



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 03805332.2

[43] 公开日 2005 年 8 月 3 日

[11] 公开号 CN 1650189A

[22] 申请日 2003.3.3 [21] 申请号 03805332.2

[30] 优先权

[32] 2002.3.5 [33] US [31] 10/091,952

[86] 国际申请 PCT/IB2003/000958 2003.3.3

[87] 国际公布 WO2003/073940 英 2003.9.12

[85] 进入国家阶段日期 2004.9.6

[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 J·R·贾戈 G·A·施瓦尔茨

D·亨德森 D·马西维

J·斯蒂塞 M·哈诺伊斯

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 李亚非 张志醒

权利要求书 3 页 说明书 8 页 附图 8 页

[54] 发明名称 具有合成的扫描头接线的诊断超声波成像系统

[57] 摘要

一种诊断超声波成像系统，包括具有多个转换器单元的扫描头。例如时分复用器这样的信号合成器被耦合到每个转换器单元。该信号合成器将来自转换器单元的信号合成为一个复合信号，并通过无线或其他通信链路将该复合信号耦合到超声波处理器。例如时分分解复用器这样的信号分离器被耦合到该链路，并由该复合信号恢复出来自转换器单元的每个信号。

I S S N 1 0 0 8 - 4 2 7 4

1. 一种诊断超声波成像系统, 包括:

具有多个转换器单元的扫描头, 每个转换器单元都具有一个转换器单元接线端;

与该转换器单元接线端相耦合的时分复用器, 该时分复用器被构造为可将来自多个转换器单元的信号合成为较少数目的合成输出信号;

与该时分复用器相耦合的通信链路, 用于接收每个合成输出信号;

与该通信链路相耦合的时分分解复用器, 用于接收每个合成输出信号, 该时分分解复用器被构造为可将每个合成输出信号分离为各个输出信号, 各输出信号对应于被合成产生该合成输出信号的多个信号; 和超声波处理器, 被耦合以接收来自时分分解复用器的各个输出信号。

2. 根据权利要求1的诊断超声波成像系统, 其中该时分复用器包括:

第一复用电路, 具有多个第一接线端和与该通信链路耦合的一个第二接线端, 该多个第一接线端被耦合到各个转换器单元的转换器单元接线端, 第一复用电路响应于施加到控制输入的第一数字控制信号, 将第二接线端耦合到多个第一接线端中的每个接线端。

3. 根据权利要求1的诊断超声波成像系统, 其中该时分复用器包括:

取样保持电路, 具有多个输入端, 每个输入端都与各转换器单元相耦合, 该取样保持电路可用来保持来自每个转换器单元的信号取样, 并将该取样提供到各个输出端;

第一复用电路, 具有多个第一接线端和一个第二接线端, 该多个第一接线端被耦合到该取样保持电路的各个输出端, 第一复用电路响应于施加到控制输出的第一数字控制信号, 将第二接线端耦合到多个第一接线端中的每个接线端。

4. 根据权利要求2或3的诊断超声波成像系统, 其中该时分分解复用器包括:

第二复用电路,具有与超声波处理器相耦合的多个第一接线端和与该通信链路耦合的一个第二接线端,该第复用器响应于施加到控制输入的第二数字控制信号,将第二接线端耦合到多个第一接线端中的每个接线端。

5 5. 根据权利要求 2 或 3 的诊断超声波成像系统,其中该时分分解复用器包括一个模数转换器,该模数转换器具有与该通信链路相耦合的输入端和与超声波处理器相耦合的数字输出端,该模数转换器响应于时钟信号,将从通信链路接收的电压电平转换为对应的数字值,并将该数字值提供到数字输出端。

10 6. 一种将来自超声波扫描头中各转换器单元的信号耦合到超声波处理器的方法,该方法包括以下步骤:

在扫描头,将来自多个转换器单元的信号合成为一个复合信号;

将来自该扫描头的复合信号通过射频通信链路耦合到超声波处理器; 和

15 在超声波处理器,将该复合信号分离为多个分量,每个分量都对应于来自各转换器单元的一个信号。

7. 一种将来自超声波扫描头中各转换器单元的信号耦合到超声波处理器的方法,该方法包括以下步骤:

20 在扫描头,将来自多个转换器单元的信号时分复用为一个复合信号;

将来自该扫描头的复合信号耦合到超声波处理器; 和

在超声波处理器,将该复合信号时分分解复用为多个分量,每个分量都对应于一个来自各转换器单元的信号。

25 8. 根据权利要求 7 的方法,其中对来自转换器单元的信号进行时分复用的操作包括:

对来自多个转换器单元的信号进行取样;

对该取样进行合成; 和

将来自扫描头的取样耦合到超声波处理器。

30 9. 根据权利要求 8 的方法,其中对来自多个转换器单元的信号进行取样的操作包括,对来自多个转换器单元的信号进行顺序取样。

10. 根据权利要求 8 的方法,其中对来自多个转换器单元的信号进行取样的操作包括,对来自多个转换器单元的信号进行同时取

样。

11. 根据权利要求 7 的方法，其中对该复合信号进行时分解复用的操作包括：

周期性地确定该复合信号的幅度；

5 产生对应于每个确定后幅度的数值；和

通过超声波处理器的各接线端将每个数字值耦合到超声波处理器。

具有合成的扫描头接线的诊断超声波成像系统

5 技术领域

本发 gh 明涉及诊断超声波成像系统，特别是涉及具有相对较少信道的通信链路来将超声波扫描头耦合到超声波处理器的系统。

发明背景

10 超声波诊断成像系统广泛应用于超声波成像和测量。例如，心脏病学家，放射学家和产科医生分别使用超声波成像系统来检查心脏，各种腹部器官，或生长的胎儿。通过将扫描头贴在患者皮肤上可从这些系统获得诊断图像，并开动位于扫描头内的超声波转换单元，从而将超声波能量输送到患者体内。相应的，超声回波被身体的内部结构反射出来，返回的声回波通过扫描头内的转换单元被转换为电信号。

