

1. 一种超声波诊断装置,包括:

超声波探头,包括:

换能器阵列,用于发送超声波以及接收由对象反射的超

声回波,以输出与接收到的超声波相对应的接收信号;

信号处理器,分别包括接收放大单元,所述接收放大单

元具有用于对由所述换能器阵列输出的接收信号进行放大以

处理所述接收信号的放大器;以及

供电单元,用于向所述放大器供应偏置电流;以及

诊断装置本体,用于产生与由所述超声波探头的信号处理器所处理的接收信号相对应的超声波图像,

其中,所述供电单元根据所述超声回波的反射位置的深度,来改变供应给所述放大器的偏置电流的电流值。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,随着所述超声回波的反射位置的深度增加,所述供电单元增加供应给所述放大器的偏置电流。

3. 根据权利要求1或2所述的超声波诊断装置,其中,所述接收放大单元包括多个放大器,并且对接收信号进行多级放大;以及所述供电单元根据所述超声回波的反射位置的深度,来改变在第一级放大器处的偏置电流的电流值。

4. 根据权利要求1至3中任一项所述的超声波诊断装置,其中,所述接收放大单元包括低噪声放大器;并且所述供电单元根据所述超声回波的反射位置的深度,来改变供应给所述低噪声放大器的偏置电流的电流值。

5. 根据权利要求1至4中任一项所述的超声波诊断装置,其中,所述超声波探头包括用于将所述接收信号转换为数字信号的模/数转换器,以及

所述模/数转换器根据所述超声回波的反射位置的深度,来改变用于将所述接收信号转换为数字信号的采样率。

6. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置,其中,随着所述超声回波的反射位置的深度增加,所述模/数转换器降低用于将所述接收信号转换为数字信号的采样率。

7. 根据权利要求6所述的超声波诊断装置,其中,所述模/数转换器根据自超声波发送起已经过的时间,来改变用于将所述接收信号转换为数字信号的采样率。

8. 根据权利要求1至7中任一项所述的超声波诊断装置,其中,所述超声波探头经由无线通信向所述诊断装置本体发送所述接收信号并从所述诊断装置本体接收所述接收信号。

9. 根据权利要求1至8中任一项所述的超声波诊断装置,其中,所述供电单元根据自超声波发送起已经过的时间,来改变供应给所述放大器和/或所述低噪声放大器的偏置电流的电流值。

超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置,且具体地涉及减少在超声波诊断装置的超声波探头中产生的热量,该超声波诊断装置用于:基于通过超声波探头的换能器阵列发送和接收超声波所产生的超声波图像,来作出诊断。

背景技术

[0002] 传统上,在医疗领域中采用使用了超声波图像的超声波诊断装置。一般而言,该类型的超声波诊断装置包括具有内置换能器阵列的超声波探头和连接到超声波探头的装置本体。超声波探头向对象发送超声波,接收来自对象的超声回波,以及装置本体对接收信号进行电处理,以产生超声波图像。

[0003] 对于这种超声波诊断装置,当换能器阵列发送超声波时,在换能器阵列中产生热量。

[0004] 通常将超声波探头装入具有可以由操作者用单手容易握住的大小的外壳中,因为一般在操作者通过单手握住超声波探头,将换能器阵列的超声波发送/接收表面与对象的表面相接触的情况下,来作出诊断。因此,换能器阵列中产生的热量可以提高超声波探头的外壳中的温度。

[0005] 近些年来,已提出了以下具有超声波探头的超声波诊断装置:该超声波探头具有内置电路板,该内置电路板用于在经由无线或有线通信向装置本体发送接收信号之前对从换能器阵列输出的接收信号进行包括数字处理在内的信号处理,以减少噪声的效果并获得高质量超声波图像。

[0006] 在对接收信号的处理期间,具有数字处理的超声波探头承受电路板中热量的产生,且因此需要抑制外壳中的温度上升,以确保板上的电路的稳定操作。

[0007] 对于针对超声波探头中温度上升的对策,参见例如 JP2005-253776A,其描述了一种超声波诊断装置,其中,根据超声波探头的表面温度来自动改变用于致动换能器阵列的条件。当表面温度上升时,通过例如降低驱动电压、发送开口(aperture)的数目、发送脉冲的重复频率以及帧速,将超声波探头的表面温度保持在恰当的温度。

