

[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 00808609.5

[43] 公开日 2002 年 6 月 19 日

[11] 公开号 CN 1354834A

[22] 申请日 2000.3.20 [21] 申请号 00808609.5

[30] 优先权

[32] 1999.4.7 [33] DE [31] 19915583.6

[86] 国际申请 PCT/EP00/02436 2000.3.20

[87] 国际公布 WO00/62091 德 2000.10.19

[85] 进入国家阶段日期 2001.12.7

[71] 申请人 索恩埃姆股份有限公司

地址 德国维尔茨堡

[72] 发明人 米洛斯罗·乌罗贝尔 埃卡德·格拉瑟尔
J·格拉斯曼

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 罗 朋 陈 霁

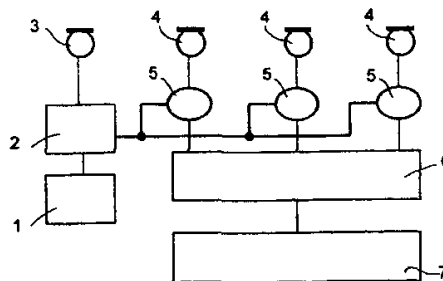
权利要求书 2 页 说明书 9 页 附图页数 8 页

[54] 发明名称 用于 3D 实时声谱成像的系统和方法

[57] 摘要

本发明涉及用于 3D 实时声谱成像的系统和方法,包括一个超声波头、一个信号处理器和显像设备,其中超声波头包括最少一个发射机和与发射机分离的最少三个接收机,各个接收机相对发射机的位置是知道的,信号处理器包括一个用来产生一个具有任意调制函数的发射信号的信号发生器,在各个接收机上的一个相关器,各个相关器与信号发生器相连接,一个用来确定发射信号通过反射结构到达位于各个相关器上方的接收机的路径的计算设备,和用来计算反射结构的坐标的另一个计算设备,通过它各个用来确定发射信号通过反射结构的路径长度的计算设备被连接到接收机。该方法包括下列步骤:a)通过最少一个发射机发射一个具有任意调制函数的发射信号到介质中;b)从最少三个接收机接收回波信号,这些接收机相对于发射机被分别安排,它们相对发射机的位置是知道的;c)将回波信号与发射信号相关,通过检测发射信号在回波信号中的模式,确

定发射信号从发射机通过介质中的一个反射结构到达各个接收机的路径长度;d)在第二个计算设备中用三角测量的方法从步骤 c)的结果确定反射结构的坐标和其反射和/或吸收能力;和 e)在显像设备上显示反射结构的坐标和反射和/或吸收能力。



权 利 要 求 书

1. 一个用于 3D 实时声谱成像的系统，包括一个超声波头，一个信号处理器和显像设备，其特征在于超声波头包括最少一个发射机 (3) 和与发射机分离的最少三个接收机 (4)，各个接收机相对发射机 (3) 的位置是知道的，其特征还在于信号处理器包括一个用来产生一个具有任意调制函数的发射信号的信号发生器 (1)，在各个接收机 (4) 上的一个相关器 (5)，各个相关器与信号发生器 (1) 相连接，一个用来确定发射信号通过反射结构到达位于各个相关器 (5) 上方的接收机 (4) 的路径的第一计算设备，和用来计算反射结构的坐标的第二计算设备 (6)，各个用来确定发射信号通过反射结构的路径长度的计算设备通过它被连接到接收机。

2. 依照权利要求 1 的一种用于 3D 实时声谱成像的系统，特征在于接收机 (4) 被安排在一个平面上。

3. 依照权利要求 1 或 2 的一种用于 3D 实时声谱成像的系统，特征在于一个 A/D 变换器 (8) 被安排在各个发射机 (3) 与各个相关器 (5) 之间，也被安排在各个接收机 (4) 和相应的相关器 (5) 之间。

4. 依照权利要求 3 的一种用于 3D 实时声谱成像的系统，特征在于一个用来存储发射信号的存储器 (9) 被安排在 A/D 变换器 (8) 的下游，它与信号发生器 (1) 相连接。

5. 依照权利要求 4 的一种用于 3D 实时声谱成像的系统，特征在于存储器 (9) 被控制设备与信号发生器 (1) 连接，控制设备可以被手工或自动触发。

6. 一个用于 3D 实时声谱成像的方法，包括一个超声波头，一个信号处理器和显像设备，其中超声波信号被发射到介质中，信号处理后回波被显示在监视器上，特征在于下列步骤：

a) 通过最少一个发射机发射一个具有任意调制函数的发射信号到介质中；

b) 从最少三个接收机接收回波信号，这些接收机相对于发射机被分别安排，它们相对发射机的位置是先有的技术；

c) 将回波信号与发射信号相关，通过检测发射信号在回波信号中的模式，确定发射信号从发射机通过介质中的一个反射结构到达各个接收机的路径长度；

d) 在第二个计算设备中用三角测量的方法从步骤 c)的结果确定反射结构的坐标和其反射和/或吸收能力; 和

e) 在显像设备上显示反射结构的坐标和反射和/或吸收能力。

5 7. 依照权利要求 6 的一种用于 3D 实时声谱成像的方法, 特征在于在一个装置中包括一个以上发射机, 各个发射机按顺序发射相同的发射信号。

10 8. 依照权利要求 6 的一种用于 3D 实时声谱成像的方法, 特征在于在一个装置中包括一个以上发射机, 各个发射机同时发射具有不同调制函数的发射信号。

说明书

用于 3D 实时声谱成像的系统和方法

5 本发明涉及一种用于 3D 实时声谱成像的系统和方法，该系统包括一个超声波头，一个信号处理器和一个监视器，其中未知结构的数据采集速度仅仅受声波在物体内部传播的物理特性限制。

