

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

G01N 29/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200510080998.1

[45] 授权公告日 2009 年 6 月 24 日

[11] 授权公告号 CN 100502789C

[22] 申请日 2005.6.30

[21] 申请号 200510080998.1

[30] 优先权

[32] 2004.6.30 [33] US [31] 10/882910

[73] 专利权人 通用电气公司

地址 美国纽约州

[72] 发明人 K·W·里格比 S·C·米勒

[56] 参考文献

US4837578 1989.6.6

US2002/0002333A1 2002.1.3

CN1191970A 1998.9.2

US6699189B1 2004.3.2

US5388461A 1995.2.14

US2003/0018442A1 2003.1.23

审查员 陈 响

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 程天正 张志醒

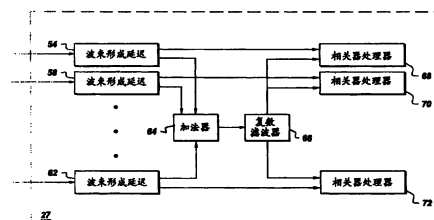
权利要求书 3 页 说明书 12 页 附图 4 页

[54] 发明名称

用于超声成像中的时间延迟估计方法和系统

[57] 摘要

提供一种用于校正超声系统中的至少两个信号之间的时间延迟的方法。该超声系统(10)包括包含加法器(64)以及复数滤波器(66)的波束形成器处理器(27)，该加法器与换能器阵列(18)连接并被配置用于对第一多个接收信号进行复数操作以产生波束和信号；其中每个接收信号包含对应的波束形成延迟，该复数滤波器与加法器连接并被配置用于把波束和信号转换成分析信号。波束形成器处理器还包括多个与至少一个相应的换能器单元和该复数滤波器连接的相关器处理器(68)以及至少一个适于接收至少一个接收信号的相关和并被配置用于利用该相关和来估计对应的时间延迟的时间延迟估计器，每个相关器处理器被配置用于计算至少一个接收信号的相关和。



1、 一种用于校正超声系统中所获取的至少两个接收信号之间的波束形成时间延迟的方法，该方法包括：

对至少两个接收信号求和以形成参考信号；

计算对应于该参考信号的分析信号；

通过比较该分析信号与对应的接收信号来估计每个接收信号的时间延迟误差；以及

利用所估计的时间延迟误差来校正波束形成时间延迟。

2、 如权利要求1所述的方法，其中所述估计步骤还包括计算每个接收信号的相关和，以及其中该相关和是基于以下方程来计算的：

$$C = \sum_{i=i_0}^{i_1} S_{A0}^*[i] S_1[i]$$

其中 C 表示相关和， $S_{A0}^*[i]$ 表示分析信号在时间采样 i 处的复共轭，以及 $S_1[i]$ 表示在时间采样 i 处的实信号。

3、 如权利要求1所述的方法，其中所述估计步骤还包括计算相关和的相位以及利用该相关和的相位来估计时间延迟，并且把该相关和的相位与比例因子相乘以估计时间延迟。

4、 如权利要求1所述的方法，还包括在对至少两个接收信号求和以形成参考信号的步骤之前：

计算每个接收信号在每个时间采样处的幅度；以及

把该幅度与阈值进行比较；以及

当该幅度大于该阈值时通过降低接收信号幅度而同时保留该接收信号的极性来修改在每个时间采样处的接收信号。

5、 如权利要求1所述的方法，还包括在对至少两个接收信号求和以形成参考信号的步骤和计算对应于该参考信号的分析信号的步骤期间，延迟该接收信号以便与参考信号对准。

6、 一种用于估计时间延迟的超声系统(10)，该超声系统包括：

具有以一种图形布置的一组阵列单元的换能器阵列(18)，每个单元可单独工作以在发射模式期间产生超声能量脉冲，并且在接收模式期间产生响应于撞击成像对象的振动能量的回波信号；

发射器(22)，该发射器与所述换能器阵列连接并且可在发射模

式期间工作以便对每个阵列单元施加具有相应的发射器时间延迟的单独的发射信号脉冲，从而产生定向发射波束；

接收器（24），该接收器与所述换能器阵列连接并且可在接收模式期间工作，以便在振动能量撞击成像对象时对由每个阵列单元产生的回波信号进行采样，并且在每个所述回波信号采样上加上单独的相应的接收器时间延迟以产生对应的多个接收信号；

波束形成器处理器（27），包括：

加法器（64），该加法器与所述换能器阵列连接并且被配置用于对至少两个接收信号求和以产生波束和信号，其中每个接收信号包括对应的接收器时间延迟；

复数滤波器（66），该复数滤波器与加法器连接并且被配置用于把波束和信号转换成分析信号；

多个相关器处理器（68），每个相关器处理器与至少一个相应的换能器单元和所述复数滤波器连接，每个相关器处理器被配置用于通过比较分析信号和对应于每个接收信号的每个实信号来估计时间延迟；其中所述波束形成器处理器被配置用于校正对应于每个接收信号的每个换能器单元的时间延迟。

7、如权利要求6所述的超声系统，其中所述相关器处理器被配置用于通过计算相关和来估计时间延迟，其中所述相关器处理器适合于利用相关和来估计对应的时间延迟；其中相关和是根据下面给出的方程来计算的：

$$C = \sum_{i=i_0}^i S_{A0}^*[i] S_1[i]$$

其中‘C’表示相关和，‘ $S_{A0}^*(i)$ ’表示分析信号的复共轭，‘ $S_1(i)$ ’表示实信号，‘i’表示时间采样。

8、如权利要求6所述的超声系统，其中所述波束形成器处理器被配置用于计算相关和的相位，其中该相位被用于估计时间延迟；以及其中所述波束形成器处理器被配置用于计算对应于每个接收信号的每个采样的幅度以及针对一组采样计算接收信号的幅度之和。

