[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
G01S 15/89 (2006.01)
G01S 7/52 (2006.01)

[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680031649.3

[43] 公开日 2008 年 8 月 27 日

[11] 公开号 CN 101253418A

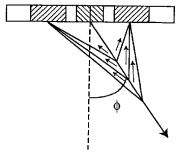
[22] 申请日 2006.8.30
[21] 申请号 200680031649.3
[30] 优先权
[32] 2005. 8.31 [33] US [31] 60/713,182
[86] 国际申请 PCT/IB2006/053023 2006.8.30
[87] 国际公布 WO2007/026319 英 2007.3.8
[85] 进入国家阶段日期 2008.2.28
[71] 申请人 皇家飞利浦电子股份有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬
[72] 发明人 A·克赖顿
[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
代理人 王 英
权利要求书 3 页 说明书 13 页 附图 8 页

[54] 发明名称

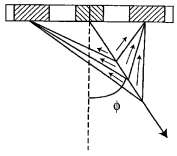
使用实时空间复合进行血流成像的超声成像系统和方法

[57] 摘要

一种用于减少超声图像中散斑的方法，包括从定义在换能器元件阵列表面上的单个孔径产生发射扫描波束，以致该发射扫描波束源自该单个孔径；产生超声响应扫描波束的第一集合，其源自于第一接收孔径，该孔径定义为对称地横越发射孔径中心的换能器元件的第一集合；产生超声响应扫描波束的至少第二集合，其源自于邻接第一接收孔径的至少第二接收孔径。 至少第二接收孔径由对称地横越在发射孔径中心放置的换能器元件的至少第二集合所定义。 响应扫描波束由第一和至少第二接收孔径所同时接收，并进行复合。



C



D

1. 一种超声成像系统，包括：

发射机，其被配置为产生多个时间交替的发射信号；

换能器，其与所述发射机进行通信，并被配置为转化所述多个时间交替的信号，并通过单个孔径发射所述信号；

接收器，其与所述换能器进行通信，并被配置为在两个或多个子孔径处接收所述多个接收信号，所述子孔径由邻接的换能器元件集合所定义，其中，所述元件被放置在所述单个孔径的任一侧，并且使用波束形成技术，以变化的角度，同时采集多个响应扫描波束；

信号处理器，其与所述接收器进行通信，并被配置为在数学上将从所述多个响应扫描波束得到的图像信息合并成显示信号；以及

监视器，其与所述信号处理器进行通信，并被配置为将所述显示信号转换为图像。

2. 如权利要求 1 所述的系统，其中，所述换能器至少包括第一接收孔径和第二接收孔径，以致观察方向是从所述第一和第二孔径中的每个形成的。

3. 如权利要求 1 所述的系统，其中，所述换能器是相控阵换能器。

4. 如权利要求 1 所述的系统，其中，所述换能器是线阵换能器。

5. 如权利要求 4 所述的系统，其中，所述换能器是弯曲的线阵换能器。

6. 一种用于减少超声图像中散斑的方法，包括以下步骤：

从定义在换能器元件阵列表面上的单个孔径产生发射扫描波束，以致所述发射扫描波束源自于所述单个孔径；

产生超声响应扫描波束的第一集合，其源自于第一接收孔径，所述孔径被定义为对称地横越所述发射孔径中心的换能器元件的第一集合；

产生超声响应扫描波束的至少第二集合，其源自于邻接所述第一接收孔径的至少第二接收孔径，其中，所述至少第二接收孔径由换能器元件的至少第二集合所定义，所述换能器元件的至少第二集合对称地横越在所述发射孔径的中心放置，其中，所述响应扫描波束被所述第一和所述至少第二接收孔径同时接收；以及

复合所述图像信息。

7. 如权利要求 6 所述的方法，其中，所述恢复步骤用波束形成技术来执行。

8. 如权利要求 7 所述的方法，其中，所述复合步骤和频率复合一起执行。

9. 一种超声成像系统，包括：

用于从换能器阵列矩阵的单个发射孔径产生和发射发射扫描波束的器件；

用于产生多个超声响应扫描波束的器件，所述每个响应扫描波束源自于至少两个接收子孔径，所述接收子孔径邻接并集中于所述单个发射孔径，以致所述响应波束与不同的观察方向相互关联；

用于同时恢复从所述多个观察方向得到的图像信息的器件；

用于同时在空间上复合从所述多个观察方向得到的所述恢复的图像信息，以实现空间复合的图像信息的器件；以及

用于转换所述空间复合的图像信息使得操作者可进行观察的器件。

10. 如权利要求 9 所述的系统，其中，用于从所述多个超声响应扫描波束中恢复图像信息的所述器件包括并行的波束形成技术。

11. 如权利要求 9 所述的系统，其中，用于产生多个超声响应扫描波束的所述器件用一维机械扫描换能器阵列来完成。

12. 如权利要求 9 所述的系统，其中，用于产生多个超声响应扫描波束的所述器件用电子操纵的二维阵列来完成。

13. 如权利要求 9 所述的系统，其中，用于空间复合的所述器件进一步被配置为和用于复合图像的至少一种其它方法一起执行仰角复合，所述至少一种其它方法选自由横向复合和频率复合组成的群组。

14. 一种计算机可读介质，包括计算机可读指令的集合，所述指令集合在由通用计算机操作时实现权利要求 1 所述的方法。

使用实时空间复合进行血流成像的超声成像系统和方法

本发明通常涉及超声成像系统，更具体地，涉及一种在血流成像中，即，彩色血流和 CPA 中使用实时空间复合以在不损害帧率的情况下减少散斑的成像系统和这种成像方法。

超声成像已经变成了一项重要受欢迎的具有广泛应用范围的诊断工具。具体地，由于其非侵入性且通常非破坏性的性质，因此超声成像已经被广泛地用于医疗行业。现代高性能超声成像系统和技术普遍被用于产生对象（如部分的人类患者解剖）内部特征的二维(2D)和三维(3D)诊断图像。诊断超声成像系统通常使用宽带换能器来发射和接收超声信号。即，成像系统通过电刺激声学换能器元件或声学换能器元件阵列，以产生传导进入体内的超声脉冲，从而形成人体内部组织的图像。当超声脉冲从身体组织反射出来时会产生回波，其表现为传播的超声脉冲的不连续性。各种回波返回到换能器并被转换为电信号，所述电信号经放大和处理以产生组织的图像。

放射超声脉冲的超声（声学）换能器通常包括压电元件或压电元件阵列。作为本领域所公知的，压电元件在施加电信号的条件下变形以产生被发射的超声脉冲。类似地，接收到的回波造成压电元件变形并产生相应的接收电信号。声学换能器经常被装在手持装置中，其允许操作者在期望的感兴趣区域上充分自由地操作换能器。换能器经常经由电缆被连接到产生和处理电信号的控制装置。依次地，控制装置可将图像信息传输到实时观察装置，例如显示监视器。在备选配置中，图像信息也可被传输给位于远程位置的医师和或存储在记录装置中以允许在稍后的时间观察诊断图像。

