

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

G01N 29/36 (2006.01)



## [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200610107649.9

[43] 公开日 2007 年 1 月 31 日

[11] 公开号 CN 1903132A

[22] 申请日 2006.7.28

[21] 申请号 200610107649.9

[30] 优先权

[32] 2005.7.28 [33] US [31] 11/192857

[71] 申请人 美国西门子医疗解决公司

地址 美国宾夕法尼亚州

[72] 发明人 J· - H· 莫 T· L· 普罗尔克斯  
C· E· 布拉德利

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 刘春元 魏军

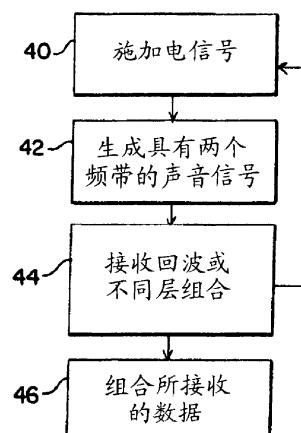
权利要求书 3 页 说明书 9 页 附图 2 页

[54] 发明名称

用于谐波的医学诊断超声换能器系统

[57] 摘要

医学诊断超声换能器系统具有元件(14)的至少第一和第二组换能器层(20, 22)。每组具有带独立电接入(32, 36)的一个或多个换能器层(20, 22)。用宽带电信号通过第一组换能器层(20, 22)的发射事件生成(42)包括至少两个不同频带的声音信号，而通过第二和不同组的换能器层(20, 22)的接收事件接收(44)多种组织谐波信号以生成一种宽广的带宽响应。采用脉冲倒转技术通过倒转脉冲的第二发射事件、第二接收事件以及来自两个接收事件的信号的叠加(58)可以降低基本信号。



1. 一种用于超声谐波接收的方法，所述方法包括：

响应宽带电信号来生成（42）具有至少第一和第二不同频带的声音信号，该声音信号由沿射程维度具有至少第一和第二换能器层（20）（20，22）的元件（14）的第一组换能器层（20，22）生成，该第一组是一个或多个换能器层（20，22）；以及

以第一和第二频带的谐波或谐波交互频率接收（44）电信号，所述接收是利用换能器层（20，22）的第二组完成的，该第二组是一个或多个换能器层（20，22）并且不同于第一组。

2. 如权利要求1所述的方法，其中生成（42）包括生成（42）具有与第二频带分开的第一频带的声音信号，该第一和第二频带由分别从第一和第二频带的第一和第二峰值响应起向下至少6dB的点分开。

3. 如权利要求2所述的方法，其中所述向下至少6dB是向下至少20dB。

4. 如权利要求1所述的方法，其中生成（42）包括将宽带电信号施加到第一换能器层（22）而不是到第二换能器层（20），并且其中接收包括用第二换能器层（20）而不是用第一换能器层（22）进行接收。

