

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01)
G01S 7/52 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 02122020.4

[45] 授权公告日 2007 年 1 月 31 日

[11] 授权公告号 CN 1297235C

[22] 申请日 2002.5.31 [21] 申请号 02122020.4
[30] 优先权

[32] 2001.5.31 [33] US [31] 09/872,541

[73] 专利权人 诺华索尼克斯有限公司
地址 美国加利福尼亚

[72] 发明人 格兰·麦克劳琳 冀婷兰

[56] 参考文献

US5897500A 1999.4.27 A61B8/00

US5961463 1999.10.5 A61B8/14

CN1279844A 2001.1.10 H03M1/00

US5860931 1999.1.19 A61B8/06

审查员 许 敏

[74] 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司
代理人 王学强

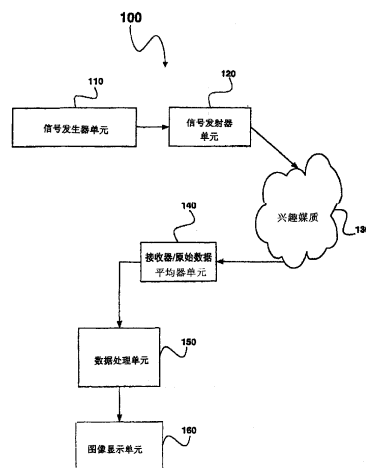
权利要求书 4 页 说明书 8 页 附图 6 页

[54] 发明名称

相变换超声成像的系统和方法

[57] 摘要

一种利用具有不同振幅、频率、相位和/或脉冲宽度的多个入射脉冲集合来实现超声波成像的系统和方法。在一个实施例中， k 个入射脉冲之间的相位差为 $360^\circ/k$ ，为第 k 个序列谐波脉冲提供结构干涉条件。不同入射脉冲集合之间的振幅调制是恒定的。这些脉冲集合被射入兴趣媒质中，并且接收由媒质修改后的回波信号，然后把这些回波信号进行平均，产生平均信号。平均后的脉冲代表从每个发送脉冲集合所接收的净共模信号。以宽束重构方法为基础，可以利用这个合并后的信号集合重构超声波图像。



1. 一种用于超声成像的系统，包括：
信号发生器单元，用于产生至少两个失相脉冲；
信号发射器单元，与上述信号发生器单元耦合，用于把上述至少两个失相脉冲射入到兴趣媒质中；
- 5 接收器和原始数据平均器单元，用于接收由兴趣媒质所修改的上述至少两个失相脉冲，该接收器和原始数据平均器单元配置为平均来自该至少两个失相脉冲的数据；以及
数据处理单元，与上述接收器和原始数据平均单元耦合，该数据处理单元配置为产生图像区域，用于在图像显示单元上的任选显示。
- 10 2. 如权利要求 1 中的系统，其中的信号发生器单元是数字波形发生器。
3. 如权利要求 1 中的系统，其中的信号发生器单元调制至少两个失相正弦波的振幅，从而产生上述的至少两个失相脉冲。
4. 权利要求 1 中的系统，其中的信号发生器单元调制至少两个失相
15 正弦波的频率，从而产生上述的至少两个失相脉冲。
5. 如权利要求 1 中的系统，其中的信号发生器单元调制至少两个失相正弦波的脉冲宽度，从而产生上述的至少两个失相脉冲。
6. 如权利要求 1 中的系统，其中的信号发生器单元使用包络函数来卷积至少两个失相正弦波，从而产生上述的至少两个失相脉冲。
- 20 7. 如权利要求 6 中的系统，其中的包络函数是高斯波形。
8. 如权利要求 6 中的系统，其中的包络函数是线性调频波形。
9. 如权利要求 6 中的系统，其中的至少两个失相正弦波被调制为产生线性调频高斯脉冲宽度调制的波形。
10. 如权利要求 1 中的系统，其中的信号发射器单元包括功率放大
25 器、发射/接收开关和换能器。
11. 如权利要求 10 中的系统，该系统还包括数字延迟电路。

12. 如权利要求 10 中的系统, 该系统还包括模拟延迟电路。

13. 如权利要求 10 中的系统, 该系统还包括通道增益电路。

14. 如权利要求 1 中的系统, 其中的至少两个失相脉冲由上述的信号发射器单元交替发射, 以产生脉冲集合。

5 15. 如权利要求 1 中的系统, 其中的接收器和原始数据平均器单元包括换能器、发射/接收开关、模拟/数字转换器和平均器。

16. 如权利要求 15 中的系统, 其中的接收器和原始数据平均器单元还包括功率放大器、带通滤波器和基带滤波器。

10 17. 如权利要求 15 中的系统, 其中的接收器和原始数据平均器单元还包括同相和正交混频器。

18. 如权利要求 1 中的系统, 其中的信号发生器单元和接收器/原始数据平均器单元共享换能器。

19. 如权利要求 1 中的系统, 其中的数据处理单元包括同相和正交混频器、数字信号处理器、声图像数据缓存器和扫描转换器。

15 20. 如权利要求 1 中的系统, 其中的数据处理单元包括同相和正交混频器、专用集成电路、声图像数据缓存区和扫描转换器。

21. 如权利要求 1 中的系统, 该系统还包括与上述数据处理单元耦合的图像显示单元。

22. 如权利要求 21 中的系统, 其中的图像显示单元是计算机监视器。

20 23. 如权利要求 21 中的系统, 其中的图像显示单元是平板显示器。

24. 如权利要求 21 中的系统, 其中的图像显示单元是液晶显示器。

25. 如权利要求 1 中的系统, 其中:

25 该信号发生器单元使用包络函数调制至少两个正弦波, 以产生至少两个失相脉冲的修改版本, 该信号发生器单元还把上述至少两个失相脉冲转化为至少两个失相声脉冲;

