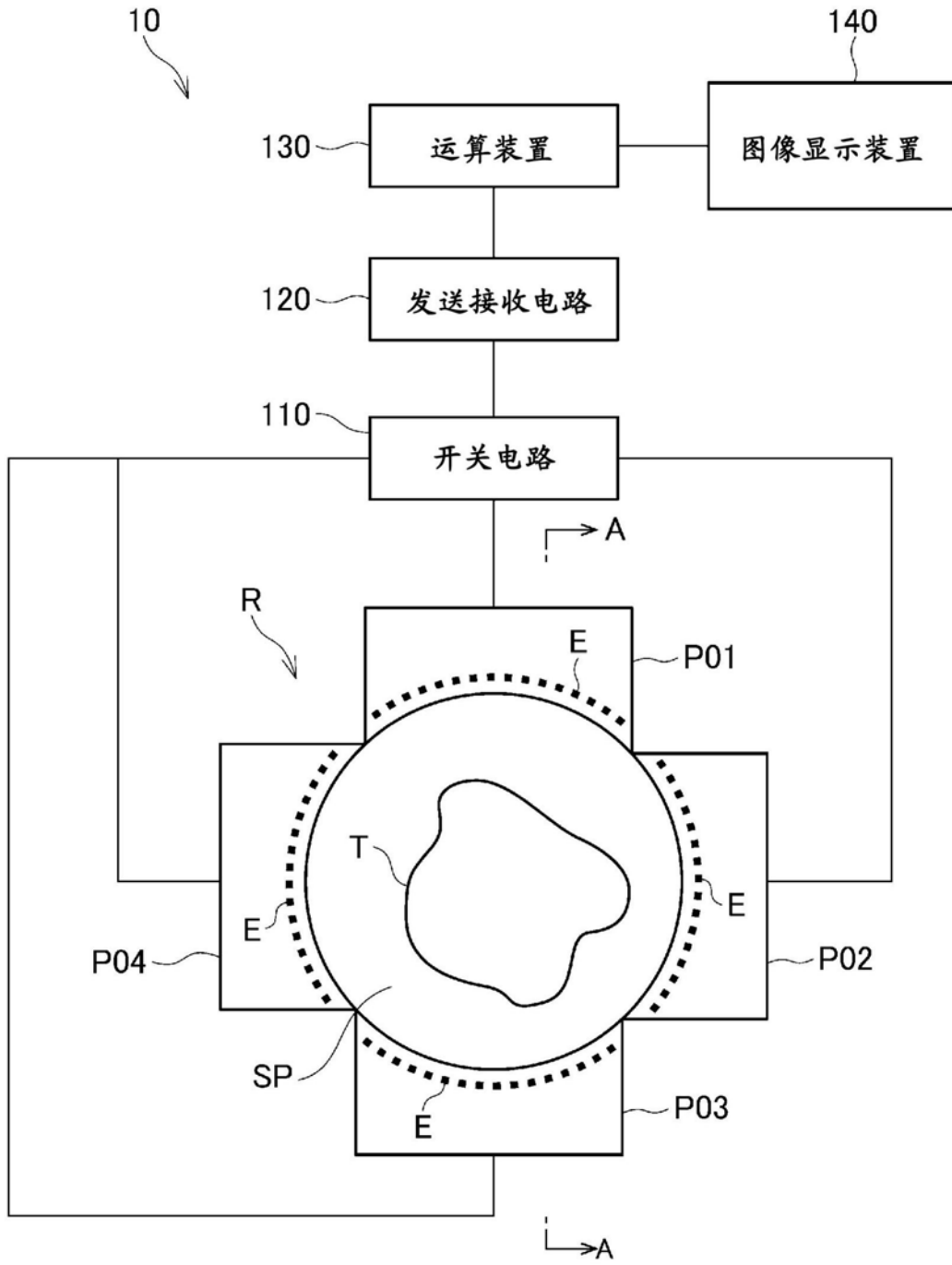


图1

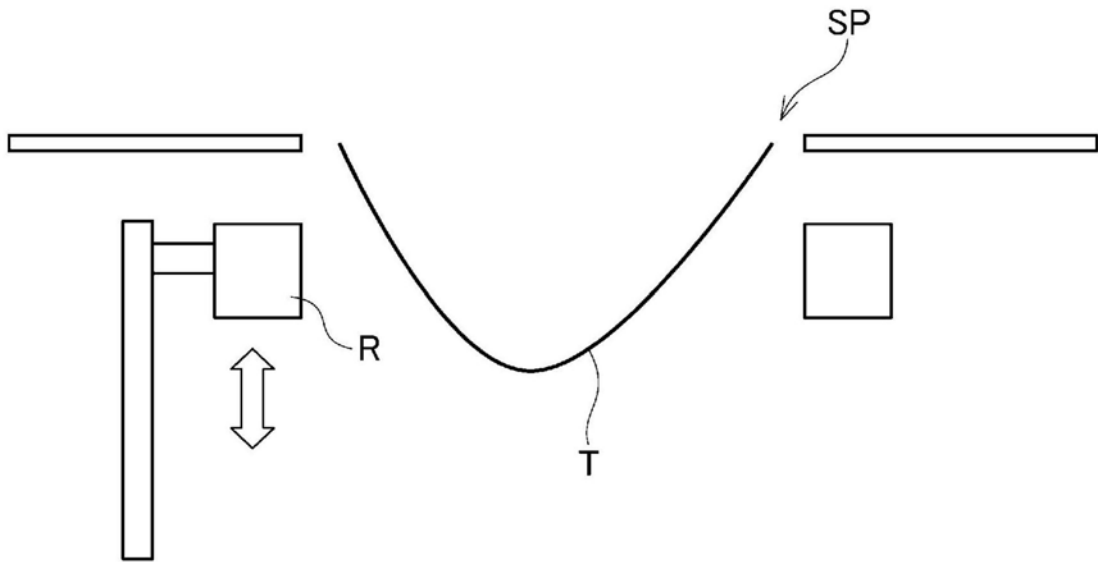


图2

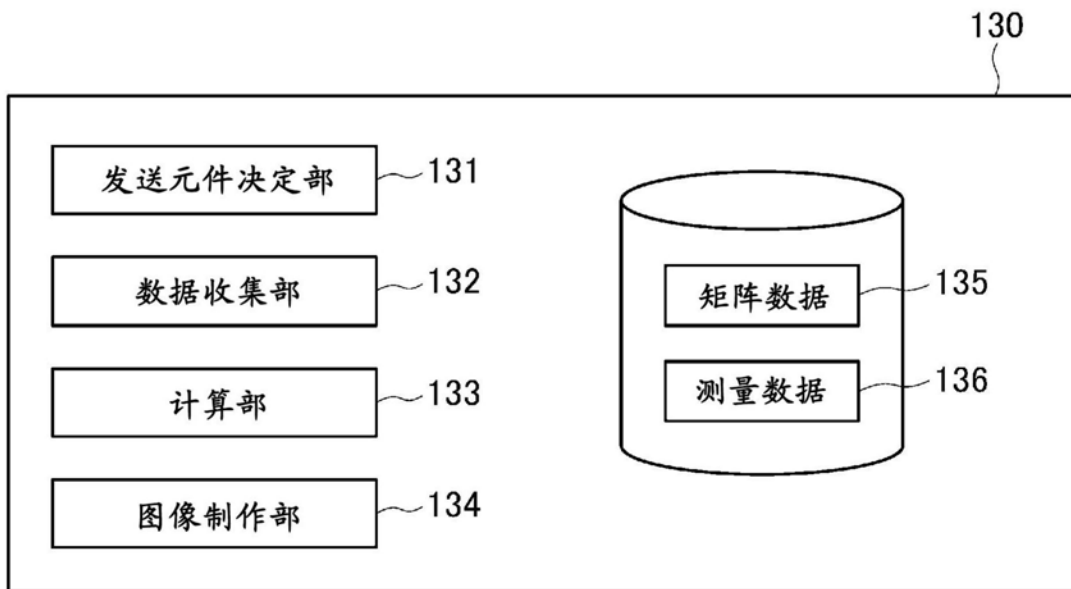


图3

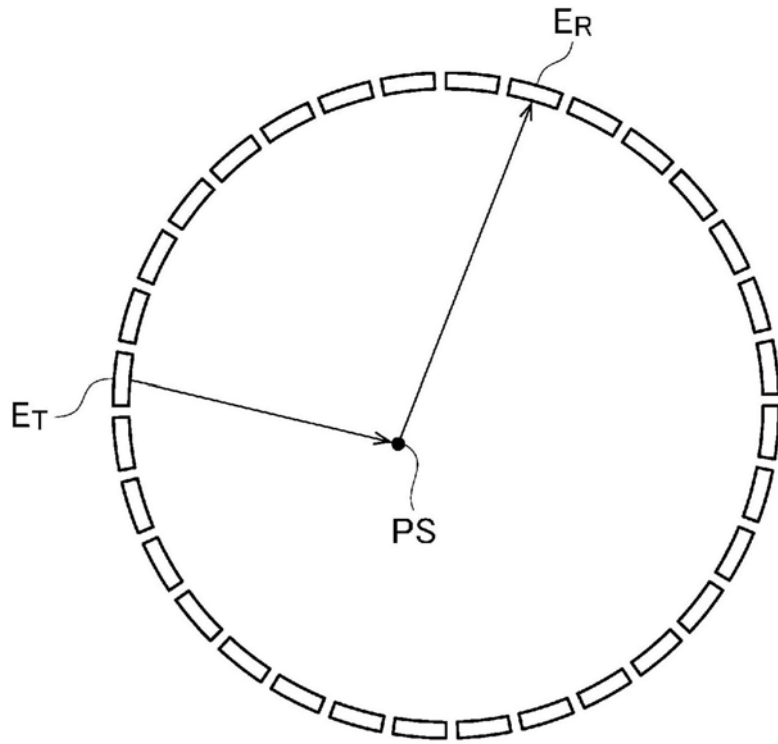


图4



图5

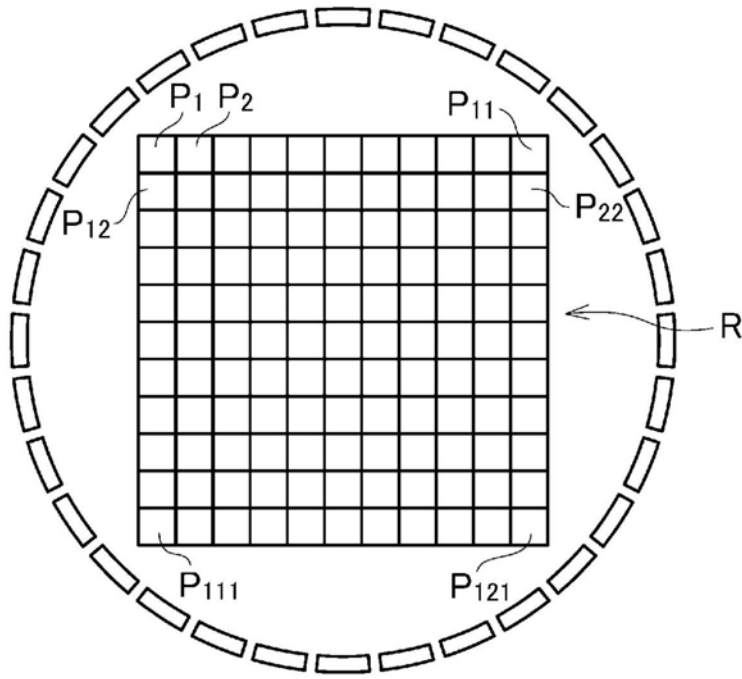


图6

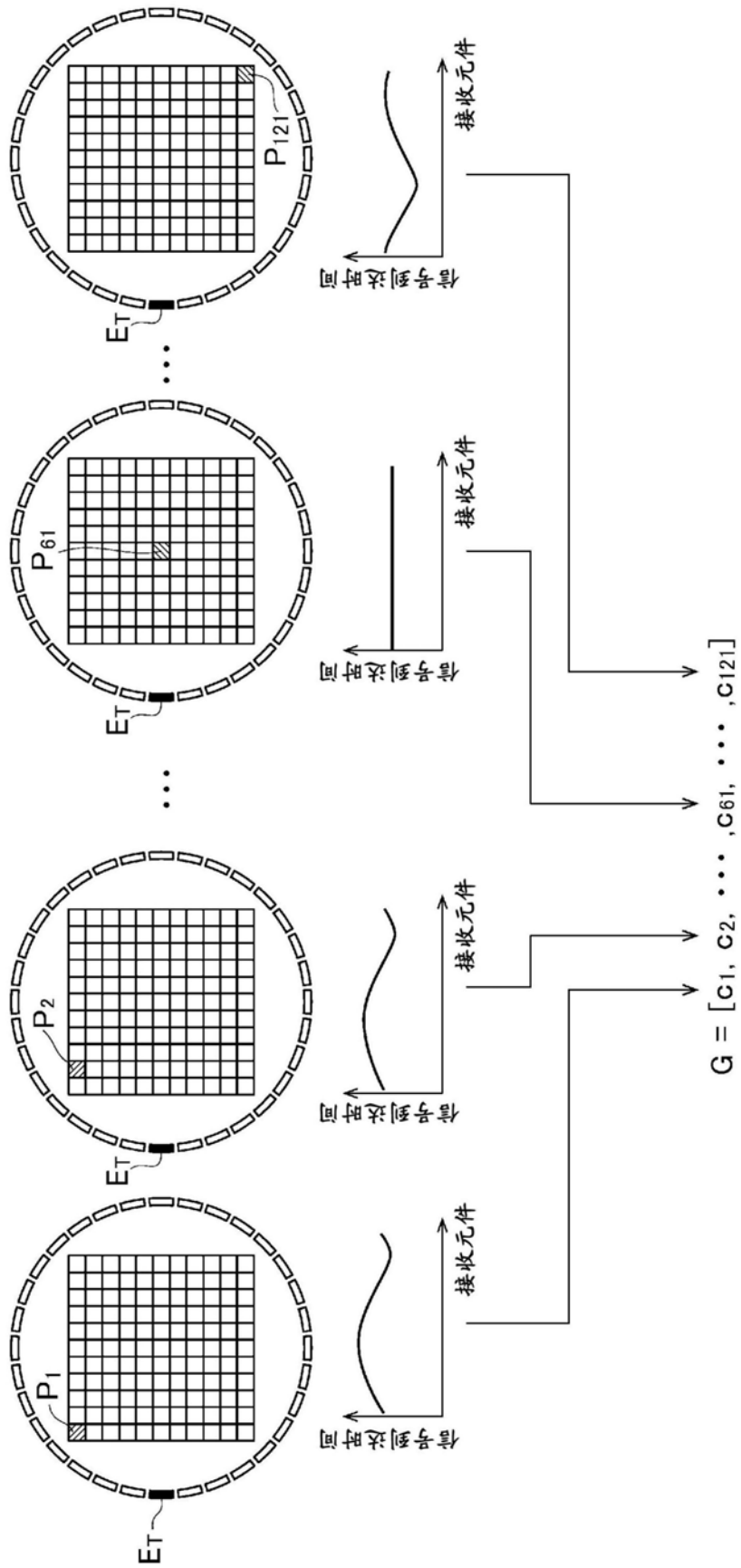


图 7a

图 7b

图 7c

图 7d