[0008] JP2009-148424A 描述了一种超声波诊断装置,其中,针对给定的时间段,比如冻结时间段、消隐时间段、当探头的移动在指定值内的时间段、以及当探头的温度高于指定值的时间段,中止探头中的接收电路的操作,以避免可以由电路中产生的热量所引起的探头的温度上升。

发明内容

[0009] 然而,在 JP2005-253776A 中描述的装置(在该装置中,改变用于致动发送用换能器阵列的条件)不能处理在执行上述数字处理的超声波探头中的由接收过程所产生的热量。

[0010] 在 JP2009-148424A 中描述的装置(在该装置中,针对给定的时间段,比如冻结时

间段、消隐时间段、探头的移动在指定值内的时间段、以及探头的温度高于指定值的时间段,中止探头中的接收电路的操作)可能能够减少在执行数字处理的超声波探头中的在接收期间产生的热量,但是由于这些指定的时间段相对于操作时间的比例相当小,因此不能充分减少在超声波探头中的热量。

[0011] 本发明的目的是消除与现有技术相关的上述问题,并提供一种超声波诊断装置,其能够获取高质量超声波图像,同时抑制在超声波探头中的温度上升。

[0012] 为了实现上述目的,本发明提供一种超声波诊断装置,包括:超声波探头,包括:换能器阵列,用于发送超声波以及接收由对象反射的超声回波,以输出与接收到的超声波相对应的接收信号;信号处理器,分别包括接收放大单元,所述接收放大单元具有用于对由所述换能器阵列输出的接收信号进行放大以处理所述接收信号的放大器;以及供电单元,用于向所述放大器供应偏置电流;以及诊断装置本体,用于产生与由所述超声波探头的信号处理器所处理的接收信号相对应的超声波图像,其中,所述供电单元根据所述超声回波的反射位置的深度来改变供应给所述放大器的偏置电流的电流值。

[0013] 优选地,随着所述超声回波的反射位置的深度增加,所述供电单元增加供应给所述放大器的偏置电流。

[0014] 优选地,所述接收放大单元包括多个放大器,并且对接收信号进行多级放大;以及所述供电单元根据所述超声回波的反射位置的深度,来改变在第一级放大器处的偏置电流的电流值。

[0015] 优选地,所述接收放大单元包括低噪声放大器;其中,所述供电单元根据所述超声回波的反射位置的深度,来改变供应给所述低噪声放大器的偏置电流的电流值。

[0016] 优选地,所述超声波探头包括用于将所述接收信号转换为数字信号的模/数转换器;以及所述模/数转换器根据所述超声回波的反射位置的深度,来改变用于将所述接收信号转换为数字信号的采样率。

[0017] 优选地,所述模/数转换器根据自超声波发送起已经过的时间,来改变用于将所述接收信号转换为数字信号的采样率。

[0018] 优选地,随着所述超声回波的反射位置的深度增加,所述模/数转换器降低用于将所述接收信号转换为数字信号的采样率。

[0019] 优选地,所述超声波探头经由无线通信向所述诊断装置本体发送所述接收信号并从所述诊断装置本体接收所述接收信号。

[0020] 优选地,所述供电单元根据自超声波发送起已经过的时间,来改变供应给所述放大器和/或所述低噪声放大器的偏置电流的电流值。

[0021] 根据本发明,所述超声波探头包括:接收放大单元,所述接收放大单元包括用于对从换能器阵列输出的接收信号进行放大的放大器;以及供电单元,用于向所述放大器供应偏置电流。所述供电单元根据超声回波的反射位置的深度来改变其向所述放大器供应的偏置电流,实现高质量超声波图像的获得,同时节约超声波探头的功耗,并从而减少在超声波探头中产生的热量。

