

[51] Int. Cl.

G01S 7/52 (2006.01)

A61B 8/00 (2006.01)

G01S 15/89 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200580010586.9

[43] 公开日 2007 年 3 月 28 日

[11] 公开号 CN 1938603A

[22] 申请日 2005.8.24

[21] 申请号 200580010586.9

[30] 优先权

[32] 2004. 8.24 [33] US [31] 10/925,114

[86] 国际申请 PCT/US2005/030127 2005.8.24

[87] 国际公布 WO2006/023983 英 2006.3.2

[85] 进入国家阶段日期 2006.9.29

[71] 申请人 索诺塞特公司

地址 美国华盛顿州

[72] 发明人 B·W·利特勒

[74] 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司

代理人 杨生平 杨红梅

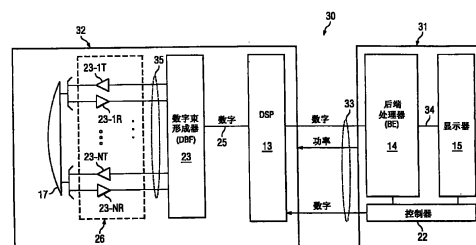
权利要求书 4 页 说明书 5 页 附图 3 页

[54] 发明名称

具有细线接口的超声波变送器

[57] 摘要

本发明涉及一种超声波系统(20)和方法,其在一个实施例中划分主体处理,使得该处理的一部分被包含在变送器(24)内,从而减小对在该变送器和该主体之间工作的大量高性能线缆的需求。这通过使用如下架构而成为可能:独特的架构,允许在小变送器尺寸的情况下进行适当的功率管理;以及这样的架构,其采用集成电路技术上可能的高集成度,允许在几乎没有 IC 之外的外部部件的少许高度集成电路中实施此架构。



1.一种超声波系统，包括用于将超声波能量发送到身体中并用于从所述身体接收所发送的所述信号的能量反射的变送器：

处理器，与所述变送器分离，所述处理器可操作用于根据特定协议将所述信号处理成视频显示；以及

其中所述变送器包括：

至少一个扫描头；

数字束形成器；

多个放大器，用于允许信号能量在所述扫描头和所述数字束形成器之间传送；以及

数字线缆，用于连接到所述处理器，所述数字线缆可操作用于在所述束形成器和所述处理器之间进行数字通信。

2.如权利要求1的超声波系统，其中所述变送器还包括：

数字信号处理器（DSP），可操作用于对到所述数字线缆和来自所述数字线缆的成形为束的信号进行附加处理。

3.如权利要求1的超声波系统，其中所述变送器还包括：

数字信号处理器（DSP），可操作用于对到所述数字线缆和来自所述数字线缆的成形为束的信号进行附加处理；以及

附加的后端电路，用以提供到所述数字线缆和来自所述数字线缆的视频类型数据。

4.如权利要求1的超声波系统，其中所述数字线缆利用串行接口。

5.如权利要求4的超声波系统，其中所述串行接口利用 LVDS 技术来实施。

6.如权利要求1的超声波系统，还包括：

混合模式 ASICs，用于控制所述信号能量。

7.如权利要求1的超声波系统，其中所述数字线缆实施为 USB 接口。

8.如权利要求1的超声波系统，其中所述数字线缆实施为 IEEE1394 接口。

9.一种处理超声波信号的方法，所述方法包括：

将具有多个元件的变送器邻近患者的身体而放置，并且将超声波从所述扫描头注入所述患者的身体，所述注入的超声波依照在所述多个独立元件之间形成的确定的辐射图案；

束形成功率信号，以形成所述注入的辐射图案；

对到所述束形成和来自所述束形成的信号进行数字处理；

在长度超过三英尺的数字线缆上将经数字处理的信号发送到位于与所述变送器分离的处理装置；

根据至少一个协议并且在位于所述处理装置中的处理器的控制下，形成在所述数字线缆上所接收的信号的数字图像；以及

显示所形成的所述数字图像的可视图像。

10.如权利要求9的方法，其中所述数字线缆利用串行数字接口来实施。

11.如权利要求9的方法，其中所述串行接口利用LVDS技术来实施。

12.如权利要求9的方法，其中所述数字线缆实施为USB型接口。

13.如权利要求9的方法，其中所述数字线缆实施为1394接口。

14.如权利要求10的方法，还包括：

在所述元件和所述束形成之间使用混合模式ASICS。

15.如权利要求10的方法，其中所述显示装置在所述变送器和所述外部处理装置二者的外部。

16.一种手持式超声波装置，所述装置包括：

具有多个扫描头的变送器，用于邻近患者的身体而放置，所述变送器可操作用于将超声波从所述扫描头注入所述患者的身体，所述注入的超声波根据在所述多个独立扫描头之间形成的确定的辐射图案而被注入；