10 在诊断用超声波的最简单应用中，一个超声波脉冲被发射到组织内，接着回波的传播时间被估计，以确定一个特定结构的深度和范围，在该特定结构上产生了反射。对于在诊断超声波中使用的传统设备，超声头被使用，超声头的大多数已知的设计包括一个线性排列的单个机械独立的压电器件。这些压电器件发射一系列脉冲到组织内，接着在一个固定的时间周期内连续地接收回波信号。然后同一压电器件充当接收机的角色以接收回波，接收的时间段由从最深反射区接收的最后的回波信号确定。在所描述的超声波系统中，一般地同一压电器件既被用作发射机也被用作接收机。在生成的图像中（叠加有大比例的噪声）特定的结构变得显而易见。在大多数情况下仅仅可以基于顾问医师的渊博的经验对它们作出准确的评价。

在过去，分辨率（横向的和轴向的）曾经是超声波设备的能力和品质的主要标准。分辨率通常是 0.5mm ($= 500\mu\text{m}$)。

20 因此，由于所用技术的物理限制，“扫描脉冲技术”的发展终止了。基于现代计算机技术（硬件）和最新的信号处理方法（软件），现今在图像质量上有可能获得轻微的改善。利用给病人吃的特殊对比介质能够获得图像质量另外的改善。然而，这些试剂经常对病人施加相当大的压力，因此它们的使用是有争议的。

25 在传统的 3D 超声波设备中，这种“经典的”扫描技术被用来对身体进行“层状”扫描，类似于计算机 X 射线断层术（CT）。基于与这些技术相联系的巨大的数据量，为“实时数据采集”设定了严厉的限制。通常，有关数量的扫描要求在 0.3 秒和 2 分钟之间没有遭受干扰病人的运动（在内部或者在外部），也不允许或包含统计性的干扰，因此高度影响准确度。

30 在美国专利 No.5601083 中，一个为了提高分辨率，基于椭圆面反向投影的设备被描述。这个设备包括一个接收机阵列，其中每个接收

机设备对应一个重建像素角。被接收机扫描的回波在一个幅度函数发生器中作为重建像素角的函数被加权。在下游的反向投影图像重建处理器中，一幅图像从加权的回波被重建和显示。

在声谱仪的最新发展中，三维表示已经倾向于成为主要的改善手段。三维图像正在被利用最近公开的方法从个别的图像中计算。在过去，这些方法的主要问题是计算这些图像要求的过多时间。现在，由于较快计算机的可用性，甚至多于 30 幅图像的较大的图像序列也可以在大约 10 - 15 秒时间内毫无问题地计算出来。然而，这绝不是实时显示，即，上边描述的缺点仍然存在。

任何三维超声波技术都是基于扫描许多位置准确定义的二维图像层，这些二维图像层的总和导致一个卷。一个特殊的超声波头，例如，包括一个电动机，在一个按钮被按的时候旋转内部阵列设备 10° - 95° ，这取决于头的类型，如此获得许多相互间隔相同距离的剖视层。经过信号处理器和量化之后，扫描的回波在高容存储器中的正确位置上被保存为数字信号。取决于卷、头的类型和超声波设备的旋转速度，扫描时间在 0.3 秒和 2 分钟之间。然后所有的剖视层被从各个卷内的高容存储器的内容中计算和显示，三维图像要么在监视器上被显示为单独的图像，要么以旋转动画的方式被显示为图像序列。

在另一种方法中，卷数据从外部被采集。在这种情况下，超声波设备的运动与定位器联系在一起，超声波头也可以被手工移动。在这种情况下图像位置必须和图像数据一起被记录和保存。尽管标准的声头可以被使用，该系统是很不实用的并且采集数据需要很多的时间。由于各个二维图像之间的距离不相等的事实，剖视层可能重叠，从而造成劣质的显示。

两种方法的另一个缺点可以从以下事实看出：一般地，一方面，超声波头仅能在为该目的专门提供的设备上工作，因为否则位置的确定将丢失。另一方面，由于剖视层以序列的方式被扫描，得不到实时显示。对于心脏病扫描，在特定的条件下 6 ~ 7 秒后心脏的反应的显示简直是无用的。在许多情况下变化被立即扫描对于顾问医师是非常重要的。因此扫描的努力被集中在实时显示上。

本发明的任务是制造一个设备，实现实时的高图像质量、快速数据采集和 3D 显像。

用来生成超声波图像的另一系统和方法是来自 US-5111823 的先有技术。在此系统中，一个阵列的换能器发射一个发射信号到介质中，接着所有反射体的全部回波信号由介质中同时被扫描。可用的接收机越多和发射信号越长，回波信号的量从而增加。减短发射信号将增加带宽和提高相关结果，发射信号获得非常高的频率，尽管这些频率具有浅的穿透深度。在大距离上，低频仅仅被反射，它们不提供任何有用的相关结果。此外，由于也产生回波信号的旁瓣在要求的孔径处被产生，一个换能器阵列将产生一个复杂的旁瓣噪声。

一种合成孔径方法被用来处理全部卷数据，这要求具有巨大存储能力的很快的计算机。尽管数据实时地被采集，这些数据不能在可接受的时间内被任何设备显示。

利用依照权利要求 1 的用于 3D 实时声谱成像的系统和依照权利要求 6 的方法，问题被解决了。该系统包括一个超声波头、一个信号处理器和显像设备，其中超声波头包括最少一个发射机，和与发射机相分离的最少三个接收机，接收机相对发射机的位置是知道的，处理来自信号发生器的信号以产生一个具有任意调制函数的发射信号，在各个接收机上的一个相关器，各自连接到信号发生器，各个相关器上的一个用来确定发射信号通过反射结构并到达接收机的路径的计算设备，和一个用来计算反射结构的坐标的计算设备，它被连接到用来确定发射信号通过反射结构并到达接收机的路径的各个计算设备。

发射机和接收机将被安排在包含被检查结构的介质上什么地方，完全被留给使用者去决定。这允许找出介质内结构的最好的“观察和采光角”。当最少三个接收机被安排在一个平面上并被定义为“观察窗”，即全部发射机的参考平面，嵌入在介质内的结构的无阴影图像可以被生成。安排多少发射机和接收机也留给使用者去决定。然而，对于三维成像，要求有最少一个发射机和三个接收机，或者三个发射机和一个接收机。