15 图 1 表示根据现有技术的超声波成像系统 10。扫描头 12 包括支撑转换器部件 16 的处理部分 14。转换器部件 16 通常由晶体材料，例如钛酸钡或锆钛酸铅（PZT）形成，该材料构造形成压电转换器单元阵列 18，能够发送和接收超声频率的信号。这样形成的转换器单元 18 可以被排列成线性阵列，或者被排列成各种形式的二维结构。

20 扫描电线 20 一端耦合到扫描头 12，对端耦合到超声波处理器 22，从而使处理器 22 和扫描头 12 进行通信。超声波处理器 22 包含波束生成器 24，它能够与扫描头 12 交换信号，从而聚焦转换器部件 16 发射出的超声波信号。通过控制在每个单元上施加电压的相对时延，从而将它们合成，以产生聚焦在被扫描人体内选择点上的净超声波信号，从而实现聚焦。这样实现的聚焦点可以根据每个连续的发送器激励而移动，从而可以按照人体的不同深度将发送的信号扫描过人体，而不用移动转换器。当转换器从人体的内部区域接收返回的回波时也可应用类似的原理。在转换器单元 18 产生的电压被分别延时然后相加，从而通过人体内单个接收聚焦点反射的声回波来控制该净信号。

25 然后将聚焦信号传送到位于超声波处理器 22 内的图像处理器 26，用于随后的附加处理，该附加处理是在可视显示器 28 上显示人体扫描区域的可视图像之前。系统控制器 30 与波束形成器 24 和图像处理器

30

26 相互作用，来控制波束形成信号的处理和来自波束形成器 24 的数据流。

需要具有更细致分辨率的诊断图像和要求二维转换器单元阵列的三维诊断图像，这种需要引起了具有转换器部件的系统的发展，所述转换器部件包含大量单独的转换器单元 18。结果，转换器部件 16 可能包含许多单独的转换器单元 18，其数目在几百个到三千个的范围之间。通常，转换器部件 16 中的每个转换器单元 18 都必须通过一个单独的同轴线被耦合到处理器 22。由于所有的同轴线都再扫描电缆 20 中延伸，因此扫描电缆 20 的直径随着转换器单元 18 的数目增加而增加。从而，随着转换器部件 16 的尺寸增加，由于电缆灵活性降低和电缆尺寸、重量增加，在超声波处理期间，扫描电缆 20 变得更加难以操作。随着转换器阵列的尺寸和复杂性逐步增加，扫描电缆 20 的直径和重量会变得相当大。

使扫描头 12 变得易于操作的一种方法是，在扫描头 12 和超声波处理器 22 之间使用通信链路，而不使用同轴电缆。例如，除了同轴电缆之外可以使用射频或光学链路。然而，这种将信号从大量转换器单元 18 中的每一个都耦合到处理器 22 的需要，由于某些原因这可能会引起其他问题。例如，很难避免射频链路之间的交叉耦合，并且很难保持光学链路所需要的扫描头 12 和超声波处理器 22 之间的直线视线。因此，虽然射频或光学链路可以解决扫描电缆的重量和灵活性问题，但也引起了难以解决的其他问题。

一些现有的超声波成像系统在扫描头 12 中使用一定电路来减少在扫描头 12 和超声波处理器 22 之间延伸的电缆 20 中的同轴线数量。其中一些现有的超声波成像系统初始时就被设计成用于具有相对较少数目的转换器单元的扫描头。当研制具有大量转换器单元 18 的扫描头 12 时，通过在扫描头 12 中设置一个复用器（未示出）可以使该扫描头 12 与现存的超声波处理器 22 一起使用。然后，通过使用复用器来选择性地将不同组的转换器单元 18 耦合到超声波处理器 22，使用来自孔径的信号合成波束，该孔径由扫描头 12 中少于总数的转换器单元 18 构成。然后通过多路发送和循环接收来获得超声波图像，其中发送孔径，接收孔径，或两者一起，都利用每个循环的复用器来重新定位。

虽然这种方法在将具有相对较多数目转换器单元 18 的扫描头应用到具有较少数目的波束生成器 24 输入信道的超声波处理器时很成功,但这种成功所需价格很高。特别是,需要执行多路发送和接收循环来获得每个超声波图像,这大大减少了超声波成像系统的帧频,从而在获得超声波图像相对比较耗费时间。另外,该系统在任何时刻都不能使用扫描头中的整个可用孔径。

现有超声波成像系统中使用的可以减少扫描电缆 20 中的同轴电缆数目的另一种方法是,在扫描头 12 中设置处理电路,该电路能够至少执行波束生成器 24 的某些处理功能。来自转换器单元 18 的预处理信号导致转换器单元 18 输出的信号被合成,从而产生必须通过同轴电缆耦合的较少数目的信号。结果,使用扫描头 12 中的预处理电路来减少扫描电缆 20 中的同轴电缆数目。虽然这种方法可减少扫描电缆 20 中的同轴线数目,但仍存在显著的缺点。例如,超声波处理器 22 依据获得图像的类型和其他因素可与扫描头 11 连接的灵活性减少了,因为通过扫描头 12 的设定至少某些功能性是固定的。并且,在转换器单元 18 部件全部或部分失效的情况下,不得不与失效的转换器单元 18 一起丢掉包含相对较昂贵的预处理电路的扫描头 12。

因此,非常需要一种扫描头,即使使用大量转换器单元,也能够通过相对较细的电缆或相对较少信道的通信链路将扫描头耦合到超声波处理器,而不必同时将所有的转换器单元通过相对较粗的电缆耦合到超声波处理器而牺牲灵活性和功能性。

发明概述

一种超声波诊断成像系统和方法,用于将来自超声波扫描头中的各转换器单元的信号合成为复合信号,并将该复合信号耦合到超声波处理器。然后在该超声波处理器将该复合信号分离为它的构成分量,从而恢复转换器单元输出的原始信号。结果,可以使用具有相对较少信道的通信链路,例如具有相对较少的同轴电缆来,将来自该扫描头的复合信号耦合到超声波处理器。来自转换器单元的信号可以通过时分复用在扫描头被合成然后在超声波处理器被分离。