在各种类型的超声成像中一个基本的问题是来自背向散射信号的噪声，该噪声模糊了目标图像的细节或回波。一种通常称作“散斑”

的噪声类型来自于相长干涉和相消干涉，并表现为叠加在图像上的随机斑纹。一般地，散斑得自于那些尺寸小于超声能量源所产生的波长的对象，这使得不可能通过增加装置的分辨率来减少散斑。此外，散斑源自于静态和随机分布的对象。由于散斑没有随时间的相位或幅度变化，因此无法通过将图像信号在时间上平均来抑制散斑。换言之，散斑信号具有相干性，无法通过时间平均以减少。

一种用于减少散斑噪声的方式是通过一种通称为空间复合的方法。空间复合减少了噪声，改进了镜面接口的可视化，并减少了遮蔽伪影。空间复合成像将从多个有利点(vantage point)或角度所获得的给定目标的多幅超声图像合并为一幅单个复合图像（美国专利 Nos. 4,649,927；4,319,486；4,159,462 等）。在 B 型成像中，空间复合已被证明是一种减少散斑噪声、改进镜面接口的可视化、减少遮蔽伪影的有效技术（Trahey、Smith 等人 1986；Trahey、Smith 等人 1986；Silverstein 和 O'Donnell 1987；O'Donnell 和 Silverstein 1988）。

多普勒成像技术，例如彩色血流成像(CFI)和彩色能量血管成像(CPA)遭受与 B 型成像相同的散斑噪声和遮蔽伪影。然而，由于帧率限制，因此空间复合不能被轻易地应用于血流成像。例如，美国专利 No. 6,390,980（"专利'980"）讲授到，常规的空间复合技术可被应用于多普勒信号信息，以在接收角度接近于 0 时生成多普勒功率，即，与发射波束正交的血流或运动不提供多普勒频移。然而，在专利'980 中公开的该技术大幅降低了帧率，因此其的实时实现非常受限。特别地，专利'980 讲授到，可在不同时刻采集不同的观察方向，并且血流波形表现出很高的加速度（在收缩期）。本申请认为专利'980 的技术将无法提供整个心动周期中血流模式的理想表征。更具体地，在使用了常规的 CFI 和 CPA 后，不同的观察方向创建了不同的速度投影以及不同的速度值。必须在进行复合前对不同的速度值进行校正。

因为血流成像还遭受遮蔽和散斑噪声，所以本发明提供了新的技术，在不损害帧率的情况下在彩色血流成像和 CPA 中执行实时空间复合。本发明的技术使用了不同配置的接收子孔径以实现空间复合，

其中对每个不同的观察（角度），创建多普勒信号的相同速度投影，例如，这区别于共同代决和共同拥有的美国专利 No. 6,464,638。根据此处所讲授的接收子孔径配置，同时可用的不同观察，提供了在没有帧率限制的情况下实时 CFI 和 CPA 复合成像的基础，实现了对于不同观察的多普勒信号的相同速度投影。

从结构上看，超声成像系统可包括与超声系统控制器进行电气通信的相控阵、线阵或弯曲的线阵换能器，所述超声系统控制器被配置成产生并向换能器发射一系列激励信号。超声成像系统可联合换能器工作以将超声能量沿着多条发射线发射到患者体内感兴趣区域。发射扫描波束可根据多条发射扫描线进行定义。超声成像系统还可包括接收器，用于响应于超声能量利用换能器从感兴趣区域接收超声回波，并用于产生代表接收到的超声回波的接收信号。

该系统也可包括并行的波束形成器，用于处理多个接收信号以形成接收的超声波束的第一和第二集合，该第一和第二集合分别源自于第一和第二空间分离的有利点。根据本发明，多个接收的超声扫描波束可被导引并聚焦在沿着发射扫描波束的多个点处，用以同时产生代表沿着每条发射线所接收的超声回波的第一和第二波束形成器信号。

对于本领域的技术人员而言，通过检查以下附图和详细描述本发明的其它特性和优点将变得明显。这些附加特性和优点旨在被包括在本发明的范围中。

图 1 是根据本发明的超声成像系统的框图，该系统可实施本发明的方法；

图 2 是示出在医疗诊断环境中使用图 1 的超声成像系统的图；

图 3A-3D 是描绘出从每个通道数据重建的血流模型的彩色血流图像的一组相关屏幕截图；

图 4A-4D 是描绘出从每个通道数据重建的血流模型的彩色血流图像的一组相关屏幕截图；

图 5A-5D 是一组相关的屏幕截图，当共同观察时，突出了常规彩色血流成像与在此讲授的本发明的复合方法实现的成像之间的差

别；

图 6 是代表由在此的本发明所使用的数学的图；

图 7A-7D 描绘了常规的彩色血流图像、复合的彩色血流图像、常规的 CPA 图像以及复合的 CPA 图像。

本发明中改进的超声成像系统和方法现在将在超声成像系统的上下文中进行具体详细的描述，该系统创建并显示本领域所公知的亮度模式（B 型）图像，或灰度图像。然而，应注意的是，本发明的超声成像系统和方法可被包括在其它超声成像系统中，其包括但不局限于血流成像系统，即 CFI 和 CPA，以及本领域技术人员明显地认为适于本方法的其它超声成像系统。

通过下面给出的详细描述以及通过本发明优选实施例的附图，本发明将被更加充分地理解，但是本发明的优选实施例不应将本发明限制于具体列举的实施例，其仅仅是为了解释和更好地理解。此外，附图不必进行刻度标定，相反重点应放在清楚地说明本发明的原理。最后，同样的附图标记指定了贯穿多幅附图相应的部件。

系统体系结构和操作

能够实施本发明的方法的超声成像系统的体系结构通过图 1 中功能框图的方法进行说明，在这里通常用附图标记 10 来表示。注意图 1 中所示的许多功能块定义了可实施在硬件、软件或其组合中的逻辑功能。为了实现高速，目前优选地将大多数块实施在硬件中，除非以此特别指出。

参照图 1，超声成像系统 10 可包括与换能器 18 进行通信的超声电子系统 1，以及显示电子系统 5。超声电子系统 1 可包括系统控制器 12，其被设计用于按照合适的软件控制超声成像系统 10 中各种元件以及信号流的操作和计时。超声电子系统 1 还可包括发射控制器 14、射频(RF)开关 16、多个前置放大器 20、时间增益补偿器(TGCs)22 和模数转换器(ADCs)24。此外，超声电子系统 1 可包括并行波束形成器 26、RF 滤波器 28、混频器 30、振幅检测器 32、对数机制(log mechanism)34、对数后滤波器 36 和信号处理器 38、视频处理器 40、