附图说明

[0022] 图1是示出了本发明的超声波诊断装置的超声波探头的配置的框图。

[0023] 图 2 是示出了本发明的超声波诊断装置的诊断装置本体的配置的框图。

[0024] 图 3 示出了超声波的发送时间段和接收时间段的概念。

[0025] 图 4A 是示出了深度和低噪声放大器 (LNA) 的偏置电流之间的关系的概念的图 ; 图 4B 是示出了深度和采样率之间的关系的概念的图。

具体实施方式

[0026] 接下来,下面将参照在附图中示出的优选实施例来更详细地描述本发明的超声波诊断装置。

[0027] 图 1 是示出了本发明的超声波诊断装置的超声波探头的配置的概念的框图 ; 图 2 是示出了本发明的超声波诊断装置的诊断装置本体的配置的概念的框图。

[0028] 超声波诊断装置 10 包括超声波探头 12 和经由无线通信连接到超声波探头 12 的诊断装置本体 14。

[0029] 超声波探头 12 包括多个超声波换能器 16, 它们构成了具有一维或二维换能器阵列的多个通道, 且换能器 16 经由复用器 34 连接到相应的接收信号处理器 18, 接收信号处理器 18 进而经由并 / 串转换器 20 连接到无线通信单元 22。换能器 16 经由发送驱动器 24 连接到发送控制器 26, 且接收信号处理器 18 连接到接收控制器 28, 而无线通信单元 22 连接到通信控制器 30。

[0030] 超声波探头 12 包括用于向超声波探头 12 中的组件供电的供电单元 42 ; 供电单元 12 连接到功率控制器 40 和电池 58。并 / 串转换器 20、发送控制器 26、接收控制器 28、通信控制器 30 以及功率控制器 40 连接到探头控制器 32。

[0031] 换能器 16 分别根据从发送驱动器 24 供应的驱动信号来发送超声波, 且接收来自对象的超声回波, 以输出接收信号。每个换能器 16 由包括压电体和在压电体的两端上分别提供的电极在内的振动器构成。压电体可以例如由以下各项构成 : 以 PZT (锆钛酸铅) 为代表的压电陶瓷、以 PVDF (聚偏二氟乙烯) 为代表的聚合压电器件、或以 PMN-PT (铌镁酸铅钛酸铅固溶, lead magnesium niobate lead titanate solid solution) 为代表的压电单晶。

[0032] 当向每个振动器的电极供应脉冲电压或连续波电压时, 压电体膨胀并收缩以引起振动器产生脉冲或连续超声波。将这些超声波合并以形成超声波束。当接收到传播的超声波时, 每个振动器膨胀并收缩以产生电信号, 然后将电信号作为超声波的接收信号加以输出。

[0033] 复用器 34 从 N 个超声波换能器中选择 M 个超声波换能器, 并将所选的 M 个超声波换能器相应连接到 M 个发送和接收电路。

[0034] 发送电路 24 包括例如多个脉冲器, 并基于由发送控制器 26 所选择的发送延迟模式来调整驱动信号的延迟量, 使得从换能器 16 发送的超声波形成覆盖对象内组织区域的宽超声波束, 并经由复用器 34 向换能器 16 供应已调整过延迟的驱动信号。

[0035] 从换能器 16 发送的超声波束的形状不限于宽的形状 ; 该波束可以具有普通的变窄的形状。

[0036] 每个通道的接收信号处理器 18 在接收控制器 28 的控制下对从对应换能器 16 输出的接收信号进行处理, 并产生包含与组织相关的区域信息在内的采样数据。

[0037] 接收信号处理器 18 分别包括接收放大单元 46 和模 / 数转换器 48。

[0038] 每个接收放大单元 46 对从对应换能器 16 输出的接收信号进行放大。

[0039] 每个接收放大单元 46 包括 LNA (低噪声放大器) 50、VCA (压控衰减器) 52、以及 PGA (可编程增益放大器) 54。

[0040] 从供电单元 42 向每个 LNA 50 供应偏置电流,且每个 LNA 50 对从对应换能器 16 输出的接收信号进行放大。随着供应的偏置电流增加,每个 LNA 50 获取逐渐增加的 S/N 比。

[0041] 根据本发明,由稍后所述的功率控制器 40 来控制从供电单元 42 向每个 LNA 供应的偏置电流的电流值,以根据超声回波的反射位置的深度来改变,即根据从超声波束的发送开始已经过的时间来改变。

[0042] 图 3 示出了超声波的发送时间段和接收时间段的概念。

[0043] 如图 3 所示,根据发送控制器 26 的控制,换能器 16 以给定间隔将超声波束发送一段给定的时间。据此,在从超声波束发送到下一超声波束发送的给定时段期间中,接收信号处理器 18 在接收控制器 28 的控制下获取换能器 16 在已接收到超声回波之后所输出的接收信号。随着在对象的逐渐增加的更深位置处反射超声回波,从超声波束的发送到超声波束的接收所经过的时间段逐渐变长。因此,根据超声回波获取时间 (从超声波的发送开始已经过的时间) 来改变供应给 LNA 50 的偏置电流的电流值。