5. 如权利要求1所述的方法，其中第一频带的第一中心在1-4MHz内而第二频带的第二中心在2-8MHz内，第二中心大于第一中心。

6. 如权利要求1所述的方法，其中第一频带的第一中心低于第二频带的第二中心；并且

其中接收（44）包括以第一中心与第二中心频率之差接收回波以及以两倍第一中心频率接收回波。

7. 如权利要求6所述的方法，其中接收（44）还包括以第一和第二中心频率之和或以两倍第二中心频率进行接收。

8. 如权利要求1所述的方法，其中生成（42）和接收（44）包括第一事件；

还包括：

在第二事件中重复所述生成（42）和接收（44），该第二事件的声音信号具有与第一事件不同的极性；以及

将针对第一事件所接收的电信号和针对第二事件的电信号求和（46）。

9. 如权利要求 1 所述的方法，其中第一换能器层（22）包括第一压电块并且第二换能器层（20）包括第二压电块，第一换能器层（22）是较接近发射面的一顶层；

沿射程维度，进一步包括第三换能器层（28），该第三换能器层（28）包括 PVDF-共聚物；

其中接收（44）包括：

用第二换能器层（20）以两倍第一频带、以第一和第二频带之差、或以两倍第一频带和第一和第二频带之差两者进行接收，

用第三换能器层（28）以第一和第二频带之和、以两倍第二频带、或以第一和第二频带之和及两倍第二频带两者进行接收，或者

用第二和第三换能器层（28）（20， 22）进行接收。

10. 如权利要求 1 所述的方法，其中接收（44）包括在整个成像期间接收不带有来自任何添加造影剂的响应的回波信号。

11. 一种用于超声谐波接收的方法，所述方法包括：

响应宽带电信号来生成（50）具有至少第一和第二不同频带的第一声音信号；

响应第一声音信号来以第一和第二频带的谐波或交互频率接收（52）第一电信号；

生成（54）具有降低的或无第二频带的带有第一频带的第二声音信号，该第二声音信号在第一频带处从第一声音信号被倒转；

响应第二声音信号来接收（56）第二电信号；并且  
将第一和第二电信号加以组合（58）。

12. 如权利要求 11 所述的方法，其中生成（50）第一声音信号包括将宽带电信号施加到元件（14）的第一换能器层（22），该元件（14）沿射程维度具有至少第一和第二换能器层（20， 22），并且其中接收（52）第一电信号包括用第二换能器层（20）进行接收。

13. 如权利要求 11 所述的方法，其中第一频带具有比第二频带更高的中心频率。

14. 如权利要求 11 所述的方法，其中第二频带具有比第一频带更高的中心频率。

15. 一种用于超声谐波接收的系统，所述系统包括：

具有至少两个换能器层（20， 22）的换能器元件（14）；

与换能器元件（14）的第一电连接（32）；

与换能器元件（14）的第二电加接（34），该第二电连接（34）用于至少两个换能器层（20，22）的至少一个不同的层；

所述换能器元件（14）可操作地响应在第一电连接（32）上的宽带电信号而生成具有至少第一和第二不同频带的声音信号，并且所述换能器元件（14）可操作地在第二电连接（34）上以第一和第二频带的谐波或谐波交互频率接收回波信号。

16. 如权利要求15所述的系统，其中第一电连接（32）与换能器元件（14）的顶部换能器层（22）相连，而该顶部换能器层（22）具有对宽带电信号的响应特性，第一频带和第二频带由分别从第一和第二频带的第一和第二峰值响应向下至少6dB的点分开。

17. 如权利要求15所述的系统，其中第一频带的第一中心低于第二频带的第二中心，并且其中谐波交互频率包括第一中心与第二中心频率之差。

18. 如权利要求17所述的系统，其中谐波交互频率包括第一和第二中心频率之和。

19. 如权利要求15所述的系统，其中至少两个换能器层（20，22）的第一和第二换能器层（20，22）分别包括第一和第二压电块，而至少两个换能器层（20，22）的第三换能器层（28）包括压电-聚合物复合物或PVDF；

其中第一电连接（32）和第一换能器层（22）相连而第二电连接（34）和第二换能器（20）相连；

进一步包括：

与第三换能器层（28）的第三电连接，该第三换能器层（28）可操作地以第一和第二频带之和进行接收，而第二换能器层（20）可操作地以第一和第二频带之差进行接收。

20. 如权利要求1所述的方法，其中以第一和第二频带的谐波或谐波交互频率的接收包括以谐波交互频率的接收。

21. 如权利要求11所述的方法，其中以第一和第二频带的谐波或谐波交互频率的接收（52）包括以谐波交互频率的接收。

## 用于谐波的医学诊断超声换能器系统

### 背景技术

在医学诊断超声谐波成像中，声能是以基本频率发射的。接收的是由于传播和/或反射以发射频率的谐波产生的回波。例如，一个换能器在中心为 2MHz 的频带产生声能。使用同一换能器接收频率中心位于 4MHz 的第二谐波的谐波频带的回波信号。该换能器可能具有受限的带宽，所以谐波信号位于该带宽的高端。由于这种带宽的限制，被接收的信号通常为窄带并且其信号强度可能较弱。

### 发明内容

作为介绍，以下描述的优选实施方案包括用于超声谐波接收的方法和系统。在不同频带上的发射为接收提供宽带谐波信息。两个所发射的频率的相互作用产生用于接收的谐波。通过使用具有多个换能器层的换能器，为不同的发射和接收带宽提供不同的电接入。响应在不同频率带上的发射，宽带组织谐波信息被接收用于成像。

在其他的实施方案中采用多发射事件。一个发射事件使用一个宽带脉冲，在两个或多个频带上提供声能。对于另一个发射事件，在一个或多个频带上的声能用相对其他发射事件倒转的一个或多个脉冲发射。然后将响应于两次发射事件的接收信号加以组合。

在第一个方面，提供一种用于超声谐波接收的方法。响应宽带电信号产生具有至少第一和第二不同频带的声音信号。该声音信号是由一元件的换能器层的第一组产生的，该元件沿射程维度 (range dimension) 具有至少第一和第二换能器层。该第一组包括一个或多个换能器层。回波信号是以第一和第二频带的谐波或谐波交互频率接收的。这种接收是利用第二组换能器层执行的，其中第二组是不同于第一组的一换能器层或层的组合。

