



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106210719 B

(45)授权公告日 2019.10.11

(21)申请号 201610359326.2

H04N 19/186(2014.01)

(22)申请日 2016.05.27

H04N 19/172(2014.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

H04N 1/41(2006.01)

申请公布号 CN 106210719 A

H04N 1/64(2006.01)

(43)申请公布日 2016.12.07

G16H 30/00(2018.01)

A61B 8/00(2006.01)

(30)优先权数据

14/726015 2015.05.29 US

(56)对比文件

US 2003097068 A1,2003.05.22,

(73)专利权人 美国西门子医疗解决公司

US 2003097068 A1,2003.05.22,

地址 美国宾夕法尼亚州

US 2003149357 A1,2003.08.07,

(72)发明人 D.P.邓肯

CN 1826631 A,2006.08.30,

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
72001

CN 1636518 A,2005.07.13,

代理人 申屠伟进 刘春元

CN 101904751 A,2010.12.08,

审查员 冯冲

(51)Int.Cl.

H04N 19/156(2014.01)

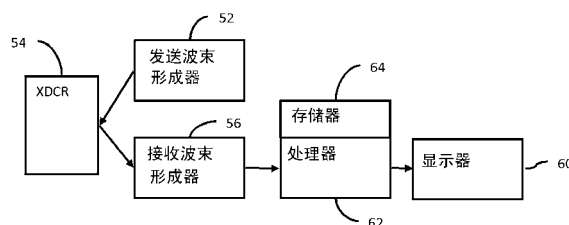
权利要求书2页 说明书11页 附图3页

(54)发明名称

用于超声成像的系统

(57)摘要

本发明公开基于超声波束形成器的通道数据压缩。基于超声波束形成器的通道数据压缩(14)允许基于软件的图像形成(20)。为了增加传送的数据的量,提供基于超声波束形成器的通道数据压缩(14)。波束形成器(56)用于代替传统的波束形成(18)或者除了传统的波束形成(18)之外进行压缩(14)。所述压缩在允许对初始通道数据的重构的同时减少数据带宽。



1. 一种用于超声成像的系统,所述系统包括:

发送波束形成器(52),被配置为发送针对第一成像模式的第一声能和针对第二成像模式的第二声能;

换能器(54),包括用于响应于第一和第二声能的发送而接收(12)声回波的元件(70);

接收波束形成器(56),被配置为:从所述元件(70)接收电信号,响应于所述第一声能而使来自电信号的样本波束形成,以及响应于所述第二声能针对每个时间使用横跨所述元件(70)施加的傅里叶变换来压缩电信号;以及

处理器(62),被配置为从波束形成的样本生成针对第一成像模式的成像信息并且从压缩的电信号生成针对第二成像模式的成像信息。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中第一和第二声能的发送在对病人的正在进行的扫描中交织,并且其中针对第一和第二成像模式的成像信息被组合在图像中。

3. 根据权利要求1所述的系统,其中第一成像模式包括血流模式,并且第二成像模式包括B模式。

4. 根据权利要求1所述的系统,其中处理器(62)被配置为响应于所述第二声能从压缩的电信号重构来自所述元件(70)的电信号。

5. 根据权利要求4所述的系统,其中处理器(62)被配置为通过施加逆傅里叶变换到压缩的电信号来重构。

6. 根据权利要求1所述的系统,其中处理器(62)被配置为施加作为时间的函数的另一个傅里叶变换到压缩的电信号,在频域中插值,并且通过二维逆傅里叶变换来生成针对第二模式的成像信息。

7. 根据权利要求1所述的系统,其中所述接收波束形成器(56)包括在连接到所述元件(70)中的每个的通道中的放大器(72)和相位旋转器(74),并且其中接收波束形成器(56)被配置为用由相位旋转器(74)和放大器(72)实施的针对横跨所述元件(70)的为零的几何关系的相位分布以及复变迹函数来压缩。

8. 根据权利要求1所述的系统,其中所述接收波束形成器(56)包括在连接到所述元件(70)中的每个的通道中的放大器(72)和相位旋转器(74)或延时器,并且其中所述接收波束形成器(56)被配置为用由放大器(72)施加的单位变迹函数和由相位旋转器(74)或延时器施加的线性延时分布来压缩。

9. 根据权利要求8所述的系统,其中由相位旋转器(74)或延时器施加的线性延时分布是所述元件(70)的横向位置和转向角的函数。

10. 根据权利要求8所述的系统,其中第一成像模式比第二成像模式具有更高的成像频率或更大的视场。

11. 根据权利要求1所述的系统,所述压缩电信号包括:

从换能器(54)阵列的元件(70)接收(12)通道数据;

用延时求和波束形成器用一组基函数横跨阵列对通道数据横向编码(14),所述基函数使通道数据能够从编码(14)的输出恢复;

针对附加的通道数据重复所述编码(14);以及

发送(16)所述编码(14)的输出。

12. 根据权利要求11所述的系统,其中对通道数据横向编码(14)包括横跨通道编码

(14)使得每个通道在所述编码(14)中贡献数据。

13.根据权利要求11所述的系统,其中用延时求和波束形成器编码(14)包括用为一的变迹分布和线性延时分布编码(14)。

14.根据权利要求11所述的系统,其中用延时求和波束形成器编码(14)包括用为零的基于几何形状的延时分布和复变迹分布编码(14)。

15.根据权利要求11所述的系统,其中用基函数编码(14)包括用由延时求和波束形成器实施的傅里叶变换编码(14)。

16.根据权利要求11所述的系统,其中用基函数编码(14)包括用于通道数据的无损或有损恢复的编码(14)。

17.根据权利要求11所述的系统,其中发送(16)包括发送(16)到基于软件的图像处理,所述基于软件的图像处理包含波束形成。

18.根据权利要求17所述的系统,其中波束形成包括傅里叶波束形成,所述傅里叶波束形成包括把输出变换为时间的函数、插值和逆二维空间傅里叶变换。

19.根据权利要求11所述的系统,所述压缩电信号进一步包括:

使用(18)延时求和波束形成器来使其他通道数据波束形成,其中使用延时求和波束形成器来使其他通道数据波束形成的动作与用延时求和波束形成器来编码(14)的动作交织。

20.根据权利要求1所述的系统,所述压缩电信号包括:

对多个通道的元件(70)信号采样(12);

通过接收波束形成器(56)把样本从采样域变换(14)成在频域中的空间频率数据;