束形成器，用于建立所述确定的辐射图案；

数字线缆，将所述装置与外部处理器对接；以及

至少一个数字信号处理器，介于所述束形成器和所述线缆之间。

17.如权利要求16的手持式超声波装置，其中所述变送器进一步可操

作用于从所述患者的身体接收回由所述注入的超声波信号产生的图像信号；并且其中所述束形成器和所述至少一个数字信号处理器处理所述接收的信号，以减小所述线缆上的所述信号的带宽。

18.如权利要求 17 的手持式超声波装置，其中所述带宽减小到低于 40 Mbps。

19.如权利要求 16 的手持式超声波装置，其中所述数字信号处理器包括：

用于根据至少一个协议形成在所述数字线缆上所接收的信号的数字图像的处理器，以及

显示所述形成的图像的可视图像。

20.如权利要求 18 的手持式超声波装置，其中所述显示在所述手持式装置和所述外部处理器二者的外部。

21.如权利要求 18 的手持式超声波装置，其中所述数字线缆上的数据使用串行接口。

22.如权利要求 20 的手持式超声波装置，其中所述串行接口使用 LVDS 实施。

23.如权利要求 17 的手持式超声波装置，还包括：

用于控制所述确定的束辐射图案的建立的 ASICS。

24.如权利要求 23 的手持式超声波装置，其中所述 ASICS 是混合模式 ASICS。

25.如权利要求 18 的手持式超声波装置，其中所述数字线缆是 USB 线缆。

26.如权利要求 18 的手持式超声波装置，其中所述数字线缆被实施为 IEEE1394 接口。

27.一种手持式超声波装置，所述装置包括：

用于将超声波注入患者的身体的装置，所述注入的超声波根据确定的辐射图案而注入；

用于建立所述确定的辐射图案的装置；
将所述装置与外部处理器对接的数字线缆；以及
介于所述建立装置和所述线缆之间的装置，用于处理到所述线缆和来自所述线缆的信号。

28.如权利要求 27 的手持式超声波装置，其中所述注入装置进一步可操作用于从所述患者的身体接收回由所述注入的超声波信号产生的图像信号；并且其中所述建立装置和所述处理装置减小所述线缆上的所述信号的带宽。

29.如权利要求 28 的手持式超声波装置，其中所述外部处理器包括：
用于根据至少一个协议形成在所述数字线缆上所接收的信号的数字图像的装置；以及
用于显示所述形成的图像的可视图像的装置。

30.如权利要求 29 的手持式超声波装置，其中所述显示在所述手持式装置和所述外部处理器二者的外部。

31.如权利要求 29 的手持式超声波装置，其中所述数字线缆是使用 USB 协议的 USB 线缆。

32.如权利要求 28 的手持式超声波装置，其中所述数字线缆使用串行接口。

33.如权利要求 28 的手持式超声波装置，其中所述串行接口使用 LVDs 实施。

34.如权利要求 27 的手持式超声波装置，其中所述辐射图案建立装置至少部分地包括 ASICS。

35.如权利要求 34 的手持式超声波装置，其中所述 ASICS 是混合模式 ASICS。

具有细线接口的超声波变送器

对相关申请和专利的交叉引用

本申请与以下文献相关：与提交于 2004 年 5 月 17 日的标题为“Processing Of Medical Signals”的美国专利申请 No.10/847,643 同时提交的标题为“Ultra System Power Management”的共同未决的并且共同转让的美国专利申请代理人案 No.65744/P017US/10404216；提交于 2004 年 4 月 8 日的标题为“Systems And Methods For Providing ASICS For Use In Multiple Applications”的美国专利申请 No.10/821,123；提交于 2004 年 4 月 8 日的标题为“System And Method For Enhancing Gray Scale Output On A Color Display”的美国专利申请 No.10/821,198。它们的公开全部结合于此。