附图简介

图 1 是传统的诊断超声波成像系统,使用比较粗,重和不灵活的电缆将扫描头连接到超声波处理器。

图 2 是根据本发明一个实施例的诊断超声波成像系统的框图,使用比较细,轻和灵活的电缆将扫描头连接到超声波处理器。

图 3 是使用时分复用的图 2 所示系统中使用的扫描头和部分超声波处理器的一个实施例的框图。

5 图 4 是表示图 3 的扫描头和处理器的操作的波形图。

图 5 是图 3 中的时分复用例子中使用的扫描头和部分超声波处理器的一个实施例的框图。

图 6 是图 3 中的时分复用例子中使用的扫描头和部分超声波处理器的另一实施例的框图。

10 图 7 是图 3 中的时分复用例子中使用的扫描头和部分超声波处理器的又一实施例的框图。

图 8 是图 3 中的时分复用例子中使用的扫描头的又一实施例的框图。

15 图 9 是使用频分复用的图 2 所示系统中使用的扫描头和部分超声波处理器的一个实施例的框图。

图 10 是表示图 9 的扫描头和处理器的操作的频谱示意图。

发明详述

20 图 2 示出了根据本发明的诊断超声波成像系统 40 的一个实施例。该系统 40 非常类似于图 1 的系统 10。因此,为简明起见,相同的部件使用相同的参考标号,并不再重复说明它们的结构和操作。图 2 的系统 40 与图 1 的系统 10 区别在于,使用了一个不同的扫描头 44,能够允许较细的扫描电缆 46 将扫描头 44 耦合到超声波处理器 50。扫描头 44 与图 1 的系统 10 中使用的扫描头 12 基本相同,除了包括一个信号合成器 52,以下将说明它的各种实施例。类似地,超
25 声波处理器 50 与图 1 的系统 10 中使用的超声波处理器 22 基本相同,除了用到信号分离器 56,以下将说明它的各种实施例。

30 图 3 示出了信号合成器 52 和信号分离器 56 的一个实施例。该实施例中,利用时分复用器 60 来实现信号合成器 52,利用时分解复用器 64 来实现信号分离器 56。复用器 60 和解复用器 64 通过信号线 66 和至少一个控制线 68 彼此耦合,这些线路都通过扫描电缆 46 延伸(图 2)。

下面将参照图 4 来说明复用器 60 和解复用器 64 的操作。如图 4

所示, 通过各转换器单元 18 产生多个信号 $S_1, S_2 \dots S_N$ 。转换器单元 18 与时分复用器 60 的各输入端耦合, 时分复用器在 $t_1, t_2 \dots t_N$; $t_1 + \Delta t, t_2 + \Delta t \dots t_N + \Delta t$; $t_1 + 2\Delta t, t_2 + 2\Delta t \dots t_N + 2\Delta t$; 等各个时刻对信号取样。这些信号可能在扫描头中被进行其它处理, 例如放大。然后将这些信号施加到信号线 66, 并通过信号线 66 耦合到时分解复用器 64。解复用器 64 将来自转换器单元 18 的信号施加到各输出端, 从而再现转换器单元 18 产生的信号。时间 Δt 被选择为来自转换器 18 的信号中最高频率分量的至少两倍的倒数, 从而所有的频率分量都将通过信号线 66 被耦合。所需的信号线 66 的数目依赖于转换器单元 18 的数目, 来自转换器 18 的信号中的最高频率分量, 和信号线 66 的带宽。在一个实施例中, 以 20MHz 频率对来自转换器 18 的信号取样, 从而这些取样可以保留 10MHz 以内的所有信号频率分量。信号线 66 的带宽为 500MHz。结果, 信号线 66 可以耦合来自 25 个转换器 18 的信号。扫描头 44 具有 200 个转换器单元 18, 这就要求 8 个信号线 66。特别有利的信号线是光纤链路, 它的宽频谱能够通过波分复用 (WDM) 和其他光学复用技术而容纳许多转换器单元的信道。

来自波束生成器 24 的信号可以耦合到扫描头 44, 从而以基本相同的方式传送超声波能量脉冲。实际上, 在本发明的一些实施例中, 可以以相同的电路来实现复用器 60 和解复用器 64。为简明起见, 说明将从扫描头 44 接收的信号耦合到超声波处理器 50 的本发明的各个实施例。然而, 应当理解也可使用相同的技术将来自超声波处理器 50 的发送信号耦合到扫描头 44。同样, 包括时间信息的发送信号通过波束生成器 24 以数字形式产生, 因此这些信号可以被有效地耦合到扫描头 44。

图 5 中示出了时分复用器 60 和时分解复用器 64 一个实施例。时分复用器 60 通过传统的复用电路 70 来实现, 复用电路 70 具有与各转换器单元 18 耦合的多个输入端, 和与信号线 66 耦合的信号输出端。复用电路 70 通过来自计数器 72 的信号控制, 计数器 72 通过来自超声波处理器 50 的 CLK 信号进行计时, 并通过来自超声波处理器 50 中其他电路 (未示出) 的 RST 信号被复位。超声波处理器 50 中的时分解复用器 64 类似的通过解复用电路 76 来实现, 解复用电路 76 由来自计数器 78 的信号控制。计数器 78 通过对计数器 72 进行计时

和复位的相同 CLK 和 RST 信号进行计时和复位。

5 在操作中，计数器 72，78 通过 RST 脉冲被初始化复位，从而计数器 72 将第一转换器单元 18 耦合到信号线 66，解复用器 76 将信号线 66 耦合到第一输出端。然后计数器 72，78 通过 CLK 脉冲被连续递增，从而使复用器 70 将连续的转换器单元 18 耦合到信号线 66。同时，解复用器 76 将信号线 66 耦合到对应的解复用器 76 的输出端。解复用器 76 的输出端被耦合到超声波处理器 50 的相同部件，例如波束生成器 24，从而能够耦合具有比较粗，重和不灵活的扫描电缆 20 的传统扫描头 12。