例如，发射机和接收机可以被安排成允许发射信号从侧面击中结构，或者介质位于发射机和接收机之间。于是，回波信号主要受被检查的介质和结构的吸收能力影响。当不止一个发射机可用时，反映结构的吸收和反射能力的回波信号可以被接收。

在用于 3D 实时声谱成像的系统的另一种实施例中，一个 A/D 变

换器被安排在一个或多个发射机和相关器之间，也被安排在各个接收机和相关器之间。这允许将发射和接收信号被数字化，继之以数字处理。

5 用于 3D 实时声谱成像的系统可以在用于发射信号的 A/D 变换之后包括一个存储器，存储数字化的发射信号，以便后来的超声波发射过程可以相同形状的方式再次利用它们。为此目的，存储器被直接或通过一个控制设备与发生器连接。控制设备可以被设计成手工或自动触发。

10 此外，本发明包括一种 3D 实时声谱成像的方法，其中超声波信号被一个超声波头发射到介质中，回波信号被接收并被在一个显像设备上显示。这种方法包括下列步骤：

a) 通过最少一个发射机发射一个具有任意调制函数的发射信号到介质中；

15 b) 从最少三个接收机接收回波信号，这些接收机相对于发射机被分别安排，它们相对发射机的位置是知道的；

c) 将回波信号与发射信号相关，通过检测发射信号在回波信号中的模式，确定发射信号从发射机越过介质中的一个反射结构并到达各个接收机的路径长度；

20 d) 用三角测量的方法从步骤 c) 的结果计算反射结构的坐标和反射和/或吸收能力；和

e) 在显像设备上显示反射结构的坐标和反射和/或吸收能力。

25 在这种方法中，如果使用一个以上发射机，它们发射相同调制函数的发射信号，为了允许接收机辨别“视角”，各个发射机必须依次发送发射信号。当不同调制函数的信号被发射时，发射机可以同时发射它们的发射信号到介质中。

由于接收机与发射机是分开的，发射信号的长度不受限制。它的持续时间仅仅被调制函数向下限制。

30 当系统在发射机和接收机后包括 A/D 变换器时，发射信号和回波信号在相关之前被数字化。

至于发射信号和回波信号之间的相关，发射信号的反射点将被从其中发现，任何先有技术的方法可以被使用。为了协助在回波信号中

发现发射信号的模式，一种简单的相关/卷积或脉冲压缩方法可以被使用，一种小波方法或者神经网络可以被使用。

5 强度调制的象素，即 3D B 模式图像，被显示在显像设备上，服从坐标系的自由选择。反射点可以在计算设备中被定义在笛卡尔坐标系、圆柱坐标系、极坐标系等等坐标系中。

10 当发射信号被保存在存储器中时，用于 3D 实时声谱成像的方法也将被扩展。接着被用来控制信号发生器以再产生相同的发射信号。当一个身体最初被一个具有自由可调的调制函数的发射信号扫描，直到反射被显示在监视器上时，本方法的该步骤是很有好处的。于是具有相同调制函数的发射信号可以被随机地由从存储器中存取以重复。

15 回波信号的每一个是来自该卷的反射信号的叠加。回波信号在各个通道中被分别处理，接着被与涉及的发射信号相关。为了计算反射点的位置，从发射机通过反射点到达各个接收机的路径必须最初被确定。为此目的，回波信号被与发射信号进行相关。在时间的特定时刻，当一个反射信号被接收时，信号显示出特定的信号模式。椭圆形和/或椭圆面将从这些被发射信号到达反射点再到接收机上的路径确定的时间点被发现，椭圆形和椭圆面的焦点在发射机和接收机上。相应于接收机的各个椭圆面的截面产生反射点的空间坐标。

20 与传统方法的决定性的差别是由于以下事实：反射的各个层不是以序列的方式被扫描，而是所有的数据同时被采集。这个事实是实时声谱成像的主要的先决条件，这在过去还没有被实现。因此首次有可能实时甚至扫描运动的结构，例如心脏膜的运动，作为慢运动的 3D 图像，从而为心脏病专家和妇科专家提供非常重要的工具。

25 取决于物理情况，随着频率增高，穿透深度被减小。这个基本的折衷，原则上与有生命的物质联系在一起。当超声波的能量被增加时这个折衷可以被减小，然而，这在有生命的物质中仅仅有限度地可接受。本发明的解决方案为获得非常高的分辨率同时具有大穿透深度提供了机会。因此超声波扫描可以在很低的能量和从而对病人产生很小压力的条件下被进行。在传统的方法中，对于大约 20cm 的穿透深度最高分辨率为 1.5mm。在依照本发明的方法中，举例来说，在 30cm 的

30 穿透深度，分辨率恒定地为 0.1mm，分辨率可以被提高到 0.05mm。

一个任意调制的超声波信号（例如也包括上升或下降频率序列 -

基于蝙蝠和海豚使用的回波定位方法)被发射。整个图像体的数据可以被这些信号的其中一个发射,要求的时间依赖于介质中的结构的深度,为微秒量级。回波信号被“并行”扫描,因此比传统的方法更有时间效率。

5 另一个决定性的好处在于如下事实:扫描的任意结构的显示包括较小的噪声比。这使得显示更加清楚,即顾问医师的丰富的经验对于评估一个超声波扫描图不再是决定性的。由于首先进行信号处理和没有进行图像处理 - 象在传统方法中那样 - 的事实,整个数据内容保持完整。因此显示失真可以被排除。

10 另一个好处,特别对于检查有生命的组织,是容易使用很低的能量扫描一个身体。这消除了任何其他过去的方法的决定性的缺点,由于在过去的方法中简单地通过增加能量等级来获得分辨率的提高。

在下面本发明将通过一些图被详细地说明。在各个图中,相同的参考数指代相同的或类似的成分。

15

图 1 展示一个依照本发明的、基于模拟发射信号和相应于回波信号的模拟处理的用于 3D 实时声谱成像的系统的方框图;