来自上述至少两个经修改的声脉冲的数据根据通道数和时间而在数

据集合中被平均；以及

其中该数据处理单元从修改的声脉冲构造图像数据，来自该数据处理单元的输出还被耦合到图像显示单元。

26. 如权利要求 25 中的系统，其中的信号发射单元包含功率放大器、
5 发射/接收开关和换能器。

27. 如权利要求 26 中的系统，该系统还包括数字延迟电路。

28. 如权利要求 26 中的系统，该系统还包括模拟延迟电路。

29. 如权利要求 26 中的系统，该系统还包括通道增益电路。

30. 如权利要求 25 中的系统，其中的接收器和原始数据平均器单元
10 包括换能器、发射/接收开关、模拟/数字转换器和平均器。

31. 如权利要求 30 中的系统，其中的接收器和原始数据平均器单元
还包括功率放大器、带通滤波器和基带滤波器。

32. 如权利要求 30 中的系统，其中的接收器和原始数据平均器单元
还包括同相和正交混频器。

15 33. 如权利要求 25 中的系统，其中所述信号发生器单元和所述接收
器和原始数据平均器单元共用换能器。

34. 如权利要求 25 中的系统，其中的数据处理单元包括同相和正交
混频器、数字信号处理器、声图像数据缓存器和扫描转换器。

20 35. 如权利要求 25 中的系统，其中的数据处理单元包括同相和正交
混频器、专用集成电路、声图像数据缓存区和扫描转换器。

36. 一种用于处理超声图像的方法，包括：

产生至少两个失相脉冲；

把上述至少两个失相脉冲转化为至少两个失相声脉冲；

把上述至少两个失相声脉冲射入到兴趣媒质中；

25 接收来自上述兴趣媒质的至少两个被修改的声脉冲，并对它们进
行平均；

从上述至少两个被修改的声脉冲构造图像数据。

37. 如权利要求 36 中的方法，其中的至少两个失相脉冲通过振幅变化来调制。

5 38. 如权利要求 36 中的方法，其中的至少两个失相脉冲通过频率变化来调制。

39. 如权利要求 36 中的方法，其中的至少两个失相脉冲通过脉冲宽度来调制。

40. 如权利要求 36 中的方法，其中的至少两个失相脉冲被包络函数卷积，以产生上述的至少两个失相脉冲。

10 41. 如权利要求 40 中的方法，其中的包络函数是高斯波形。

42. 如权利要求 40 中的方法，其中的包络函数是线性调频波形。

43. 如权利要求 36 中的方法，其中的至少两个失相脉冲的相位以 360° 除以整数分母而变化，该整数分母等于上述至少两个失相脉冲的整数数目。

15 44. 如权利要求 36 中的方法，其中上述至少两个修改后的声脉冲的平均是根据通道数和时间对于发送循环的元素的逐点算术平均，从而向回相关于上述至少两个声失相脉冲。

45. 如权利要求 36 中的方法，包括：

利用包络函数，卷积至少两个失相脉冲；

20 根据通道数量和时间，接收和平均至少两个产生的返回脉冲的数据；
以及

把图像数据显示在图像显示单元上。

相变换超声成像的系统和方法

技术领域

5 本发明涉及一种超声成像，特别是涉及能改进和增强超声图像的方法和装置。

背景技术

10 由于超声成像的非侵害性、低成本和快速响应特点，它被广泛应用于各种诊断过程中。超声成像的这些特点在医疗领域中尤其重要，因为这种方法在达到所需效果的同时可以减少甚至消除患者暴露在辐射环境中的危险。典型的超声成像步骤包括：1) 产生超声波束并把它射入兴趣媒质中；2) 观察从不同组织和组织边缘反射回来的结果波。这种结果波作为兴趣信号。这些信号经过后期处理后以点的方式被显示在屏幕上。点的强度与从相应位置反射回来的波束的振幅成正比。位置的确定以超
15 声波射入兴趣媒质后的已知发送和二次发射率为基础。

典型情况下，一个发送到兴趣媒质中的超声波信号由特定波形的正弦波脉冲组成。这些正弦波通过换能器后形成入射信号。典型入射信号的范围为 40kHz 到 50MHz，但常用的范围是 40kHz 到 1MHz。当入射信号与组织层和层间边界作用时，超声信号由于散射、共振、衰减、反射
20 或透射而修改。

兴趣媒质通常是非线性性质的媒质，例如人体组织。非线性媒质在回波信号中产生谐波频率。这些附加的频率部分会继续，并产生反射或其它结构相互作用。反射（或回波）信号的一部分会传回到接收换能器中。

25 返回到接收换能器中的基波和谐波频率信号包括全部信号，必须对这些信号进行进一步处理，以消除噪声和无关部分。接收换能器可以是发射换能器，也可以是完全独立的装置。当使用同一个装置时，需要使

用发射/接收 (T/R) 开关把换能器连接到发射设备或接收后期处理设备
上。接收换能器接收回波信号和产生的所有噪声, 并把这些信号转给后
期处理设备的一部分(称为波束生成器)。波束生成器用以消除噪声信号,
它可以是自适应的, 也可以是固定配置的。自适应波束生成器通过监视
5 噪声场和调整内部参数来消除各种方向的噪声源, 尽可能降低背景噪声。
固定波束生成器可以消除无向性噪声, 并且能利用反射信号的方向性。

最终, 人体的超声波图像会以谐波图像的方式显示出来。谐波成像
的产生与组织边界的可视程度和不同媒质的密度有关, 也应用于特定
谐波频率的造影剂有关。造影剂通常是充有液体的微型颗粒, 它在超声
10 频率下产生共振。这种造影剂被注入人体后随血液发送到身体的各个部
分。当它被超声频率激发时, 由于其内部产生谐振, 会生成谐波回声定
位信号。