视频存储器装置 42 和显示监视器 44。

换能器 18 被配置为分别向被测对象（例如，当超声成像系统 10 被用于医疗应用环境时患者的解剖）发射以及从该对象接收超声信号，或声学能量。优选地，换能器 18 为在横向和仰角方向都具有多个元件的相控阵换能器，laments 典型地由压电材料制成，例如但不局限于锆钛酸铅(PZT)。每个元件具有电脉冲或其它合适的电波形，使该元件共同将超声压力波传播给被测对象。此外，响应到那里地，一个或多个回波由被测对象反射，并由换能器 18 接收，换能器 18 将回波转换为电信号供进一步处理。

与换能器 18 关联的元件阵列可使从换能器阵列中发射出的波束通过延迟提供给分离元件的电脉冲，被导引（在发射和接收模式期间）穿过对象。当发射模式有效时，模拟波形被传递给每个换能器元件，从而将脉冲沿特定方向选择性地传播，像波束一样，穿过对象。当接收模式有效时，在每个波束位置处模拟波形在每个换能器元件中被接收到。每个模拟波形实质上代表在沿着穿过对象的单个波束接收回波的时间段内由换能器元件接收到的一连串回波。为了沿期望方向形成狭窄的接收波束，将时间延迟应用到来自每个元件的信号。由发射和接收模式操作形成的整个模拟波形集合代表声传输线，整个声传输线集合代表对象的单个视图，或图像，并被称为帧。

众所周知，相控阵换能器可包括可对一个或多个控制信号做出响应的内部电子的主机，该信号源自于系统控制器 12 或可选择地源自发射控制器 14。例如，换能器电子可被配置为选择换能器元件的第一子集来施加激励信号，以便产生多个超声脉冲。以相关的方式，换能器电子可被配置为选择换能器元件的第二子集来接收与所发射的超声脉冲有关的超声回波。前述的每个换能器元件选择可由换能器 18 响应于源自于发射控制器 14 或系统控制器 12 的一个或多个控制信号得到。

发射控制器 14 可经由 RF 开关 16 被电气连接到换能器 18，并可进一步与系统控制器 12 进行通信。系统控制器 12 可被配置为发送一个或多个控制信号以便控制发射控制器 14 的操作，该发射控制器 14

作为响应产生一系列电脉冲，该电脉冲可经由 RF 开关 16 周期性地传递给换能器 18 的元件阵列中的一部分，使换能器元件将超声信号发射进入前述性质的被测对象。典型地发射控制器 14 提供了脉冲发射之间的间隔，以使换能器 18 能够在间隔期间从对象接收回波，并将其发送到并行的模拟前置放大器 20 的集合，在此标示为“PREAMPs”。RF 开关 16 可被配置为控制各种从换能器 18 发射和向其接收的电信号。

多个前置放大器 20 可从换能器 18 接收由被测对象反射的回波所产生的一系列模拟电回波波形。更具体地，每个前置放大器 20 从每条声传输线上换能器元件的相应集合接收模拟电回波波形。此外，前置放大器 20 的集合随时间连续地接收一系列波形集合，每个集合对应于每条单独的声传输线，并且可以流水线处理方式处理波形。前置放大器 20 的集合可被配置为放大回波波形来提供放大的回波波形以便能够进行以下所述的进一步信号处理。因为由换能器 18 接收的超声信号是低功率的，所以前置放大器 20 的集合应具有足够好的质量，即不会在处理中产生过多的噪声。

因为当回波波形从被测对象内逐渐变深的深度被接收时，会典型地在振幅上产生衰减，所以超声电子系统 1 中的多个模拟前置放大器 20 可被分别连接到并行的多个 TGCs 22，其为本领域所公知并被设计为在每条声传输线内逐渐地增加增益，从而降低后续处理阶段上的动态范围要求。此外，TGCs 22 的集合可随时间连续地接收一系列波形集合，每个集合对应于每条单独的声传输线，并且以流水线处理方式处理波形。

如图 1 所示，多个并行的模数转换器(ADCs)24 可被分别与多个 TGCs 21 进行通信。每个 ADCs 22 可被配置为根据各自量化的瞬时信号电平将其各自的模拟回波波形转换为包括多个离散位置点（数百到数千个；与深度相对应，并可为超声发射频率或时间的函数）的数字回波波形，该转换为本领域所公知。在现有技术的超声成像系统中，该转换经常发生在信号处理步骤的后期，但现在，在超声信号上执行的许多逻辑功能可为数字的，因此，优选地该转换在信号处理步骤的

早期进行。类似于 TGCs 22，多个 ADCs 24 可随时间连续地接收独立的声传输线上的一系列波形并以流水线处理方式处理数据。例如，系统可用 B 型帧率为 60 Hz 处理时钟频率为 40 MHz 的信号。

并行的波束形成器 26 的集合可与多个 ADCs 24 进行通信，并被设计成从 ADCs 24 接收多个数字回波波形（对应于换能器元件的每个集合）并将其结合起来以形成单条声传输线。为完成该任务，每个并行的波束形成器 26 可将单独的回波波形以不同量的时间进行延迟，然后可将延迟的波形加在一起，以便创建一条合成的数字 RF 声传输线。前述的延迟和求和波束形成过程为本领域所公知的。此外，并行的波束形成器 26 可随时间连续地接收独立的声传输线上的一系列数据收集并以流水线处理方式处理这些数据。

RF 滤波器 28 可被耦合到并行波束形成器 26 的输出端，并可被配置为连续接收和处理多条数字声传输线。RF 滤波器 28 可为带通滤波器的形式，其被配置为接收每条数字声传输线并且去除不期望的带噪声。如图 1 进一步所示，混频器 30 可被耦合到 RF 滤波器 28 的输出端。混频器 30 可被设计成以流水线处理方式处理多条数字声传输线。混频器 30 可被配置为使来自 RF 滤波器 28 的经滤波的数字声传输线与本振信号（为简化而未示出）相结合，以便最终产生多条基带数字声传输线。优选地，本振信号是复信号，具有同相信号（实部）和有九十度异相的正交相位信号（虚部）。混频操作的结果可产生和频信号与差频信号。和频信号可被滤波（去除），剩下差频信号，其在接近零频率处为复信号。复信号被期望用于跟随被测对象所成像的解剖结构的运动方向，并允许精确的宽带振幅检测。

在超声回波接收过程中，到目前为止，所有的操作可被基本上认为是线性的，以致在保持实质上等效的功能的同时可重新安排操作的顺序。例如，在一些系统中，期望在波束形成或滤波之前混频到较低的中频(IF)或到基带。基本上线性的处理函数的这种重新安排被认为属于本发明的范围。振幅检测器 32 可以流水线处理方式接收和处理来自混频器 30 的复基带数字声传输线。对于每条复基带数字声传输线，振幅检测器 32 可分析所述线的包络以确定沿着声传输线上每个