技术领域

本公开涉及超声波装置，并且更具体地，涉及具有细线接口的这样的装置。

背景技术

超声波医学装置正日益普及。它们的典型实施具有与装置的主处理单元分离的变送器部分。传统上，对到患者和来自患者的原始超声波信号的模拟和数字信号处理在主处理单元中执行。原始超声波信号在到主处理单元的线缆上传送到扫描头变送器或从扫描头变送器传送出。将超声波变送器与超声波处理单元的主体连接的线缆必须相当长，因为处理单元是不容易移动的，而且扫描头必须放置在多个位置中所关注的解剖部位上。该线缆还典型地是大的和重的，因为其为位于变送器头中的变送器的许多独立元件承载发送和接收信号。通常超过六英尺的长度与该线缆的重量结合在一起，给超声波检查者带来压力和紧张。该线缆还对系统增加了显著的成本和复杂性。典型的超声波装置在日期为 1998 年 3 月 3 日的美国专利

5,772,412 以及日期为 2002 年 10 月 29 日的美国专利 6,471,651 中示出,该专利由此通过引用结合在这里。

现有线缆的另一个问题是它们典型地包含大量的独立同轴线缆,这些同轴线缆是昂贵的并且难以连接到单个连接器。线缆上典型地需要连接器,因为在系统上为了不同的应用而使用多个变送器。由于大量的互联线以及信号的敏感性,因此连接器是大的、复杂的和昂贵的。因此,整个线缆是昂贵的、组装和修理麻烦而且难以使用。

多个线缆的原因是变送器的独立元件利用电子波形来独立地激励,以产生变送器元件的机械运动,从而产生然后发送至患者身体的超声波能量。从内部器官(和其他所关注的项目)反射的能量返回到变送器元件,并且被转换回电信号,以便随后由处理单元进行处理。变送器和处理器单元之间的信号必须无显著失真、衰减或干扰地在连接线缆上上传和下传。

发明内容

本发明涉及一种超声波系统和方法,其在一个实施例中划分主体处理,使得该处理的一部分被包含在变送器内,从而减小对在变送器和主体之间工作的大量高性能线缆的需求。这通过使用如下架构而成为可能:独特的架构,允许在小变送器尺寸的情况下进行适当的功率管理;以及这样的架构,其采用集成电路技术上可能的高集成度,允许在几乎没有 IC 之外的外部部件的少许高度集成电路中实施此架构。

在一个实施例中,变送器处理由控制和产生成形为束的超声波信号所必需的束形成器以及接收器、发送器组成。通过以此方式划分系统,扫描头的输出现在成为数字数据流。所有敏感模拟信号被保持为紧邻它们的发送器接收器和变送器元件,从而消除任何显著的信号劣化,允许提高的性能。数字数据流还可以转换成用以进一步减小接口上的信号总数的串行高速比特流。因而导致具有极低信号总数的线缆和连接器。而且,线缆上的信号是数字的,并因此线缆不需要同样高的保真度,从而进一步减小了线

缆和连接器的成本和大小。

前面相当概括地略述了本发明的特征和技术优点，目的在于可以更好地理解下面的本发明的详细描述。下文中将描述本发明的附加特征和优点，它们构成本发明的权利要求的主题。应该理解，所公开的概念和特定实施例可以容易地用作修改或设计用于执行与本发明的目的相同的目的的其他结构的基础。还应该认识到这样的等效构造不脱离如所附权利要求中所阐述的本发明。当结合附图考虑时，根据下面的描述，将更好地理解就其组织和工作方法二者而言被认为是本发明的特征的新颖特征以及进一步的目的和优点。但是，应该清楚地理解，提供每个图的目的仅是为了图示和描述，并且不是旨在作为对本发明的范围的限定。

附图说明

为了更全面地理解本发明，现在结合附图来参考下面的描述，在附图中：

图 1 示出现有技术超声波系统的一个实施例；

图 2 示出被划分以允许变送器和主处理器之间的数字信令的超声波系统的一个实施例；以及

图 3 示出一个实施例，用于进一步减小变送器和主处理器之间的数据带宽。

具体实施方式

图 1 示出超声波系统的典型的现有技术架构，如具有变送器阵列 17 的系统 10，变送器阵列 17 通过到独立接收和发送通道 12-IT、12-IR 至 12-NT、12-NR 的模拟线缆 18 耦合到数字束形成器 12。典型地，Tx 和 Rx 信号被时间复用。DSP 13 提供信号到束形成器 12 并且从束形成器 12 接收信号。然后，后端处理 14 全部在控制器 16 的控制下提供驱动显示器 15 的信号。这些元件的操作可以如在上面标识的 ‘412 和 ‘651 专利中所讨论