[0044] 图 4A 示出了在供应给 LNA 50 的偏置电流的值和已经过的时间 (深度) 之间的关系的概念。

[0045] 如图 4A 所示,供应给 LNA 50 的偏置电流的值被改变为:随着自超声波发送起已经过的时间而增加,即,随着超声回波的反射位置的深度而增加。根据例如装置的配置,预先确定供应给 LNA 50 的偏置电流的值和已经过的时间 (深度) 之间的关系。

[0046] 在深度位置处反射的超声回波在通过对象时衰减,且从而导致超声波图像中弱的接收信号。因此,使供应给用于对接收信号进行放大的 LNA 50 的偏置电流的值随着超声回波在更深位置处反射而逐渐变大,以提高 S/N 比并减小噪声。

[0047] 另一方面,在浅的位置处反射的超声回波仅衰减很小的程度,且因此得到的强的接收信号,使得可以通过减少供应给 LNA 50 的偏置电流的电流值来以低 S/N 比获得高质量的超声波图像。

[0048] 如上所述,对于针对给定的时间段,比如冻结时间段、消隐时间段、探头的移动在指定值内的时间段、以及探头的温度高于指定值的时间段,中止探头中的接收电路的操作的配置,充分减少超声波探头的热量是不可能的,因为这些指定时间段相对于操作时间的比率是相当小的。

[0049] 另一方面,本发明的超声波诊断装置通过在深的位置处反射超声回波时增加供应给用于对接收信号进行放大的 LNA 50 的偏置电流的电流值,实现了 S/N 比的增加,且因此实现了噪声减少,使得即使在深度很大时也能获取高质量超声波图像,且当超声回波的深度小时,通过减少供应给 LNA 50 的偏置电流的电流值,实现了对超声波探头 12 所消耗的功率的节约,且因此实现了对超声波探头 12 内的温度上升的抑制。

[0050] 用于对从对应换能器 16 输出的接收信号进行放大的 LNA 50 或接收放大单元 46 的第一级消耗了整个超声波探头 12 的功耗的很高比率的功率。因此,通过减少供应给消耗大量功率的 LNA 50 的第一级的偏置电流的电流值,实现了对超声波探头 12 所消耗的功率的更有利的节约,且可以抑制超声波探头 12 内的温度上升。

[0051] LNA 50 向 VCA 52 供应已放大的接收信号。

[0052] 响应于图中未示出的 TGC(时间增益控制)的指令, VCA 52 根据接收信号的深度对从 LNA 50 供应的接收信号进行衰减。VCA 52 向 PGA 54 供应已放大的接收信号。

[0053] PGA 54 对从 VCA 52 供应的接收信号进行放大,并将已放大的接收信号供应给模/数转换器 48。

[0054] 模/数转换器 48 对从 PGA 54 供应的模拟接收信号进行采样,以产生数字采样数据。

[0055] 根据本发明的优选配置,模/数转换器 48 在接收控制器 28 的控制下,根据超声回波的反射位置的深度,即根据自超声波束发送起已经过的时间,改变在对从 PGA 54 供应的模拟接收信号的采样中所使用的采样率。

[0056] 图 4B 示出了由用于对接收信号进行采样的模/数转换器 48 所使用的采样率和自超声波发送起已经过的时间(深度)之间的关系的概念。

[0057] 如图 4B 所示,由用于对接收信号进行采样的模/数转换器 48 所使用的采样率被改变为:随着自超声波发送起已经过的时间的增加而减少,即,随着超声回波的反射位置的深度的增加而减少。根据例如装置的配置来预先确定采样率和已经过的时间(深度)之间的关系。

[0058] 一般而言,模/数转换器 48 以 40MHz 至 50MHz 的高采样率对接收信号进行采样。

[0059] 如上所述,在深的位置处反射的超声回波随着其通过对象而衰减。具体地,高频分量极大地衰减,使得超声回波的频率约为几 MHz。因此,当对具有大的深度的接收信号进行采样时,模/数转换器 48 在比普通采样率更低的采样率的情况下也能正确采样。模/数转换器 48 所能进行的低采样率使得模/数转换器 48 所消耗的功率下降,并因此节约了功耗以及抑制了在超声波探头 12 内的温度上升。

[0060] 类似于上述 LNA 50,模/数转换器 48 消耗了占超声波探头 12 总功耗的高比例的功率。从而,通过降低用于对接收信号进行采样的模/数转换器 48 所使用的采样率,实现了对超声波探头 12 所消耗的功率的更有利的节约,并可以抑制超声波探头 12 内的温度上升。