对频率数据逆变换;以及

通过处理器(62)从逆变换的输出生成(20)超声图像。

用于超声成像的系统

技术领域

[0001] 本实施例涉及医学诊断超声成像。特别地,通道数据压缩被提供用于使用软件进行超声成像。

背景技术

[0002] 随着计算机处理能力增加,超声系统已经正在逐渐把硬件信号处理功能性转移到软件中。基于软件的信号处理有利于灵活开发、更好的可维护性、成本以及快速实验。面对基于软件的超声系统的主要问题是促使大量的单元件、原始的通道数据从超声前端到计算机存储器中用于处理。当系统通道量大(例如,128个元件或通道)时,传送数据速率可以非常高,并且挑战甚至最先进技术水平的计算机总线的最大数据速率。为了处理这样大的传送速率,可以使用附加的或定制的硬件,但是这使硬件减少的主要目的幻灭。可以减少最大的声帧速率和/或通道的数量,但是这导致降低的图像质量。

发明内容

[0003] 作为介绍,以下描述的优选的实施例包含用于超声成像的方法、计算机可读媒介、指令和系统。为了增加传送的数据的量,提供基于超声波束形成器的通道数据压缩。波束形成器用于代替传统波束形成或者除传统波束形成之外进行压缩。所述压缩在允许对初始通道数据的重构的同时减少数据带宽。

[0004] 在第一方面中,提供用于超声成像的系统。发送波束形成器被配置为发送针对第一成像模式的第一声能和针对第二成像模式的第二声能。换能器包含用于响应于第一和第二声能接收声回波的元件。接收波束形成器被配置为:从所述元件接收电信号,响应于第一声能而使来自电信号的样本波束形成,以及响应于第二声能针对每个时间使用横跨所述元件施加的傅里叶变换来压缩电信号。处理器被配置为:从波束形成的样本生成针对第一成像模式的成像信息,并且从压缩的电信号生成针对第二成像模式的成像信息。优选地,第一和第二声能的发送在对病人的正在进行的扫描中交织,并且其中针对第一和第二成像模式的成像信息被组合在图像中。第一成像模式包括血流模式,并且第二成像模式包括B模式。处理器可被配置为响应于所述第二声能从压缩的电信号重构来自所述元件的电信号。处理器可被配置为通过施加逆傅里叶变换到压缩的电信号来重构。处理器可被配置为施加作为时间的函数的另一个傅里叶变换到压缩的电信号,在频域中插值,并且通过二维逆傅里叶变换来生成针对第二模式的成像信息。所述接收波束形成器包括在连接到所述元件中的每个的通道中的放大器和相位旋转器并且其中接收波束形成器被配置为用由相位旋转器和放大器实施的针对横跨所述元件的为零的几何关系的相位分布以及复变迹函数来压缩。所述接收波束形成器包括在连接到所述元件中的每个的通道中的放大器和相位旋转器或延时器,并且其中所述接收波束形成器被配置为用由放大器施加的单位变迹函数和由相位旋转器或延时器施加的线性延时分布来压缩。由相位旋转器或延时器施加的线性延时分布是所述元件的横向位置和转向角的函数。第一成像模式比第二成像模式具有更高的成像频率

或更大的视场。

[0005] 在第二方面中,提供用于基于超声波束形成器的通道数据压缩的方法。从换能器阵列的元件接收通道数据。用延时求和(delay and sum)波束形成器以一组基函数横跨阵列对通道数据横向编码。基函数减少要通过计算机总线发送的数据的量,并且使得能够从解码操作的输出恢复通道数据。针对通道数据的新的帧重复基组编码,并且通过计算机总线发送编码的输出。优选地,对通道数据横向编码包括横跨通道编码使得每个通道在所述编码中贡献数据。用延时求和波束形成器编码包括用为一的变迹分布和线性延时分布编码。用延时求和波束形成器编码包括用为零的基于几何形状的延时分布和复变迹分布编码。用基函数编码包括用由延时求和波束形成器实施的傅里叶变换编码。用基函数编码包括用于通道数据的无损或有损恢复的编码。发送包括发送到基于软件的图像处理,所述基于软件的图像处理包含波束形成。波束形成包括傅里叶波束形成,所述傅里叶波束形成包括把输出变换为时间的函数、插值和逆二维空间傅里叶变换。所述方法可进一步包括使用延时求和波束形成器来使其他通道数据波束形成,使用延时求和波束形成器来波束形成与用延时求和波束形成器编码交织。

[0006] 在第三方面中,提供用于基于超声波束形成器的通道数据压缩的方法。多个通道的元件信号被采样。接收波束形成器把样本从采样域变换成在空间频域中的频率数据。频率数据被逆变换。处理器从逆变换的输出生成超声图像。

[0007] 以下结合优选的实施例来讨论本发明的进一步的方面和优点。由下面的实施例来解释本发明,并且在这个部分中没有东西应该被理解为对本发明的限制。

附图说明

[0008] 部件和图未必成比例,重点反而被放在图解本发明的原理上。此外,在图中,贯穿不同的视图,相似的参考数字指定对应的部分。

[0009] 图1是用于超声成像的系统的一个实施例的框图;

[0010] 图2是用于基于超声波束形成器的通道数据压缩的接收波束形成器的一个实施例的框图;

[0011] 图3是作为转向角和频率的函数的用于通过波束形成器进行傅里叶变换的压缩比例的示例曲线图;

[0012] 图4是用于用来自波束形成器的傅里叶编码的通道数据进行频域波束形成的示例过程;以及

[0013] 图5是用于基于超声波束形成器的通道数据压缩的方法的一个实施例的流程图。

具体实施方式

[0014] 超声原始通道数据被压缩用于发送到处理器或系统进行超声成像。可以使用任何基函数组,诸如傅里叶基。在横向维度或横跨阵列获得压缩,从而允许使用传统延时求和波束形成器。当表示通道数据的频域数据的量或频域‘波束’的数量小于通道的数量时,与直接传送原始通道数据相比获得有效的压缩。可以提供3:1或更多的原始通道数据压缩。常用的硬件(即,延时求和波束形成器)执行对原始通道数据的横向编码以减少通过PCIExpress或其他总线发送到计算机的原始通道数据的总量。

[0015] 现存硬件的这种重复使用可以保持开发时间和成本是低的,和/或允许使用新的波束形成技术,诸如施加在软件中的频域波束形成。针对傅里叶波束形成,波束形成器创建的傅里叶数据可以在时间或深度上被傅里叶变换,从而提供对通道数据的二维变换。波束形成可以然后被提供在二维傅里叶域中。

[0016] 在一个实施例中,来自发送事件的多个通道的原始数据被采样,并且被发送到硬件延时求和波束形成器。波束形成器应用复变迹(apodization)权重和/或横向延时分布的组合,其允许波束形成器在原始通道数据的频率空间中形成‘波束’,从而有效地对数据傅里叶编码。其他变迹和/或延时分布可以用于实施其他基函数,其大体上实现通道信息的恢复。可以使用对通道数据的无损或有损恢复,或者数据可以被进一步变换用于从不同于通道数据的时空域的域波束形成。