在第二个方面，提供一种用于超声谐波接收的方法。响应宽带电信号产生具有至少第一和第二不同频带的第一声音信号。响应第一声音信号，以第一和第二频带的谐波或谐波交互频率接收第一回波。产生具有第一频带但没有第二频带或第二频带减小的第二声音信号。该第

二声音信号在第一频带上从第一声音信号倒转。响应该第二声音信号接收第二回波信号。将第一和第二回波信号加以组合。

在第三个方面，提供一种用于超声谐波接收的系统。换能器元件具有至少两个换能器层。为该换能器元件提供第一和第二电连接。第二电连接用于至少两个换能器层的至少一个不同层。可以操作该换能器产生响应于在第一电连接上的宽带电信号的一声音信号，该声音信号具有至少第一和第二不同频带，并且可以操作该换能器在第二电连接上在第一和第二频带的谐波或谐波交互频率处接收回波信号。

本发明由下面的权利要求所限定，而不应当将本节中所述内容作为对那些权利要求的限制。下面结合优选实施例讨论本发明的另外方面和优点。

### 附图说明

各部件和附图无需按比例画出，重点将放在说明本发明的原理。而且在附图中，在不同的视图中相似的参考数字表示相应的部件。

图 1 是用于超声谐波接收的系统的一个实施例的方框图；

图 2 是用于图 1 系统的换能器元件的一个实施例的截面图；

图 3 是用于超声谐波接收的方法的一个实施例的流程图；

图 4 是用图形表示在一个实施例中在发射时响应于宽带脉冲的一种换能器层的声音信号的频谱特性；

图 5 是用图形表示用于接收的另一种换能器层的声音信号频谱特性；以及

图 6 是用于超声谐波接收的方法的另一个实施例的流程图。

### 具体实施方式

宽带超声能量可以用于医学诊断超声成像。通过在多个中心频率或频带同时发射，由多个频率交互作用所产生的谐波可以被接收用于宽带成像。

在一个实施例中，多层换能器被用于提供宽带成像。一层或多层组合产生响应于宽带脉冲的多个频率。不同层或多层组合接收在所希望的谐波频率上的回波。到不同的层或层的组合的独立电接入为响应于单次发射的宽带接收作准备。该换能器被设计以产生多个频率和宽

带接收而无需特殊的电信号波形整形。通过随后的发射和接收事件用脉冲倒转可以减少基本信号。在这种情况下，来自第一和第二接收事件的信息被加以组合以提供所希望的宽带信息。在另一个实施例中，第二发射事件只包括针对该发射频带的一个子集的倒转脉冲。将两个接收事件加以过滤或另外加以处理以便隔离在频带的子集上的信息。来自第一和第二接收事件的信息被加以组合以提供所希望的子集频带信息。然后将不同子集的频带信息加以组合以提供所希望的宽带信息。

图 1 示出了用于超声谐波接收的系统 10。系统 10 包括具有多个元件 14 的换能器 12、发射波束生成器 16 和接收波束生成器 18。另外，还可以提供不同的或较少的部件，例如还可以提供图像处理器、检测器、扫描变换器和/或显示器。该系统 10 是医学诊断成像系统和/或用于连接成像系统的探头的一部分。

发射和接收波束生成器 16、18 是具有多个通道的数字或模拟波束生成器。该通道直接地或可切换地与换能器的相应元件 14 或元件组 14 连接。可以将两个或多个系统通道连接到每个元件。在一个实施例中提供发射波束生成器 16 和接收波束生成器 18 到每个元件 14 的单独连接。可替换地，还提供无源或有源开关用于发射和接收波束生成器 16、18 对每个元件 14 的独立接入。

发射波束生成器 16 包括多个波形生成器，例如脉冲生成器、开关、存储器、模/数转换器，或其他目前已知的或将来开发的波形生成器。为每个通道所生成的电信号是正弦、方波、单极、双极或具有其他形状。利用各通道间的延迟、相移、和/或幅度调节，该发射波束生成器 16 将沿一条或多条线路将响应电信号的施加而生成的声能聚焦在平面波内或作为发散的宽波前峰。

接收器波束生成器 18 对代表所接收回波的电信号加以延迟、相移、和/或幅度调节。然后，将该信息加以组合以形成代表所扫描面积或体积的一个或多个束。接收波束生成器 18 的过滤器、放大器、模/数转换器、处理器、倍增器或其他组件在整个所希望的频带上对数据进行操作。