[0061] 模/数转换器 48 向并/串转换器 20 供应采样数据。

[0062] 并/串转换器 20 将接收信号处理器 18 的多个通道产生的并行采样数据转换为串行采样数据。

[0063] 无线通信单元 22 基于串行采样数据来执行载波调制,以产生发送信号,并向天线供应该发送信号,使得天线发送用于发送串行采样数据的无线电波。本文可以采用的调制方案包括:ASK(幅移键控)、PSK(相移键控)、QPSK(正交相移键控)、以及 16QAM(16 正交幅度调制)。

[0064] 无线通信单元 22 通过与诊断装置本体 14 的无线通信向诊断装置本体 14 发送采样数据,从诊断装置本体 14 接收各种控制信号,以及向通信控制器 30 输出接收到的控制信号。通信控制器 30 控制无线通信单元 22,以由探头控制器 32 设置的发送波强度来发送采样数据,并向探头控制器 32 输出由无线通信单元 22 接收到的各种控制信号。

[0065] 探头控制器 32 根据从诊断装置本体 14 发送的各种控制信号来控制超声波探头 12 的组件。

[0066] 超声波探头 12 可以是外部类型探头,比如线性扫描类型、凸面扫描类型以及扇面扫描类型,或者是例如用于超声波内窥镜的径向扫描类型的探头。

[0067] 供电单元 42 在功率控制器 40 的控制下向超声波探头 12 的组件(比如,发送驱动器 24 和接收信号处理器 18)供应在电池 58 中的充电功率。

[0068] 响应于来自探头控制器 32 的指令,功率控制器 40 控制供电单元 42,以向超声波探头 12 的组件供应给定的电量。

[0069] 根据来自探头控制器 32 的指令信号,功率控制器 40 控制供电单元 42,以改变供应给每个接收信号处理器 18 的 LNA 50 的偏置电流的电流值。

[0070] 另一方面,诊断装置本体 14 包括无线通信单元 60,其经由串/并转换器 62 连接到数据存储单元 64。数据存储单元 64 连接到图像产生器 66。图像产生器 66 经由显示控制器 68 连接到监视器 70。

[0071] 无线通信单元 60 也连接到通信控制器 72;串/并转换器 62、图像产生器 66、显示控制器 68 以及通信控制器 72 连接到装置本体控制器 74。此外,装置本体控制器 74 连接到用于使操作者执行数据操作的操作单元 76。

[0072] 操作单元 76 被提供为设置成像菜单和成像条件,以及输入用于对象成像的指令。向操作者提供操作单元 76,以执行输入操作,且操作单元 76 可以由例如键盘、鼠标、轨迹球和/或触摸板构成。

[0073] 无线通信单元 60 通过与超声波探头 12 的无线通信向超声波探头 12 发送各种控制信号。无线通信单元 60 对天线接收到的信号进行解调,以输出串行采样数据。

[0074] 通信控制器 72 控制无线通信单元 60,以由装置本体控制器 74 设置的发送无线电波强度来发送各种控制信号。

[0075] 串/并转换器 62 将从无线通信单元 60 输出的串行采样数据转换为并行采样数据。数据存储单元 64 由例如存储器或硬盘构成,且存储由串/并转换器 62 所转换的采样数据的至少一帧。

[0076] 图像产生器 66 对从数据存储单元 64 中读出的采样数据的每一帧执行接收定焦,以产生表示超声波诊断图像的图像信号。图像产生器 66 包括调相求和器 78 和图像处理器 80。

[0077] 调相求和器 78 根据由装置本体控制器 74 设置的接收方向,从多个之前存储的接收延迟模式中选择一个接收延迟模式,并基于所选接收延迟模式,向由采样数据表示的复基带信号提供相应延迟,并在接收定焦处理中将它们求和。该接收定焦得到了将超声回波良好定焦的基带信号或声线信号。

[0078] 图像处理器 80 根据调相求和器 78 产生的声线信号,产生 B 模式图像信号,所述 B 模式图像信号是与对象内的组织相关的断层成像图像信息。图像处理器 80 包括 STC(敏感时间控制)部和 DSC(数字扫描转换器)。STC 部根据超声波的反射位置的深度,针对由距离引起的衰减,对声线信号进行校正。DSC 通过光栅转换将由 STC 校正过的声线信号转换为与普通电视信号的扫描方法相兼容的图像信号,并通过所需图像处理(比如对比度处理)来产生 B 模式图像信号。