9、如权利要求6所述的超声系统，其中所述波束形成器处理器还被配置用于将接收信号的幅度与阈值相比较，并且当幅度大于该阈值时降低接收信号幅度。

10、一种用于校正超声系统中所获取的至少两个接收信号之间的时间延迟的系统，该系统包括：

用于对至少两个接收信号求和以便形成参考信号的装置；

用于计算对应于该参考信号的分析信号的装置；

用于通过比较该分析信号和对应的接收信号来估计每个接收信号的时间延迟误差的装置；其中用于估计的装置还包括用于基于该分析信号来计算每个接收信号的相关和的装置；并且其中用于估计的装置还包括用于计算相关和的相位的装置、和用于利用该相关和的相位来估计时间延迟的装置、以及用于把该相关和的相位与比例因子相乘的装置；以及

用于利用所估计的时间延迟误差来校正波束形成时间延迟的装置。

用于超声成像中的时间延迟估计方法和系统

技术领域

本发明一般涉及成像系统，更具体地涉及用于估计和校正超声成像系统中的时间延迟的方法和系统。

背景技术

超声系统包括用于将一组波形发射到成像对象中并且用于接收一组反射的超声信号的换能器单元阵列。每个波形以相对的时间延迟发出，该时间延迟被选择用于在所期望的方向和深度上并以所期望的形状来聚焦该组发射波形。类似地，每个接收信号被单独延迟以使系统对在所期望的方向和深度上并具有所期望的形状的反射能量的响应最大化。对该延迟的接收信号进行求和并进行处理以产生和显示成像对象的图像。

统称为波束形成时间延迟的发射和接收时间延迟通常是在假设声音以已知的恒定速度传播穿过人体的情况下进行计算的。当这种假设不成立时，发射和接收聚焦就会变差，并且图像分辨率和对比度将会降低。

一种用于减少这种成像质量降低的方法是基于对接收信号的相对时间延迟的测量来调整波束形成时间延迟。在接收波束形成延迟已被应用于它们之后测量这些相对时间延迟是方便的。如果已知的固定声速的假设是正确的，那么该延迟的接收信号将会及时得到很好地对准，即到达时间误差将较小。如果该假设不正确，那么该延迟的接收信号将不会及时得到很好地对准；即到达时间误差将较大。通过针对到达时间误差来调整波束形成延迟，聚焦将得到改善，并且图像分辨率和对比度将提高。

在医学超声成像中，到达时间误差估计必须快速、准确和稳固。还期望使实现估计硬件所需要的额外成本降至最低。

期望快速的估计是因为波束形成校正需要被快速更新，因为所要求的校正将随换能器移动而变化，或者因为操作者在病人身体上移动探头作为正常扫描过程的一部分而变化，或者由于操作者手的轻微移

动或是因为病人的移动或呼吸而变化。

期望准确估计以提高图像分辨率和对比度并避免由于通过不正确的时间延迟估计来调整波束形成时间延迟而导致的图像降级。波束形成时间延迟误差通常将伪影引入图像中，这可能导致不正确的诊断或更长的检查时间。伪影产生率对于决大多数操作者来说必须足够低，以便常规地利用时间延迟校正特性并由此获得提高图像分辨率和对比度的益处。

带宽不是太大（如对于超声信号来说是典型的）的实信号的傅立叶频谱由两个相对隔离的具有不可忽略的幅度的区域组成，其更常被称为频带。这些频带中的一个以被称为“载”频的正频率为中心，另一个频带以与载频相反的负频率为中心。有许多用于产生对应于实信号的基带信号的方法，但是所需要的净效应是抑制负频带并使正频带这样移频以致使其中心大约位于零频率处。请注意基带信号是复数。

与基带信号有关的信号是分析信号。在数学上，该分析信号是通过过去除实信号的负频率分量而从该实信号得到的。在实际系统中，负频率分量通过滤波被抑制，但不是被完全消除。分析信号与基带信号的区别在于正频谱频带不向下移频以致其变成以零频率为中心。

一种用于估计两个实信号之间的时间延迟的方法需要将两个信号转换成它们的复数基带形式。一个基带信号的复共轭与另一个基带信号逐采样相乘然后求和。所得到的复数相位与这两个信号之间的时间延迟误差成比例。上述方法中存在的一个问题是需要将两个实信号转换成复数形式。将信号转换成它们的基带形式需要大的并且昂贵的滤波器。因为这种方法需要将每个接收信号转换成其基带形式，所以成本高，这是不希望的。如下考虑上述方法是有所帮助的。假设 $S_{B0}(t)$ 和 $S_{B1}(t)$ 是两个基带信号，每个都是时间 t 的函数。为简化起见， t 被看作连续变量。在实践中，在一组均匀地隔开的时间间隔 $t[i] = i \Delta t$ 上对信号进行采样，其中 Δt 是采样时间间隔。

上述方法通过对一个基带信号与另一个基带信号的复共轭的乘积进行积分而构成复相关和 ‘C’，如下列方程所示。

$$C = \int_{-\infty}^{+\infty} dt S_{B0}^*(t) S_{B1}(t) \quad \text{方程 (1)}$$

然而，众所周知，在时间上的积分（如在方程 1 中）也可表示为

在两个信号的频谱频率上的积分：

$$C = \int_{-\infty}^{+\infty} dt S_{B0}^*(t) S_{B1}(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} df A_{B0}^*(f) A_{B1}(f) \quad \text{方程 (2)}$$

在方程(2)中， $A_{B1}(f)$ 是基带信号 $S_{B1}(t)$ 的傅立叶变换， $A_{B0}^*(f)$ 是基带信号 $S_{B0}(t)$ 的傅立叶变换的复共轭。