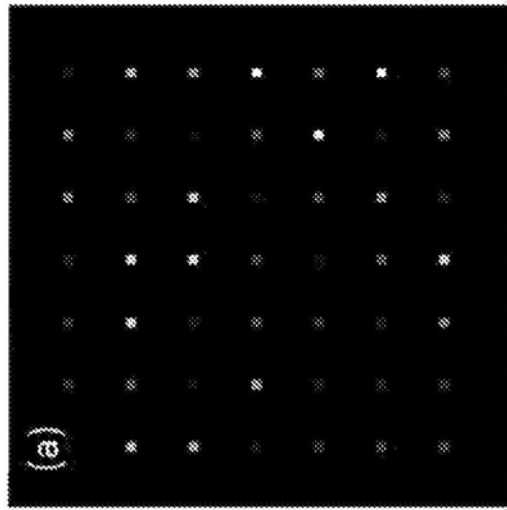


图8a

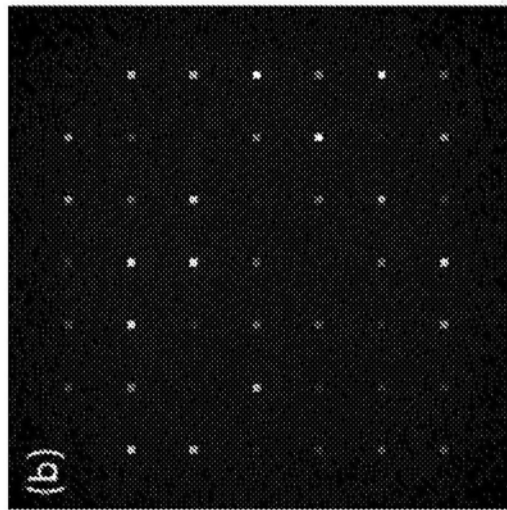


图8b

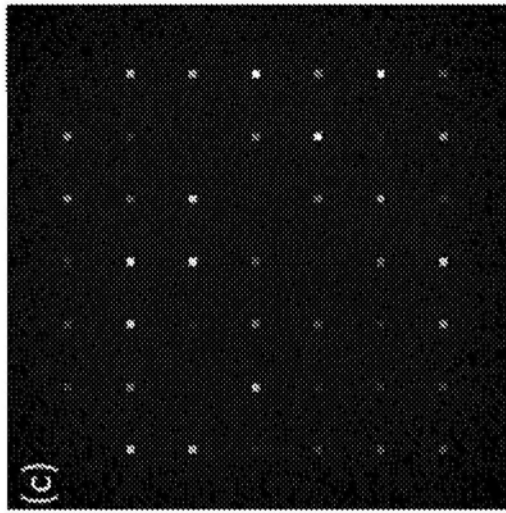


图8c

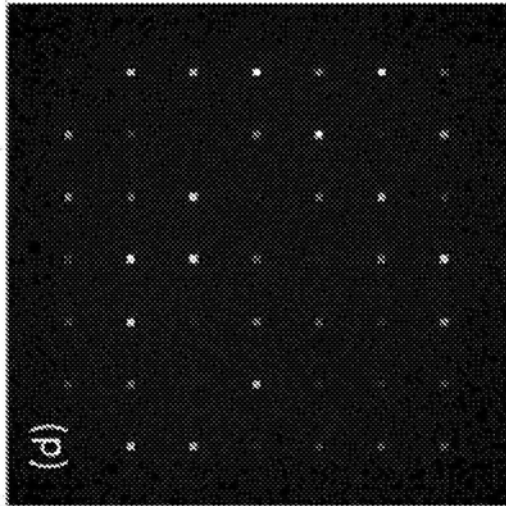


图8d

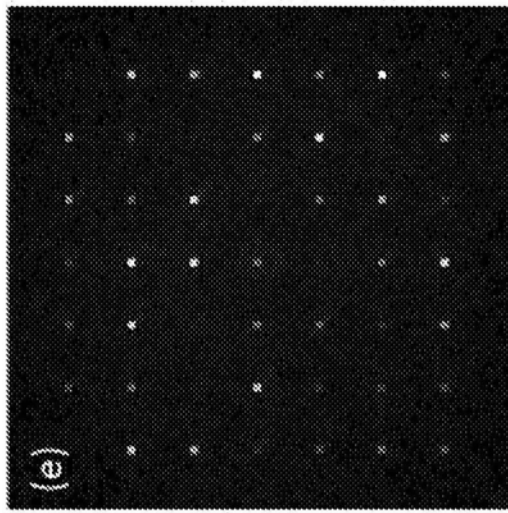


图8e

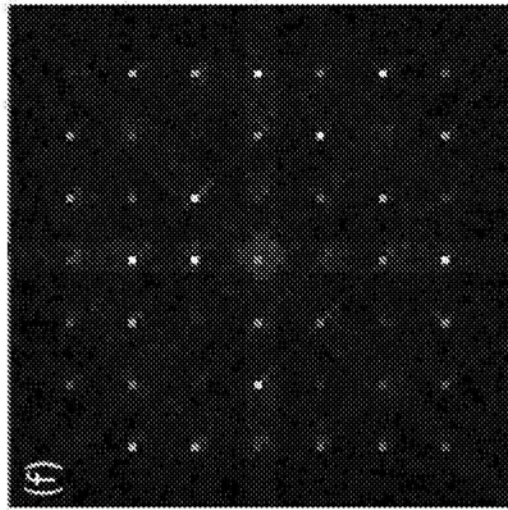


图8f