[0079] 显示控制器 68 根据图像产生器 66 产生的图像信号,使监视器 70 显示超声波诊断图像。监视器 70 包括诸如 LCD 之类的显示设备,且在显示控制器 68 的控制下显示超声波

诊断图像。

[0080] 装置本体控制器 74 根据操作者使用操作单元 76 所执行的操作,控制超声波诊断装置 10 的组件。

[0081] 尽管诊断装置本体 14 中的串 / 并转换器 62、图像产生器 66、显示控制器 68、通信控制器 72 以及装置本体控制器 74 均由 CPU 以及使 CPU 执行各种类型处理的操作程序构成,它们均可以由数字电路构成。

[0082] 接下来,描述超声波诊断装置 10 的操作。

[0083] 当操作者将超声波探头 12 与对象表面接触并开始成像时,发送控制器 26 根据来自装置本体控制器 74 的控制信号来控制发送驱动器 24。发送驱动器 24 根据控制信号来驱动换能器 16,且换能器 16 发送超声波束,并接收来自对象的超声回波,以产生接收信号。

[0084] 将从已接收到来自对象的超声回波的换能器所输出的接收信号分别供应给接收信号处理器 18。将供应给接收信号处理器 18 的接收信号顺序转换为采样数据,并在从无线通信单元 22 无线发送到诊断装置本体 14 之前,通过并 / 串转换器 20 将采样数据进行串行化。将诊断装置本体 14 的无线通信单元 60 接收到的采样数据通过串 / 并转换器 62 转换为并行数据,并存储在数据存储单元 64 中。此外,逐帧从数据存储单元 64 中读出采样数据,且图像产生器 66 产生图像信号,基于该图像信号,显示控制器 68 使监视器 70 显示超声波诊断图像。

[0085] 根据本发明,根据超声回波的深度来改变供应给 LNA 50 的偏置电流的电流值。具体地,当对从浅的位置反射的且因此具有大的信号强度的超声回波(接收信号)进行放大时,减少供应给 LNA 50 的偏置电流的电流值。另一方面,当要对从深的位置反射的超声回波(接收信号)进行放大时,增加供应给 LNA 50 的偏置电流的电流值。

[0086] 由于根据超声回波的深度来改变供应给 LNA 50 的偏置电流的电流值,因此即使在深度很大时也能获得高质量超声波图像,且当深度小时,减少供应给 LNA 50 的偏置电流的电流值,以实现超声波探头 12 所消耗的功率的节约,并因此抑制在执行数字处理的超声波探头 12 内的温度上升。

[0087] 此外,在优选模式下,由于模 / 数转换器 48 根据超声回波的深度来改变其对接收信号进行采样所使用的采样率,可以用低采样率对与大的深度相对应的(且因此不要求高采样率的)接收信号进行采样,节约模 / 数转换器 48 消耗的功率。

[0088] 本发明基本如上所述。

[0089] 尽管上面已详细描述了本发明,本发明不受限于上述实施例,且可以在不脱离本发明的精神的情况下进行各种修改和改进。

[0090] 例如,在所示超声波诊断装置中,用于对来自换能器的接收信号进行放大的接收放大单元 46 包括 LNA 50、VCA 52 和 PGA 54,但是其可以附加地(而非限制地)包括其它放大器,或可以由其它放大器构成。

[0091] 此外在所示示例中,供应给 LNA 50 的偏置电流是通断的,但本发明不限于此;供应给 PGA 54 的偏置电流可以是通断的,或供应给 LNA 50 和 PGA 54 的偏置电流可以都是通断的。在提供了对来自换能器的接收信号进行放大的多个放大器的情况下,仅供应给这些放大器中至少一个放大器的偏置电流需要是通断的。

[0092] 在所示示例中,如图 4A 和 4B 所示,供应给 LNA 50 的偏置电流和模 / 数转换器 48

所使用的采样率被适配为与深度成比例地线性改变,然而不限于此,供应给 LNA 50 的偏置电流和模 / 数转换器 48 所使用的采样率可以替代地以曲线或逐级的方式来改变。