10 图 6 表示与图 5 的时分复用器 60 一起使用的时分解复用器 64 的另一实施例。时分解复用器 64 通过模数（“A/D”）转换器 80 来实现，该转换器 80 由施加到计数器 72 的相同 CLK 信号来控制。该实施例中，时分复用器 60 按照与图 5 所示相同的方式来操作。A/D 转换器 80 判断信号线 66 上出现的取样幅度，并产生对应的数值。该数值被施加到超声波处理器 50 中的电路，该处理器位于通常与扫描头耦合的电路的“下游”。例如，来自转换器单元 18 的信号通常被耦合到波束生成器 24 中的 A/D 转换器。在图 6 的实施例中，A/D 转换器 80 的输出将被耦合到波束生成器 24 中通常连接 A/D 转换器输出的相同位置。

20 在操作中，超声波处理器 50 初始时将 RST 脉冲施加到计数器 72。然后计数器 72 将一个数值施加到复用器 70，从而使复用器 70 将第一转换器单元 18 耦合到信号线 66。然后第一 CLK 脉冲递增计数器 72，使复用器 70 将第二转换器单元 18 耦合到信号线 66。然而，在计数器 72 和复用器 70 响应 CLK 脉冲之前，该 CLK 脉冲使 A/D 转换器 80 输出一个数字字，指示来自第一转换器单元 18 的信号取样的幅度。以相同的方式可获得来自其余转换器单元 18 的取样幅度对应的数字。

30 图 7 示出了时分解复用器的另一个实施例。在取样频率为 20MHz，通信链路带宽为 500MHz 的例子中，使用以 500MHz 操作的 A/D 转换器是非常昂贵的。以 80MHz 的较低频率操作的 A/D 转换器更为实用和经济。在该较低频率，扫描头中的模拟复用器 60' 可用来复用多路信号，例如将来自 24 个转换器单元的 24 路信号复用到一个信

号电缆。在电缆的超声波系统一侧，模拟解复用器 64' 以调制频率的分数倍进行操作，例如复用器 60' 的频率的六分之一，以产生六路模拟输出，每个输出包括四路时分复用的信号。用于解复用器 64' 的时钟信号可以通过将计数器 78 的输出划分为 M 个来实现，如图 7 的 M 分电路 79 所示。解复用器输出被耦合到六个 A/D 转换器，每个 A/D 转换器都按与解复用器 64' 相同的频率操作，该例子中为复用器 60' 的频率的六分之一。然后按上述说明将每个 A/D 转换器的输出流中的四路时分复用信道在数字域中解复用。

图 8 表示与图 5、6 或 7 的时分复用器 64 一起使用的时分复用器 60 的另一个实施例。图 8 的时分复用器 60 执行的功能与图 5 的时分复用器 60 执行功能的不同在于，对转换器单元 18 输出信号的取样时刻。在图 5 的时分复用器 60 中，来自转换器单元 18 的信号以不同的时刻被取样。当处理来自波束生成器 24 中的转换器单元 18 的信号时，必须考虑获得取样的相对延时。结果，波束生成器 24 中的信号处理比传统的诊断超声波成像系统更为复杂，其中来自转换器单元 18 的信号可以在任何时刻被取样。

图 8 的时分复用器 60 通过取样保持（“S/H”）电路 90，复用电路 92 和计数器 94 来实现，计数器 94 可控制复用电路 92 的操作。在操作中，超声波处理器 50 产生一个 RST 脉冲，从而使 S/H 电路 90 同时对所有转换器单元 18 的各输出信号进行取样。RST 脉冲还复位计数器 94，从而使复用电路 92 将 S/H 电路 90 的第一输出耦合到信号线 66。随后的 CLK 脉冲顺序地将 S/H 电路 90 的其余输出耦合到信号线 66。在 S/H 电路 90 的所有输出都被耦合到信号线 66 之后，再产生 RST 脉冲，用于再次对所有转换器单元 18 的输出信号进行取样。

图 2 的信号合成器 52 和信号分离器 56 的上述实施例使用了时分复用。然而，信号合成器 52 和信号分离器 56 也可使用其它的方式，例如频分复用。例如，参见图 9，每个转换器单元 18 都被耦合到各调制器 100，该调制器 100 可以是，例如频率调制器，相位调制器或幅度调制器。调制器 100 的输出被耦合到加法器 102。每个调制器 100 都工作在不同的频带，并调制该频带内的载波信号，例如通过来自转换器单元 18 的信号进行幅度调制（“AM”），频率调制（“FM”）或相位调制（“PM”）。AM 可以是双边带幅度调制，或将带宽效率

加倍，单边带幅度调制。如图 10 所示，第一调制器 100a 在 $f_0 + \Delta f$ 到 $f_0 + \Delta f$ 的频率带内工作，第二调制器 100b 在 $f_0 + \Delta f$ 到 $f_0 + 2\Delta f$ 的频率带内工作。频带 Δf 的宽度被选择为是来自转换器单元 18 的信号的最高频率分量的至少两倍，从而所有的频率分量都可通过信号线 66 被耦合。

虽然图 9 的实施例在文中描述了，每个转换器单元 18 都产生对应于反射后超声波幅度的电压，但也可使用其它的技术。例如，转换器单元 18 可以是能够利用 MEMS 技术制造的可变电抗声学转换器单元。每个可变电抗声学转换器单元的电容可以是超声波幅度的函数。每个可变电抗声学转换器单元可以用在振荡器电路（未示出）中，以确定振荡器的工作频率。因此振荡器的工作频率将表示超声回波的幅度。来自振荡器的信号将被用来调制各调制器 100。

加法器 102 输出的复合信号通过信号线 66 耦合到一组解调器 108，其中每个解调器都被提供到每个调制器 100。每个解调器 108 都工作在对应于调制器 100 工作的相同频带，因此每个解调器 108 由对应的转换器单元 18 恢复输出信号。解调器 108 输出的信号被耦合到超声波处理器 50 中的波束生成器 24，该耦合位置与转换器单元 18 通过扫描电缆 20 分别耦合信号的位置相同。