图 2 展示一个依照本发明的、基于回波信号数字处理的用于 3D 实时声谱成像的系统的方框图;

20 图 3A 和 3B 展示一个被称为“线性调频脉冲”的特殊的发射信号,和相应的回波信号;

图 4 展示一个依照图 3 的“线性调频脉冲”的,被 3 点反射的回波信号;

25 图 5 展示依照图 3 的“线性调频脉冲”与一个依照图 4 的回波信号的相关结果;

图 6 展示一个具有 0dB 信噪比的回波信号;

图 7 展示依照图 6 的回波信号与依照图 3 的发射信号的相关结果;
和

30 图 8 说明基于三个接收机的用来计算一个反射点的空间坐标的三角方法。

图 1 是一个依照本发明的用于 3D 实时声谱成像的系统的方框图,

其中一个模拟信号被产生，回波信号因此被模拟处理。发生器 1 生成一个载频，该载频在调制器 2 中被调制，调制函数为任意函数。在这个实施例中，发射信号被发射机 3 发射到介质或身体中。在这个实施例中，被介质内任意结构反射的回波信号被三个接收机 4 接收。因此
5 为了最初反射的确定，各个回波信号必须在相关器 5 中被与发射信号相关。在这个处理中，介质中各个反射点被各个接收机 4 在另一点及时“检测”。为此目的，调制器 2 被与各个接收机 4 的相关器 5 相连接。发射信号和各个回波信号中类似的模式必须被解释成一个反射。例如，这些模式的检测也可以通过将发射信号放在回波信号上直到获得了一致的方法被实现，等于参考一个反射。这个相关的结果给出一组反射，各自描述从发射机 3 到反射点然后返回相应的接收机 4 的总
10 路径。这意味着发射机 3 和相应的接收机 4 位于一个椭圆面的两个焦点。这些反射点的空间坐标在后继的计算单元 6 中通过简单的三角方法被确定。出发点是从发射机 3 到反射点并返回接收机 4 的距离相同的点，位于同一个椭圆面上。三个椭圆面的交会点确定实际发射发生的点的空间坐标。图 8 清楚地显示了这种情况。然后空间坐标被以合适的强度显示在监视器 7 上。
15

图 2 显示一个依照本发明用于 3D 实时声谱成像的、但是属于数字数据处理的系统的方框图。发生器 1 产生一个载频，它被具有任意函数的调制器 2 调制。在这个实施例中，发射信号也被发射机 3 发射到
20 随机介质中。作为与第一个实施例的差异，一个 A/D 变换器 8 被安排在调制器 2 和各个相关器 5 之间，也被安排在各个接收机 4 和相联系的相关器 5 之间。此外，在这个实施例中，一个附加的存储器 9 被安排在用来调制信号的 A/D 变换器 8 和发生器 1 之间，它保存发射的发射信号以在以后重复使用。为此目的，存储器 9 被与发生器 1 连接。
25

图 3 显示一个增加频率的发射信号。这是一个具有频率从 $f_{\min}$ 变为 $f_{\max}$ 的线性调频信号。这个信号的波长在图中从左向右逐渐减小。兴趣范围内的整个数据内容被仅仅一个信号同时扫描，接着被在快速计算机中并行处理。

30 每个接收机 4 接收图 3 中描述的发射信号的回波信号。图 4 显示被接收机 4 接收的这样一个回波信号，它被三个点反射。在这个图中，回波信号没有被任何噪声叠加。在图中只有第一个反射点可以被看

到。由于这张图中回波的重叠，使得其他反射点不再能被检测。只有在将回波信号和发射信号相关之后，其它反射点才显出来。

图 5 显示依照图 3 的“线性调频脉冲”与依照图 4 的回波信号的相关结果。这个正比于反射和/或吸收能力的幅度的样本特征被准确地
5 在反射点产生。

图 6 显示高噪声回波信号的趋向，它的信噪比是 0dB。在这个回波信号中，没有反射能被看见。与发射信号相关之后，产生了依照图 7 的信号特征。这个信号与图 5 的信号是可比的，反射点清晰可见。这说明了依照本发明的方法的一个主要优点。甚至基于负 20dB 的信噪
10 比，在回波信号中反射点仍然清楚地可检测。只有在非常不利的信噪比情况下，才没有鉴定的可能。

当使用依照本发明的系统和依照本发明的方法进行医学诊断时，介质的特征具有突出的重要性。由于它的复杂本质，很难导出一个描述超声波衰减对频率的依赖的简化的模型。一般地，假设衰减、信号
15 路径长度和频率之间具有线性联系。当 G 描述衰减（以 dB 为单位）， f 描述频率（单位 MHz）， z 描述介质中的深度（单位 cm）和 β 描述介质的衰减常数（单位 dB/[MHz cm]）时，可以得到下式：

$$G = 2\beta f z$$

因此较高的频率比较低的频率衰减的更多。表 1 显示不同类型组
20 织的衰减常数：

表 1

组织	衰减常数 (dB/[MHz cm])
肝脏	0.6 - 0.9
肾	0.8 - 1.0
胆囊	0.5 - 1.0
脂肪	1.0 - 2.0
血液	0.17 - 0.24
血浆	0.01
骨	16.0 - 23.0

表 2 列出了衰减常数为 0.7dB/[MHz cm] 的组织的、依赖于在组织中的深度和频率的衰减（以 dB 为单位）。

表 2

z (cm)	30	25	20	15	10	5
F (MHz)	(dB)					
1	42	35	28	21	14	7
2	84	70	56	42	28	14
3	126	105	84	63	42	21
3.5	147	122.5	98	73.5	49	24.5
5	210	175	140	105	70	35
7.5	315	262.5	210	157.5	105	52.5
10	420	350	280	210	140	70

5 不顾依照表 1 和 2 的组织中的衰减, 如图 4~7 所示的那样, 甚至在信噪比不利的情况下仍然可能检测出反射点的位置, 在相对较低的频率和超声波能量条件下可以获得非常好的结果。