点处的信号强度，从而产生经振幅检测的数字声传输线。从数学上看，这意味着振幅检测器 32 测定每个矢量对应于沿着声传输线上每个点的幅度（到起点的距离）。

对数机制 34 可以流水线处理方式从振幅检测器 32 接收振幅检测的数字声传输线。对数装置 34 可被配置为通过计算每条声传输线的数学对数值(log)来压缩数据的动态范围，以产生压缩的数字声传输线供进一步处理。对数函数的实施使最终在显示上能够更逼真地观察与回波强度的比例对应的亮度改变。对数后滤波器 36，通常以低通滤波器的形式，可被耦合到对数机制 34 的输出端，并被配置为以流水线方式接收压缩的数字声传输线。对数后滤波器 36 可去除或抑制与压缩的数字声传输线有关的高频，以便增强最终显示图像的质量。通常，对数后滤波器 36 可将显示图像上的散斑柔和。低通的对数后滤波器 36 也可被配置为执行抗混叠。低通的对数后滤波器 36 可被设计成基本上用空间分辨率交换灰度分辨率。

信号处理器 38 可被耦合到低通的对数后滤波器 36 的输出端。信号处理器 38 还可包括合适类型的随机存取存储器(RAM)，并可被配置为从低通的对数后滤波器 36 接收经滤波的数字声传输线。声传输线可被限定在二维坐标空间内。信号处理器 38 可被配置为数学上在所接收的和经滤波的数字声传输线上操作图像信息。在备选实施例中，信号处理器 38 可被配置为随时间积累数据的声传输线供信号操作。在这点上，信号处理器 38 还可包括扫描转换器，用于转换存储在 RAM 内的数据以产生显示用像素。一旦 RAM 积累了整个数据帧（即，单视图中所有声传输线的集合，或将被显示的图像/图片），扫描转换器就可处理 RAM 内的数据。例如，如果使用定义出回波信息的相对位置的极坐标将接收的数据存储在 RAM 中，那么扫描转换器经由可进行光栅扫描的处理器可将极坐标数据转换为可进行光栅扫描的直角（正交）数据。

已经完成接收、回波恢复和信号处理函数，以形成与多个超声图像平面有关的多个图像帧后，超声电子系统 1 可通过在数学结合（如平均）多个图像帧而在空间上复合多个图像帧，以形成散斑被减少的

单个图像帧。各种常规的方法为本领域的技术人员所公知。

已经空间上复合了多个图像帧后，超声电子系统 1 可将与单个空间复合的图像帧有关的回波图像数据信息发送到显示电子系统 5，如图 1 所示。显示电子系统 5 可从超声电子系统 1 接收回波图像数据，其中回波图像数据可被发送到视频处理器 40。视频处理器 40 可被设计成接收回波图像数据信息并可被配置为光栅扫描图像信息。

视频处理器 40 输出图像元件（如像素），供存储在视频存储器装置 42 中，和/或供经由显示监视器 44 显示。视频存储器装置 42 可以采用数字视频盘(DVD)播放器/录放机、光盘(CD)播放器/录放机、盒式磁带录像机(VCR)的形式。如本领域所公知的，视频存储器装置 42 允许通过用户/操作者以除实时以外的方式进行观看和或数据收集后图像处理。显示监视器 44 形式的常规显示装置可与视频处理器 40 和视频存储器 42 进行通信，如如图 1 所示。显示监视器 44 可被配置为周期性地从视频存储器 42 和或视频处理器 40 接收像素数据，并驱动合适的屏幕或其它成像装置（如打印机/绘图仪）供用户/操作者观看超声图像。

基本图像形成

已经描述了图 1 中超声成像系统 10 的体系结构和操作后，现在将注意转到图 2，其示出了一般的诊断环境 100，其中图 1 中的超声成像系统 10 可使用本发明的方法来改善二维超声图像。诊断环境 100 包括被测患者 113 和换能器 18。换能器 18 可被用户/操作者（未示出）放置在被测患者 113 的解剖的部分上，并且从换能器发射出多个发射脉冲 115。当发射脉冲（超声能量）115 遇到被测患者 113 可接受超声照射的组织层时，多个发射脉冲 115 将穿透组织层 113。

当多个超声脉冲的幅度超过组织层 113 的衰减影响时，多个超声脉冲将到达内靶 121。本领域的技术人员应理解的是，组织之间具有不同超声阻抗的组织边界或交点将形成在多个超声脉冲 115 的基本发射频率处的超声响应。用超声脉冲照射的组织将形成可与发射脉冲在时间上区别开的基本超声响应，以便传递来自患者内各种组织边界的信息。

超过穿越组织层 113 的衰减影响的那些幅度的超声反射可通过 RF 开关 16 和换能器 18 的组合被监测并被转换为电信号，如前参照图 1 所述。超声电子系统 1 和显示电子系统 5 可共同工作以产生来自于多个超声回波 117 的超声显示图像 200。

本发明的新方法包括使用单个换能器阵列，从单个孔径发射超声并从在发射孔径的任一侧上由邻接的元件集合所定义的多个子阵列接收背向散射回波。即，本发明包括用超声能量照射目标图像，并同时从以角度区别的多个不同有利点接收或捕获目标图像，并且在数学上将不同的图像合并以减少散斑。通过数学上合并（如平均）从多个有利点收集到的信息形成的多幅图像，散斑模式缺乏相关性，而目标回波保持有相关性并且在实际上未被改变。

图 3A-3D 示出了可由本发明实现的不同配置的发射/接收孔径配置。即，图 3A-3D 描绘了由每个通道 RF 数据重建的血流模型的彩色血流图像。图 3A 描绘了使用常规的接收配置，而图 3B 描绘了使用 φ_1 为 2.5° 的接收配置。图 3C 描绘了使用 φ_2 为 5° 的接收配置。以及，

图 3D 描绘了 φ_3 为 7.5° 的接收配置。

图 4 示出了所要求的基本数学，其中 $\vec{K}$ 为发射的超声波束方向的单位向量，$\vec{K}_1$ 和 $\vec{K}_2$ 是平行于两个子阵列的两个接收方向的单位向量。如果左侧和右侧子孔径中心的位置为：向量 $\vec{K}_1$ 和 $\vec{K}_2$ 与发射波向量 $\vec{K}$ 成相同的角度 φ，那么向量和 $\vec{K}_1+\vec{K}_2$ 平行于发射波束调向方向即平行于 $\vec{K}$。如果散射体以速度 $\vec{V}$ 移动通过照射视场中的样本体积，那么由两个接收子孔径总和接收到的平均多普勒频移与在向量 $\vec{K}$ 上的速度投影 V_X 成比例：

$$V_X = |\vec{V}|\cos(\theta) = \frac{\left(\vec{K_1}+\vec{K_2}\right)\bullet\vec{V}+2\vec{K}\bullet\vec{V}}{2\cos(\varphi)+2} \qquad (1)$$