[0017] 由于波束形成器用于压缩,相同的波束形成器可以用于传统的延时求和波束形成。波束形成器“实时(on the fly)”操作以在用于压缩的编码(即,通道基函数编码)与传统波束形成之间切换。例如,来自一个成像模式(例如,B模式)的数据被傅里叶编码并且压缩用于要提供的高质量、低数据速率的成像,而来自另一个成像模式的数据(例如,血流或彩色模式)被传统地波束形成用于通常的图像处理。替选地,在其他模式中,波束形成器被完全旁路,从而允许未压缩的原始通道数据被收集并且全部使用基于软件的波束形成来处理。

[0018] 图1示出用于超声成像的系统的一个实施例。所述系统执行以下针对图4或5描述的方法或者不同的方法。所述系统使用通过接收波束形成器56对通道数据的压缩和传统波束形成两者来操作。在其他实施例中,所述系统仅仅使用通过接收波束形成器56对通道数据的压缩来操作。替选地,所述系统用处理器62来执行任何波束形成并且使用接收波束形成器56进行压缩。

[0019] 超声系统包含发送波束形成器52、换能器54、接收波束形成器56、显示器60、处理器62和存储器64。可以使用其他系统。可以提供附加的、不同的或更少的部件。例如,提供探测器和/或扫描转换器。作为另一个示例,用户输入装置(例如,鼠标和/或键盘)被提供用于接受成像应用(例如,心脏成像)和/或其他配置的用户选择,诸如成像参数的选择。在又一个示例中,诸如在从任何源提供原始通道数据用于压缩并且在有或没有更多处理的情况下传送到处理器62的情形下,不提供发送波束形成器52、换能器54和/或显示器60。

[0020] 所述系统是医学诊断超声成像系统。成像包含二维、三维、B模式、多普勒、彩色血流(color flow)、频谱多普勒、M模式、应变、弹性、谐波、对比度或现在已知或今后开发的其他成像模态。超声系统是全尺寸车装系统、较小的便携系统、手持系统或其他现在已知或今后开发的超声成像系统。在另一个实施例中,处理器62和存储器64是单独的系统的部分。例如,处理器62和存储器64是独立于波束形成器52、56操作或与波束形成器52、56连接的个人计算机或工作站。

[0021] 发送波束形成器52是一个或多个波形生成器、放大器、延时器、相位旋转器、乘法器、加法器、数字-模拟转换器、滤波器、其组合、以及其他现在已知或今后开发的发送波束形成器部件。发送波束形成器52被配置成多个通道用于为发送孔径中的每个元件生成发送信号。针对每个元件的发送信号相对于彼此被延时和变迹用于使声能沿着一个或多个扫描线聚焦。延时被实施为生成的波形的时间延时、生成波形的延时、和/或在生成中或在被生

成后的波形的相位偏移。在发送事件期间为换能器54的一个或多个元件70生成相同或不同振幅、频率、带宽、延时、频谱能量分布或其他特性的信号。

[0022] 发送波束形成器52被配置为生成任何数量的波束。可以同时生成一个或多个波束。使每个波束沿着发送扫描线聚焦以允许沿着相同扫描线对接收波束的接收。可以生成以任何格式(例如,线性、矢量® (Vector®)、或扇形)操纵的波束的序列。可以生成宽波束用于响应于单个发送宽波束而沿着多个接收扫描线接收。平面波、发散波、或无限聚焦(infinite focus)可以用于所述宽波束。

[0023] 在一个实施例中,针对多个不同成像模式中的每个生成发送波束。例如,彩色、血流或多普勒模式成像及对应的发送波束与B模式成像及对应的发送波束交织。可以使用波束、波束群或帧交织。在对病人的连续扫描或正在进行的扫描期间,以交织序列发送针对不同成像模式的发送波束。针对一个成像模式的一个或多个波束也可以用于其他成像模式。

[0024] 换能器54是元件70的一维、多维或其他现在已知或今后开发的阵列。换能器54的每个元件70是压电的、微机电的、电容式膜超声换能器或其他现在已知或今后开发的用于在声能与电能之间转换的换能元件70。换能器元件70中的每个连接到波束形成器52、56用于从发送波束形成器52接收电能并且响应于声回波提供电能到接收波束形成器56。响应于对发送波束的发送,声回波由元件70接收并且被转换成电信号。来自在接收孔径中的元件70中的任一个的这些电信号被分离地传递到接收波束形成器56。

[0025] 接收波束形成器56被配置为获取表示病人的区的超声数据。表示来自发送事件的声回波的电信号被传递到接收波束形成器56的通道。在一个实施例中,接收波束形成器56由一个或多个专用集成电路、处理器、控制器或其他集成电路形成。接收波束形成器56包含多个通道用于分离地处理从换能器54的不同元件接收的信号。每个通道可以包含延时器、相位旋转器、放大器、滤波器、乘法器、加法器、模拟-数字转换器、控制处理器、其组合、或其他现在已知或今后开发的接收波束形成器部件。接收波束形成器56还包含一个或多个加法器用于把来自不同通道的信号组合成波束形成的信号。还可以提供后续的滤波器。可以使用其他现在已知或今后开发的接收波束形成器。

[0026] 图2示出与阵列的元件70连接的接收波束形成器56的一个实施例。接收波束形成器56的每个通道与一个元件70连接,但是可以通过复用器与多于一个元件70和/或不同元件70连接。提供任何数量的通道。每个通道包含放大器72和相位旋转器74。可以使用其他放大装置或电路。可以用代替相位旋转器或除了所述相位旋转器之外的其他装置,诸如延时器或缓冲器来实施延时求和波束形成器56的延时。相位旋转器74可以被定位在放大器72之前或之后。

[0027] 放大器72是可编程的以施加期望的放大量。由处理器、存储器或控制器提供变迹分布78。变迹分布78通过不同的放大器72提供相同或不同的放大。由变迹分布78提供一个通道与其他通道的相对加权。

[0028] 相位旋转器74是可编程的以施加期望的相位偏移或其他延时的量。由处理器、存储器或控制器提供延时分布80。延时分布80通过不同的相位旋转器74提供相同或不同的相位偏移。由延时分布80提供一个通道与其他通道的相对相位旋转。

[0029] 加法器76对来自在给定接收孔径中的通道的信息求和。加法器76是数字加法器,但是可以是模拟加法器。单个加法器被提供以对来自所有通道的输出求和。替选地,使用阶

层式加法器或加法器的级联。在给定的时间或时钟周期处,每个通道输出数据,诸如数字样本。输出数据表示针对给定时间或时钟周期沿着一维或多维阵列的横向位置。输出数据基于延时分布80和变迹分布78被相对延时和变迹。加法器76对在时间序列中的每个处来自通道的输出求和。

[0030] 参考图1和2,接收波束形成器56从元件70接收电信号。电信号被数字化或采样。这些样本被提供为来自关心的元件70的针对每个通道的通道数据。这些样本被波束形成或者被压缩。例如,基于元件70相对于在病人中的定位的几何形状使用传统延时求和波束形成来使针对一个成像模式的样本波束形成,针对所述定位来对回波响应采样。针对另一个成像模式的样本被压缩。而不是使用元件70对于样本定位的几何形状,变迹和/或延时分布78、80基于用于压缩的基函数编码。由波束形成器56执行通道编码操作。