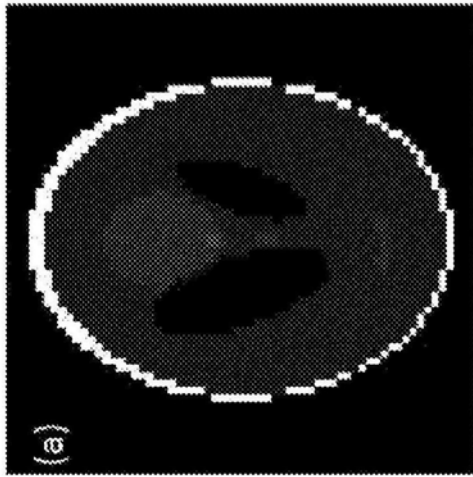


图9a

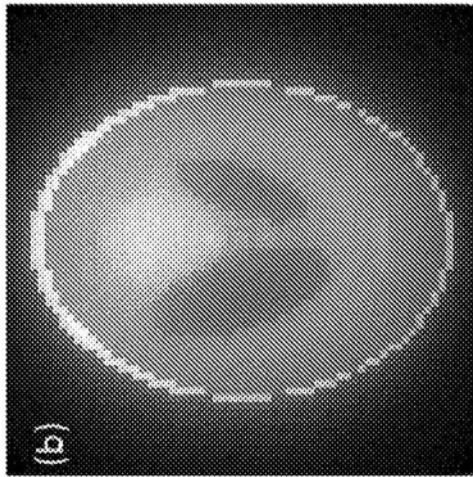


图9b

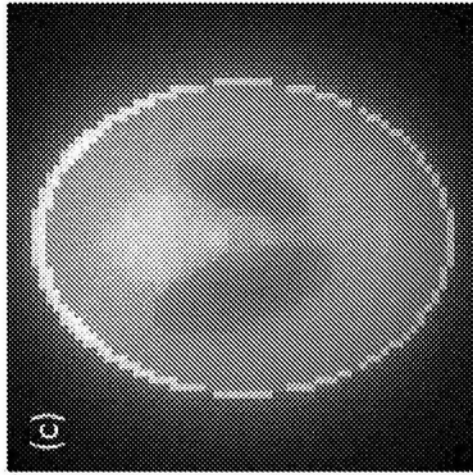


图9c

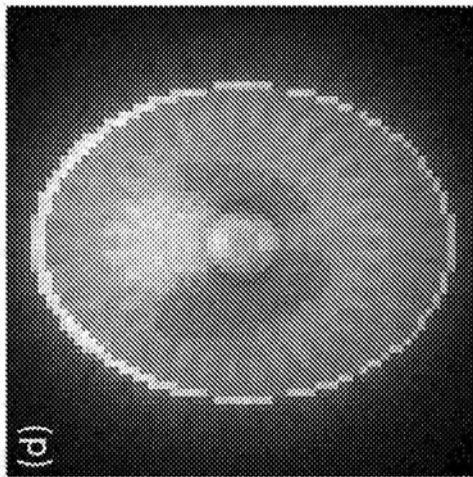


图9d

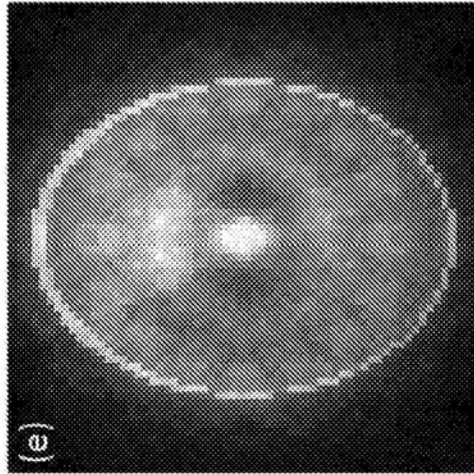


图9e

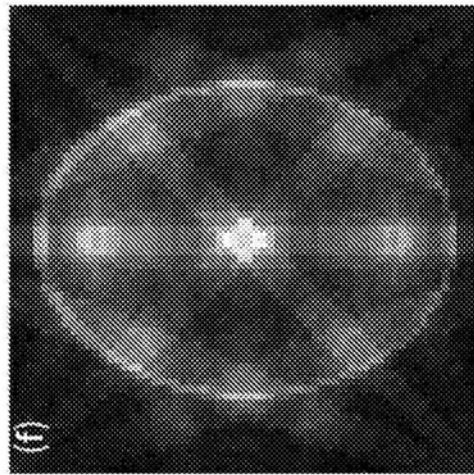


图9f

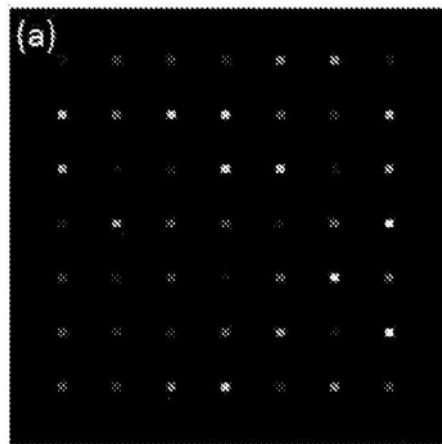