的那样。

在此布置中，线缆 18 包含典型地承载于同轴线缆上、通常为 128 或 256 量级的大量独立信号，用以在接收和发送通道 12-IT、12-IR 至 12-NT、12-NR 之间往复地承载来自变送器阵列 17 的模拟信号。如上面所讨论的那样，线缆 18 是大的、体积大的、重的、昂贵的和效率不是很高的。模拟信号还是敏感的，经常需要调谐以设法补偿线缆的负载。

图 2 示出超声波系统 20 的一个实施例，在超声波系统 20 中，束形成器如束形成器 23 和 DSP 13 之间的接口被移至变送器 24。束形成器 23 通过放大器和接收器如到束形成器 23 和来自束形成器 23 的放大器 23-IT、23-IR 至 23-NT、23-RT 来驱动变送器 17。此布置省去了模拟线缆 18（图 1），用数字线缆 25 取代它，数字线缆 25 可以是小得多的线缆，因为仅需要少量的线来提供必要的控制。数字线缆 25 在处理单元 21 和变送器 24 之间工作。因此，元件 23 和 26 与变送器 17 一起在公共外壳 24 内。

除了线缆尺寸减小以外，此元件重布置还导致性能提高。通过消除线缆 18 模拟负载，失真和衰减特性也被消除，允许了提高的性能和信号完整性。实现了更好的灵敏度、更好的响应以及更好的带宽。另外，此布置减小了发送器在线缆上的功率损耗。

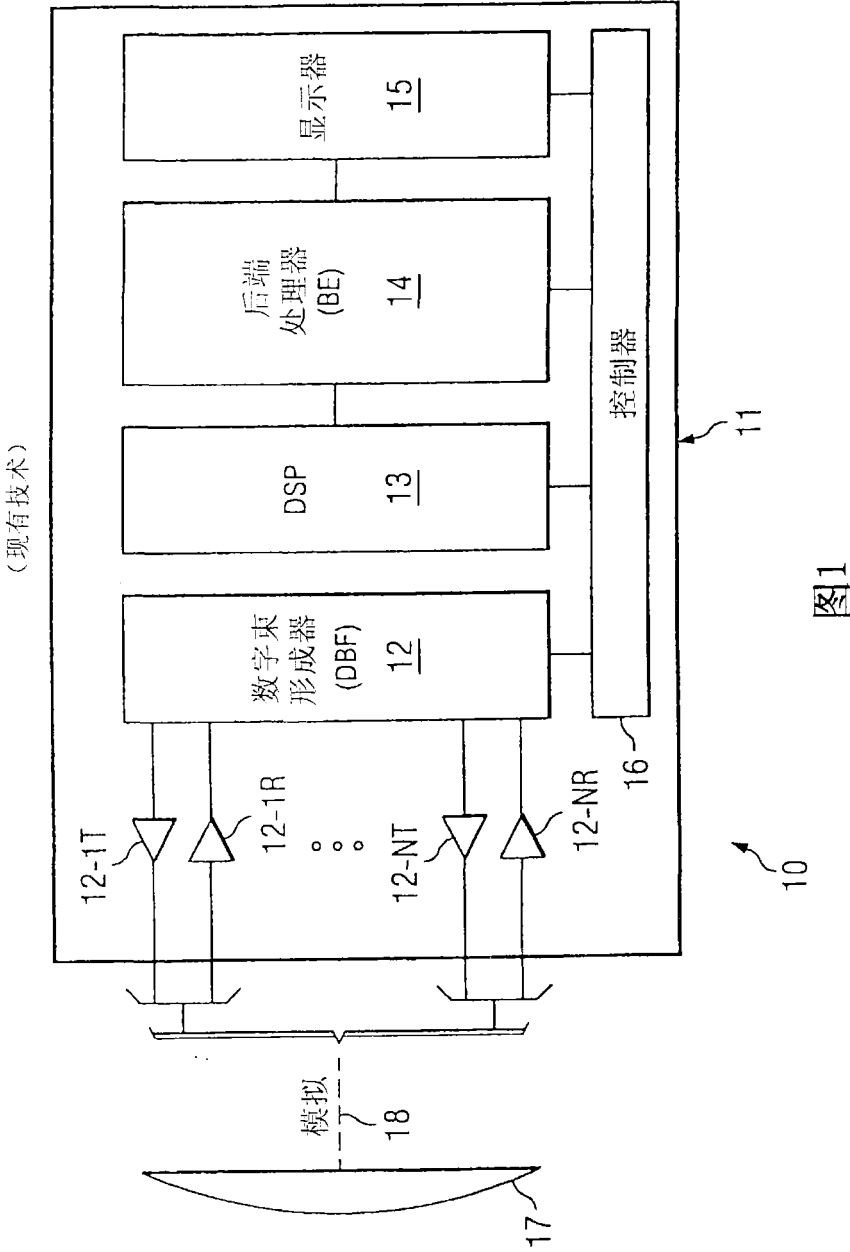
线缆 25（或 33）优选地是用以往复发送数字数据的一对低电压差分信号（LVDS）线。而且，还可以使用 USB 或 USB2、或 IEEE1394 型接口，可以使用其他现在的标准接口上的 USB 或其他现在的标准接口。如果需要，此接口也可以用无线接口代替。但是，对于当前可用的传输带宽情况下的无线，将附加的 DSP 功能也移至变送器是更好的，从而甚至进一步减小所需数据带宽。