虽然超声波成像方法与其它类型的诊断技术相比有不少优点, 但是传
统的超声波方法和系统无法有效地解决背景噪声问题, 因而很难确定兴趣
15 区域的精确位置, 也无法正确分析接收到的信号。为此, 人们试图采用各
种平均方法来减少背景噪声, 但是, 到目前为止还没有某种平均方法能够
有效地定位密度相似的不同组织之间的兴趣区域(从密度相似的不同组织
产生的回波信号会混成一团, 其间的界面非常模糊, 在这种情况下平均不
起作用)。而且, 由于人体内的多种组织在密度上基本相似, 所以更加为
20 解释超声波结果增加了难度。因此, 需要开发某种方法和系统来有效地解
决上述的问题, 同时不能降低超声波成像系统的总体优点。

发明内容

本发明是用于产生增强的超声波图像的一种方法和系统。本发明利
25 用了以一种交替方式到兴趣媒质中的多超声波脉冲。这些被成像的媒质
可以是人体组织或其它线性/非线性媒质。这些超声波脉冲的振幅、频率、
相位、或脉冲宽度不同。每个超声波脉冲集合与其它超声波脉冲之间都

有 $360^\circ / k$ 的相差。其中的 k 是与特定换能器元素号 (n) 有关的脉冲序列的脉冲集合数。当波形的频率相同但在同一时刻时没有相应的强度值时, 会产生这种失相条件。与这些失相信号作用的非线性组织会产生回波信号, 我们对这些回波信号进行测量和适当的合并。

- 5 本发明基于一种观察事实: 即多种媒质以非线性方式散射声音。在针对线性散射媒质的超声波成像系统中, 返回信号与入射信号之间有一定的时移, 且返回信号的强度 (振幅) 与入射信号的强度成正比。非线性散射媒质产生的信号无法由对散射点的入射信号进行简单的时移、缩放或平均产生。从非线性媒质的边界反射的超声波的相位的修改方式取
- 10 决于入射信号的相位。例如, 请考虑下面的两个超声波脉冲 ($k=2$) 的特殊情况, 其中两个声脉冲的相差为 $360^\circ / k = 360^\circ / 2$ 或 180° 。如果散射点是纯线性的, 那么从每个入射脉冲接收到的反射信号的相位是互为相反的。对这些反相信号进行平均, 其和为 0。但是如果有从媒质内的非线性过程产生的信号, 那么这些信号不是互为相反的, 其和也不等
- 15 于 0。

- 我们可以利用这种非线性特性来构造一个系统, 从而观察给定媒质内的非线性区域。例如, 在本发明的一个实施例中, 三个不同的入射信号集合形成一个图像区, 这三组信号之间的相差为 120° 。由这三个 ($k=3$) 激励脉冲集合所产生的线性反射会相互抵消, 而第 k 个序列谐波的非线性部分无法抵消。利用这种脉冲抵消可以产生原始接收数据的一个平均集合
- 20 $F(n, t)$, 还可以产生原始接收数据的一个三维平均集合 $F(n, m, t)$, 其中的 m 是从二维矩阵或 $n \times m$ 换能器矩阵产生的元素。数据的函数性取决于通道 (或换能器) 的数量和时间。这种平均数据的单个集合可用于重新构造一个图像区。重构的图像区代表从媒质内的散射点产生的第三个谐波 (或
- 25 第 K 个) 所生成的信息。

附图说明

图 1 是利用本发明实现的一个超声波成像系统的原理框图。

图 2 显示了可能被修改的多个波形中的一个。

图 3 是在把信号射入兴趣媒质之前的信号发射器单元的一个实施例。

5 图 4A 显示了接收器和原始数据平均器单元的一个实施例。

图 4B 显示了接收器和原始数据平均器单元的另一个实施例。

图 5 显示了数据处理单元的一个实施例。

具体实施方式

10 本发明涉及超声波成像领域。本发明利用了宽束技术 (B^2 技术TM) 来实现对兴趣媒质的非线性元素进行图像提取。我们在下文中把这种媒体称为兴趣媒质。宽束技术定义了特定时间点上兴趣一个区域，它与采用聚焦波束的系统截然不同。

图 1 是利用本发明实现的一个超声波成像系统的原理框图。其中的
15 成像系统 100 由一个或多个信号发生器单元 110、一个或多个信号发射器单元 120、需成像的兴趣媒质 130、一个或多个用于捕捉从兴趣媒质 130 返回的信号的接收器和原始数据平均器单元 140、以及一个用于对已平均的接收信号进行处理并在图像显示单元 160 上形成图像的数据处理单元 150 构成。

20 信号发生器单元 110 驱动信号发射器单元 120 的电路。信号发射器单元在图 3 中显示并做进一步描述。

信号发射器单元 120 把具有超声波能量的脉冲集合射入兴趣媒质 130 中。从兴趣媒质 130 接收到的回波信号被存储在接收器和原始数据平均器单元 140 中。从信号发生器单元 110 产生的后续失相信号通过信号
25 发射器单元 120，被转化为传送到兴趣媒质 130 中的超声波脉冲集合。兴趣媒质 130 使超声波脉冲集合发生变化。这种变化后的超声波脉冲集合由接收器和原始数据平均器单元 140 接收和平均。这些接收到的脉冲