图10a

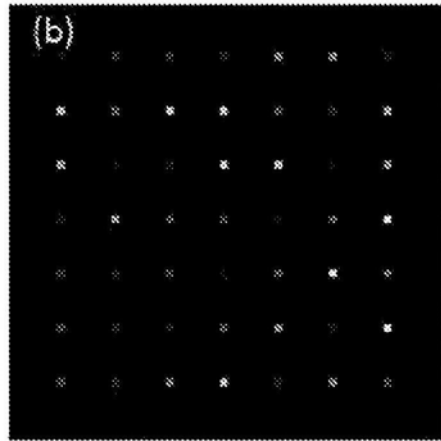


图10b

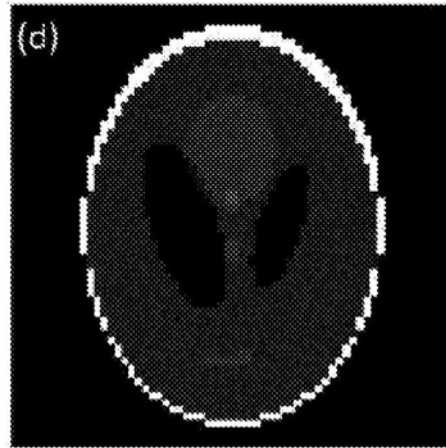


图10d

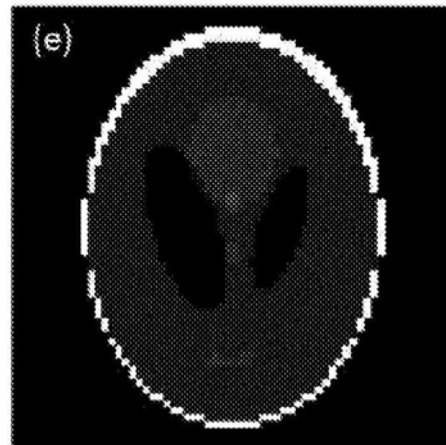


图10e

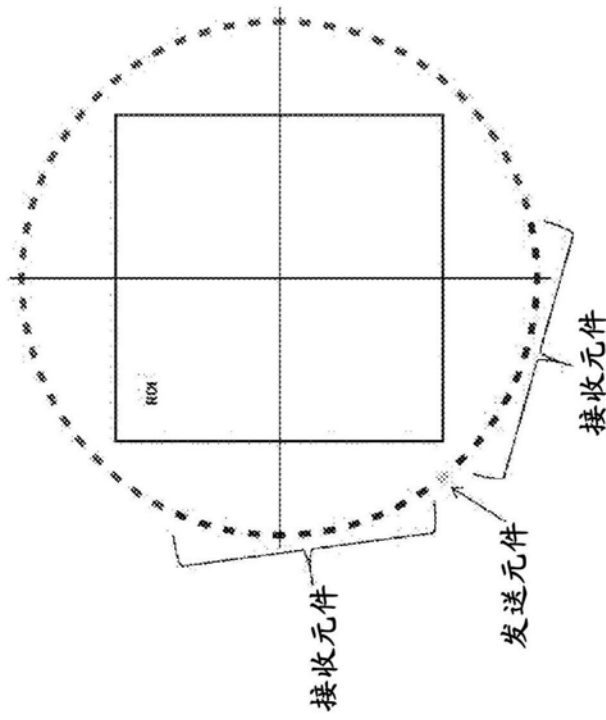


图11a

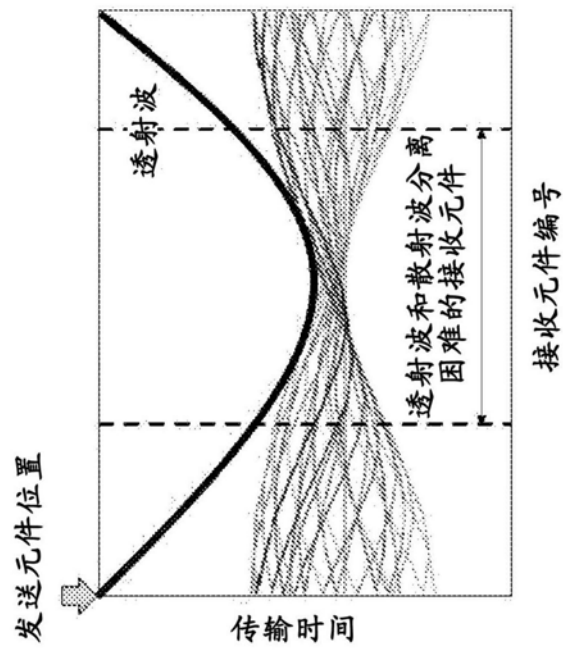


图11b

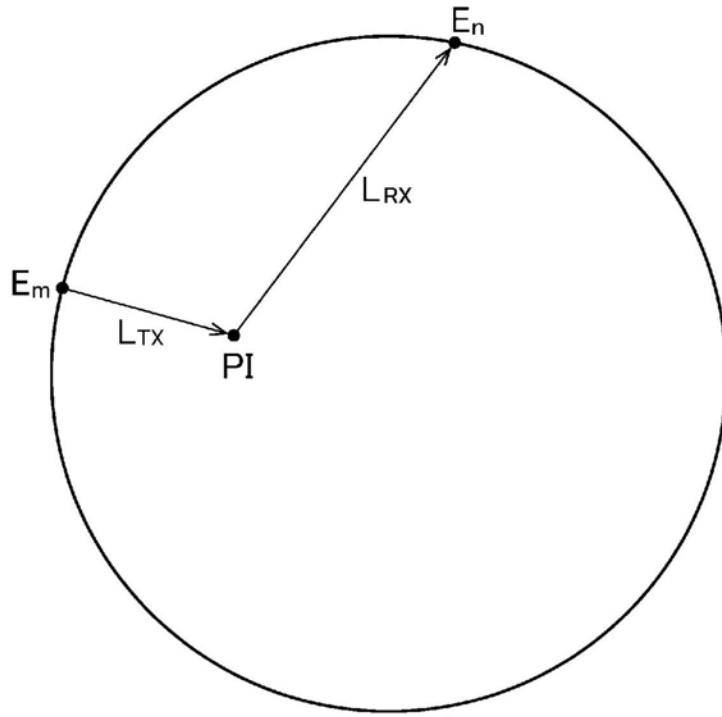


图12a