如图 3 中所示，系统可以划分成五个处理块：发送/接收（Tx/Rx）26、数字束形成器（DBF）23、数字信号处理器（DSP）13、后端处理（BE）14 和显示器 15。脉冲发生器电路、多路复用器电路、低噪声时间增益控制放大器以及滤波器被集成到 Tx/Rx 26 中。多个 A/D 转换器、数字束形成

电路和控制逻辑被集成到 DBF 23 中。用于实现该布置的一个实施例在上面标识的标题为“Systems And Methods For Providing ASICS For Use In Multiple Applications.”的申请中示出。DSP 13 由回波和流信号处理所需的电路组成，并且包括分析信号检测和压缩、多速率滤波以及移动目标检测能力。图 3 还示出了用于显示包括图像数据的数据的显示器 15。此显示器可以与处理器 14 在同一外壳中，或者可以与处理器和变送器二者分离。

在优选实施例中，使用数字 CMOS ASICS 和数字/模拟混合模式 ASICS 来实施 DBF 23、DSP 13 和 BE 14，并且基于高电压和/或双 Cmos 技术来实施 Tx/Rx 26。一个实施例中的扫描头模块的总重量小于 12 盎司。在一个实施例中，不包括外壳，变送器 17 的重量小于 8 盎司。峰值功率消耗大约是 6 瓦。具有功率管理的平均功率消耗小于 4 瓦，并且从变送器到处理单元的接口上的信号的带宽已至少减小到从大约 400 Mbps 到低于 40 Mbps 的数量级。在一个实施例中，对于具有 128 x 512 像素的视频显示器，使用这里讨论的概念，可以实现 16 Mbps 的数据速率。

尽管已详细描述了本发明及其优点，但应该理解，在不脱离所附权利要求所限定的本发明的情况下在此可以进行各种改变、替换和更改。另外，本申请的范围并非旨在局限于说明书中所描述的过程、机器、制造、物质组成、装置、方法和步骤的具体实施例。如将从本公开中容易理解的，可以使用当前现有的或以后将开发的执行与这里描述的对应实施例基本相同的功能或实现基本相同的结果的过程、机器、制造、物质组成、装置、方法或步骤。因此，所附权利要求旨在将这样的过程、机器、制造、物质组成、装置、方法或步骤包括在它们的范围内。