[0031] 在模式之间的切换是动态的或实时的。所述切换可以基于成像条件和成像需要(例如,可获得的压缩比)发生和/或以优化系统性能(例如,减少计算的负荷)。在一个示例中,在超声成像系统上运行B模式/彩色帧序列。使用宽波束发送(例如,平面波)来形成B模式图像以完成高帧速率成像,而传统的聚焦波束发送用于彩色数据以增强成像信噪比。在这个示例中,使用频域波束形成来形成B模式图像,所以使用以通道编码模式操作的波束形成器56来对原始通道数据傅里叶编码在计算上更加高效。然而在彩色帧数据的情况下,波束形成器靠近正发生聚焦发送的区域形成图像线。对于这些帧,波束形成器以传统延时求和操作来操作。可以使用不同模式的其他组合。彩色数据可以被编码,并且B模式数据可以被传统地波束形成。可以同时使用多于两个成像模式。

[0032] 对于传统的波束形成,接收波束形成器56输出表示在扫描区中的一个或多个定位的同相与正交、射频或其他数据。基于元件定位对于在病人中的样本定位的几何关系来对通道数据相对加权和延时。这个加权使由通道输出的数据对齐,使得所述数据表示在病人中的相同的定位。通过对数据求和,表示来自所述定位的接收的回波的波束形成的样本被形成。通过在时间上重复所述过程,表示沿着扫描线的波束的一组样本被形成。接收波束形成器56以传统的延时求和波束形成操作来操作(即,生成图像“线”)。

[0033] 对于压缩,响应于一个或多个发送波束的电信号由接收波束形成器56处理。代替将在病人中的波束形成聚焦定位和阵列几何形状用于变迹和延时分布78、80,对分布78、80应用用于压缩或对通道数据编码的基函数。延时和变迹以可恢复的方式对数据编码或者实施用于压缩的基函数,而不是使数据延时使得从每个通道到加法器76的输出对应于来自在病人中的相同定位的回波。

[0034] 可以使用任何完整的基函数组,诸如小波基或傅里叶基。选择的基函数把通道数据变换到不同的域中,在所述域中更少的数据可以表示相同的或大体上相同的信息。大体上用于顾及有损压缩。通过使用基函数编码,可以诸如通过施加逆变换操作来恢复通道数据。

[0035] 在一个实施例中,接收波束形成器56针对每个时间使用横跨元件施加的傅里叶变换。在给定的时钟周期处,每个通道同时处理由元件接收的数据。替选地,可以已施加相对延时。傅里叶变换横跨通道或横向地被施加到通道数据。傅里叶变换在空间上而不是在时间上(即,沿着深度)对在通道之间的通道数据编码。

[0036] 延时求和波束形成操作以如下的一般形式来表示:

$$[0037] \quad b(t) = \int_x s(t - \tau(x), x) a(x) dx$$

[0038] 其中 t 是时间, x 是元件位置, $s(t)$ 是原始通道数据, $\tau(x)$ 是横向相关的延时分布, $a(x)$ 是横向变迹分布,并且 $b(t)$ 是波束形成的信号。为了使用传统延时求和波束形成来获得对数据的横向傅里叶压缩,横向相关的延时分布和/或横向变迹分布实施基函数编码用于压缩。相位旋转器或其他延时元件和放大器与加法器一起实施所述编码。由波束形成器输出的产生的求和是压缩的通道数据。

[0039] 在一个方案中,针对几何关系的相位或延时分布是零。没有在元件之间的相对偏移基于元件对于在病人中的定位的不同距离或其他几何关系来实施。变迹函数是复变迹函数。为了实施复变迹,可以通过相位旋转器或其他延时元件施加某一相位偏移。使用的唯一的延时分布将实施复变迹函数。替选地,基于几何关系的偏移被包含,但是附加的偏移被提供用于使用复变迹分布进行压缩。

[0040] 在这个方案中,波束形成分布78和80提供复变迹。使用 $\tau(x) = 0$ 的延时分布,令 $a(x) = e^{j2\pi f_x x}$ 。这导致横跨通道的傅里叶变换。针对每个时间重复所述编码。对于二维傅里叶变换,进一步的处理器可以沿着时间或深度方向变换,产生:

$$[0041] \quad B(f) = \int_x S(f, x) e^{-j2\pi f_x x} dx = S(f, f_x)。$$

[0042] 波束形成的或压缩的数据的频谱等于在原始通道数据的二维频谱中(沿着 f_x)的单个笛卡尔线。在其他实施例中,在时间或深度方向上不施加傅里叶变换。作为代替,压缩的数据被提供给处理器并且逆压缩被施加以重构通道数据。

[0043] 在另一个方案中,由放大器施加单位变迹函数。相位旋转器或延时器提供或增加线性延时分布用于横跨通道和对应的元件70横向实施压缩。线性延时分布是元件70的横向位置和接收波束和/或发送波束的转向角的函数。在这个径向傅里叶采样方案中,波束形成器变迹被选择为 $a(x) = 1$ 并且使用以下线性延时分布:

$$[0044] \quad \tau(x) = \frac{x \tan \theta_s}{c}$$

[0045] 其中 θ_s 是针对线性延时分布的转向角。如以上针对第一方案所讨论的那样,横跨阵列施加傅里叶变换。稍后可以诸如通过处理器62施加进一步的傅里叶变换。在 t (时间或轴向)上进行傅里叶变换给出:

$$[0046] \quad B(f) = \int_x S(f, x) e^{-j2\pi f \frac{\tan \theta_s}{c} x} dx = S\left(f, f \frac{\tan \theta_s}{c}\right)。$$

[0047] 一维波束形成的频谱直接映射到在原始通道数据的二维频谱中的径向线上。所述线的斜率直接与接收的转向角相关,但是不是如在传统的傅里叶-切片定理中看到的1:1映射。

[0048] 可以使用其他方案。例如,傅里叶变换或其他变换可以使用变迹和延时分布两者以实施基函数编码。通过加法器76的求和完成数据编码和压缩。在施加变迹和延时之后,所述求和完成对基函数编码的实施。

[0049] 通过处理器62用最终的波束形成的压缩用于通过系统的所有超声成像或者仅仅用于超声成像中的一些。在一个实施例中,成像参数和/或条件用于确定给定的成像模式使用压缩还是传统的波束形成。例如,带有较高成像频率、更大视场、更大帧速率或其他特性的成像模式使用压缩,而其他成像模式使用通过波束形成器进行的传统波束形成。对于给定的模式,压缩比例可以用于在压缩用于发送数据进行软件波束形成与不压缩用于发送通道数据进行软件波束形成之间选择。