如上所述可以看出，虽然这里举例说明了本发明的特定实施例，但在不脱离本发明的精神和范围的前提下可以进行各种修改。例如，虽然已描述的各种信号合成器和信号分离器的例子都通过信号线彼此耦合，但也可使用其它的通信链路。例如信号合成器可以通过射频或光学通信链路耦合到信号分离器。相应地，本发明仅由随后的权利要求进行限定。

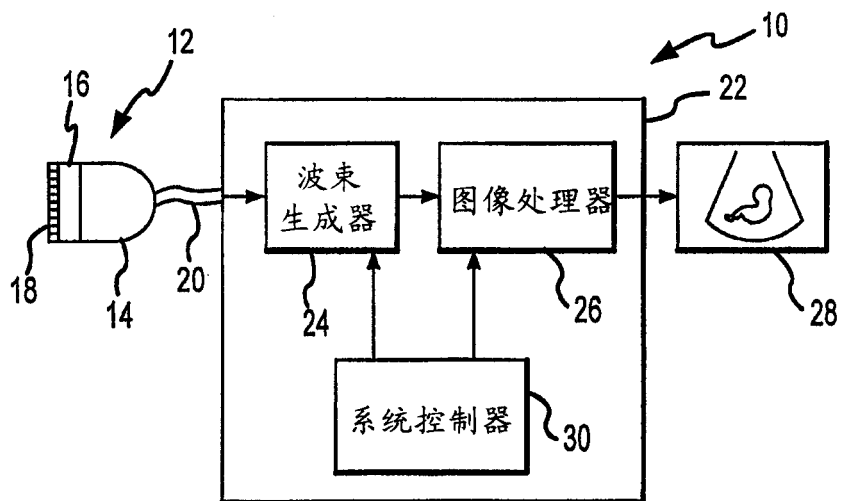


图 1

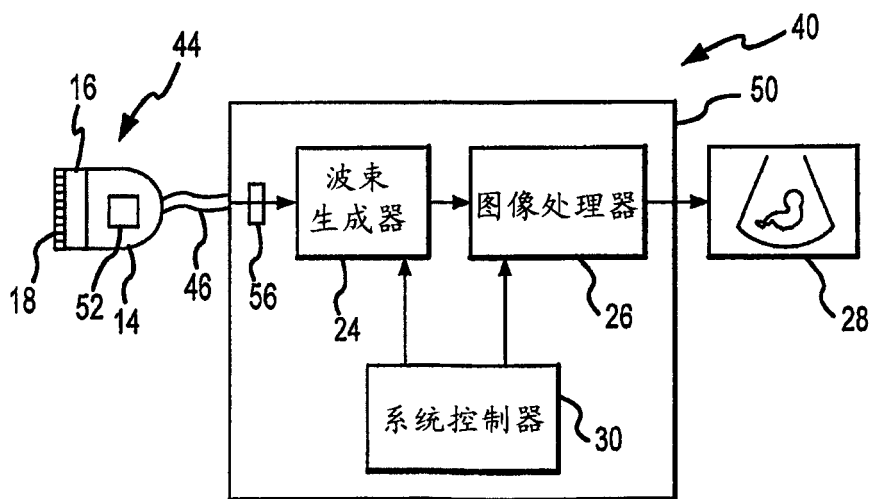


图 2

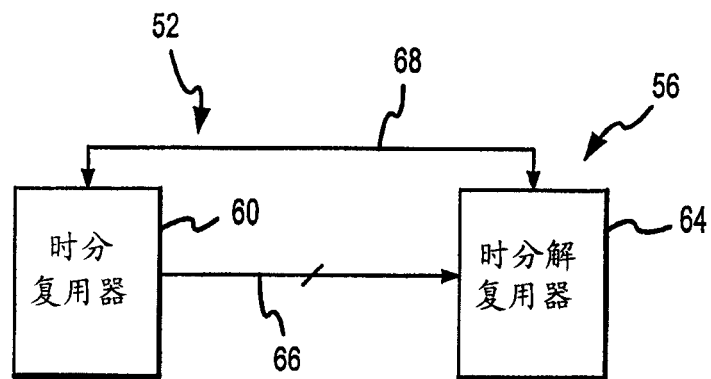


图 3

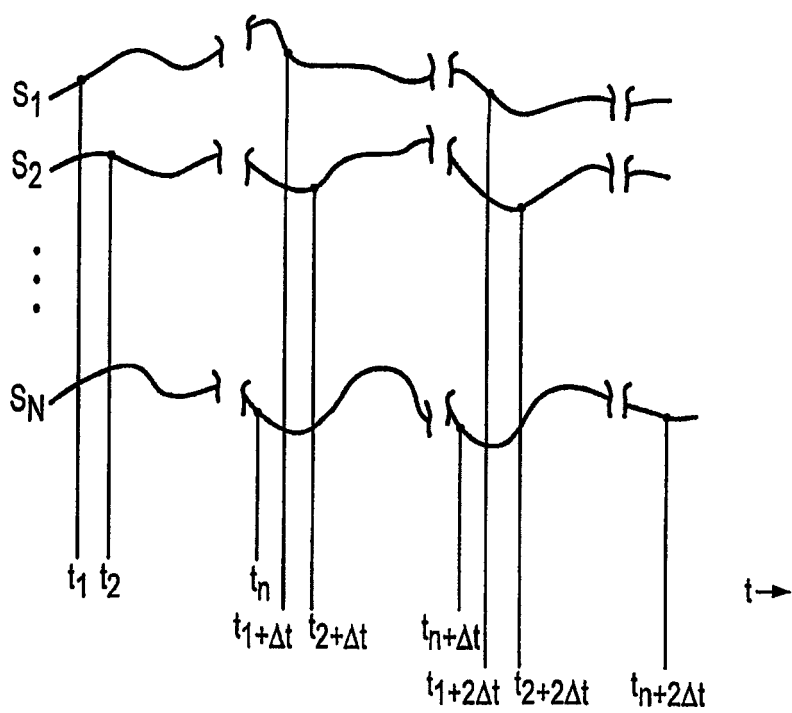