当所比较的信号由相对均匀的随机散射体产生时，上述估计时间延迟的方法通常是准确的。这在人体内的实例是没有透明的动脉壁并且没有大的、几乎消声的血管的肝脏区域。实际上，这种均匀散射体区域不总是可以获得的。因此，特别是当存在未与所期望的扫描方向对准的强反射散射体时，时间延迟估计可能恶化。偏轴的强反射散射体在换能器上产生具有到达时间误差的信号，该到达时间误差横跨阵列近似线形地变化。如果用这样的信号来估计时间延迟误差，则对所观察的到达时间误差的校正会错误地使波束形成器转向散射体。

因此需要一种用于在超声系统中准确地估计时间延迟、同时使成本和系统尺寸最小化的方法和系统。

发明内容

简要地说，根据本发明的一个方面，提供一种用于校正在超声系统中所获取的至少两个接收信号之间的波束形成时间延迟的方法。该方法包括对至少两个接收信号求和以形成参考信号，计算对应于该参考信号的分析信号，以及通过比较该分析信号和对应的接收信号来估计每个接收信号的时间延迟误差。该方法还包括利用所估计的时间延迟误差来校正波束形成时间延迟。

在另一个实施例中，提供一种用于校正时间延迟的超声系统。该超声系统包括具有以一种图形布置的一组阵列单元的换能器阵列，每个单元可单独工作以在发射模式期间产生超声能量脉冲，并在接收模式期间产生响应于撞击成像对象的振动能量的回波信号。该超声系统还包括发射器和接收器，该发射器与换能器阵列连接并可在发射模式期间工作以向每个阵列单元施加具有相应的发射器时间延迟的单独的发射信号脉冲，以便产生定向发射波束，该接收器与换能器阵列连接并可在接收模式期间工作，以便在振动能量撞击成像对象时对每个阵列单元所产生的回波信号进行采样，并在每个所述回波信号采样上加

上单独的相应的接收器时间延迟以在第一获取周期期间产生对应的第一多个接收信号。该超声器还包括波束形成器处理器，该波束形成器处理器包括与换能器阵列连接并被配置用于对至少两个接收信号求和以产生参考信号的加法器。每个接收信号包括对应的接收器时间延迟。该波束形成器处理器还包括复数滤波器和多个相关器处理器，该复数滤波器与加法器连接并被配置用于把波束和信号转换成分析信号，多个相关器处理器分别与至少一个相应的换能器单元和复数滤波器连接，每个相关器处理器被配置用于通过比较分析信号和对应于每个接收信号的每个实信号来估计时间延迟。波束形成器处理器还被配置用于为对应于每个接收信号的每个换能器单元校正发射和接收波束形成时间延迟。

在另一个实施例中，提供一种用于估计波束形成时间延迟的超声系统。该超声系统包括具有以一种图形布置的一组阵列单元的换能器阵列，每个单元可单独工作以在发射模式期间产生超声能量脉冲并在接收模式期间产生响应于撞击成像对象的振动能量的回波信号。该超声系统还包括发射器，该发射器与换能器阵列连接并可在发射模式期间工作，以对每个阵列单元施加具有相应的发射器时间延迟的单独的发射信号脉冲，以便产生定向发射波束。还包括接收器，该接收器与换能器阵列连接并可在接收模式期间工作，以便在振动能量撞击成像对象时对每个阵列单元所产生的回波信号进行采样，并在每个所述回波信号采样上加上单独的相应的接收器时间延迟以产生对应的多个接收信号。该系统还包括波束形成器处理器，该波束形成器处理器被配置用来计算对应于每个接收信号的每个采样的幅度以及针对一组采样计算接收信号的幅度和；其中该波束形成器处理器还被配置用来通过比较波束和信号与接收信号来估计两个接收信号之间的时间延迟，并且其中该波束形成器处理器还被配置用来为对应于每个接收信号的每个换能器单元校正波束形成时间延迟。

在另一个实施例中，提供一种用于校正在超声系统中获取的至少两个接收信号之间的时间延迟的系统。该系统包括用于对至少两个接收信号进行求和以形成参考信号的装置和用于计算对应于该参考信号的分析信号的装置。该系统还包括用于通过比较该分析信号和对应的接收信号来估计每个接收信号的时间延迟误差的装置，以及利用所估

计的时间延迟误差来校正波束形成时间延迟的装置。

附图说明

当参考附图阅读下列详细描述时，本发明的这些和其它的特点、方面和优点将变得更好理解，在全部附图中相同标号表示相同部分，其中：

图 1 是根据本发明的一个方面实施的超声系统的框图；

图 2 是根据本发明的一个方面的波束形成器处理器的一个实施例的框图；

图 3 是示出两个实信号、两个基带信号以及一个实信号和一个分析信号的频谱的曲线图；

图 4 是示出一种可估计超声系统中的时间延迟的方法的流程图。

具体实施方式

图 1 是根据本发明的一个方面实施的超声系统 10 的一个实施例的框图。该超声系统包括获取子系统 12 和处理子系统 14。获取子系统 12 包括换能器阵列 18（包括多个换能器阵列单元）、发射/接收转换电路 20、发射器 22、接收器 24 和波束形成器 26。波束形成器 26 包括接收波束形成器处理器（RBP）27。处理子系统 14 包括控制处理器 28、解调器 30、成像模式处理器 32、扫描转换器 34 和显示处理器 36。该显示处理器还连接到用于显示图像的监视器上。用户接口 40 与该控制处理器和该显示监视器相互作用。该处理子系统也可连接到包括网络服务器 44 和远程连接接口 46 的远程连接子系统 42 上。处理子系统还可连接到数据存储库 48 上以接收超声图像数据。该数据存储库与图像工作站 50 相互作用。

这里所用的“适用于”、“配置”等类似用语指的是元件之间的机械或结构连接以便允许元件协作以提供所述效果；这些术语也指电气元件的工作能力，这些电气元件例如是被编程用于实现响应于给定的输入信号而提供输出的后果的模拟或数字计算机或专用设备（例如专用集成电路（ASIC））。