10 图 8 显示了基于三个接收机的计算反射点空间坐标的三角方法。它解释了为什么可以通过任意调制信号的发射计算反射点的空间坐标。在相关器中确定了反射点在各个发射机和反射点直到相应的接收机 4 的距离后, 椭圆面可以被定义, 发射机 3 和/或接收机 4 被安排在椭圆面的焦点。全部三个椭圆面的各个交点标明一个反射点的空间坐标。如果可以使用一个发射机和三个以上接收机, 将有多于三个椭圆面可用于各个反射点, 都交于确定各个反射点的空间坐标的一个点。

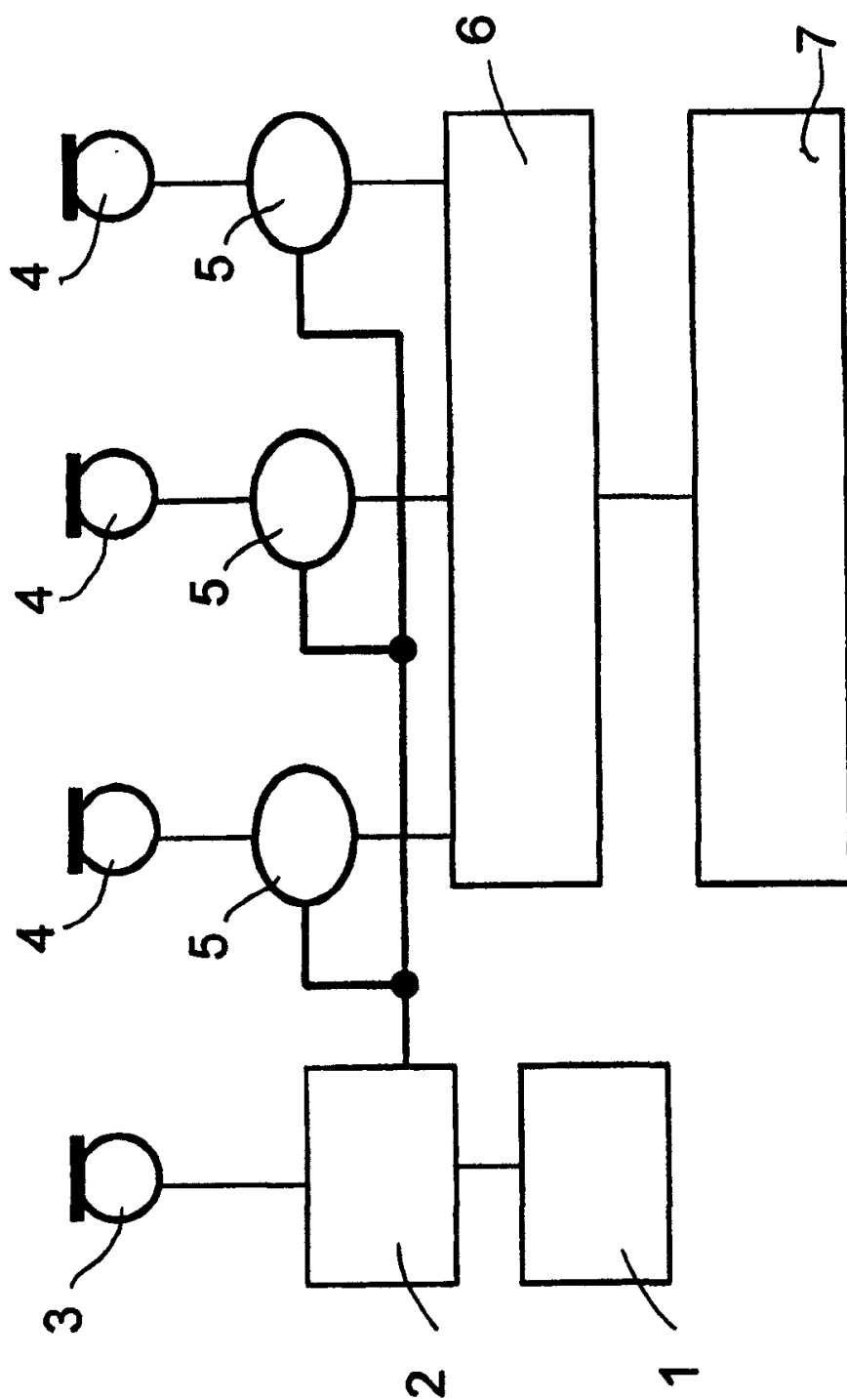


图 1

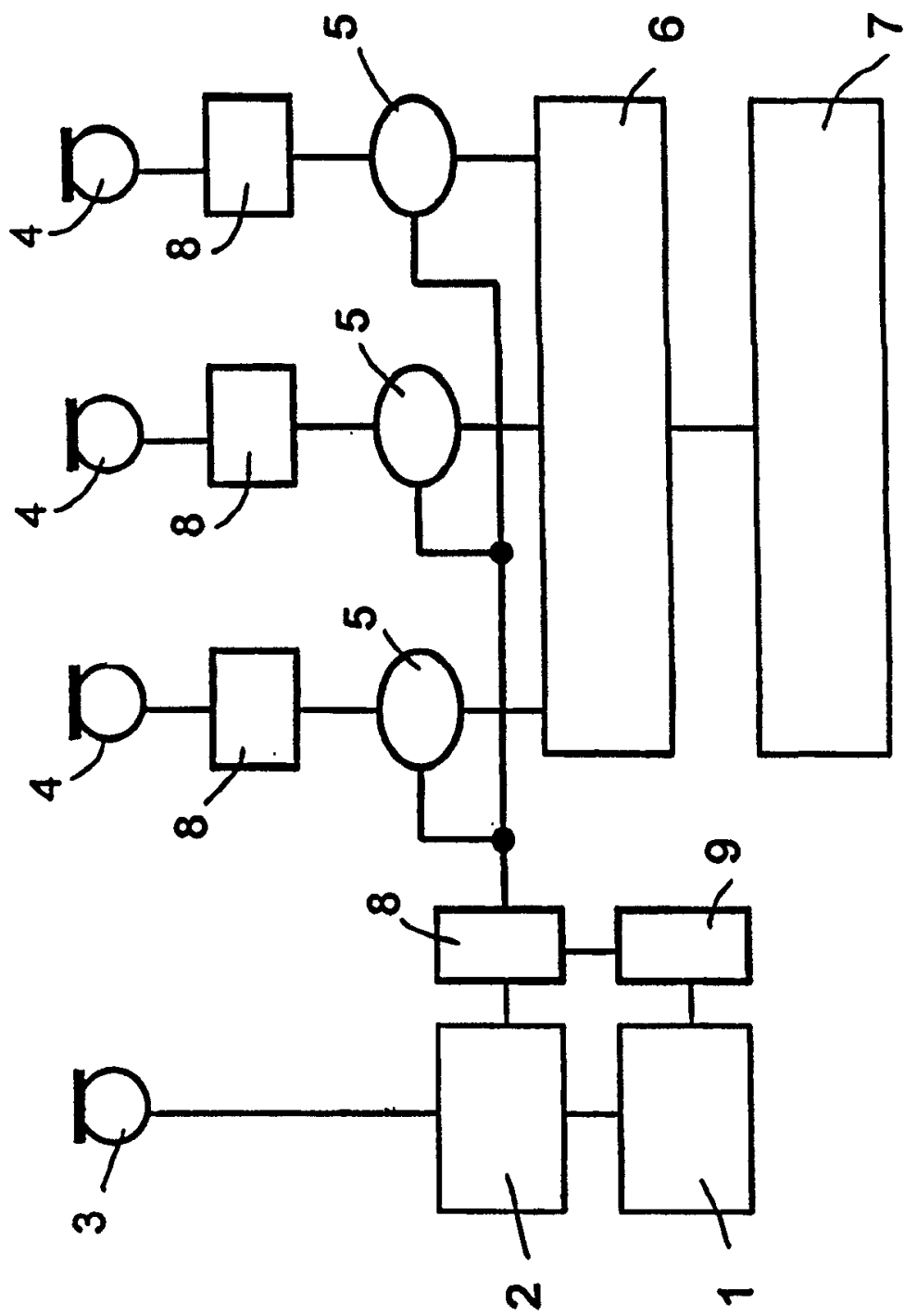
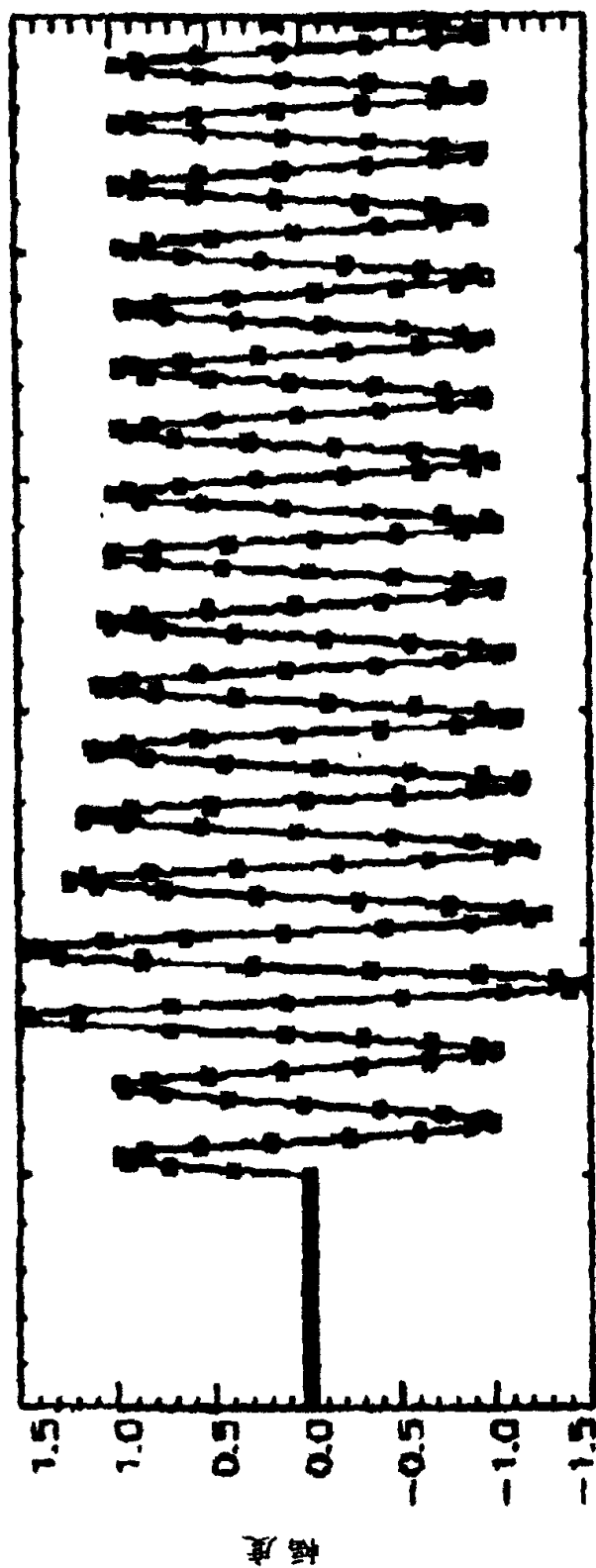