其中 θ 是发射波束和速度向量 $\vec{V}$ 之间的角度，而 φ 是接收和发射波束之间的角度。

由于在各种有利点之间的散斑模式缺少相关性，因此散斑模式之间的变化可被减小而不会使目标图像降级。在数学上合并由不同有利点形成的图像以减少散斑的计算是公知的。典型地，用于由“固定的”

换能器从不同方向产生多幅图像的方法是激发压电换能器元件的线阵或弯曲线阵中不同的单元或单元组，这种方法被用于产生和接收超声能量。用于超声波束的有利点典型地被用于形成超声波束的有效孔径的物理位置所控制。因而固定的换能器中的组必须被沿着阵列分隔开以实现所需要的空间分隔有利点。

通过示例的方式，可将 N 个换能器元件的线阵分隔为 M 段，每段具有 N/M 个邻接的换能器元件并且由沿阵列的唯一位置或有利点所定义。可用从每个受导向的换能器段产生的超声波束一次一个连续地电激每段，这样所有的 M 个波束将基本上聚焦在相同的区域，但是从起源在换能器阵列表面的不同的方向。然后散斑可通过合并来自相关的 M 个不同有利点的 M 个超声波束（通过发射和接收处理所共同控制）而被减少。

图 5A-5D 描绘了由每个通道 RF 数据重建的血流模型的 CPA 图像。即，图 5A 描绘了通过常规接收配置接收到的数据重建的图像；而图 5B 描绘了使用本发明的接收结构接收到的数据重建的图像，其中 φ_1 为 2.5°；图 5C 描绘了 φ_2 为 5° 的接收配置；图 5D 描绘了使用 φ_3 为 7.5° 的接收配置。

进一步，图 6A-6D 示出了根据本发明的由 CFI 和 CPA 血流数据重建的图像的屏幕截图。尤其是，图 6B 描绘了具有较少孔的复合 CFI 图像，并显示了相比常规的血流图像（图 6A），在脉管内腔内更规则的血流描绘。图 6D 的复合 CPA 显示了减少的散斑图样和在没有过多地降低横向分辨率的情况下与常规的 CPA（图 6C）相比更好的脉管内腔的“填充”。可从图 6A-6B 的回顾中容易地理解，本发明的技术提供了在频谱展宽（由于孔径的尺寸）和横向分辨率之间的折中。该技术也将对彩色血流成像的敏感度做出改进。

本发明的方法可通过权衡具有复合角度的多基线因子在 Boris 平台中执行。在 4x 多基线因子的情况下，无法应用复合。在 2x 多基线因子的情况下，可实现 2 个复合角度（常规的配置加上 b、c 或 d 配置其中的一个）。在没有多基线的情况下，可使用 4 个复合的 4 个角度。在这种情况下，本发明优于 Boris+体系结构，这是因为 QSC 具

有 16 个并行的接收路径，并且因此对于一维阵列，可以同时以 4 个复合角度实现 4x 多基线。本领域的技术人员应理解的是，修改 Boris 以实现本发明需要准备“新的”采集表。本领域理解 Boris 平台专利的技术人员也应理解的是，将需要定义新的或修订的采集表，以支持此处描述的新的接收孔径配置，并且将需要 FEC 来装载本发明的孔径安排。专业技术人员还应理解的是，平台并不是本发明的限制，任何可支持接收孔径安排和从其进行数据处理的平台将能够实现此处讲授和要求的血流成像中改进的复合。

回到 Boris 平台示例，DSC 体系结构不需要进行改变，这是因为不同的“观察”角度可被作为派生多基线进行处理。当然，应当容易理解的是，不同的接收配置需要应用不同的归一化函数。这种情况下，Philips 专利的 Boris SIP 将需要在执行规则的彩色血流/CPA 处理前进行修改以复合不同的角度。

图 7A-7D 分别描绘了常规的彩色血流图像、复合的彩色血流图像、常规的 CPA 图像和复合的 CPA 图像，以突出屏幕截图前后图像质量的区别。即，这四幅图像提供了对根据本发明实施的在血流处理中进行复合以去除散斑的结果和利益的理解。这种情况下，此处公开的发明特别适合于阴影脉管应用，例如，在存在狭窄的情况下，其中在诸如甲状腺或乳腺的小血管成像中斑块可产生阴影。

重点注意的是，执行功能性活动所需要的软件，和或对于二维空间复合超声成像所必需的数学合并以及数据操作可包括有序排列用于实现逻辑功能的可执行指令。同样地，软件可实施在供指令执行系统、设备或装置，例如基于计算机的系统、包含处理器的系统或可从所述指令执行系统、设备或装置中取指令并执行该指令的其它系统使用或与其连接的任何计算机可读介质中。在本文件的上下文中，“计算机可读介质”可以为可包含、存储、通信、传播或传送程序进行使用的任何器件，以供指令执行系统、设备或装置使用或与其连接。

例如计算机可读介质可以为但不限制于：电子的、磁的、光学的、电磁的、红外线的或半导体的系统、设备、装置或传播介质。更具体的计算机可读介质的示例（非穷尽列表）将包括以下：具有一条或多

条导线的电气连接（电子的）、便携式计算机磁盘（磁的）、随机读取存储器(RAM)（磁的）、只读存储器(ROM)（磁的）、可擦除可编程只读存储器（EPROM 或闪速存储器）（磁的）、光纤（光学的）以及便携式光盘只读存储器(CDROM)（光学的）。注意计算机可读介质甚至可以为纸张或将程序打印在其上的另一适当介质，这是因为程序可经由例如纸张或其它介质的光学扫描，通过电子方式被获取，然后进行编译，解释或者如必要以适当的方式进行处理，然后存储在计算机存储器中。

应强调的是，本发明的上述实施例，尤其是任何一个（或多个）“优选”实施例，仅仅是可能的实施的示例，其仅仅是为了清楚地理解本发明的原理。此外，在实质上不脱离本发明的精神和原理的情况下，可对本发明的上述实施例作出许多变化和修改。所有的这些修改和变化旨在由本公开讲授出，其落在本发明的范围内，并受以下的权利要求所保护。