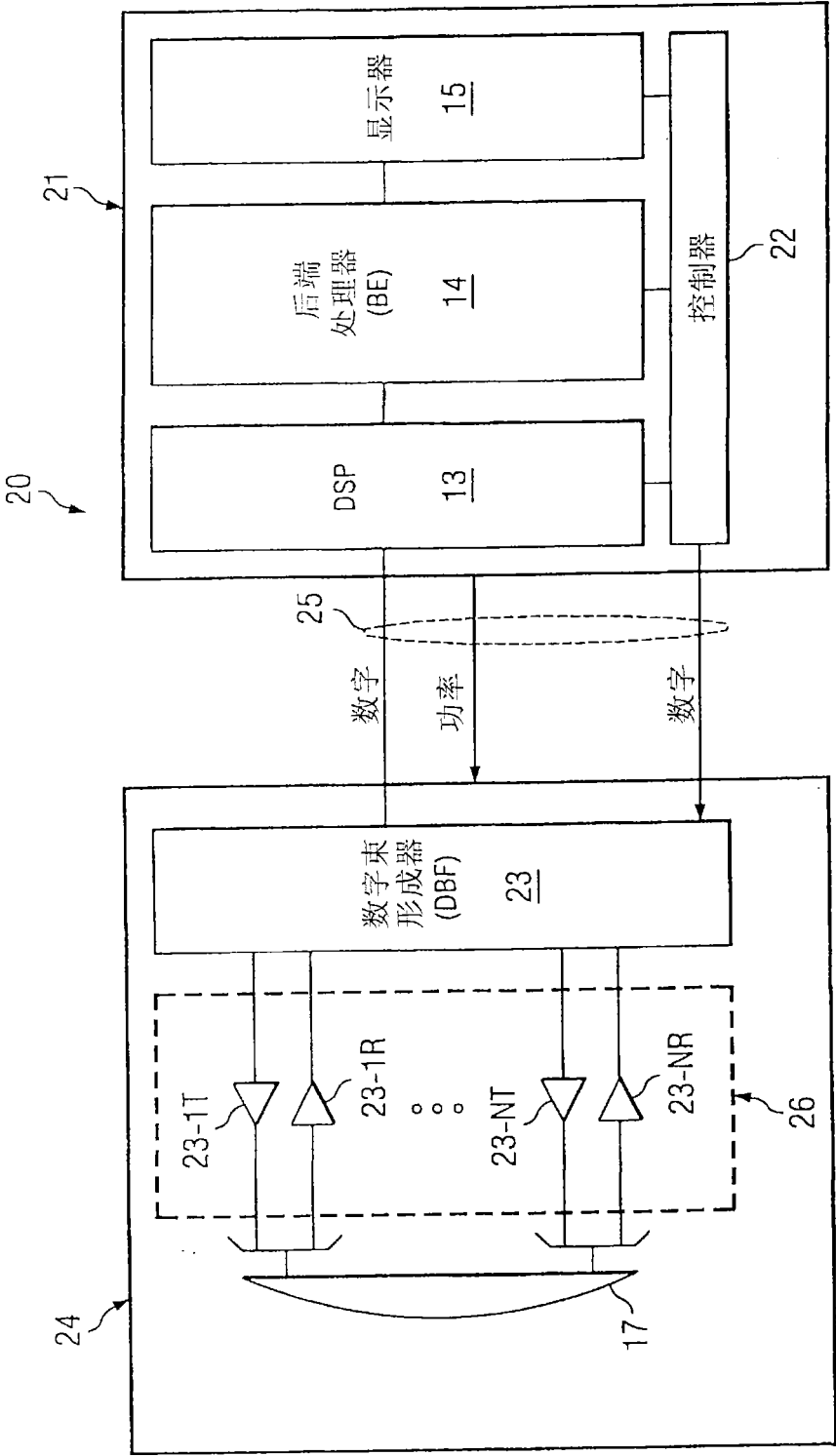


图2

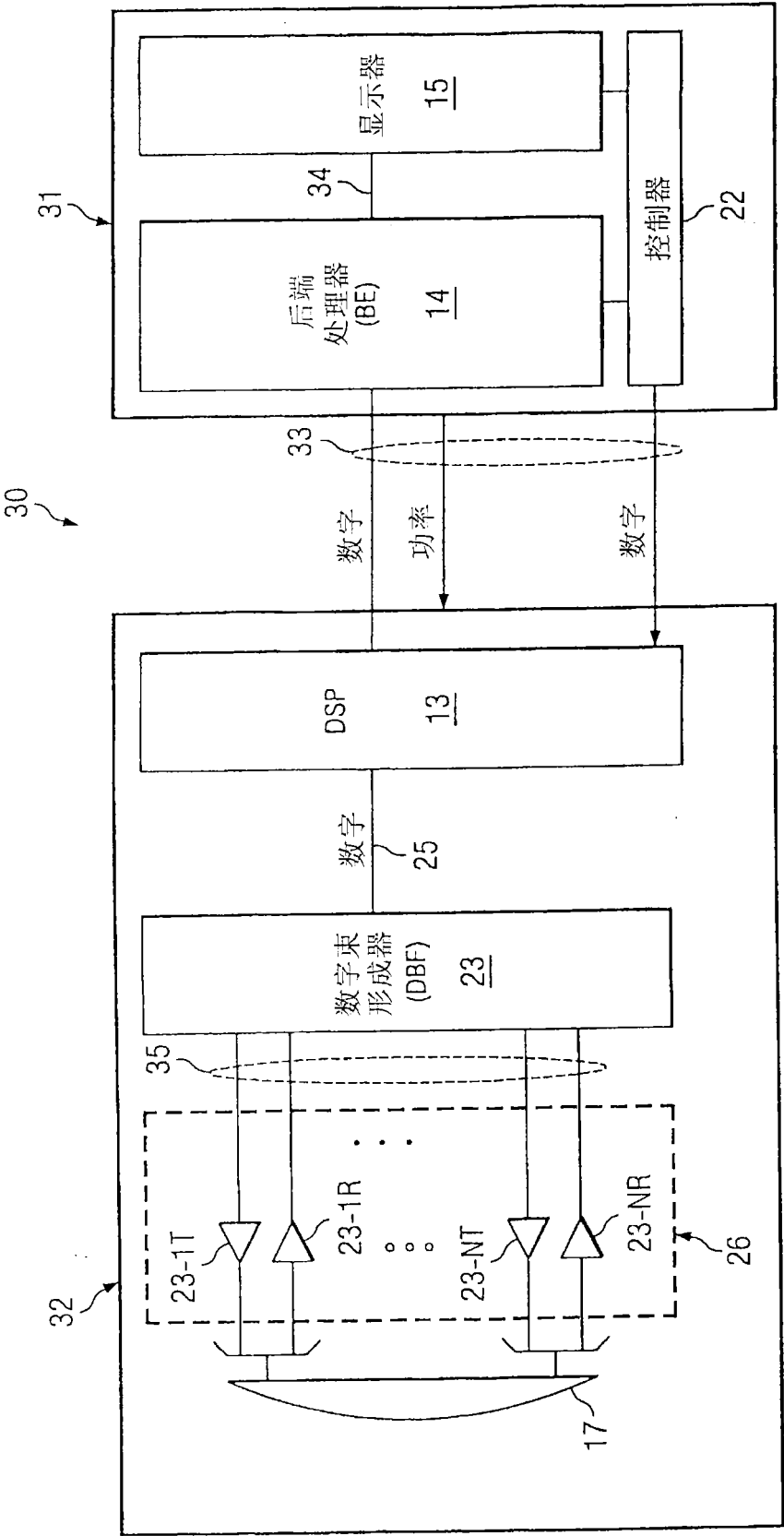


图3

专利名称(译)	具有细线接口的超声波变送器		
公开(公告)号	CN1938603A	公开(公告)日	2007-03-28
申请号	CN200580010586.9	申请日	2005-08-24
[标]申请(专利权)人(译)	索诺塞特公司		
申请(专利权)人(译)	索诺塞特公司		
当前申请(专利权)人(译)	索诺塞特公司		
[标]发明人	BW利特勒		
发明人	B·W·利特勒		
IPC分类号	G01S7/52 A61B8/00 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/00 G01S7/5208 G01S15/8909 G06T2210/08 G01S7/52034 A61B8/4455 G01S15/8915		
代理人(译)	杨生平 杨红梅		
优先权	10/925114 2004-08-24 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种超声波系统(20)和方法，其在一个实施例中划分主体处理，使得该处理的一部分被包含在变送器(24)内，从而减小对在该变送器和该主体之间工作的大量高性能线缆的需求。这通过使用如下架构而成为可能：独特的架构，允许在小变送器尺寸的情况下进行适当的功率管理；以及这样的架构，其采用集成电路技术上可能的高集成度，允许在几乎没有IC之外的外部部件的少许高度集成电路中实施此架构。