图 2

$f_{\min}$ $f_{\max}$



图 3



抽样点数

图 4

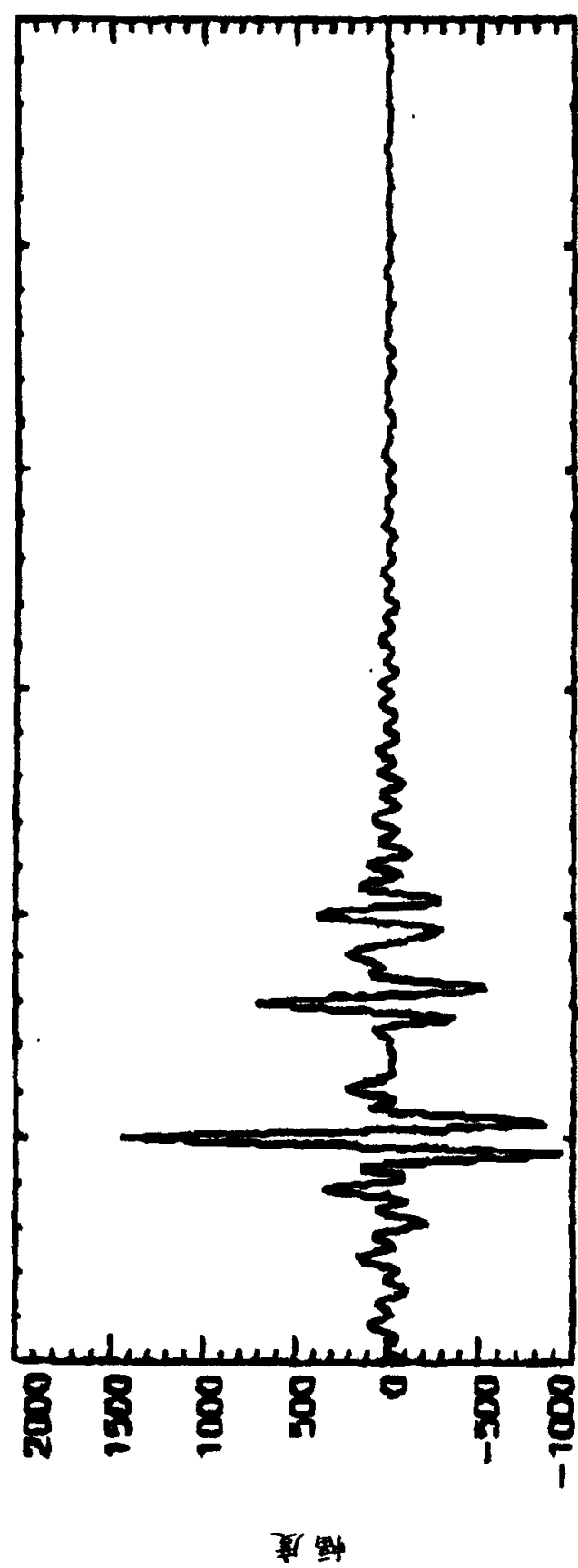
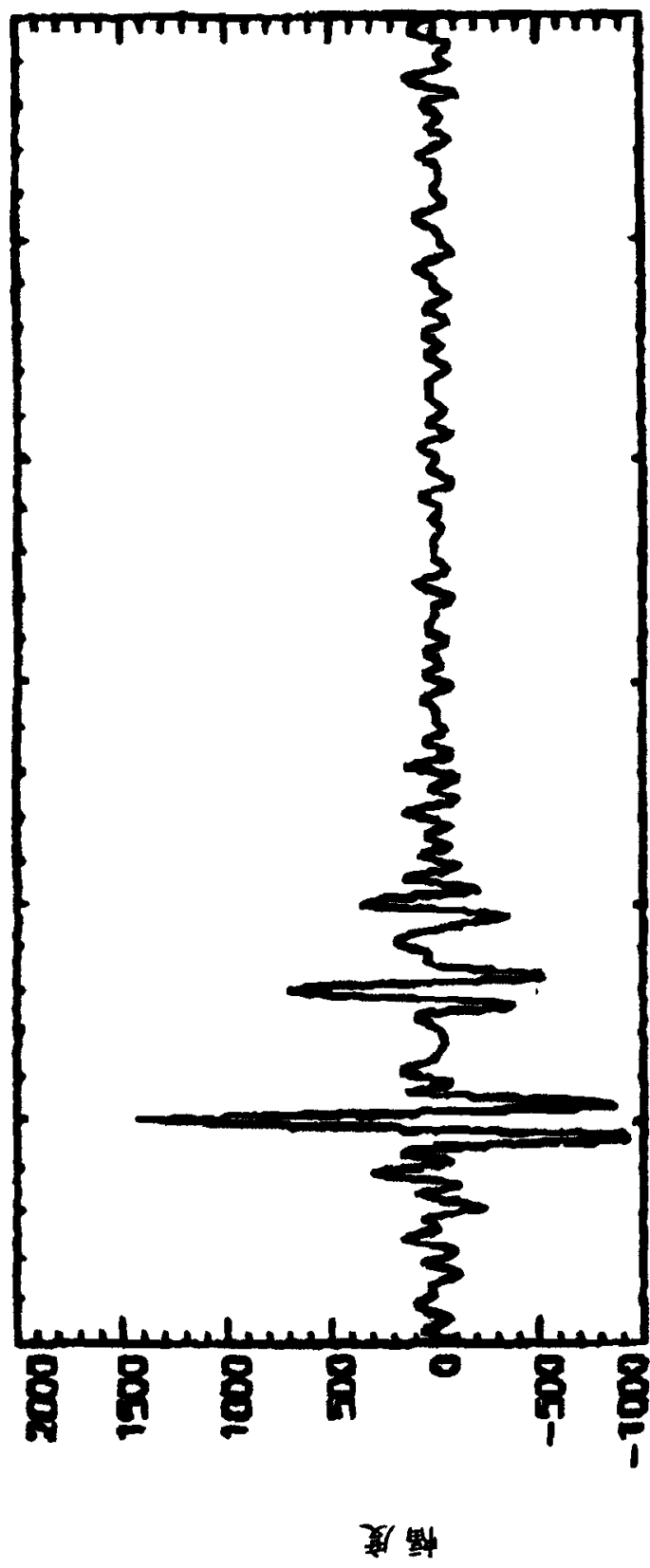