集合的数据被平均为一个数据集，它是通道数 n 和时间 t 的函数。平均数据集由数据处理单元 150 处理，并显示在图像显示单元 160 上。

图 2 显示了可能被修改的多个波形中的一个。该图中显示的例子说明了信号发生器单元 110 如何调制产生的信号。例如，一种常用的调制方法是修改未受影响的输入信号的振幅、频率或脉冲宽度中的一个或多个参数。对于给定的脉冲集合，还可以对调制后的信号修改相位。为了实现调制，可以使用正弦波的包络(线)函数 $A(n, t)$ ，其公式为 $e^{j(\omega_n(t,n)t+\theta_i+\theta(n))}$ ，最终的波形为 $A(n, t) e^{j(\omega_n(t,n)t+\theta_i+\theta(n))}$ 。在这种波形表达方式中， n 是换能器的元素号， i 是给定的脉冲指数（例如，如果利用第二个谐波，即 $k=2$ ，那么 $i=1,2$ ）。给定脉冲集合中的不同脉冲序列的相位是不同的，由 θ_i 符号表示。

为了说明相变的概念，我们来看一个 k 为 3 的例子。在本例中，脉冲集合中的脉冲之间相位差是 $360^\circ / k = 360^\circ / 3 = 120^\circ$ 。第一个脉冲的相位为水平方向，即其相位角为 0° ；第二个脉冲的相位角为 120° （即与第一个脉冲的相位角相差 120° ）；第三个脉冲的相位角为 240° （即与第一个脉冲的相位角相差 240° ）。在发出第一个脉冲并收到回波后，发出第二个脉冲并收到回波，如此按顺序进行，同时捕捉所有信息。在这种情况下，基频回波可以合并后抵消，只剩下谐波产生的回波。从前述内容可以知道，谐波回波是由非线性媒质产生的。

在本例中，我们还可以使用高斯波形的包络函数 $A(n, t)$ 。发射的信号还可以调制为线性调频信号（即扫频调制，其傅利叶变换仍以基频为中心，其离散性更宽）。我们还可以使用数字波形发生器来代替图 2 所示的卷积方法。

图 3 显示了在信号射入到兴趣媒质之前的信号发射单元 120 的一个实施例。信号发射器单元 120 包括一个或多个功率放大器 330，一个发射/接收开关 340、以及第一换能器 350。信号发射器单元 120 还可以配有一个延迟电路 310。延迟电路 310 可以采用模拟延迟或数字延迟。信

号发射器单元 120 还可以配有一个通道增益单元 320 来驱动功率放大器 330, 使其根据通道数和时间变化。另外, 信号或脉冲可以是脉冲宽度调制的 (图中没有示出), 以实现节能。在使用电池供电的系统中, 节能可能是很关键的。

5 图 4A 显示的是接收器和原始数据平均器单元 140 的一个实施例。

第二个换能器 410 接收由兴趣媒质 130 所更改的脉冲集合。它把接收到的脉冲集合从超声能量转化为电信号。可以使用第二个发射/接收开关 420 来把转化后的电信号耦合到相应的电路中。在一个实施例中, 第二个换能器 410 和第二个发射/接收开关 420 可以与图 3 中的第一个换能器 350 和第一个发射/接收开关 340 相同或为等价的装置。在系统中还可以增加第二个功率放大器 430, 并由增益控制单元 440 控制, 使其按时间变化。功率放大器 430 的输出向可选带通滤波器 450 发送放大的信号。带通滤波器 450 可以与其它装置一起使用来减少或消除无关的噪声信号。图 4A 和 4B 中虽然显示的是不同的实施例, 但具有相同的布局, 并且包含有带通滤波器 450。

图 4A 中实施例的电信号被耦合到第一个模拟/数字 (A/D) 转换器 460 中, 并且还可以进入一个可选的同相/正交 (I/Q) 混频器 470 中, 该混频器产生单边带信号, 并把信号送到可选的第一基带滤波器 480 和平均器 490 中。可选的第一基带滤波器的作用是减少或滤掉由原始脉冲集合接收的信号基频部分, 剩下谐波信号。平均器的一个作用是按点产生所接收的电信号的算术平均值。从数学的角度看, 这种算术平均值可

20 以表示为 $F(n,t) = \sum_{i=1}^k \frac{R_i(n,t)}{k}$, 其中接收到的信号 R_i 是根据通道数和时间

对于发送循环的每个元素而求和, 以与原始发送的脉冲相关。信号路径中的所有其它成分都是很基本的, 本领域的人员对它们都很熟悉。

25 图 4B 显示的是接收器和原始数据平均器单元的另一个实施例。从前述内容我们可以知道, 图 4A 和图 4B 中的实施例采用了相同的布局,

并且包括可选的带通滤波器 450。从带通滤波器 450 的角度来看，图 4B 中实施例的信号进一步被耦合到模拟混频器 455、可选的第二个基带滤波器 465、第二个模拟/数字（A/D）转换器 475 和平均器 490 中。

图 5 显示的是数据处理单元 150 的一个实施例。从图中我们可以看到，数据处理单元 150 接收从接收器和原始数据平均器单元 140 发来的平均数据。平均后的数据作为数据处理单元 150 的输入，由 I/Q 原始数据矩阵 510 接收，该矩阵把平均后的数据存储在 $M \times N$ 维数组中。其中的 M 是取样的数量（通常为 1 到 10,000 之间），而 N 是元素数量的 2 倍（包括同相和正交）。这些平均后的数据被送到数字信号处理器（DSP）520 中。该处理器把原始数据重构为一个声图像区。重构公式的形式可以为：

$$I(r, \varphi) = \sum_{i=1}^k a_i(r, \varphi) \cdot e^{j\theta_i(r, \varphi)} \cdot F[i, t_i(r, \varphi)]。在此公式中，\alpha_i 代表孔径函数，$$