换能器 12 是一维、多维、线性、曲线、定相或其他现有或以后开发的元件 14 的超声阵列类型。在一个实施例中，换能器 12 的每个元

件 14 为单层换能器材料。在图 2 所示的另一个实施例中，换能器 12 的元件 14 包括两个或多个换能器层 20、22、28，支撑块 26，一个或多个匹配层 24、28，透镜或声窗 30，以及电接入 33，34，36。另外，还可以提供不同的或较少的部件，例如额外的用于层 28 的电接入或电极，所述层 28 作为换能器层及匹配层而工作。在一个实施例中，元件 14 和换能器 12 具有在美国专利 6 409 667, 6673016, 5724976, 5446333 或 6416478 中公开的结构和/或连接，其公开内容在此引入作为参考。

元件 14 可以是任意大小和形状。例如，每个元件可以是正方形、三角形、长方形、六边形、多边形或其他形状。在一个实施例中，元件 14 为宽  $170\mu\text{m}$  (方位) 和长  $13.5\text{mm}$  (高度)。也可以提供其他大小。支撑块 26 可以是任何形状、材料或大小，例如混合环氧树脂内的橡胶粉末，厚度为  $20\text{mm}$  (范围 range)。该匹配层 24 (和/或 28) 也可以是任意形状、材料或大小，例如匹配层 24 为具有铜薄片填充物的环氧树脂高阻抗层，厚度为  $220\mu\text{m}$ ，而层 28 为环氧树脂的低阻抗层，厚度为  $150\mu\text{m}$ 。透镜材料 20 可以是任何形状、材料或大小，具有焦点或不具有焦点，例如 RTV，厚度为  $1\text{mm}$ 。

换能器层 20、22 (和在一个实施例中的 28) 是压电陶瓷 (PZT) 块、压电聚合物 (PVDF)、压电 - 聚合物复合物、微机电 (例如 cMUT)、或其他已知或以后开发的用于在电和声能之间转换的材料或技术。每一层 20，22 和 28 具有相同或不同的大小、形状、支撑 (poling) 或材料。在一个实施例中，两个底层 20、22 是 PZT 块而顶层 28 是压电束和环氧树脂或其他聚合物的复合物。例如，该两个底部换能器层 20、22 为  $300\mu\text{m}$  厚(范围 range)的 PZT 块或固态 PZT，而顶层 28 为  $140\mu\text{m}$  厚的 PVDF 共聚物。顶层 28 可以当作用于底部的两个换能器层 20、22 (例如， $30\text{Mrayl}$ ) 的低阻抗匹配层 (例如， $2\text{-}4\text{Mrayl}$ )。如图所示，顶层 28 通过一个或多个匹配层 24 与其他换能器层 20，22 相分隔。顶层 28 用元件 14 分成小块或是一种没分成小块的材料薄片，该材料薄片具有成型的电极以给这些元件定界。对其厚度进行选择以提供所希望的频率响应，例如在  $6.25$  至  $8\text{MHz}$  频率范围内进行接收。在另一个实施例中，只提供两个换能器层 20、22。在又一个实施例中，换能器材料的顶层 28 邻近另一换能器层 22，在顶层 28 和透镜 30 之间没有、有一个或多个匹配层 24。层 28 和 22 之间的公共电连接是接地或与电

连接 32 相连接。

可以操作换能器 12 以响应于在电连接 32, 34, 36 上提供的宽带电信号而产生声音信号，该声音信号具有至少第一和第二的不同频带。例如，该宽带电信号、诸如其带宽覆盖从低于 1MHz 至高于 6MHz 的半周期或一周期方波或正弦波，被施加到电连接 32 上的顶部换能器层 22 并将电连接 36 接地。可以使用具有更大或更小带宽和/或更高或更低频率范围的信号。该顶部换能器层 22，根据其厚度、大小、材料和在换能器内沿射程方向 (range direction) 它与其他层的相对位置对宽带电信号具有响应特征，从而产生两个或多个频带。图 4 示出了单一换能器层 22 的一种可能的响应特性。可替换地，采用具有相同或不同电连接 32 的两个或多个层以产生具有两个或多个频带的声能。

如图 4 所示，其频带相互分开，例如通过从第一和第二频带的峰值响应至少向下 6dB 的一个点加以分开。图 4 示出了一种较低频带，其中心或峰值大约在 2MHz；以及上频带，其中心或峰值大约在 4.25MHz 处。在该两个频带之间提供响应中的约为 20dB 或更多的衰减。还可以提供具有两个或三个或其他数量频带的其他响应特性，所述其他响应特性是响应宽带电信号而提供的。在又一个实施例中，提供电波形成形 (shaping) 以产生具有多个带频的声音信号。不同频率上的两个信号基本上是同时由元件 14 产生用于发射。