图 5



抽样点数



抽样点数

图 7

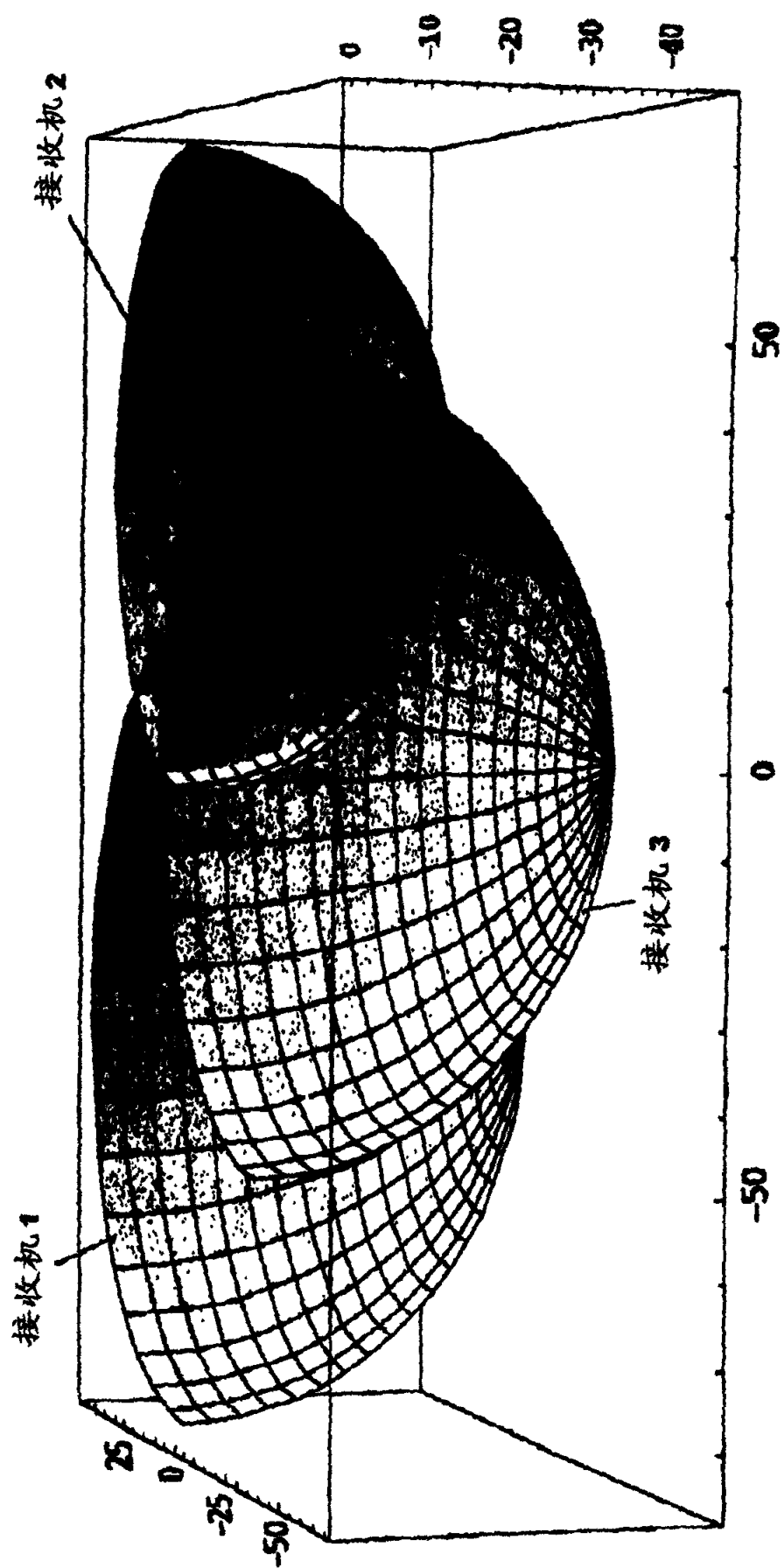


图 8

专利名称(译)	用于3D实时声谱成像的系统和方法		
公开(公告)号	CN1354834A	公开(公告)日	2002-06-19
申请号	CN00808609.5	申请日	2000-03-20
[标]发明人	米洛斯洛乌罗贝尔 埃卡德格拉瑟尔 J格拉斯曼		
发明人	米洛斯洛·乌罗贝尔 埃卡德·格拉瑟尔 J·格拉斯曼		
IPC分类号	G01N29/44 A61B8/00 G01S15/89 G03B42/06 G01S15/87		
CPC分类号	G03B42/06 G01S15/8993		
代理人(译)	罗朋 陈霁		
优先权	19915583 1999-04-07 DE		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及用于3D实时声谱成像的系统和方法,包括一个超声波头、一个信号处理器和显像设备,其中超声波头包括最少一个发射机和与发射机分离的最少三个接收机,各个接收机相对发射机的位置是知道的,信号处理器包括一个用来产生一个具有任意调制函数的发射信号的信号发生器,在各个接收机上的一个相关器,各个相关器与信号发生器相连接,一个用来确定发射信号通过反射结构到达位于各个相关器上方的接收机的路径的计算设备,和用来计算反射结构的空间坐标的另一个计算设备,通过它各个用来确定发射信号通过反射结构的路径长度的计算设备被连接到接收机。该方法包括下列步骤:a)通过最少一个发射机发射一个具有任意调制函数的发射信号到介质中;b)从最少三个接收机接收回波信号,这些接收机相对于发射机被分别安排,它们相对发射机的位置是知道的;c)将回波信号与发射信号相关,通过检测发射信号在回波信号中的模式,确定发射信号从发射机通过介质中的一个反射结构到达各个接收机的路径长度;d)在第二个计算设备中用三角测量的方法从步骤c)的结果确定反射结构的空间坐标和其反射和/或吸收能力;和e)在显像设备上显示反射结构的空间坐标和反射和/或吸收能力。