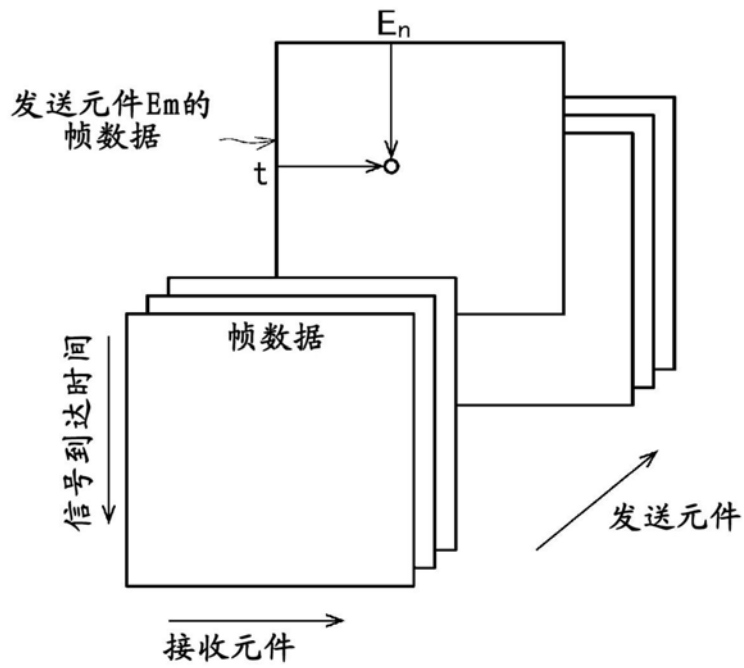


图12b

点目标

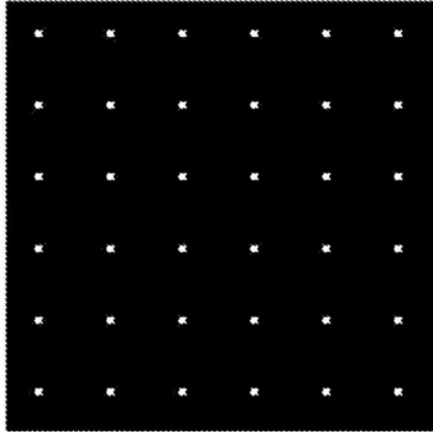


图13a

乳房断层图像模型

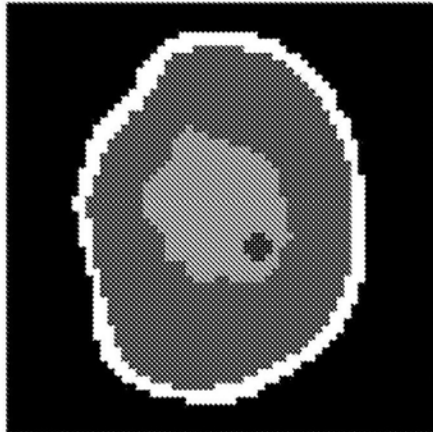


图13b

点目标

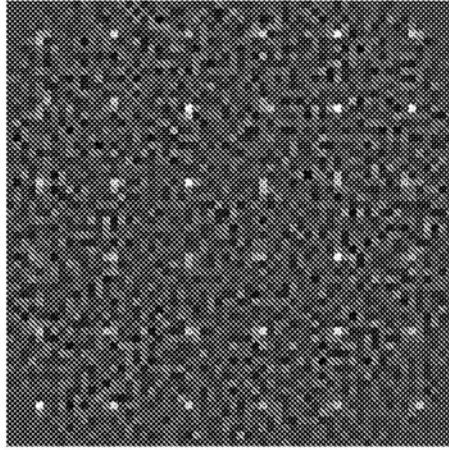


图14a

乳房断层图像模型

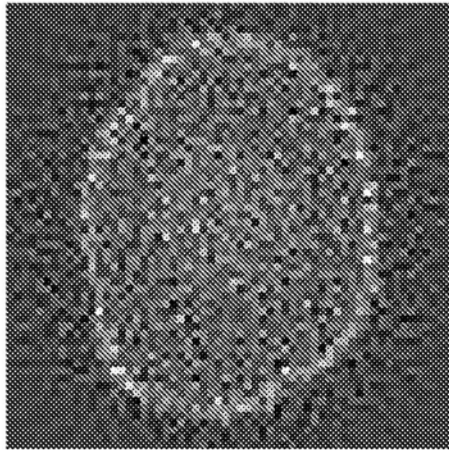


图14b

点目标

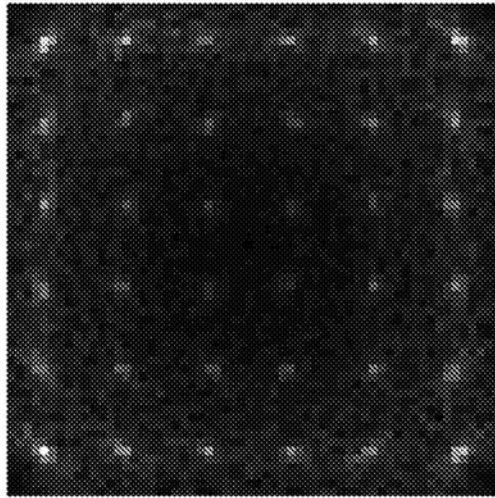