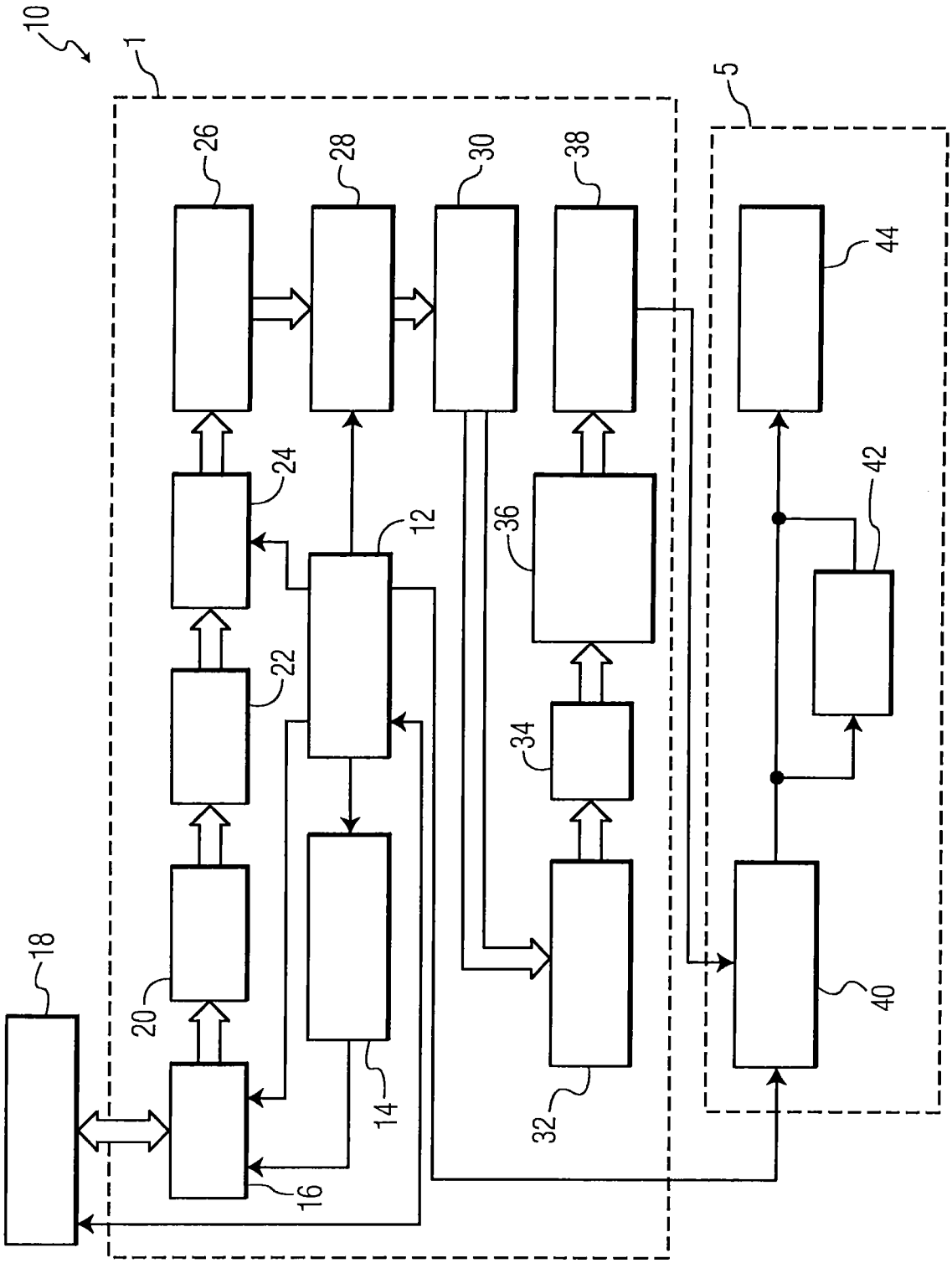


图1

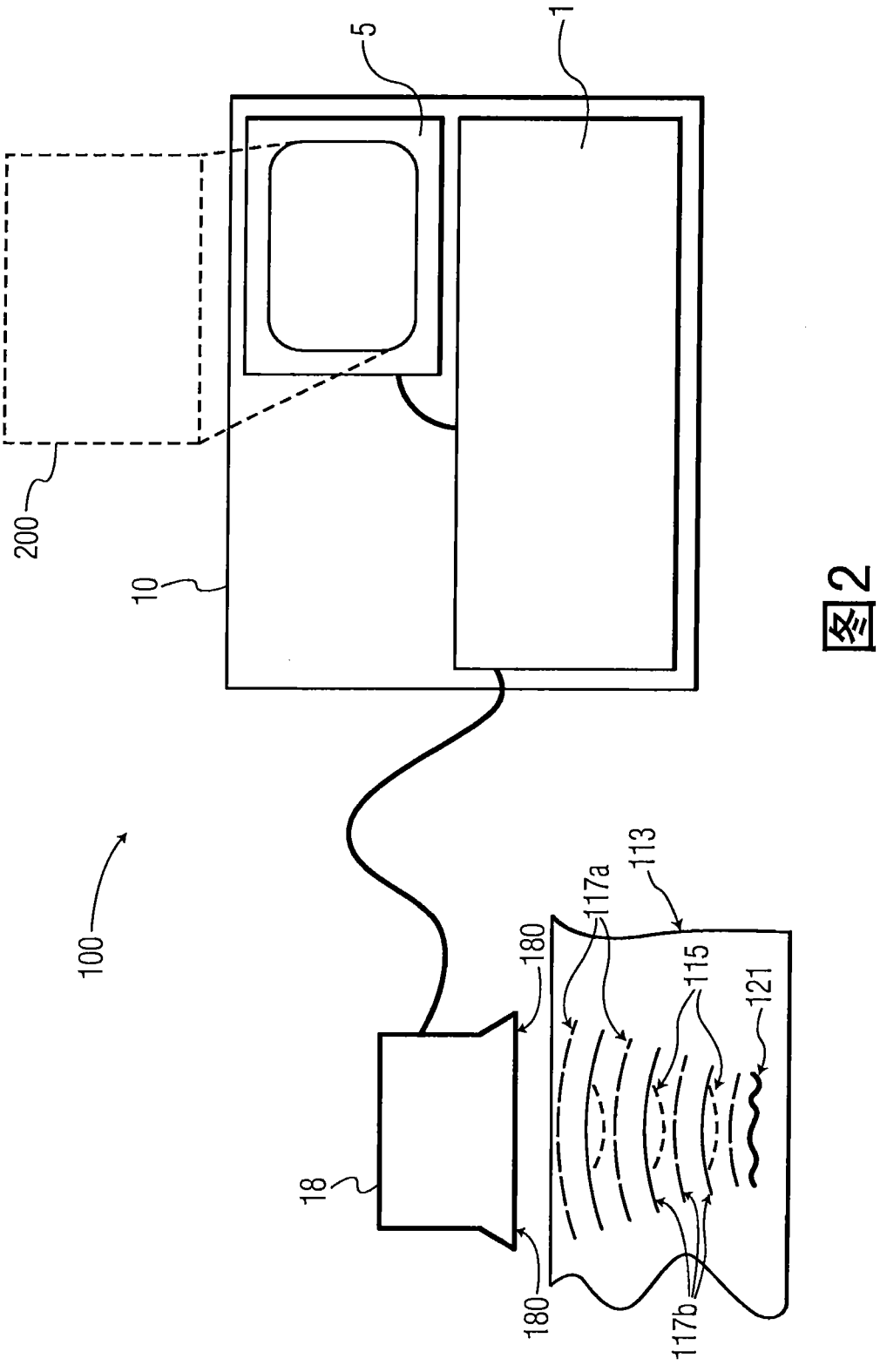


图2

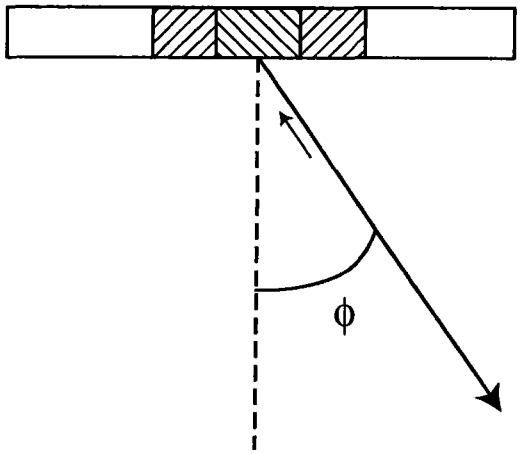


图3A

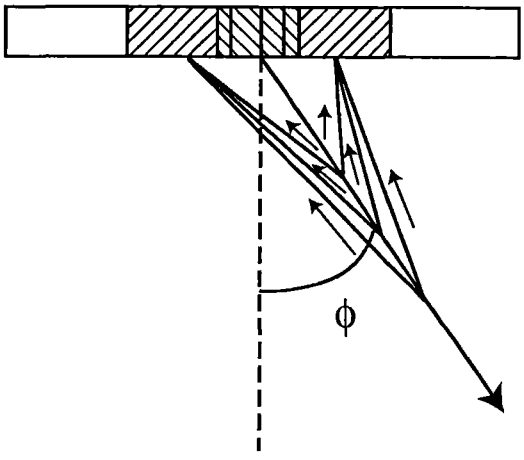


图3B

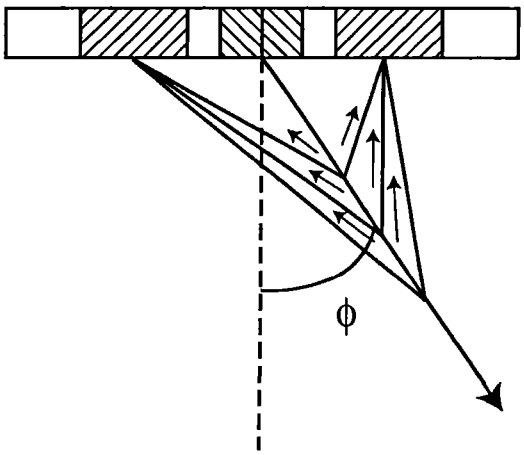