该结构和模块可以是专用硬件元件，例如具有数字信号处理器的电路板，或者可以是运行在通用计算机或处理器、例如商用的流行的

PC 上的软件。根据本发明的不同的实施例，各种不同的结构和模块可进行组合或分开。

在获取子系统 12 中，换能器阵列 18 与对象 16 相接触。该换能器阵列与发射/接收 (T/R) 转换电路 20 连接。T/R 转换电路 20 连接到发射器 22 的输出端和接收器 24 的输入端上。接收器 24 的输出端是波束形成器 26 的输入端。波束形成器 26 还与发射器 22 的输入端和解调器 30 的输入端连接。

在处理子系统 14 中，解调器 30 的输出端连接到成像模式处理器 32 的输入端上。控制处理器与成像模式处理器 32、扫描转换器 34 和显示处理器 36 连接。成像模式处理器 32 的输出端连接到扫描转换器 34 的输入端上。扫描转换器 34 的输出端连接到显示处理器 36 的输入端上。显示处理器 36 的输出端连接到监视器 38 上。

超声系统 10 把超声能量发射到对象 16 内并接收和处理从该对象反向散射的回波信号以产生和显示图像。为产生具有超声能量的发射波束，控制处理器 28 向波束形成器 26 发送指令数据以产生发射参数，从而以所期望的转向角 (steering angle) 形成源自换能器阵列 18 的表面上某一点的具有所期望形状的波束。这些发射参数从波束形成器 26 发送到发射器 22。该发射器 22 利用这些发射参数对将要通过 T/R 转换电路 20 发送到换能器阵列 18 的发射信号进行适当编码。这些发射信号被设置在一定的电平上并被设置成具有相对于彼此的时间延迟，并被提供给换能器阵列 18 的各个换能器单元。这些发射信号激励换能器单元以相同的时间延迟和电平关系辐射超声波。结果，当换能器阵列 18 通过使用例如超声导电膏与对象声学耦合时，在对象中在扫描平面内沿扫描线形成具有超声能量的发射波束。该过程称为电子扫描。

换能器单元 18 是一种双向换能器。当超声波被发射到对象内时，这些超声波被反向散射离开对象内的组织和血液样品。该换能器阵列 18 在不同时间接收反向散射的回波信号，这取决于到组织内的距离和相对于换能器阵列 18 的表面的角度，其中回波信号从该组织返回并且以该角度返回。该换能器单元响应于反向散射的回波信号并把来自反向散射的回波信号的超声能量转换成电信号。

接收电信号通过 T/R 转换电路 20 发送到接收器 24。接收器 24 放

大并数字化该接收信号并且提供其它功能、例如增益补偿。数字化的接收信号与每个换能器单元在不同时间接收的反向散射波相对应并保存反向散射波的幅度和到达时间信息。

数字化的接收信号被发送到波束形成器 26。控制处理器 28 向波束形成器 26 发送指令数据。波束形成器 26 利用该指令数据以某一转向角形成源自换能器阵列 18 的表面上一点的接收波束，该转向角通常对应于沿扫描线发射的上一超声波束的点和转向角。

波束形成器 26 根据来自控制处理器 28 的指令数据的命令，通过执行时间延迟和求和来对适当的接收信号进行操作，以产生对应于对象内扫描平面中沿扫描线的采样量 (sample volume) 的接收波束信号。

接收波束信号被发送到处理子系统 14。解调器 30 对接收波束信号进行解调以产生对应于扫描平面中的采样量的 I 和 Q 解调数据值对。

解调数据被传输给成像模式处理器 32。成像模式处理器 32 采用参数估计技术从按扫描序列格式的解调数据中产生成像参数值。成像参数可包括对应于各种不同的可能的成像模式、例如 B 模式、彩色速度模式、频谱多普勒模式和组织速度成像模式的参数。成像参数值被传递给扫描转换器 34。扫描转换器 34 通过执行从扫描序列格式到显示格式的变换对参数数据进行处理。该变换包括对参数数据进行插值操作以产生显示格式的显示像素数据。

经扫描转换的像素数据被发送到显示处理器 36 以对经扫描转换的像素数据进行任何最后的空间或时间滤波，把灰度级或彩色应用于经扫描转换的像素数据，并把数字像素数据转换成模拟数据以在监视器 38 上显示。基于监视器 38 上显示的数据，用户接口 40 与波束形成器处理器 27 相互作用。

如上文所述，接收波束形成器处理器 27 对接收信号执行时间延迟操作。接收波束形成器处理器估计和校正接收信号的时间延迟误差的方式在下文中参考图 2 予以详细描述。

图 2 是接收波束形成器处理器 27 的一个实施例的框图。图 2 是一种方法，接收波束形成器处理器 27 通过该方法来估计时间延迟。该波束形成器处理器被示出从换能器阵列 18 的换能器单元 52、56 和 58 接收信号。波束形成器处理器中的每个部件在下文中进行更详细的描述。

波束形成延迟 54 在来自换能器单元 52 的接收信号中引入延迟。

来自换能器单元 52 的实信号被提供给相关器处理器 68。类似地，波束形成延迟 58 和 62 在来自换能器单元 56 和 58 的接收信号中引入延迟。来自换能器单元 56 和 58 的实信号分别被提供给相关器处理器 70 和 72。

来自所有换能器单元的实信号也被提供给加法器 64，该加法器对延迟的接收实信号 54、58 和 62 进行求和以形成波束和信号。该波束和信号被提供给复数滤波器 66，该复数滤波器抑制其负频率分量以便产生波束和信号的分析信号形式。可基于相关器处理器的所期望的复杂度和所期望的精度从波束和信号的比特数减少分析信号的比特数。复数分析信号被提供给相关器处理器 68、70 和 72，如图 2 所示。