被发射的声能传播穿过组织，并且从结构反射。反射回波可以反向传播至换能器 12。在组织中的传播和/或反射产生谐波信号。在一个实施例中，将成像期间（例如用超声波检查病人的 15 分至 1 小时期间）不使用任何添加的造影剂的组织谐波接收并且加以成像。在其他的实施例中，将添加的造影剂（例如微泡剂）注入要扫描的组织内并产生谐波响应。

相同的元件 14 接收响应发射的回波。采用换能器层 20、22、28 和/或电连接 32、34、36 的不同组合（对于三个或更多个换能器层的实施例可能有其他连接）以接收回波。包括或不包括用于发射的一个或多个层 20、22、28 的换能器层 20、22、28 的组合可以被用于接收所述回波。用于发射或接收的不同换能器层 20、22、28 可以利用相同或不同的电连接 32、34、36 工作。

该回波包括所发射的基本频率的谐波。谐波包括次谐波（例如，

1/2), 分数谐波 (例如,  $1\frac{1}{2}$ ) 和/或整谐波 (例如, 二次谐波)。谐波还包括交互频率 (interaction frequency), 例如两个或多个发射频率之差和/或之和。在用中心频率 2 和 4.25MHz 进行发射的实例中, 交互频率包括 2.25MHz 和 6.25MHz。谐波频率包括 4MHz 和 8.5MHz。其顶部换能器层 20 具有用于接收至少一个交互谐波的大小、形状、厚度和材料,。例如, 该顶部换能器层 20 具有频谱响应, 用于从大约 2.18MHz 至 5MHz (包括 2MHz 发射信号的二次谐波和差交互谐波) 进行接收。在具有三个换能器层 20、22、28 的实施例中, 顶部换能器层 28 具有大小、形状、厚度和材料, 用于接收其他频率, 例如和交互谐波以及较高发射频带的二次谐波。

图 5 示出了底部换能器层 20 的频率响应特性, 所述底部换能器层 20 被用于基于图 4 中所代表的声能发射接收回波。该底部换能器层 20 的普遍平滑的和宽带的频率响应允许基于所发射的频带接收多个谐波频带, 所述频带可足够接近以形成宽带的复合接收响应。例如, 在两个或多个谐波的中心频率之间提供小于 3、6、10 或其他 dB 的向下的值 (例如, 2.25MHz 的差交互谐波和 4MHz 的二次谐波)。在谐波之间可以提供更大的分隔。因为发射两个或更多个频带, 所以可以接收具有两个或更多个谐波频率的宽带信号。

不同的电连接 32、34、36 是地、电缆、迹线、电线或其他导体。它们也可以包括并联连接或串联连接中的多个或几组分立或集成电部件 (例如, 多路复用器、调谐电感、电容器、变压器或前置放大器等)。每一换能器层 20、22 与电极和相关电连接 32、34、36 的不同组合相关联。例如, 顶部换能器层 22 具有在顶部和底部分别与电连接 32 和 36 相连接的电极。底部换能器层 20 具有在顶部和底部分别与电连接 36 和 34 相连接的电极。为每一换能器层 20、22 或为换能器层 20, 22 的至少两个不同组合的每一个提供不同的电连接 32、34、36。

不同的电连接 32、34、36 为换能器层 20, 22 的每种组合提供来自发射波束生成器 16 和/或接收波束生成器 18 的独立电接入, 允许针对发射和接收操作进行独立接入。每个元件 14 可以连线至多个系统通道, 或在每个元件 14 上安置切换电子设备以将来自合适压电层 20、22、28 的发射和接收信号导向系统 10。在具有三个或更多换能器层 20、22、28 的实施例中, 可以提供其他的独立的电连接并且信号随后

被组合用于更多宽带操作。可替换地，将两个或更多层与一个公共电连接连接在一起，例如底部和顶部换能器层 20、28，用于在同一电连接上接收宽带信号。

在图 2 中，一个电连接 36 接地。可以提供永久性接地或可切换的接地方式。在可替换的实施例中，电连接 36 可在接收和发射的操作之间转换。对发射，不同的电极可接地而电连接 36 用于发射电信号。对接收，不同的电极可接地而电连接 36 用于接收信号，但仍然独立于发射操作。电连接 32、34、36 允许在不同层之间切换或在用于发射和接收操作的多层组合之间切换。

图 3 示出了用于超声谐波接收的方法的一个实施例。该方法使用图 1 的系统 10、图 2 的元件 14 或不同的系统或元件。另外，还可以提供不同于图 3 所示的不同或较少动作。例如，利用组合动作 46 提供该方法。