r 为在给定角度 φ 下与换能器中心的径向距离，函数 F 是接收的原始数据的平均值集合。数字信号处理器 520 的功能有多种实现方式。例如，在本发明的另一实施例中，采用一种专用集成电路（ASIC）作为数字信号处理器 520。这些转换后的数据（以极坐标方式表示）被存储到 $J \times K$ 矩阵的声图像数据缓存区 530 中。其中的 J 是范围取样的数量， K 是角度取样的数量。此时，数据还只是给定角度 φ 下与换能器的距离 r 的函数。这些也可以在直角坐标系中实现。声图像数据缓存区 530 存储数据，等待扫描转换器 540 调用这些数据。 r - φ 扫描转换器 540 把 $I(r, \varphi)$ 图像数据转换和重构为以直角坐标数据 $I(x, y)$ 表示的图像数据。 r - φ 扫描转换器是我们所熟知的，它的作用是通过坐标转换的方式把二维数据从极坐标转换为直角坐标形式。其公式为：

$$x = r \cos(\varphi) \text{ 和 } y = r \sin(\varphi)。$$

从数据处理单元 150 的输出产生图像数据 $I(x, y)$ ，该数据与超声能量脉冲集合的照射区相对应。这些转换后的 $I(x, y)$ 数据可以在图像显示

单元 160 上显示出来。图像显示单元 160 可以是任何可视的显示设备，包括但不限于计算机监视器、平板或液晶显示器、阴极射线管（CRT）等等。

5 从上述过程和装置的实施例中，我们可以非常容易地根据本发明实现多种变化。例如可以很容易地实现一个能够显示全 3 维（3D）图像的系统。这种 3 维系统可以采用全息术或其它方法实现。很明显地，这些经变化后产生的系统都应属于本发明的概念范围之内。