[0050] 压缩比例指示与传递通道数据到处理器62用于波束形成相比压缩的效率。波束形成减少数据的量,但是限制数据的有用性。通过提供通道数据给处理器62,可以使用基于软件的图像形成。未压缩的通道数据与压缩的通道数据的压缩比例可以用于选择要传递通道数据的哪种形式。

[0051] 压缩比例例如被表示为:

$$[0052] \quad CR = \frac{\text{未压缩的尺寸}}{\text{压缩的尺寸}}$$

[0053] 傅里叶压缩主要受成像参数和/或条件影响。潜在压缩比例可以被计算为诸如 $f\#$ 、成像频率、接受角、转向角、孔径尺寸或其他的主要成像参数的函数。当以带有 $\theta_T = 0^\circ$ 的发送角的平面波发送成像并且使用长度 L 的换能器时,最大横向空间频率被给定为:

$$[0054] \quad f_{xh} = \frac{\sin \theta}{\lambda}$$

[0055] 其中是 θ 接收角并且 λ 是波长。使用这个表达式加上以下横向频率间隔:

$$[0056] \quad \Delta f = \frac{1}{L},$$

[0057] 奈奎斯特采样所需要的频率线的数量被给定为:

$$[0058] \quad N_{lines} = \frac{2f_x}{\Delta f} = \frac{2L \sin \theta}{\lambda}.$$

[0059] 压缩比例然后被计算为:

$$[0060] \quad CR = \frac{N_{channels}}{N_{lines}} = \frac{\lambda N_{channels}}{2L \sin \theta},$$

[0061] 示出压缩依赖于成像频率 $1/\lambda$,并且也依赖于选择的换能器接受角 θ 。

[0062] 作为示例,图3示出当把典型的换能器参数用于中频/高频线性换能器(例如,带有 $200\mu\text{m}$ 元件节距以及从4-8 MHz变化的中心频率的192个元件换能器阵列)时作为换能器的接受角的函数的压缩比例。针对三个不同的成像频率给出作为接受角的函数的压缩比例。这些曲线证明与直接传送原始通道数据相比较,可以以大于1(诸如,2-3)(或更高)的压缩比例对原始通道数据进行横向傅里叶压缩。通过选择的成像优化参数驱动压缩的量。在比例接近于1或者小于1的情况下,则傅里叶编码不如仅仅直接发送原始通道数据到计算机那样高效。对于大于1的压缩比例,用波束形成器的傅里叶编码有效地压缩数据并且减少要发送的数据的量。例如,以4 MHz的中心频率操作的带有 30° 接受角的换能器将被使用。压缩比例接近于2:1,因此在这个情形下的波束形成器傅里叶压缩将是最佳的。

[0063] 在使用压缩(例如,傅里叶编码)的情况下,压缩的通道数据被传送到处理器62和/或存储器64。例如,该传送是使用诸如PCIExpress总线的计算机总线到计算机。计算机的处

理器62使用软件进行逆傅里叶变换以重构通道数据,然后使用软件执行延时求和波束形成;或者施加时间的傅里叶变换用于使用软件进行基于傅里叶的波束形成。压缩的通道数据可以由处理器62用于任何过程。

[0064] 处理器62是控制处理器、滤波器、通用处理器、专用集成电路、现场可编程门阵列、数字部件、模拟部件、硬件电路、其组合以及其他现在已知或今后开发的用于图像处理以增强图像的装置。用计算机代码、固件、和/或硬件来配置处理器62以从压缩的和/或从未压缩的通道数据生成超声图像信息。

[0065] 在一个实施例中,处理器62是用于使用软件实施任何超声成像的计算机的部分。由处理器62执行波束形成、探测、扫描转换、映射到显示值、时间滤波、空间滤波、图像增强、图形生成、其组合、和/或其他超声成像过程。在替选的实施例中,分离的部件(例如,波束形成器、探测器、滤波器和/或扫描转换器)被提供并且与处理器62一起操作或者作为处理器62的部分操作用于超声成像。生成的图像信息是表示在处理的任何阶段处的(例如,波束形成的、探测的、扫描转换的、和/或映射到显示值的)病人的超声信息。

[0066] 对于双模式操作,处理器62被配置为从通道数据和/或波束形成的数据以一个或多个成像模式生成图像信息。处理器62可以控制接收波束形成器56以在旁路、延时求和波束形成和/或压缩之间选择。在接收波束形成器56操作用于传统的接收波束形成的情况下,处理器62接收波束形成的数据并且生成图像信息。在处理器62作为代替接收没有压缩的通道数据(例如,波束形成器56被旁路)的情况下,处理器62从通道数据执行波束形成以生成成像信息。

[0067] 在接收波束形成器56对通道数据压缩的情况下,处理器62使用压缩的信息来生成成像信息。例如,由波束形成器压缩针对一个成像模式的电信号。处理器62使用这些压缩的信号来生成成像信息。

[0068] 在一个实施例中,压缩的通道数据用于延时求和波束形成。压缩的通道数据被解压缩以重构所述通道数据。逆傅里叶变换被施加到压缩的电信号从而以有损或无损方式重构来自元件的电信号。使用在时间上来自不同元件70的一组重构的电信号,处理器62然后施加延时分布和变迹分布到重构的通道数据并且对结果求和。定相或绝对延时可以用于实施所述延时分布。一旦波束形成,处理器62对波束形成的数据进行图像处理,诸如探测、扫描转换和/或显示映射。

[0069] 在另一个实施例中,压缩的通道数据用于其他类型的波束形成或图像形成。使用诸如用于压缩的基函数的域中的过程的另一个过程得到从不同定位的回波返回,而不是使用延时求和波束形成。例如,对压缩的通道数据作为深度或时间的函数施加另一个傅里叶变换。由于基于傅里叶的压缩是横向的,由处理器62施加的轴向变换导致二维变换。在频域中二维变换的通道数据用于波束或图像形成,诸如在美国专利号6,685,641中公开的那样。

[0070] 图4示出在频域中波束形成的一个表示。压缩的或傅里叶编码的通道数据在时间上被进一步傅里叶变换。处理器62用聚焦函数乘以在频域中的通道数据,然后根据乘法的结果在频域中插值。可以使用各种插值中的任一个,诸如Stolt插值。编码的数据使用传统的Stolt插值映射直接映射到波束形成的图像的k空间。在编码使用复变迹的情况下,Stolt插值映射被给定为:

[0071]
$$f'_x = f_x$$

$$[0072] \quad f'_z = \frac{f}{c} \left(1 + \sqrt{1 - \lambda^2 f_x^2} \right).$$

[0073] 在编码使用线性延时分布的情况下,使用如由下式所表示的修改的Stolt插值:

$$[0074] \quad f'_x = \frac{f \tan \theta_s}{c}$$

$$[0075] \quad f'_z = \frac{f}{c} \left(1 + \sqrt{1 - \tan^2 \theta_s} \right).$$