在动作 40 中，将电信号施加到换能器的元件上。该电信号是宽带信号，例如切换网络或脉冲产生器生成的方波。可替换地，该电信号可以改变波形以包括在多个频带上的信息。

在动作 42 中，响应宽带或其他输入电信号生成声音信号。换能器、例如多层元件的一个换能器层将所施加的电信号转换成声能。一组换能器层将电信号转换成声音信号。该组是一个或多个换能器层。例如，在图 2 所示的元件 14 中，只有一层、例如顶层或中间层 22 将电信号转换成声能，而其他层、例如底层 20 和/或顶层 28 不用于发射操作。

在一个实施例中，从电能到声能的转换将输入波形加以过滤。例如，宽带波形被过滤以便在两个或更多个不同频带上提供声能。通过从这些频带的对应峰值响应向下至少 6dB、至少 10dB 或至少 20dB 的点使一个频带与另一频带分开。也可以提供幅度上较大或较小分隔。频率的分隔可以小（例如最低频带的中心频率的大约 10% 至 20%）、可以大（例如最低频率的中心频率的至少约 100%）、或其他值。如图 4 所示，提供具有较低和较高中心频率的两个频带，例如较低频带的一个中心在 1-4MHz 之内，而较高频带的另一个中心在 2-8MHz 之间。

在动作 44，回波信号被接收。该接收是用一组不同于在动作 42 中用于发射的换能器层完成的。例如利用图 2 中的元件 14，该不同的组换能器层是底层 20 或底层 20 和顶层 28 两者。一个或多个换能器

层接收回波信号，但不是使用用于发射的至少一个换能器层。声能可引发所有层产生电信号，但只有在接收组中的一层或多层组合被用于接收或处理该电信号。其他的层被接地或不被连接用于接收电能。

被接收的回波信号和对应的被接收的电信号包括宽带信息，如被发射频带的多个谐波。这些谐波可以包括被发射频带的一个或多个交互谐波频率。宽带可以包括其他谐波，例如具有差、和、二次谐波以及它们的组合的信号。例如，被接收的电信号包括差交互频率和/或来自一个换能器层的最低发射频带的二次谐波。作为另一个实例，被接收的电信号包括和交互频率和/或在不同或相同换能器层上的最高发射频带的二次谐波。作为又一个实例，被接收的电信号包括来自一个或多个换能器层的两个二次谐波、和交互频率及差交互频率。

在一个实施例中，整个成像过程中回波信号没有来自任何添加的造影剂的响应。在其他实施例中，回波信号包括来自造影剂的谐波响应。

动作 40、42 和 44 被重复。例如，这些动作沿不同扫描线重复扫描。作为另一个实例，这些动作沿一相同扫描线或类似扫描线重复，但被发射的声音信号极性不同。提供不同的发射和接收事件。对不同事件使用不同的极性、相位、幅度或其组合可以允许通过在动作 46 中将信息组合来选择性地消除基本频率或谐波频率。在发射事件之间通过极性倒转，其接收信号求和消除或减少奇数谐波分量，包括基本信息，因而更可能突显交互谐波和偶次谐波。

图 6 示出了用于超声谐波接收的方法的不同实施例。该方法利用图 1 的系统 10，图 2 的元件 14 或不同的系统或元件。

在动作 50，响应于宽带电信号来产生具有至少第一和第二不同频带的声音信号，例如对动作 42 所描述的那样。将宽带或其他电信号施加到换能器层或换能器层之组合。可替换地，采用单层元件。

在动作 52 中，响应所发射的声音信号以发射频带的谐波和/或谐波交互频率接收回波信号。采用相同或不同层、层之组合或单个层将回波转换成电信号。

在动作 54 中，产生另一种或随后的具有一个频带的声音信号，该声音信号与动作 50 的声音信号相比具有减少的另一个频带或不含另一个频带。与动作 50 的声音信号相比，该随后声音信号的极性或相位被

---

倒转或移位。在可替换实施例中，动作 54 是在动作 50 之前进行。用于动作 54 的频带是具有较高或较低中心频率的频带。在采用三个以上的频带的情况下，在动作 54 中提供任意频带子集。

在动作 56 中，响应动作 54 的声音信号接收回波信号。被接收的回波和相应的电信号包括基本的和任何谐波信息，其具有或不具有交互谐波。采用来自动作 54 的相同或不同层、层之组合或单个层将回波转换成电信号。