图 4

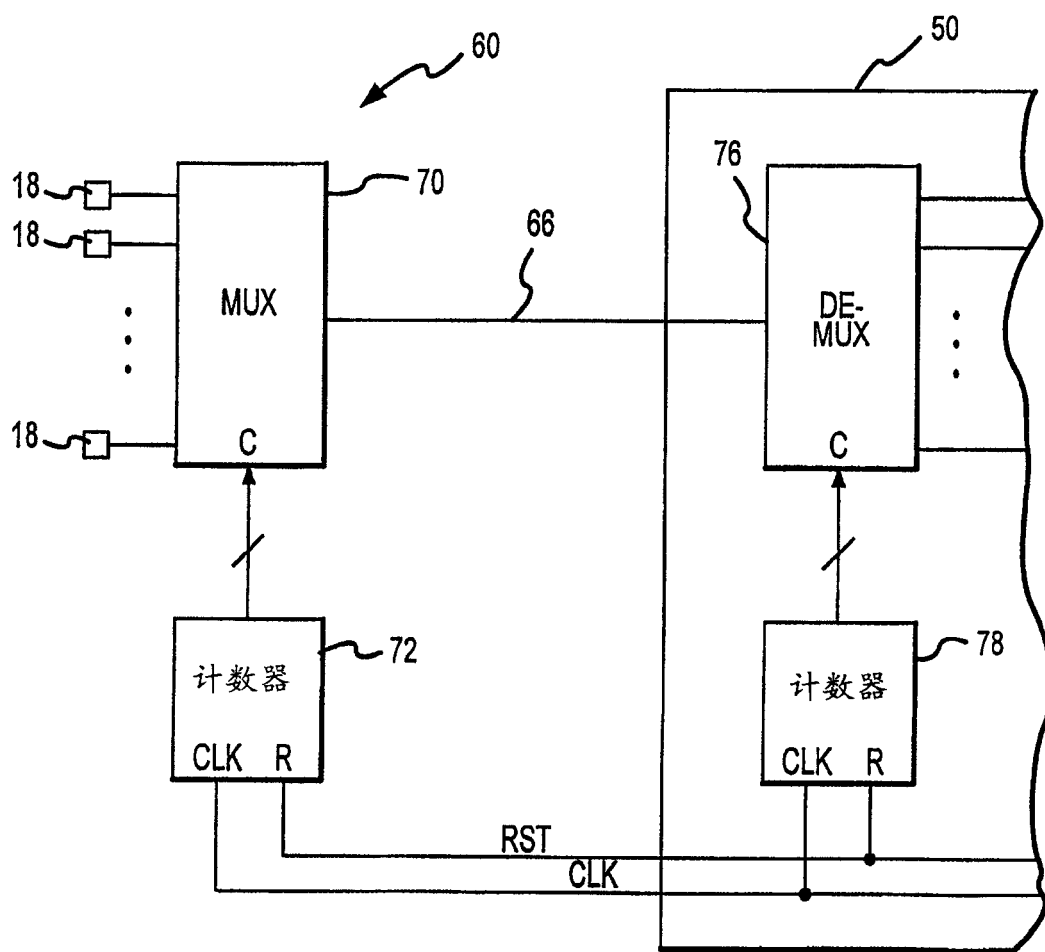


图 5

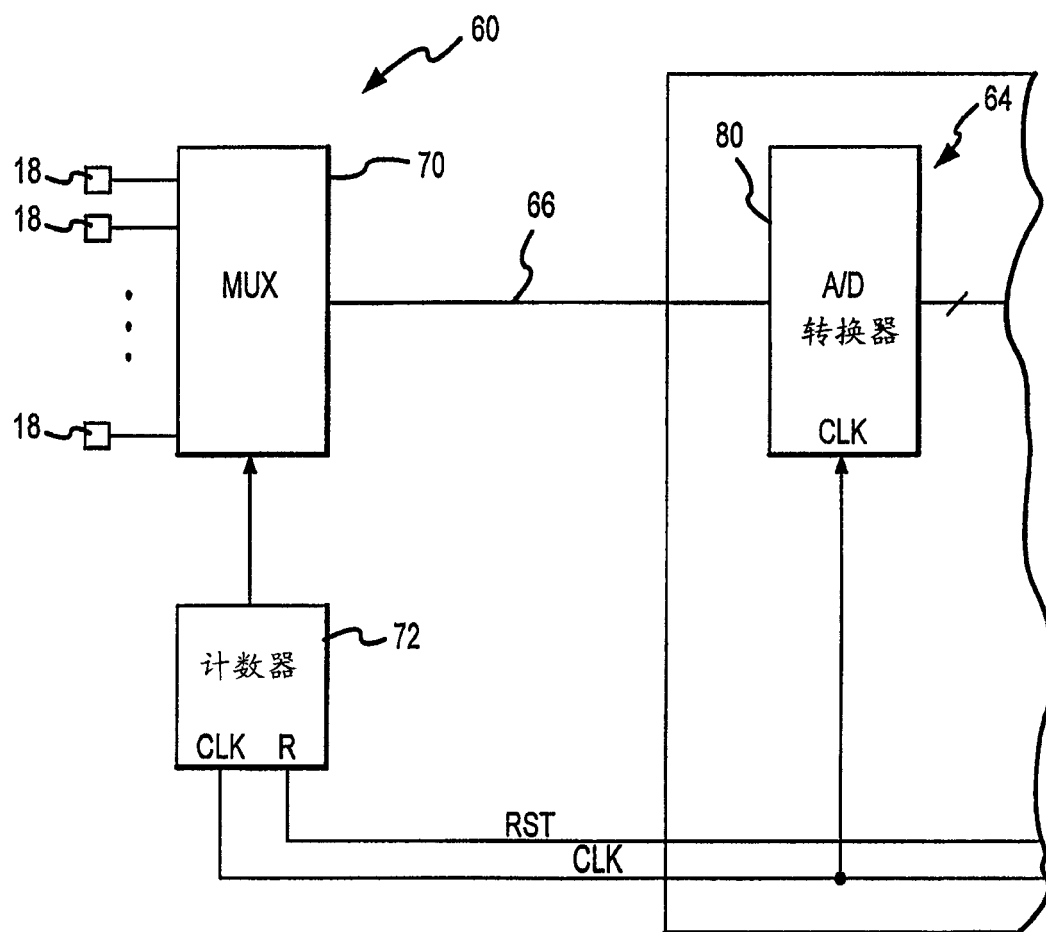


图 6

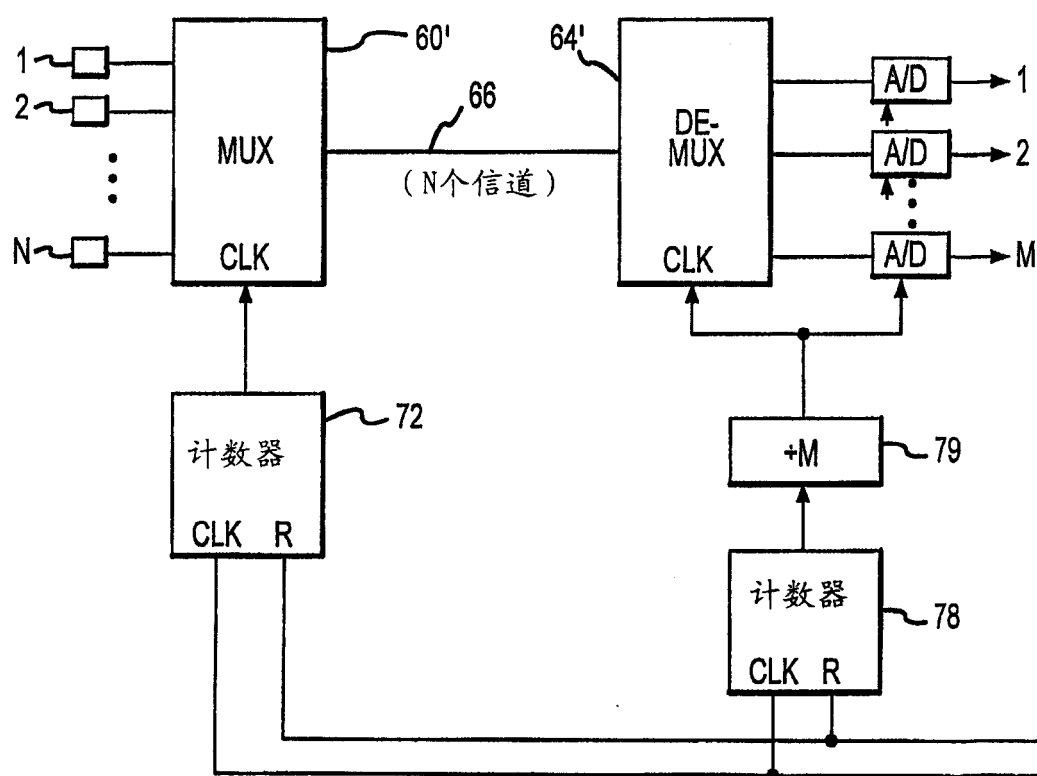


图 7

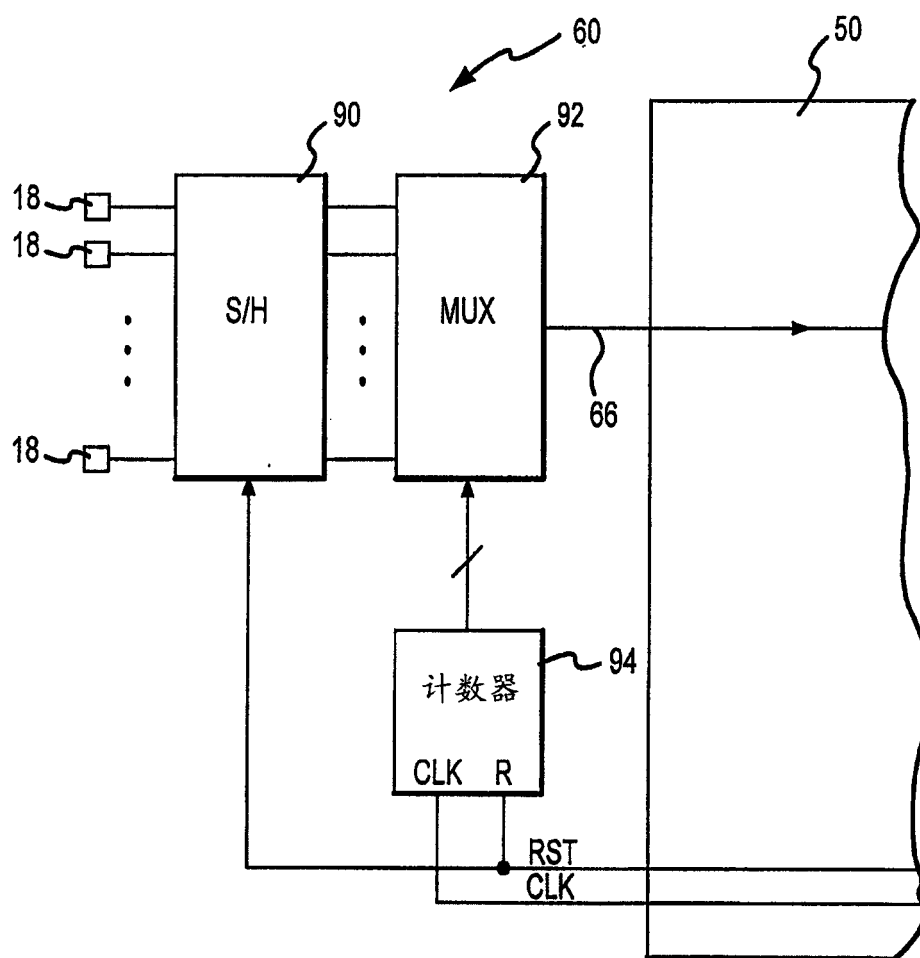


图 8

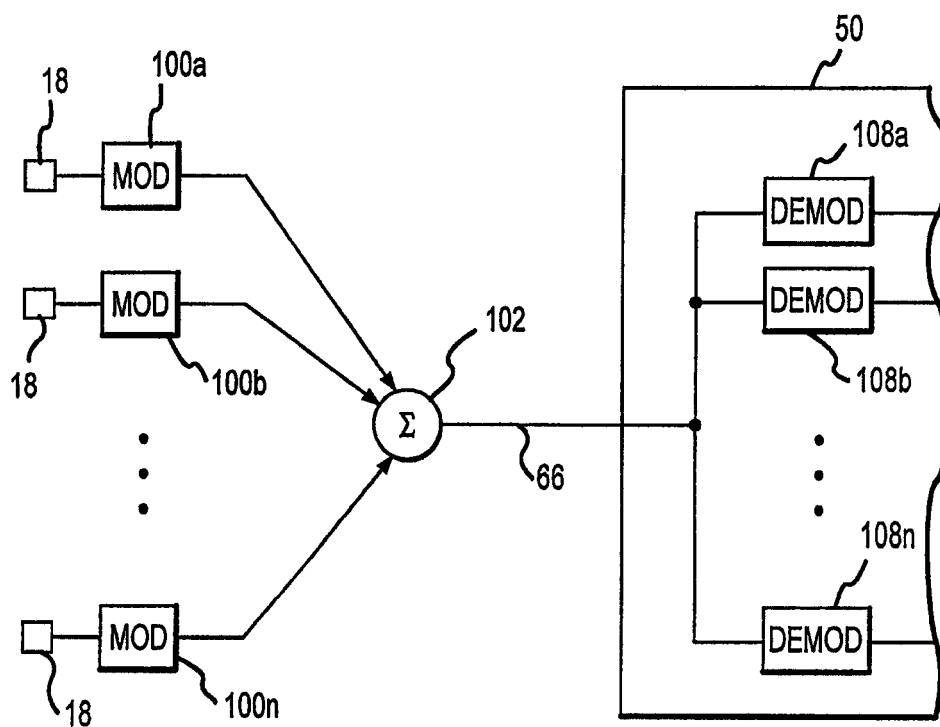


图 9

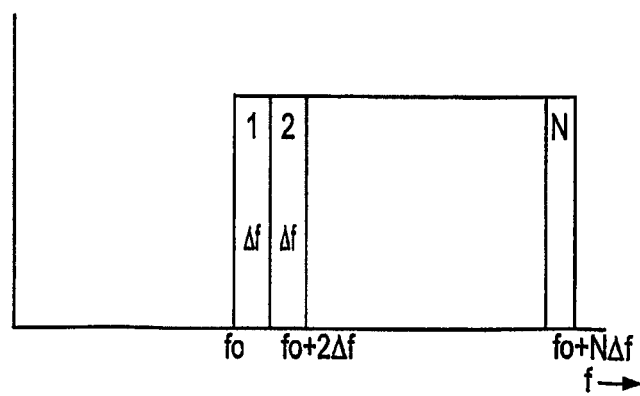


图 10