[0076] 在插值之后,处理器62通过施加逆傅里叶变换生成成像信息。施加逆二维变换,导致针对在病人中不同定位中的每个的波束形成的值。

[0077] 可以使用其他傅里叶波束形成。由于数据在频域中,可以施加任何其他k空间图像形成或滤波。例如,可以通过处理器62施加使用k空间数据的磁共振或计算机断层图像形成或者图像滤波技术。

[0078] 处理器62使用图像信息以生成一个或多个超声图像。例如,生成B模式图像。可以使用M模式、颜色或血流模式、多普勒或频谱模式或其他成像模式。在使用双模式成像的一个实施例中,来自不同模式的成像被组合到一个图像中,诸如彩色血流在B模式上的重叠。从波束形成器压缩的通道数据得到用于一个模式的成像信息,并且从在没有由处理器62压缩的情况下接收的通道数据或波束形成的数据得到用于另一个模式的成像信息。在其他实施例中,两个或所有成像模式都可以从波束形成器压缩的通道数据得到。

[0079] 显示器60是监视器、LCD、LED、等离子体、投影机、打印机或其他现在已知或今后开发的显示装置。处理器62生成用于显示器60的显示信号。诸如RGB值的显示信号由处理器62输出到显示器60或到显示器缓冲器。显示器60被配置为显示表示病人的扫描的区的图像,诸如B模式图像。图像表示扫描区。从在某一时刻由延时求和波束形成器压缩的至少一些数据生成所述图像。

[0080] 存储器64是计算机可读存储器媒介,在所述计算机可读存储器媒介中已储存表示由编程的处理器可执行用于超声成像的指令的数据。用于实施在本文中讨论的所述过程、方法和/或技术的指令被提供在诸如高速缓冲存储器、缓冲器、RAM、可移除媒介、硬盘驱动或其他计算机可读存储器媒介的计算机可读存储器媒介或存储器上。计算机可读存储器媒介包含各种类型的易失性和非易失性存储器媒介。响应于储存在计算机可读存储器媒介中或计算机可读存储器媒介上的一组或多组指令,执行在图中图解的或在本文中描述的函数、动作或任务。函数、动作或任务独立于指令组、存储器媒介、处理器或处理策略的特别的类型,并且可以由独立或者组合操作的软件、硬件、集成电路、固件、微代码等执行。同样地,处理策略可以包含多处理、多任务、平行处理等。在一个实施例中,指令被储存在可移除媒介装置上用于由本地系统或远程系统读取。在其他实施例中,指令被储存在远程定位中用于通过计算机网络或者通过电话线传送。在再其他实施例中,指令被储存在给定的计算机、CPU、GPU或系统之中。

[0081] 存储器64替选地或附加地储存通道数据、压缩的通道数据、重构的通道数据或来自处理的任何阶段的其他超声数据。例如,存储器64通过总线从接收波束形成器接收波束形成器压缩的通道数据,并且储存所述数据用于由处理器62存取。

[0082] 图5示出用于基于超声波束形成器的通道数据压缩的方法的一个实施例。接收波束形成器可以用于横向压缩,而不是使用针对每个接收通道的专用压缩硬件。图5的实施例涉及:用波束形成器压缩通道数据用于在压缩的通道数据传送之后进行后续的波束形成,以及备选地对未压缩的通道数据执行波束形成。在其他实施例中,未提供双模式操作,因此仅执行带有后续图像形成的压缩。

[0083] 可以提供附加的、不同的或更少的动作。例如,不提供动作18。作为另一个示例,不提供动作20。可以执行针对其他成像操作诸如探测、滤波、扫描转换和显示映射的动作。

[0084] 以所示的次序或不同的次序执行所述动作。例如,动作18与动作14和16交织。动作18可以在动作14和/或16之前、之后或与其并行(同时地)执行。

[0085] 在动作12中,波束形成器从换能器阵列的元件接收通道数据。超声系统获取来自病人的组织、血液或其他部分的扫描的超声数据。超声数据表示病人。医学诊断超声系统施加电信号到换能器,该换能器然后把电能转换到声能用于扫描病人的区。发送超声频率处的波形。回波被接收并且通过换能器的元件被转换成电信号。可以使用任何类型的扫描、扫描格式、或成像模式。例如,在有或没有增加的造影剂的情况下使用谐波成像。作为另一个示例,使用B模式、彩色血流模式、频谱多普勒模式、M模式、弹性成像或其他成像模式。

[0086] 每个元件或元件群在相应的通道中输出信号。提供通道的任何数量,诸如32、64、128、256或其他数量。接收孔径的元件每个均输出到分离的或独立的通道。

[0087] 通道信号可以诸如用深度增益补偿来放大。通道信号可以从模拟信号转换成数字样本。每个通道的模拟-数字转换器对元件信号采样,从而创建通道数据。信号或样本可以被滤波和/或缓冲。可以施加附加的、不同的或更少的过程,诸如针对模拟波束形成器没有到数字的转换。

[0088] 在动作14中,接收波束形成器对通道数据编码。使用延时求和波束形成器的每个通道的延时和变迹函数,横跨阵列对通道数据横向编码。每个通道贡献样本给所述编码。那时,每个通道的样本相对于其他样本被延时(例如,延时或定相),并且相对于其他样本被变迹(例如,在振幅上改变)。而不是由于那时在病人中关心的定位和元件的几何形状所致的延时和变迹或者除了所述延时和变迹之外,施加到不同通道的样本的变迹和延时基于用于压缩的基函数。来自每个通道的变迹的和延时的样本被求和,从而提供横向的或横跨通道的编码。

[0089] 任何适当的基函数组可以用于编码。例如,使用小波或傅里叶基组。基函数提供对通道数据的无损或有损恢复。传统上执行的延时求和波束形成是不可逆的。通道数据不能够恢复。通过用基函数编码,通道数据可以从波束形成器的求和的输出恢复或大体上恢复。大体上顾及有损压缩,其中80%或更多的通道数据可以被恢复。压缩损失的量取决于用于对数据编码的基函数的数量。在傅里叶压缩的示例中,所述损失以更差的横向图像分辨率的形式显现出来。如果期望的话,通过施加逆变换或其他基函数相关的逆过程,通道数据可以被重构。

[0090] 在一个实施例中,波束形成器通过编码实施傅里叶变换。接收波束形成器把样本从通道的横向采样域变换成在空间频域中的频率数据。例如,编码使用为一的变迹分布和线性延时分布。作为另一个示例,编码使用为零的基于几何形状的延时分布和复变迹分布。变迹和/或延时分布和后续的求和提供在频域中的编码。

[0091] 可以重复编码动作12。针对给定的时间，编码横向横跨阵列或通道。在时间上由每个元件接收回波。针对不同的时间执行编码，从而随着通道数据被接收而对附加的通道数据编码。结果是由接收波束形成器在时间上输出的一组横向变换的数据。