[0093] 此外,在所示示例中,超声波探头 12 和诊断装置本体 14 经由无线通信交换信号,然而不限于此,可以经由有线通信来交换信号。

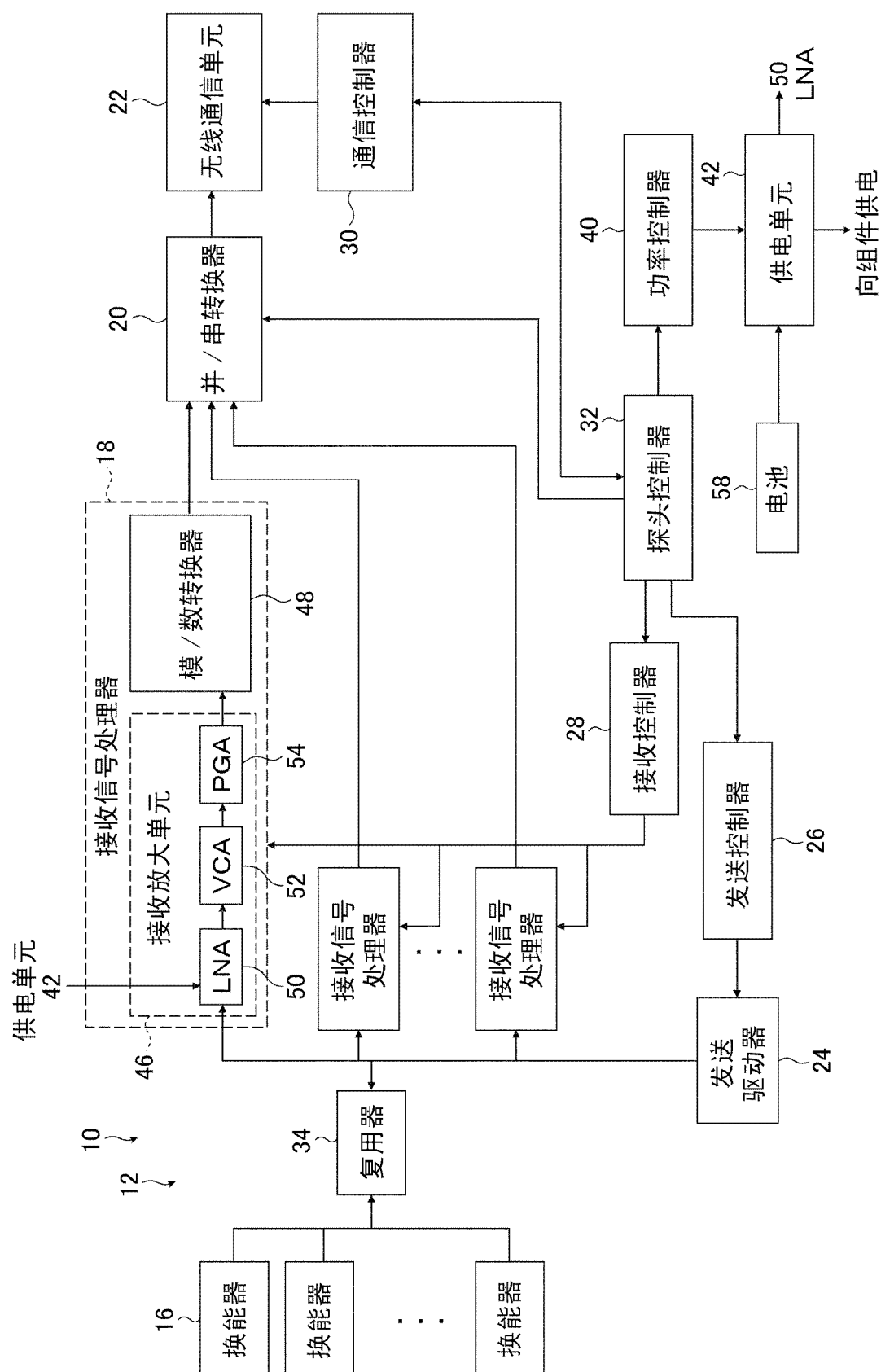