图3C

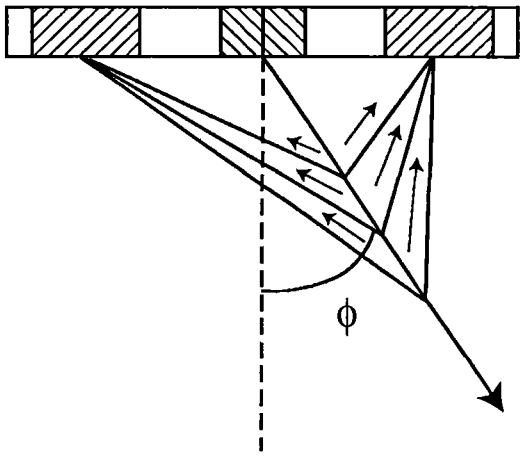


图3D

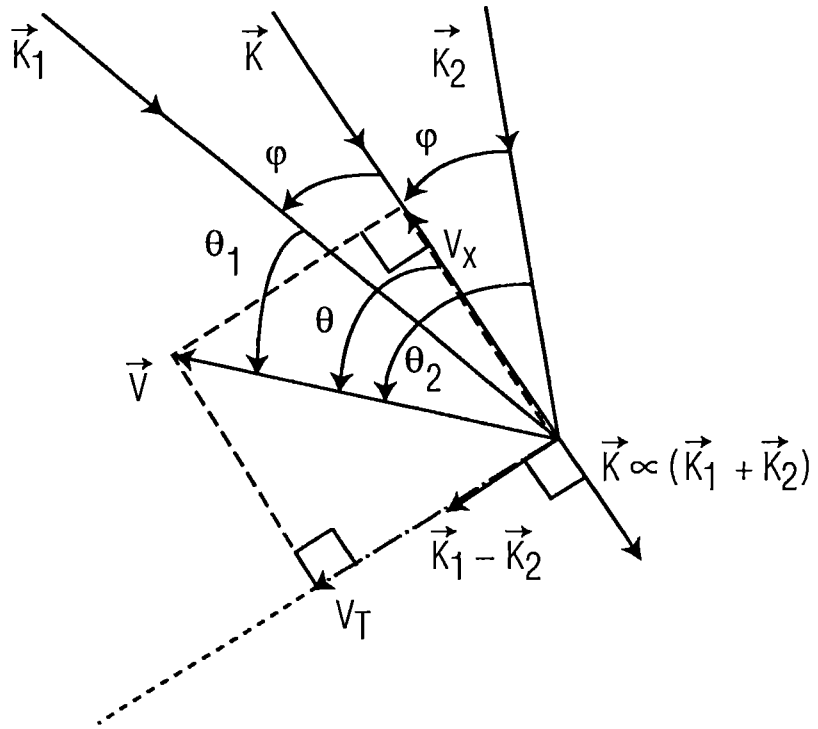

$\vec{K}_1$
$\vec{K}$
$\vec{K}_2$
φ
φ
θ_1
V_x
θ
θ_2
$\vec{V}$
$\vec{K} \propto (\vec{K}_1 + \vec{K}_2)$
$\vec{K}_1 - \vec{K}_2$
V_T