继续参见图 2，相关器处理器 68、70 和 72 各自接收两个信号，即来自换能器单元 52、56 和 58 的延迟接收信号以及来自复数滤波器 66 的分析信号。可基于相关器处理器的所期望的复杂度和所期望的精度从输入到加法器 64 的比特数减少输入到相关器的接收信号的比特数。相关器处理器 68、70 和 72 被配置用于对来自换能器单元 52、56 和 58 的对应的接收信号计算相关和。

从方程 2 中可以看出，如果抑制被积函数中仅一个信号的负频带，那么积分值将不会改变。而且，没有必要移动正频带以使其以零频率为中心。因此，可用下面的方程来计算相关和：

$$C = \int_{-\infty}^{\infty} df A_{A0}^*(f) A_I(f) \quad \text{方程 (3)}$$

其中 $A_{A0}^*(f)$ 是分析信号 $S_{A0}(t)$ 的傅立叶变换的复共轭， $A_I(f)$ 是实信号 $S_I(t)$ 的傅立叶变换。最后，利用等效性、也即使两个信号的积在时间上的积分与其频谱的积在频率上的积分相关联的方程 2，方程 3 可表示为：

$$C = \int_{-\infty}^{\infty} dt S_{A0}^*(t) S_I(t) \quad \text{方程 (4)}$$

当积分范围无限大时，方程 3 和方程 4 的等同性通常适用。实际上，积分是在有限的时间间隔上进行的，并且在时间上的采样是离散的。因此，基于下面给出的方程来计算相关和：

$$C = \sum_{i=i_0}^{i_1} S_{A0}^*[i] S_I[i] \quad \text{方程 (5)}$$

其中 C 表示相关和， $S_{A0}^*[i]$ 表示分析信号的复共轭， $S_I[i]$ 表示实信号， i

表示时间采样索引。在时间采样 $i0$ 到 $i1$ 上计算和,该时间采样一般被选择成跨越在发射聚焦范围上定中心的几个发射波形长度。

图3中的附图标记76表示两个实信号的典型频谱。为简单起见,在图中仅示出了频率分量的实部。方程2中的后一积分用附图标记78表示,该附图标记78示出两个基带信号的典型频谱,示出一个实信号(实线)和一个分析信号(虚线)的典型频谱的附图标记80表示方程3中的积分。从图3,附图标记78和80,很容易注意到方程2中的后一积分与方程3中的积分给出相同结果,即被积函数中仅一个信号中的负频带需被抑制。而且,无需移动正频带以使其以零频率为中心。

如从方程5中可以看出,本发明只需要将一个信号转换成复数形式。此外,把参考信号转换成其分析形式避免了移动参考信号的频谱以产生其基带形式的额外步骤。

在实际实施中,在产生参考信号的求和与复数滤波步骤中引入处理延迟。因为来自参考和接收信号的对应范围采样在相关器处理器中相乘,所以接收信号被相应地延迟以致参考和接收信号被适当地对准。

相关器处理器还被配置用于利用相关和来估计从换能器单元52、56和58接收的每个接收信号的时间延迟误差。在一个实施例中,时间延迟误差是通过计算相关和的相位并通过把它与比例因子 $2\pi/f_0$ 相乘而将其转换成时间延迟来估计的,其中 f_0 是超声信号的近似中心频率。

图4是说明校正在超声系统中所获取的至少两个接收信号之间的时间延迟的流程图。超声系统中校正后的时间延迟被用于产生精确的图像。流程图中的每个步骤将在下文中更详细地进行描述。

在步骤82中,从换能器单元阵列接收至少两个接收信号并对它们求和以形成参考信号。在步骤84中,对应于该参考信号产生分析信号。

在步骤86中,通过比较该分析信号和对应的接收信号来估计每个接收信号的时间延迟误差。在一个实施例中,计算利用分析信号和实信号的相关和以估计时间延迟误差。相关和可利用方程5如参考图2所述的那样进行计算。

相关和被用于校正超声系统中波束形成器系统的时间延迟误差。在一个实施例中,时间延迟误差是通过计算相关和的相位来估计的。在一个更具体的实施例中,将相关和的相位与一个比例因子相乘以估计时间延迟误差。在一个实施例中,将该相位与一个比例因子 $2\pi/f_0$

相乘，其中 f_0 是超声信号的近似中心频率。

在另一个实施例中，对接收信号的每个范围采样的幅度进行计算并与阈值进行比较。在一个实施例中，该阈值是通过把平均通道信号幅度与用户规定的因子相乘来进行计算的。在另一个实施例中，该阈值是通过把平均波束和信号幅度与用户规定的因子相乘来进行计算的。当幅度大于其在相关器中乘以参考信号之前的阈值时，该接收信号被调节到较低值。这种大幅度采样的重新调节降低了强反射散射体对相关和的相位的影响。

上述发明有几个优点，包括只把波束和信号转换成复数形式，不同于将波束和信号和接收信号都转换成复数形式。因此系统中只需要一个转换滤波器，而不是系统中每个通道需要一个转换滤波器。因为现代超声系统一般具有 128 个或更多通道，这种实施方案导致在复杂度和成本方面的相当可观的节省。此外，波束和信号采取分析信号形式而不是被频移以产生基带形式。

此外，与需要把两个复数信号相乘（并累加复数积）的现有技术方法相比，计算相关和所需要的电路可容易地以很少的额外成本合并到波束形成延迟 ASIC 中，因为它只需要把实信号与复数信号相乘（并累加复数积）。把相关处理器合并到接收波束形成 ASIC 中需要将波束和信号发送到每个波束形成 ASIC，但是消除了向外部处理器发送每个接收信号的需要。因此需要非常小的额外系统带宽来计算到达时间误差，从而充分降低系统的成本和复杂度。