在动作 58 中，将在动作 52 和 56 中接收的电信号加以组合。采用相加、相减、加权组合或其他组合功能。这种组合将在动作 50 和 54 两者中所用频带的基本或其他选定的谐波加以消除，使得到的宽带信息包括交互谐波和其他谐波。

虽然前面已参照不同的实施例对本发明进行了阐述，但应当理解：可以进行多种更改和修改而不会超出本发明的范围。因此，前面的详细描述旨在对本发明加以说明而非限制，并且应该理解：包括所有等效形式的下面权利要求旨在对本发明的构思和范围加以限定。

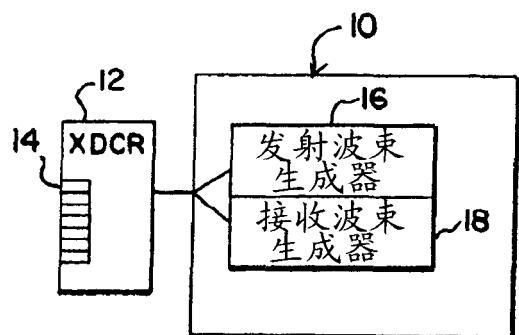


图 1

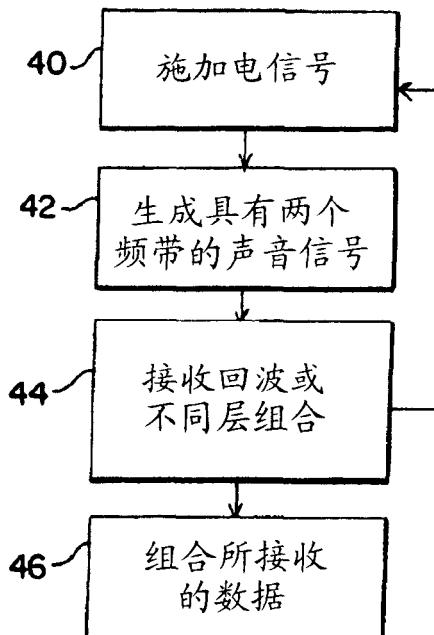


图 3

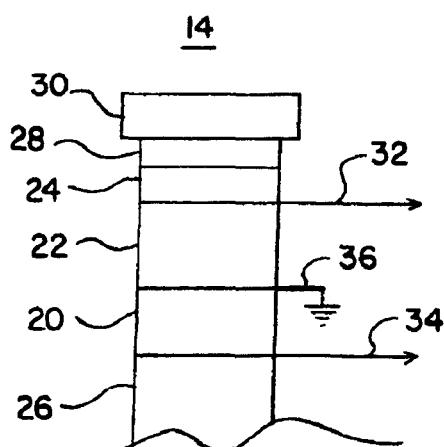


图 2

对500负载的复合脉冲响应频谱

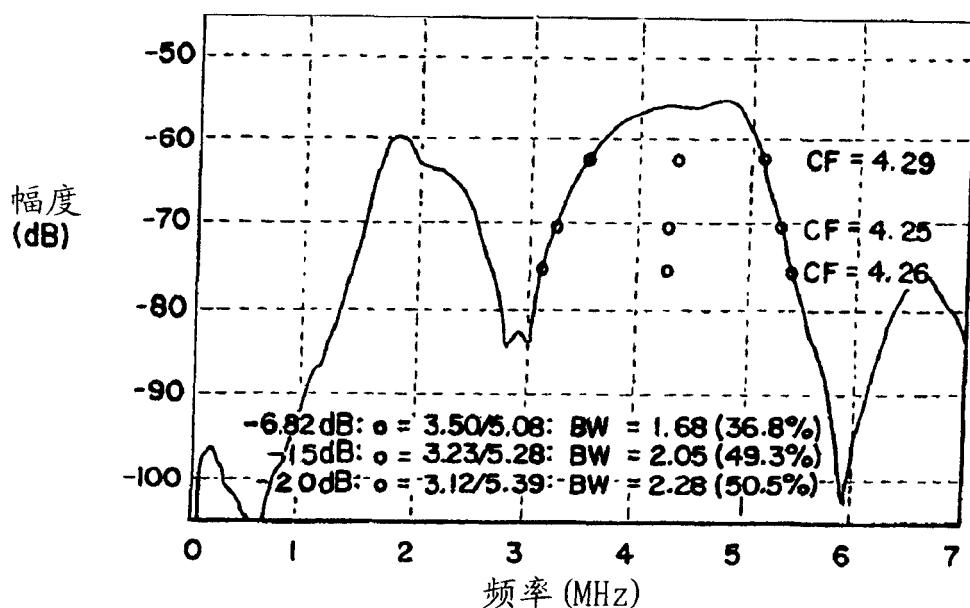


图 4

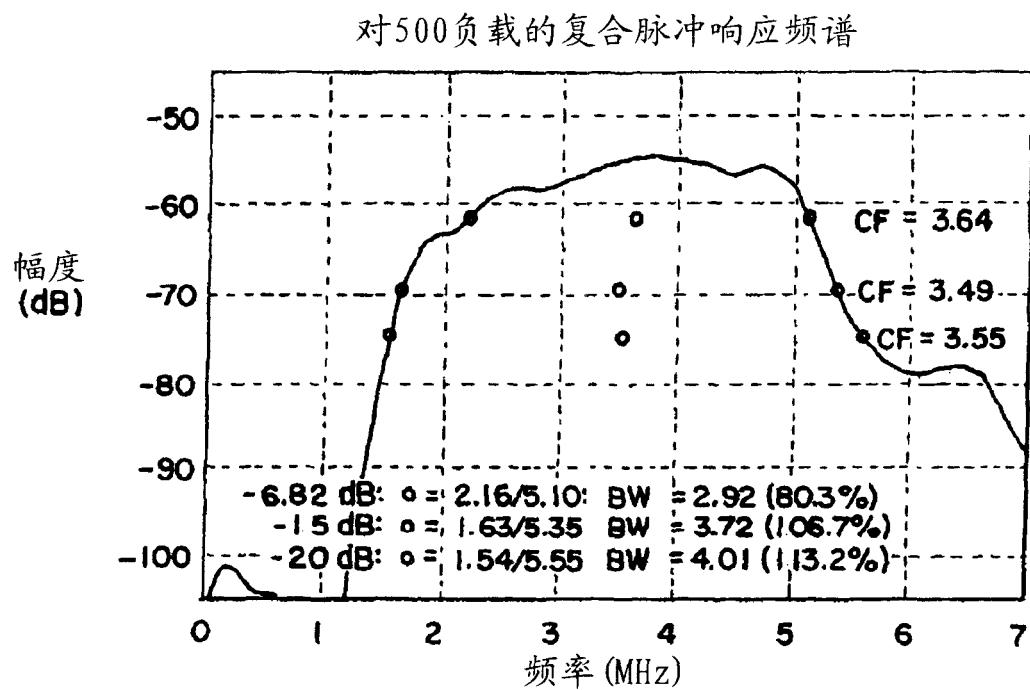


图 5

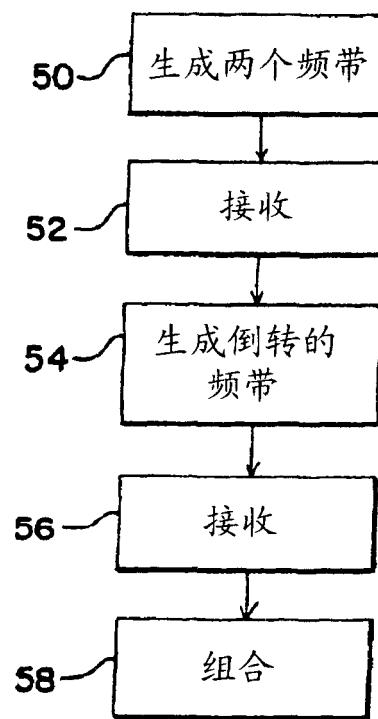


图 6

专利名称(译)	用于谐波的医学诊断超声换能器系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN1903132A</a>	公开(公告)日	2007-01-31
申请号	CN200610107649.9	申请日	2006-07-28
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
当前申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
[标]发明人	J H莫 TL普罗尔克斯 CE布拉德利		
发明人	J· - H·莫 T·L·普罗尔克斯 C·E·布拉德利		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/36		
CPC分类号	G01S7/52038 B06B1/064 G01S15/8952		
代理人(译)	刘春元 魏军		
优先权	11/192857 2005-07-28 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

## 摘要(译)

医学诊断超声换能器系统具有元件(14)的至少第一和第二组换能器层(20, 22)。每组具有带独立电接入(32, 36)的一个或多个换能器层(20, 22)。用宽带电信号通过第一组换能器层(20, 22)的发射事件生成(42)包括至少两个不同频带的声音信号，而通过第二和不同组的换能器层(20, 22)的接收事件接收(44)多种组织谐波信号以生成一种宽广的带宽响应。采用脉冲倒转技术通过倒转脉冲的第二发射事件、第二接收事件以及来自两个接收事件的信号的叠加(58)可以降低基本信号。