[0092] 在动作16中，发送编码的通道数据。波束形成器输出压缩的数据到缓冲器、存储器、接口或通信路径。输出被提供给到计算机、处理器或存储器的总线、电缆、或其他传输线。可以使用任何传输格式或封装，诸如在PCIExpress总线上传输。

[0093] 当接收波束形成器横向编码时，产生的数据被发送。在时间上在每个接收时发生所述发送。替选地，来自一个或多个时间的输出数据与来自不同时间的输出数据一起被缓冲并分包。

[0094] 针对基于软件的图像处理，计算机接收编码的通道数据的发送。计算机然后执行任何图像处理。在一个实施例中，计算机施加诸如逆傅里叶变换的逆变换来恢复通道数据。由处理器使用恢复的通道数据来执行基于软件的波束形成。在另一个实施例中，计算机的处理器执行傅里叶波束形成。代替恢复通道数据，进一步的傅里叶变换被施加为时间的函数。执行在频率空间中的插值以及用聚焦函数的乘法。计算机执行二维、空间的逆傅里叶变换以确定分布在一维、二维和三维中的针对病人中的不同定位中的每个的回波返回或强度。在其他实施例中，通过计算机施加不同的过程到压缩的通道数据。

[0095] 处理器把频率或其他编码的数据逆变换到对象或实空间中。处理器从逆变换的输出生成超声图像。可以使用任何图像处理，诸如波束形成、探测、估计、滤波、扫描转换和/或显示映射。通道数据或波束形成的数据用于创建表示扫描的病患者的超声图像。

[0096] 由处理器施加的任何软件过程可以被容易地改变而不需要硬件改变。把波束形成器用于压缩允许共有部件用在超声中以压缩数据用于传送到计算机中或由计算机存取以及对应的基于软件的图像处理。

[0097] 在动作18中，波束形成器被提供用于双模式操作。针对某些通道数据，诸如针对某些成像模式、参数设置和/或成像条件，波束形成器在对象或实空间中施加延时求和波束形成。代替压缩，施加传统的波束形成。产生的波束形成的数据被发送到计算机或用于生成图像的其他图像处理器。替选地，不使用波束形成器并且通道数据被发送到计算机。计算机使用基于软件的方案和通用处理器来施加波束形成。

[0098] 在提供双模式操作的情况下，通过波束形成器进行的压缩和波束形成器由通道数据进行的波束形成或旁路被交织。响应于某些发送的通道数据被压缩，而响应于其他发送的通道数据不被压缩。针对成像会话的压缩或不压缩通过线、线群或视场基的扫描来交织。

[0099] 在动作20中，生成图像。处理器或超声系统从超声数据生成图像。逆变换的数据和/或未经压缩的通道数据用于在显示器上生成图像。

[0100] 生成的图像是B模式、彩色血流模式、M模式、脉冲波多普勒、造影剂、谐波、其他超声图像、或其组合。图像表示在给定时间或随时间的病人。图像可以表示在病人之内的一个或多个样本定位，诸如平面或体积区。

[0101] 虽然以上已参考各种实施例描述了本发明，但是应该理解能够进行许多改变和修改而不脱离本发明的范围。因此旨在前述的具体描述被看作图解性的而不是限制性的，并且要理解正是所附的权利要求(包含所有的等同物)旨在限定本发明的精神和范围。