图4

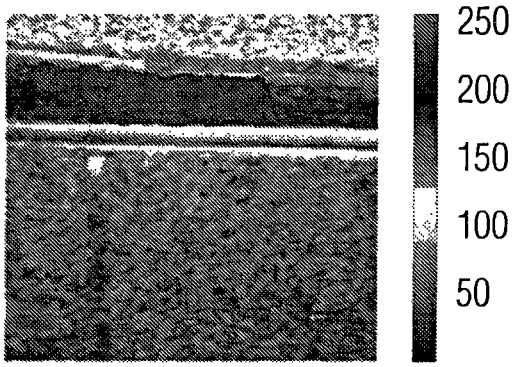


图5A

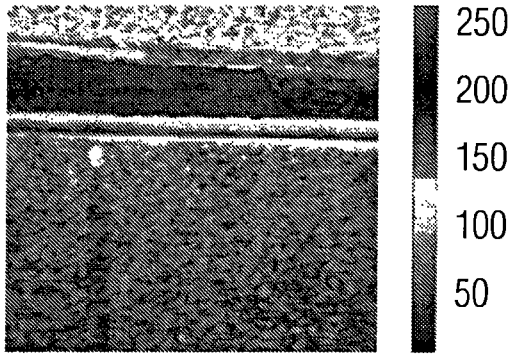


图5B

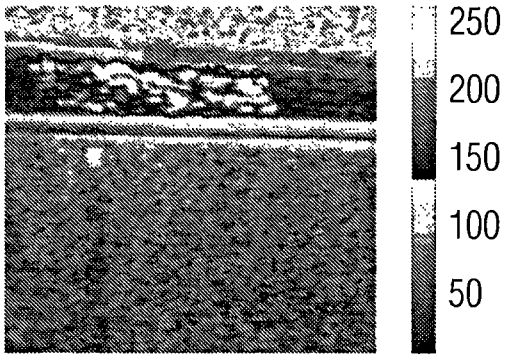


图5C

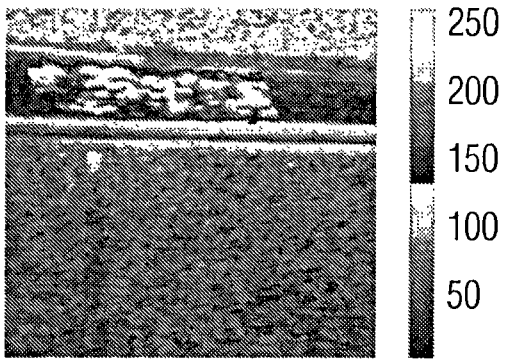


图5D

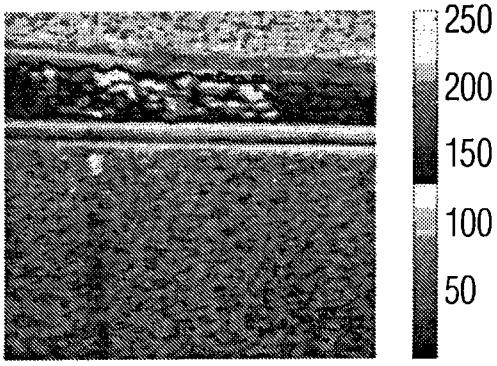


图6A

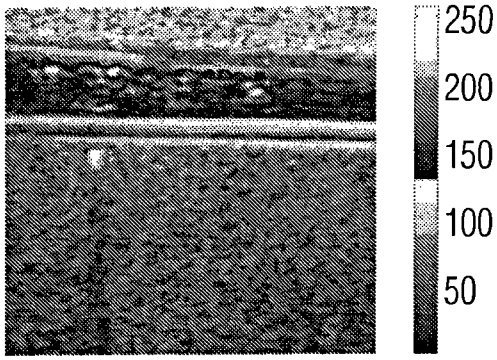


图6B

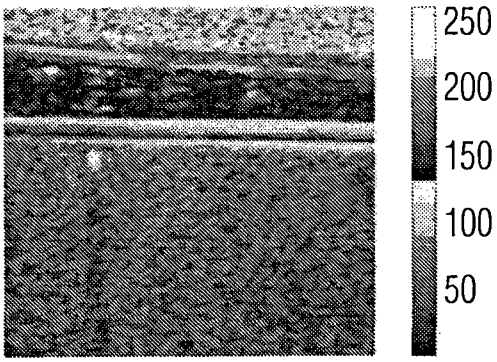


图6C

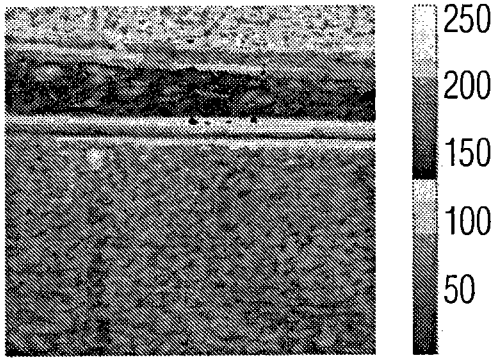


图6D

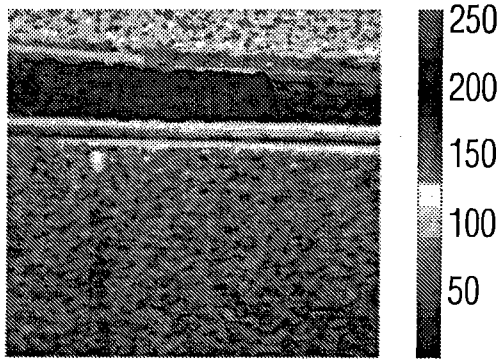


图7A

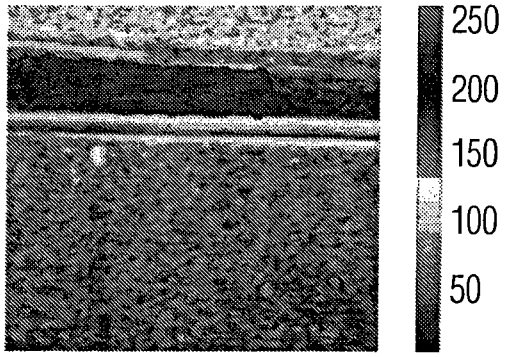


图7B

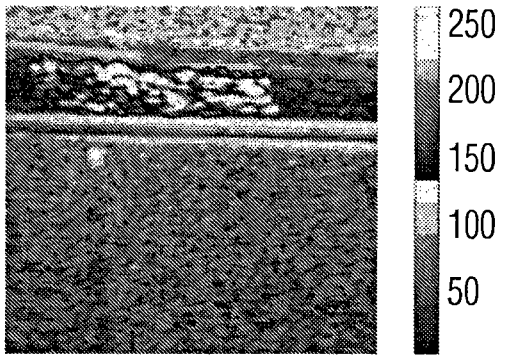


图7C

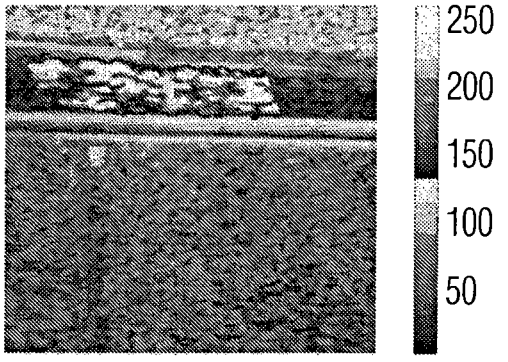


图7D