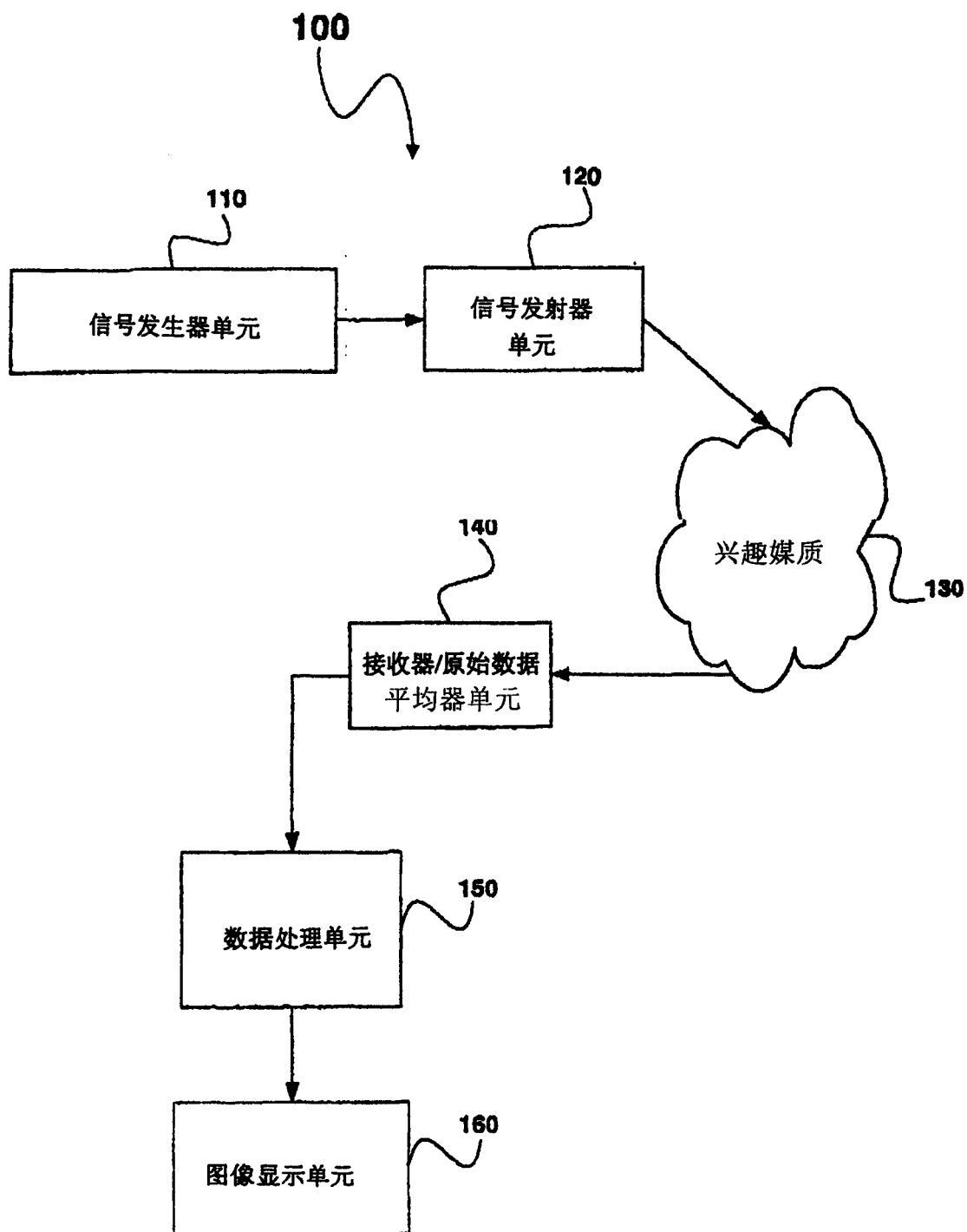


图 1

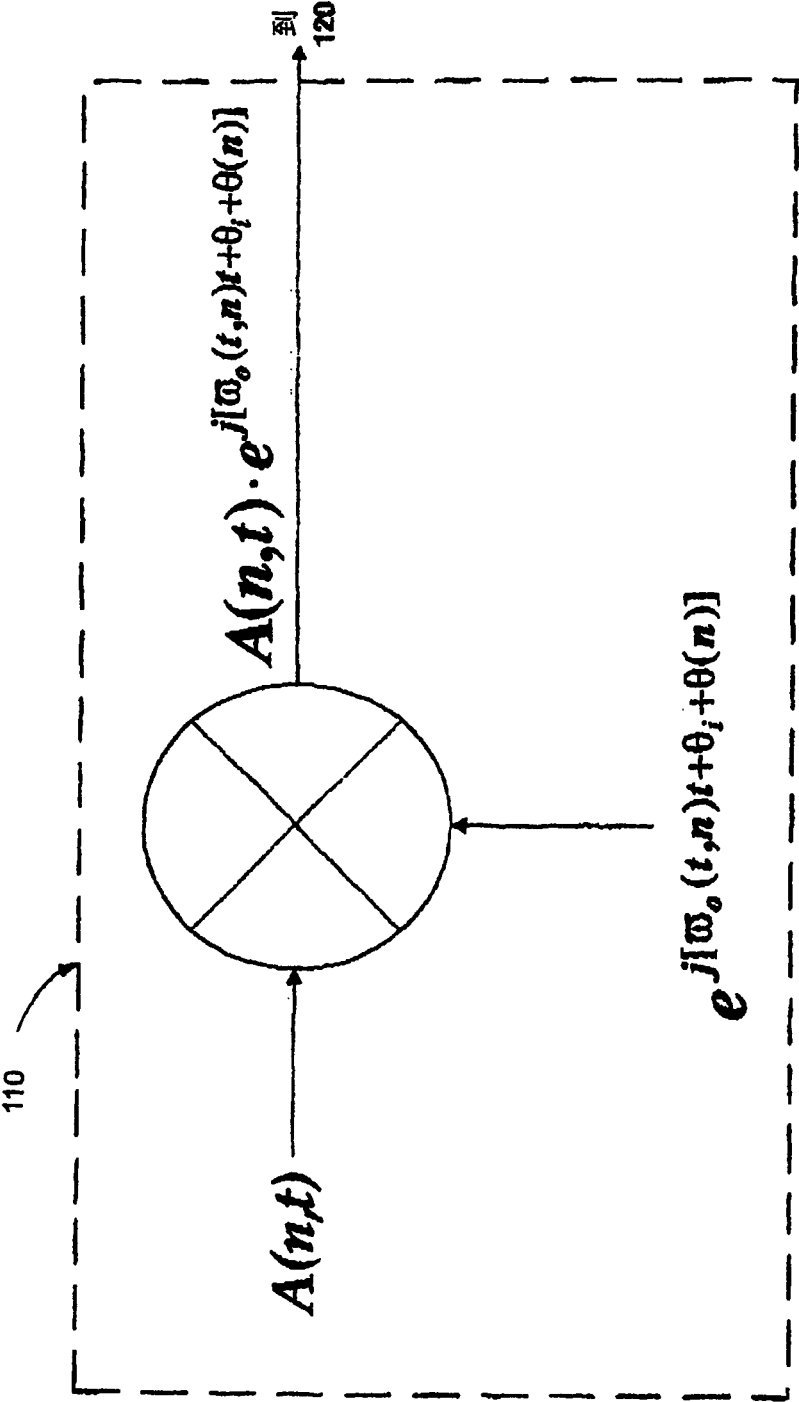


图 2

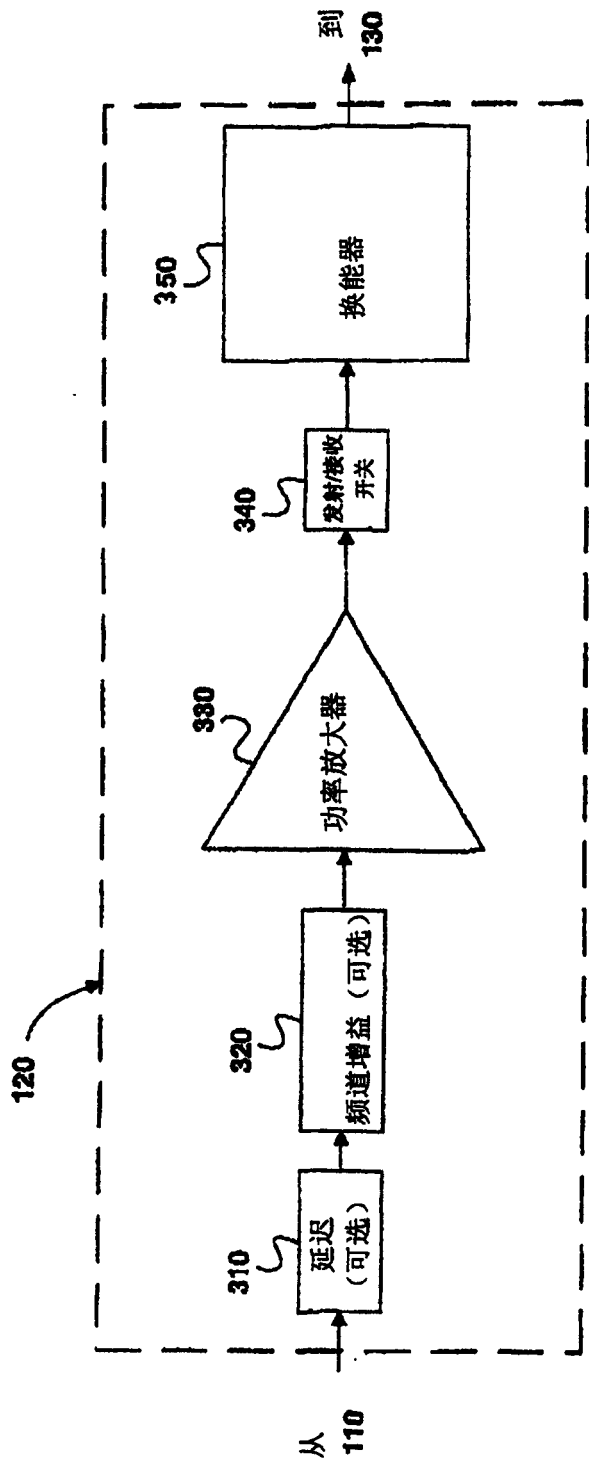


图 3

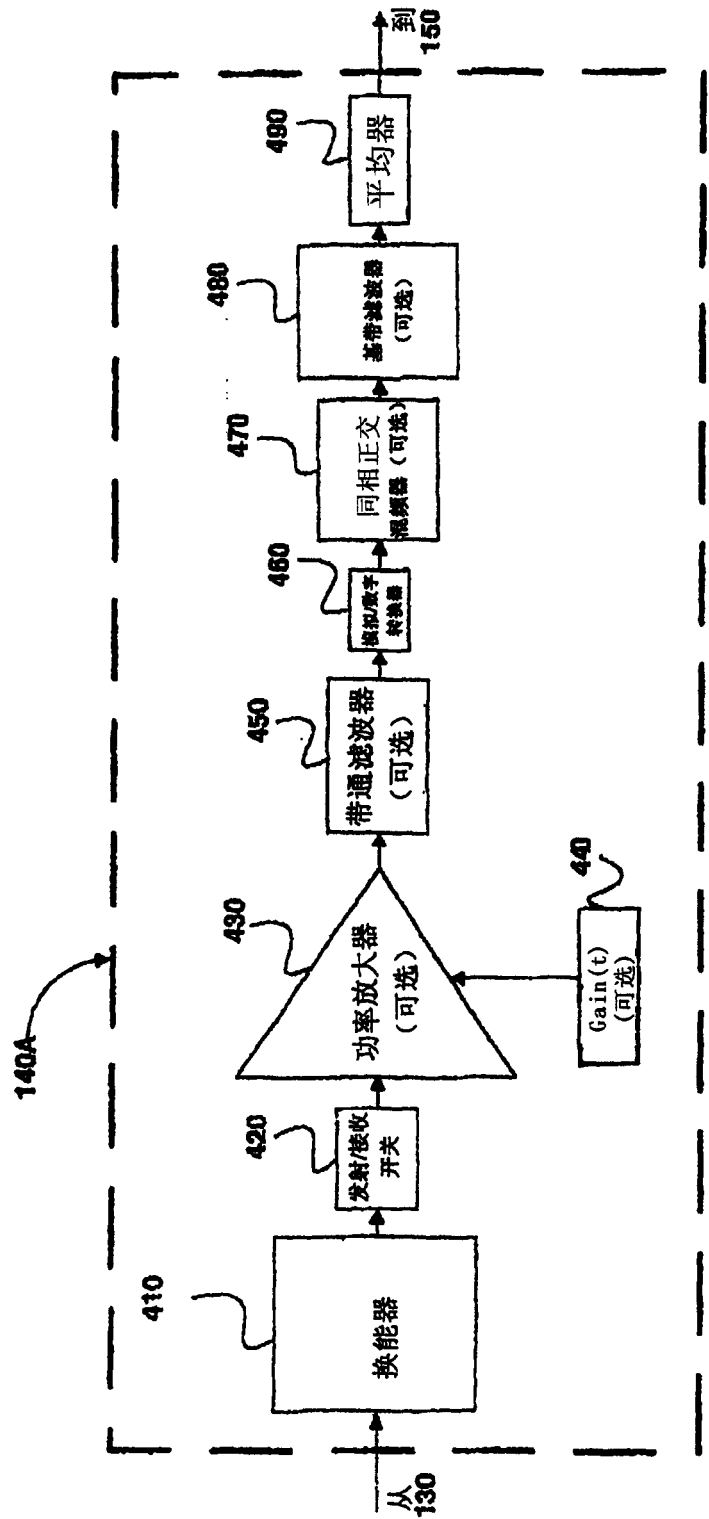


图 4A

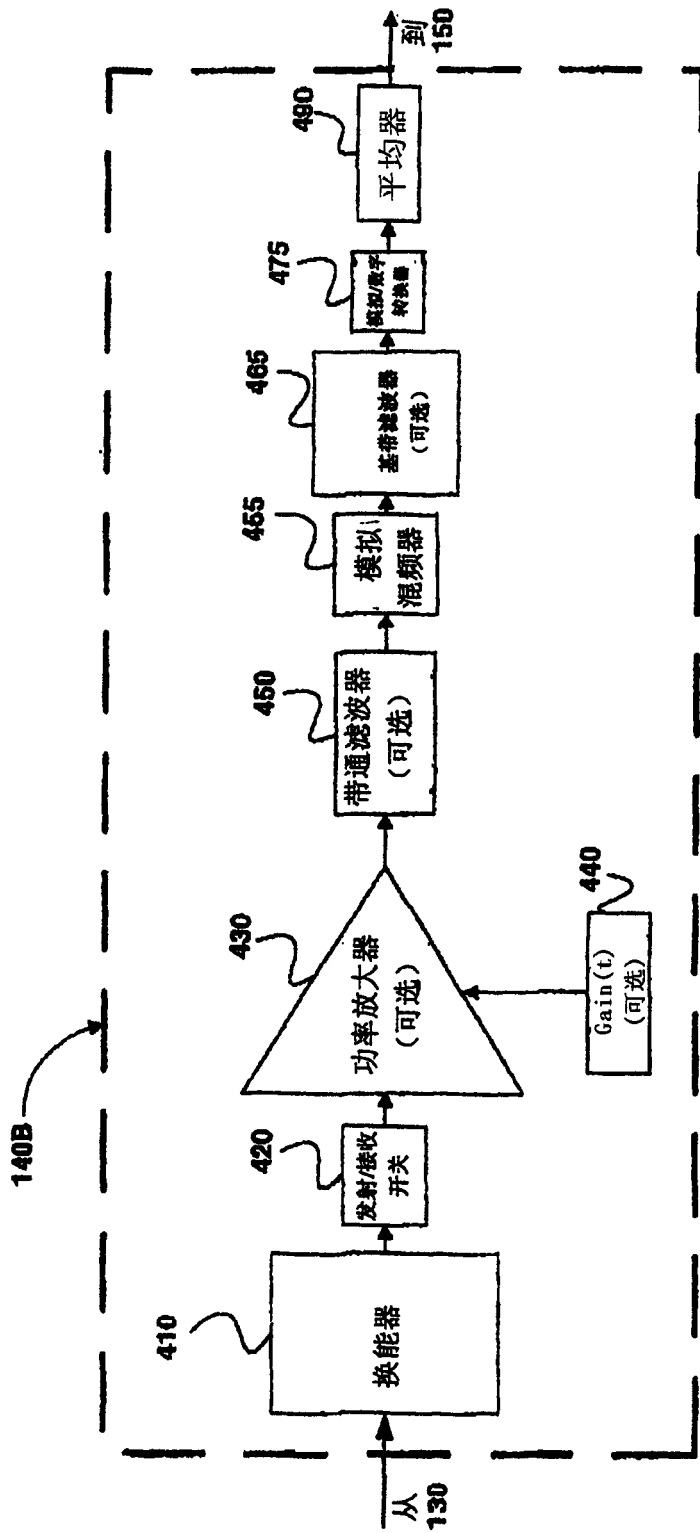


图 4B

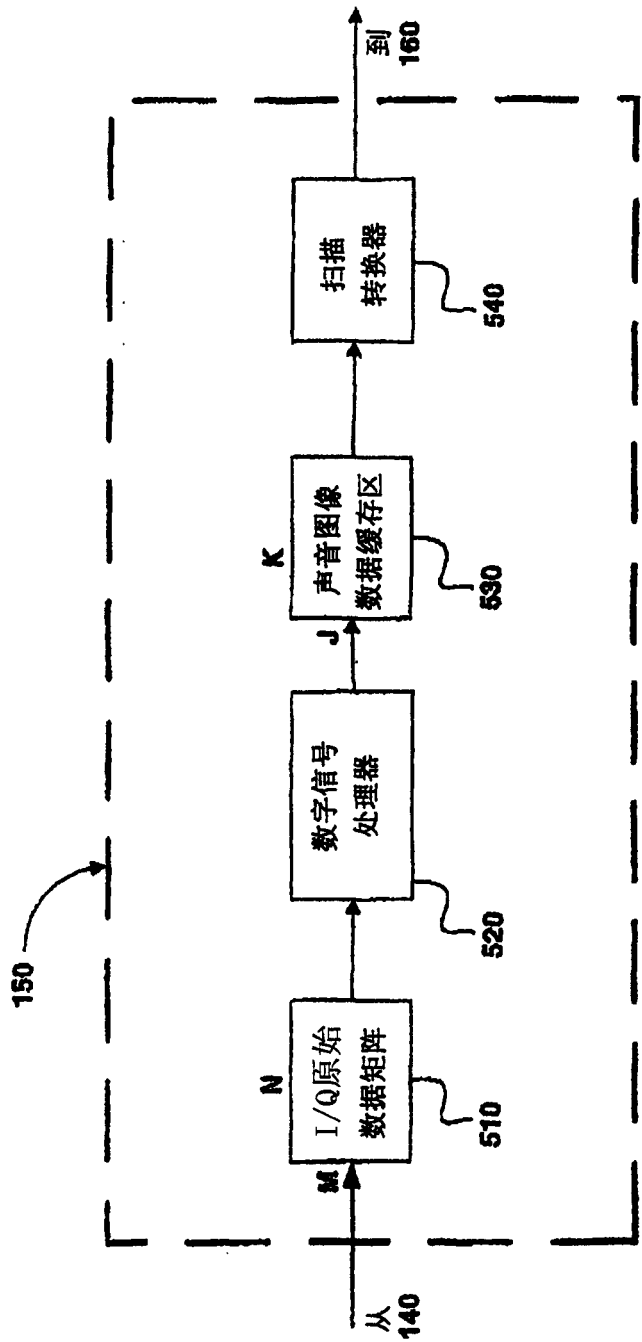


图 5

专利名称(译)	相变换超声成像的系统和方法		
公开(公告)号	CN1297235C	公开(公告)日	2007-01-31
申请号	CN02122020.4	申请日	2002-05-31
[标]发明人	格兰·麦克劳琳 冀婷兰		
发明人	格兰·麦克劳琳 冀婷兰		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52 G01N29/44 G01S15/89		
CPC分类号	G01S15/8959 G01S7/52038 G01S7/52026 G01S15/104 G01S7/52077 G01S15/8963 A61B5/02 A61B5/7257 A61B8/00 A61B8/485 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5238		
代理人(译)	王学强		
优先权	09/872541 2001-05-31 US		
其他公开文献	CN1389178A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种利用具有不同振幅、频率、相位和/或脉冲宽度的多个入射脉冲集合来实现超声波成像的系统和方法。在一个实施例中， k 个入射脉冲之间的相位差为 $360^\circ/k$ ，为第 k 个序列谐波脉冲提供结构干涉条件。不同入射脉冲集合之间的振幅调制是恒定的。这些脉冲集合被射入兴趣媒质中，并且接收由媒质修改后的回波信号，然后把这些回波信号进行平均，产生平均信号。平均后的脉冲代表从每个发送脉冲集合所接收的净共模信号。以宽束重构方法为基础，可以利用这个合并后的信号集合重构超声波图像。