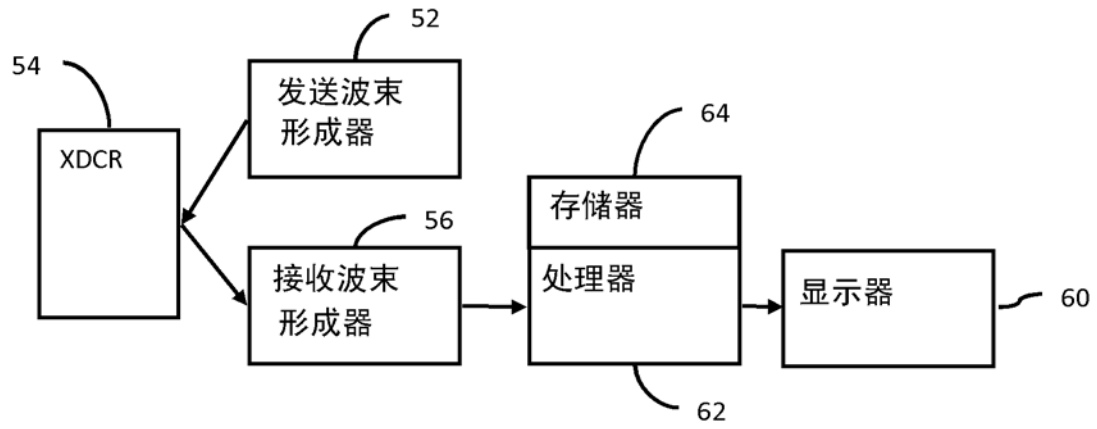


图 1

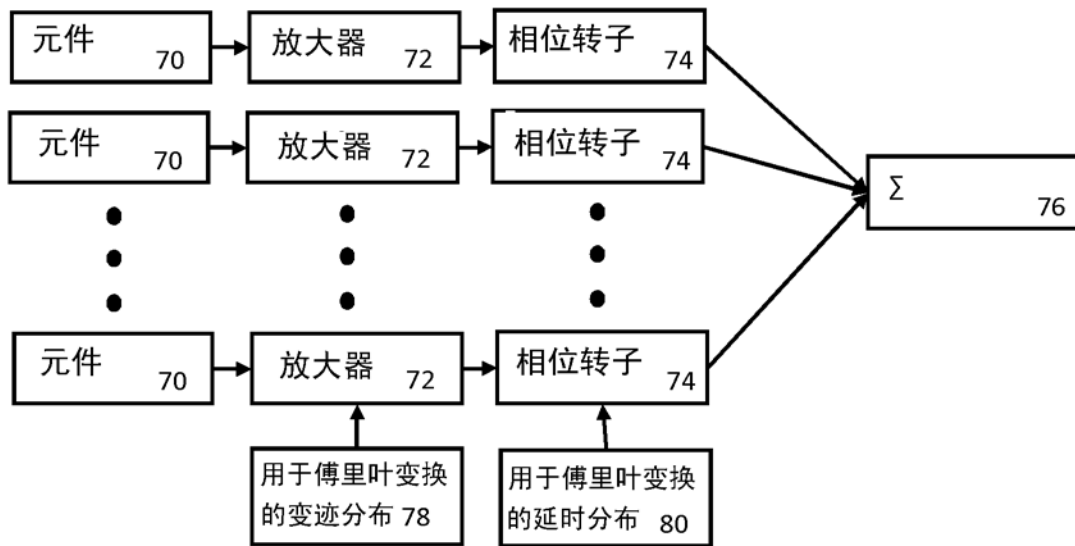


图 2

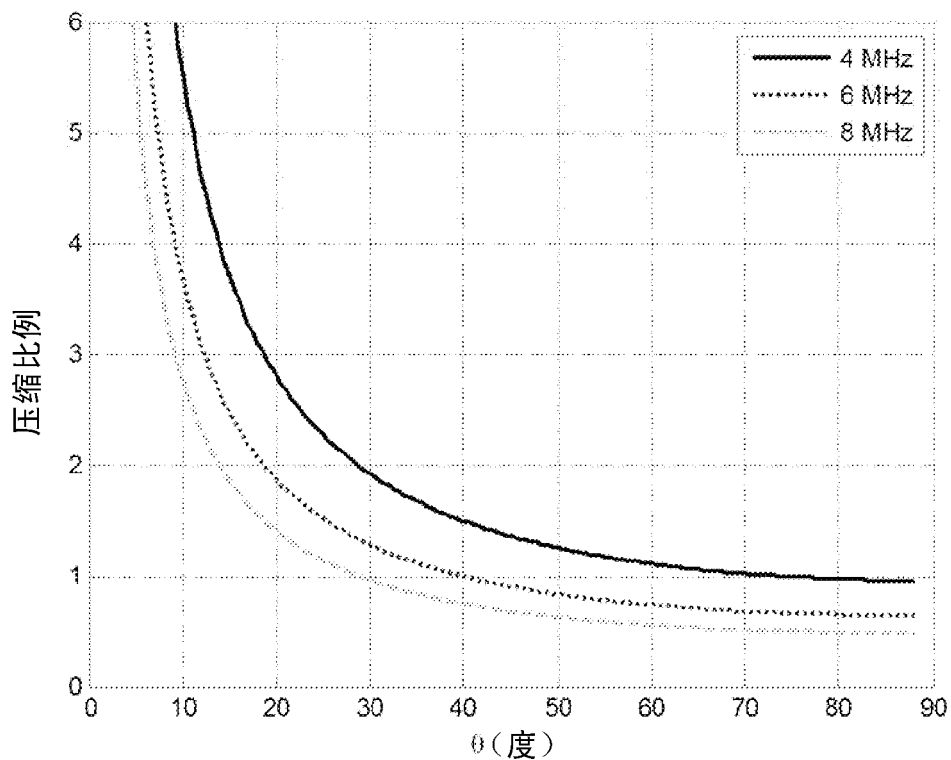


图 3

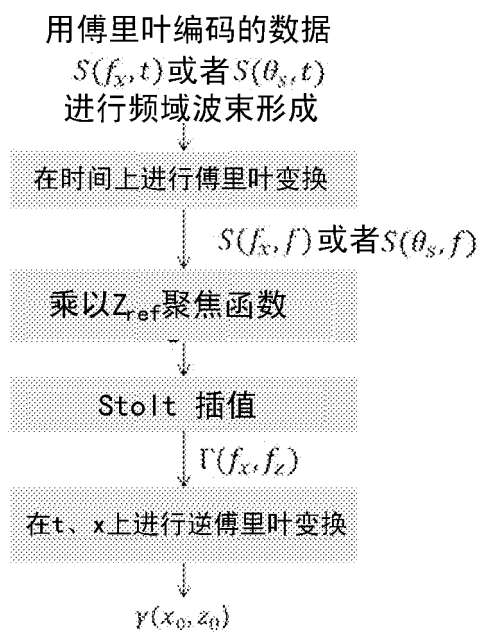


图 4

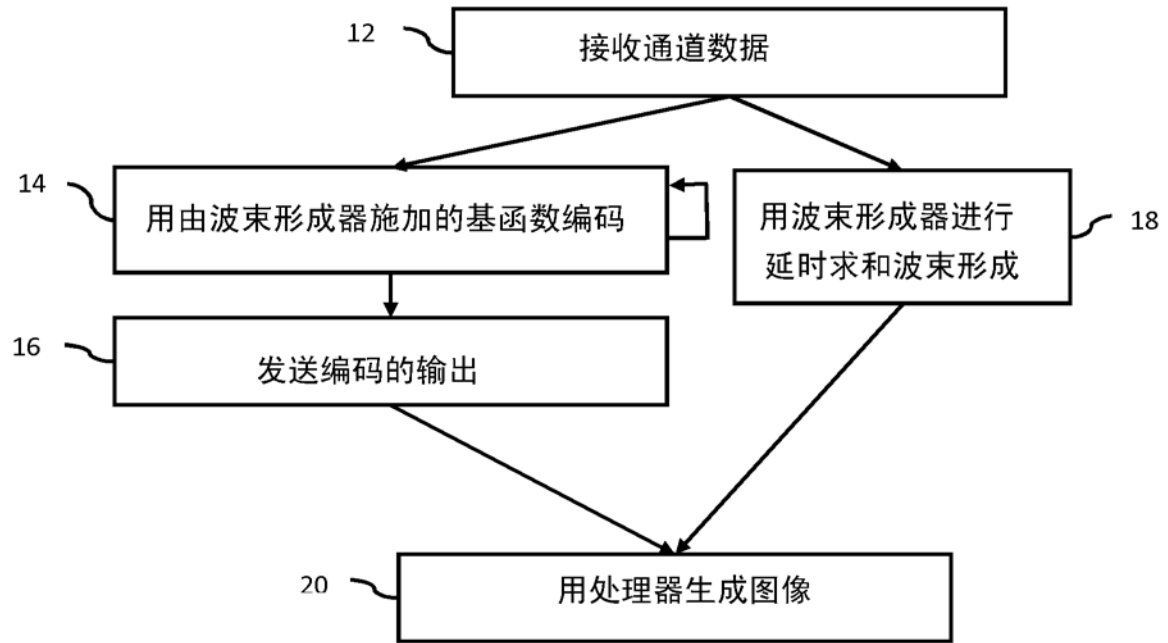


图 5

专利名称(译)	用于超声成像的系统		
公开(公告)号	CN106210719B	公开(公告)日	2019-10-11
申请号	CN201610359326.2	申请日	2016-05-27
[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	D P 邓肯		
发明人	D.P.邓肯		
IPC分类号	H04N19/156 H04N19/186 H04N19/172 H04N1/41 H04N1/64 G16H30/00 A61B8/00		
代理人(译)	刘春元		
审查员(译)	冯冲		
优先权	14/726015 2015-05-29 US		
其他公开文献	CN106210719A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开基于超声波束形成器的通道数据压缩。基于超声波束形成器的通道数据压缩 (14) 允许基于软件的图像形成 (20)。为了增加传送的数据的量, 提供基于超声波束形成器的通道数据压缩 (14)。波束形成器 (56) 用于代替传统的波束形成 (18) 或者除了传统的波束形成 (18) 之外进行压缩 (14)。所述压缩在允许对初始通道数据的重构的同时减少数据带宽。