此外，计算相关和所需的电路的尺寸可以被降低，因为波束和参考信号和接收信号的比特数被降低。因此，乘法器电路的尺寸以及加法器电路的尺寸被最小化。此外，充分降低把波束和参考信号发送到接收波束形成 ASIC 中的相关处理器所需的系统带宽。对于相对均匀的散射体、例如肝脏中所发现的散射体来说，相关和的相位通常对用于这两个信号的比特数不敏感。这两个信号不需要具有相同的比特数。例如，在一个实施例中，可为接收信号使用 16 个比特，而可为波束和参考信号只用 8 个比特。可以有許多其它的组合，每个组合对电路尺寸与相关和的精度进行折衷。例如，在另一个实施例中，只有 1 个比特可用于接收信号，表示该接收信号的符号，这意味着相关处理器中的乘法器电路可被加法器所取代。

如前文所述，基于相关器处理器的复杂度和精度，可以降低接收信号和/或波束和参考信号的比特数。众所周知，所反射的超声信号的幅度随深度增加呈下降趋势。当相关和的总和极限跨越大范围采样并且当为接收信号和/或波束和信号保留少量比特时，如果参考或接收信号的静态增益被设置为在浅深度处产生接近满刻度的幅度，那么该衰减可能导致在大深度处参考信号的大量化误差。替代地，如果提高参考或接收信号的静态增益以避免在大深度处的大量化误差，那么在浅深度处降低比特的信号可能会溢出。即使当溢出或量化误差不重要时，该信号衰减趋向于对浅深度处相关和中采样的加权远大于对较深深度处采样的加权，这是不期望的。

在一个实施例中，在降低发送给相关处理器的比特数之前，时间增益补偿（TGC）被应用于参考或接收信号或两者。在降低比特数之前将 TGC 应用于一个或两个信号有助于使大量化误差最小化并且有助于产生采样对相关和的贡献相等的加权。作为用于波束和参考信号的 TGC 电路的一部分，参考信号中的大幅度采样可在幅度上被降低或者甚至被设置为零，以使由参考信号中少量大幅度采样所支配的相关和的相位的可能性最小化。

此外，通过降低相关和中大幅度接收信号的幅度，有偏差的和不正确的时间延迟估计可被最小化，否则会引入图像伪影。

虽然在此只说明和描述了本发明的某些特点，但对于本领域的普通技术人员来说可进行许多修改和改变。因此，应当理解的是所附权利要求意在涵盖落在本发明的实际精神内的所有这种修改和改变。

元件列表

- 10 超声系统
- 12 获取子系统
- 14 处理子系统
- 16 成像对象
- 18 换能器阵列
- 20 T/R 转换电路
- 22 发射器
- 24 接收器
- 26 自适应波束形成器
- 27 接收波束形成器处理器
- 28 控制处理器
- 30 解调器
- 32 图像模式处理器
- 34 扫描转换器
- 36 显示处理器
- 38 监视器
- 40 用户接口
- 42 远程连接子系统
- 44 网络服务器
- 46 接口
- 48 数据存储库
- 50 成像工作站
- 52、56、58 换能器单元
- 54、58、62 波束形成器延迟
- 64 加法器
- 66 复数滤波器
- 68、70、72 相关器处理器
- 74 时间延迟估计器