图15a

乳房断层图像模型

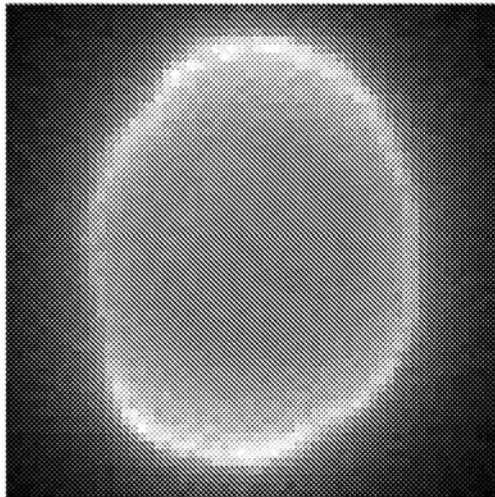


图15b

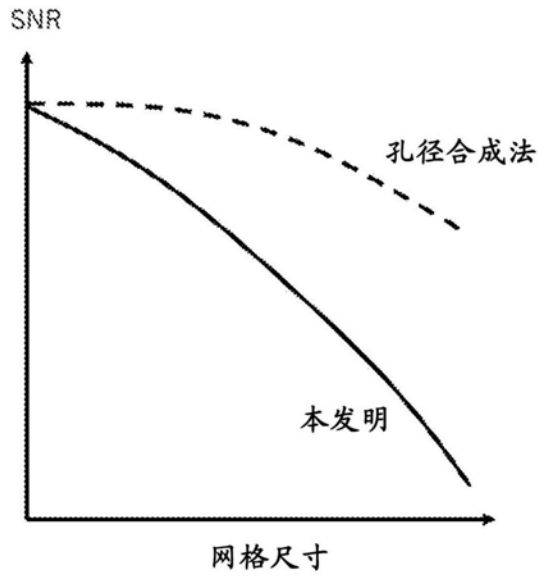


图16a

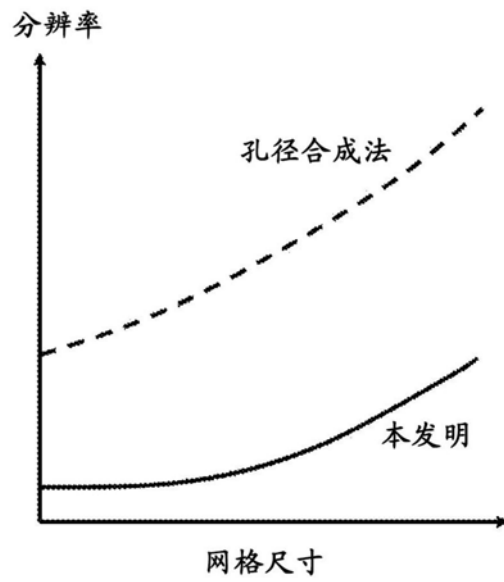


图16b

专利名称(译)	超声波诊断及超声波诊断方法		
公开(公告)号	CN111263614A	公开(公告)日	2020-06-09
申请号	CN201880068581.9	申请日	2018-10-23
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人 东京大学		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人东京大学		
当前申请(专利权)人(译)	国立大学法人东京大学		
[标]发明人	东隆 唐天汉 佐久间一郎 中村弘文		
发明人	东隆 唐天汉 佐久间一郎 中村弘文		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/14		
代理人(译)	赵子翔		
优先权	2017205343 2017-10-24 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的超声波诊断系统具备：多个元件，它们配置在被检测体的周围，且进行超声波的发送和接收；控制部，其进行控制以使得至少一个元件发送超声波并使至少一部分元件接收散射波；收集部，其用于收集从接收到上述散射波的元件得到的数据即测量数据；计算部，其基于对包含上述被检测体的至少一部分的拍摄区域进行分割而成的多个分割区域中的每一个分割区域的、以到达时间作为分量的第1要素和以上述测量数据作为分量的第2要素，计算出各个分割区域中的散射声压强度，该到达时间是从预定的元件发送的超声波由分割区域中的被检测体散射并由多个元件分别接收为止的时间；以及图像制作部，其将各分割区域的散射声压强度转换为像素值，并制作散射图像。