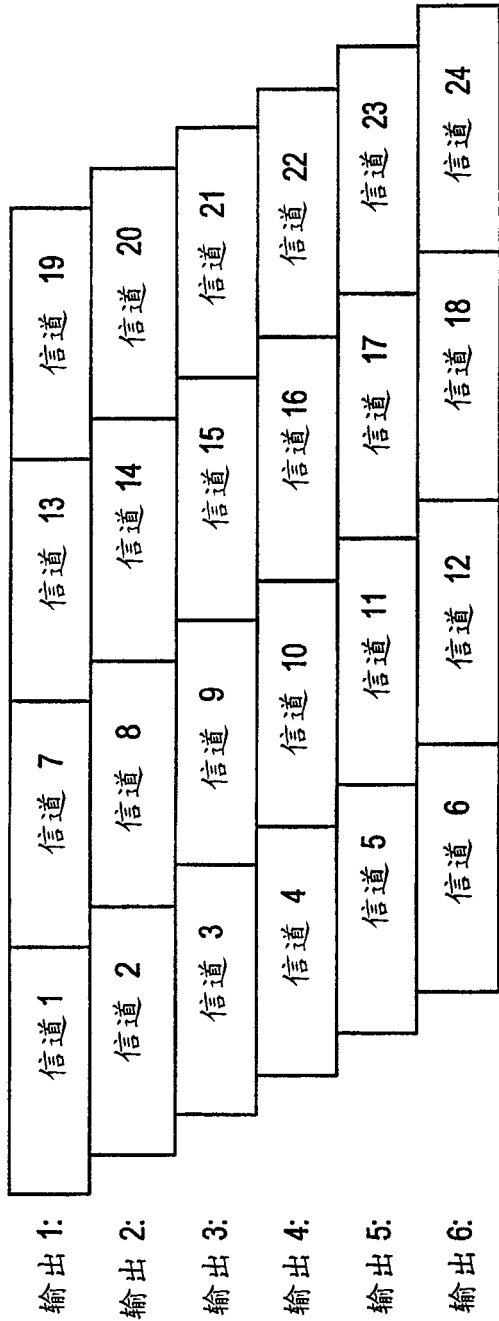


图 11

专利名称(译)	具有合成的扫描头接线的诊断超声波成像系统		
公开(公告)号	CN1650189A	公开(公告)日	2005-08-03
申请号	CN03805332.2	申请日	2003-03-03
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	JR贾戈 GA施瓦尔茨 D亨德森 D马西维 J斯蒂塞 M哈诺伊斯		
发明人	J·R·贾戈 G·A·施瓦尔茨 D·亨德森 D·马西维 J·斯蒂塞 M·哈诺伊斯		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	G01S7/52025 G01S15/8918 G01S15/8925		
代理人(译)	李亚非		
优先权	10/091952 2002-03-05 US		
其他公开文献	CN100405080C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种诊断超声波成像系统，包括具有多个转换器单元的扫描头。例如时分复用器这样的信号合成器被耦合到每个转换器单元。该信号合成器将来自转换器单元的信号合成为一个复合信号，并通过无线或其他通信链路将该复合信号耦合到超声波处理器。例如时分分解复用器这样的信号分离器被耦合到该链路，并由该复合信号恢复出来自转换器单元的每个信号。