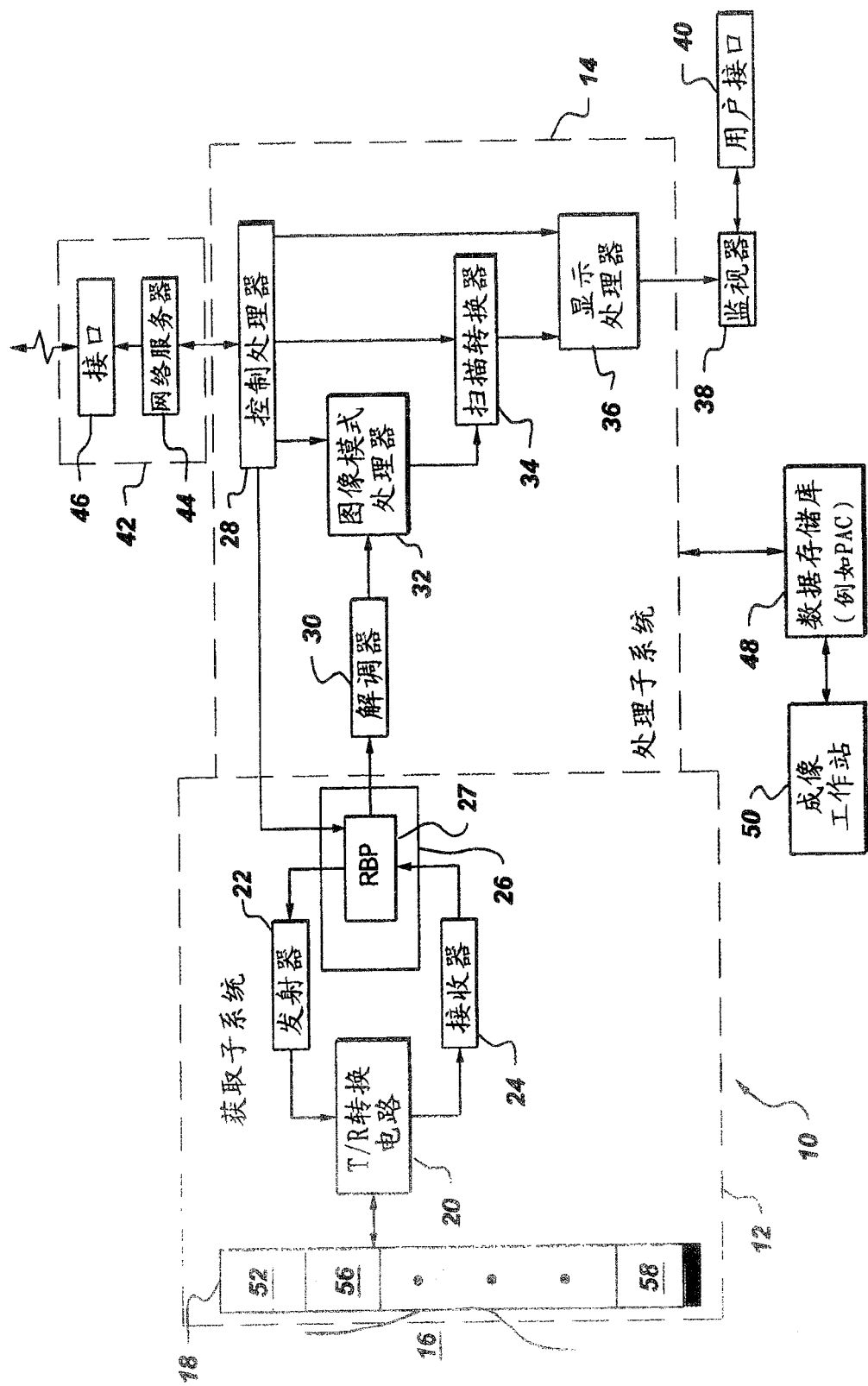


图 1

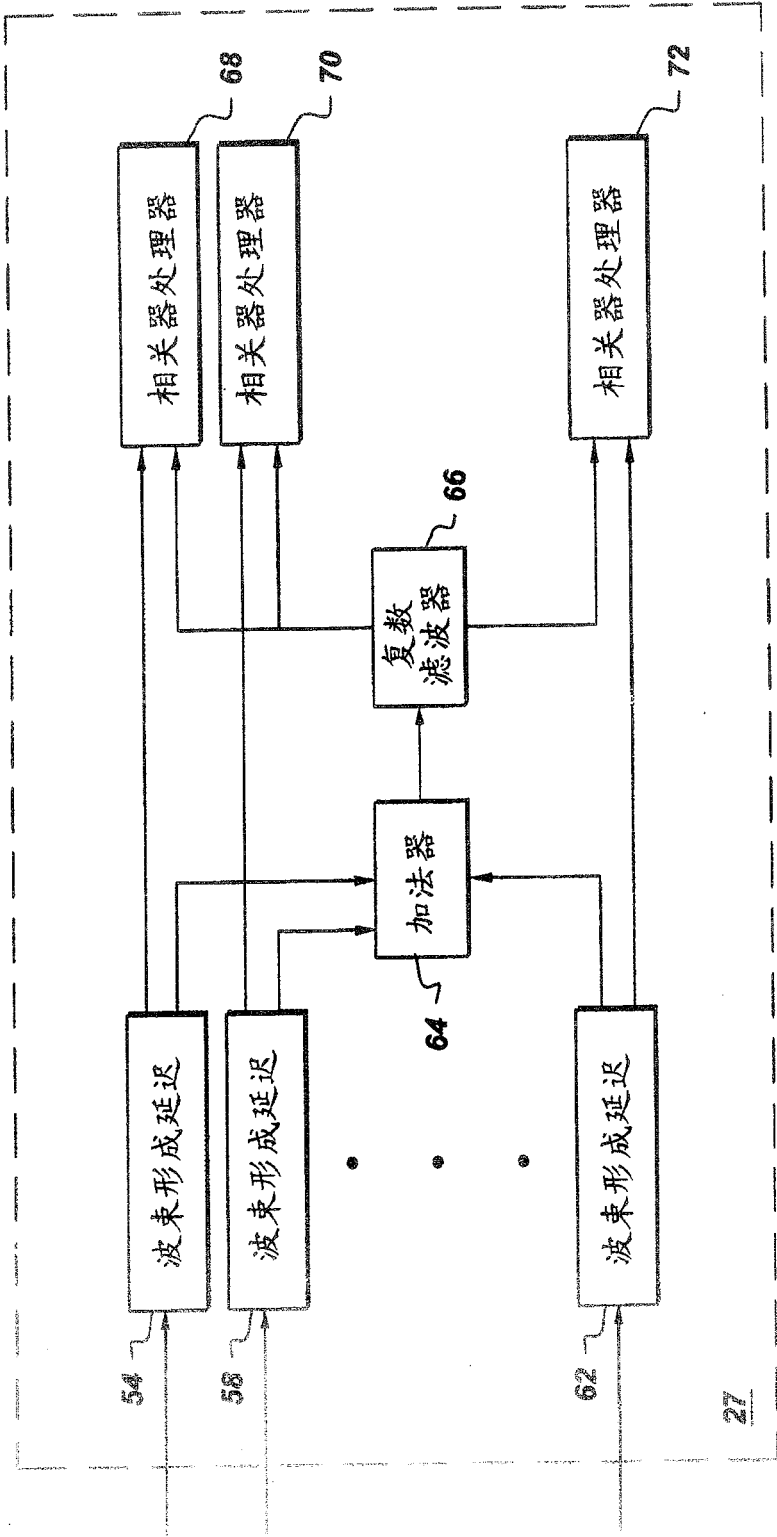


图 2

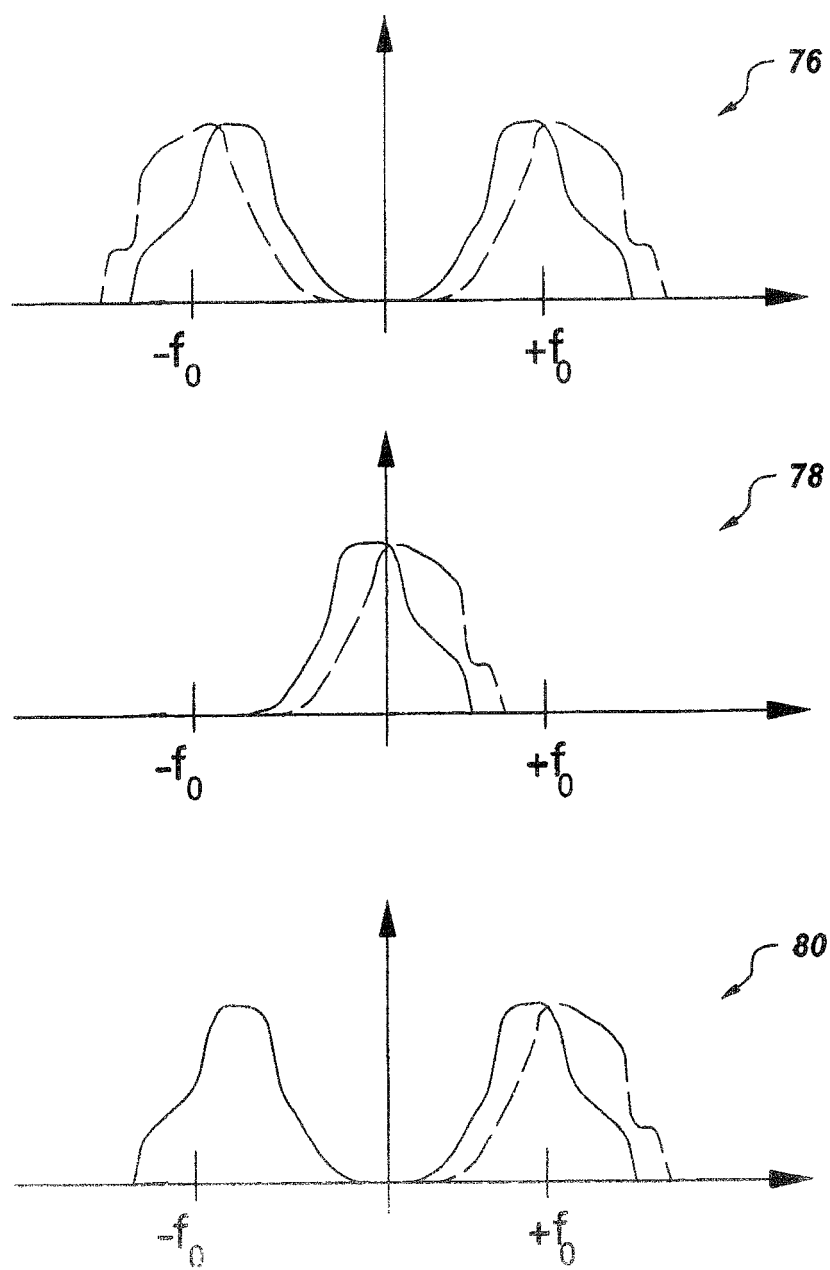


图 3

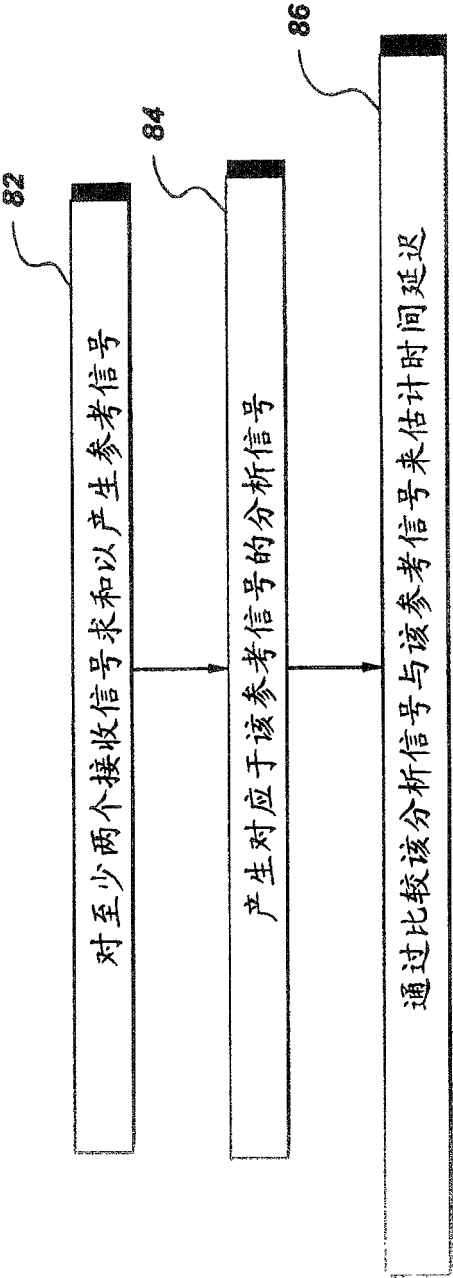


图 4

专利名称(译)	用于超声成像中的时间延迟估计方法和系统		
公开(公告)号	CN100502789C	公开(公告)日	2009-06-24
申请号	CN200510080998.1	申请日	2005-06-30
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	KW里格比 SC米勒		
发明人	K·W·里格比 S·C·米勒		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/00		
CPC分类号	G01S7/5205 G10K11/346 G01S7/52025		
审查员(译)	陈响		
优先权	10/882910 2004-06-30 US		
其他公开文献	CN1714752A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种用于校正超声系统中的至少两个信号之间的时间延迟的方法。该超声系统(10)包括包含加法器(64)以及复数滤波器(66)的波束形成器处理器(27)，该加法器与换能器阵列(18)连接并被配置用于对第一多个接收信号进行复数操作以产生波束和信号；其中每个接收信号包含对应的波束形成延迟，该复数滤波器与加法器连接并被配置用于把波束和信号转换成分析信号。波束形成器处理器还包括多个与至少一个相应的换能器单元和该复数滤波器连接的相关器处理器(68)以及至少一个适于接收至少一个接收信号的相关和并被配置用于利用该相关和来估计对应的时间延迟的时间延迟估计器，每个相关器处理器被配置用于计算至少一个接收信号的相关和。