图 1

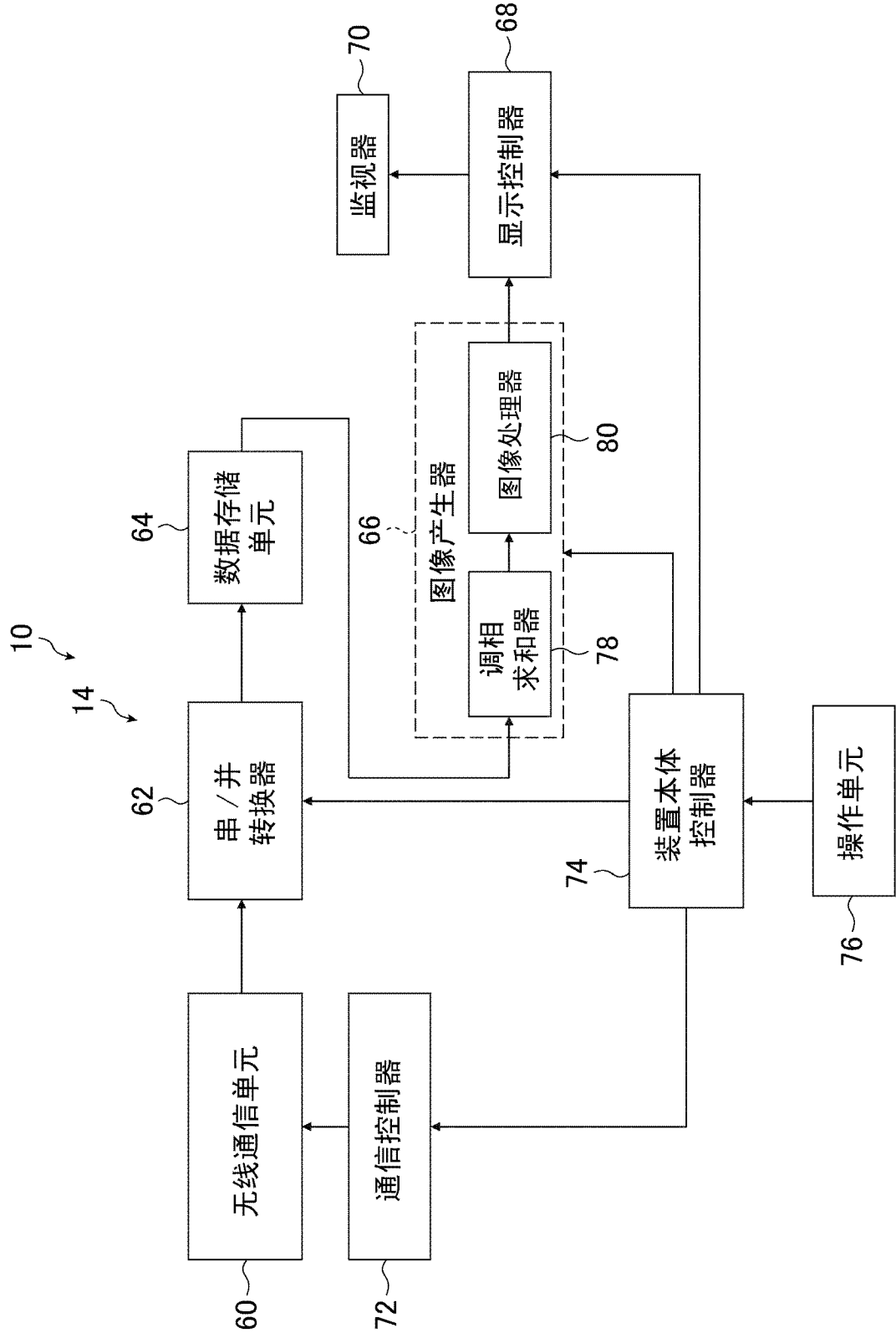


图 2

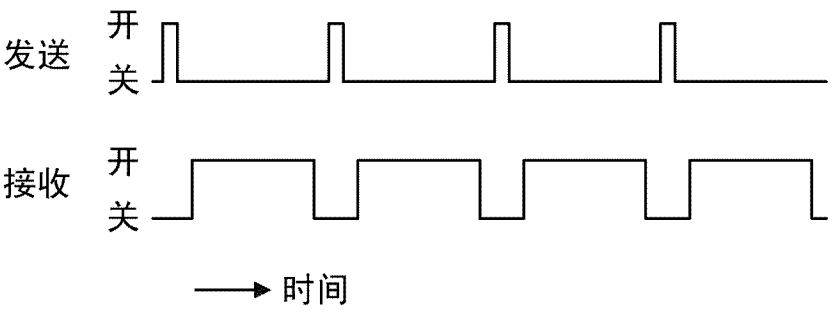


图 3

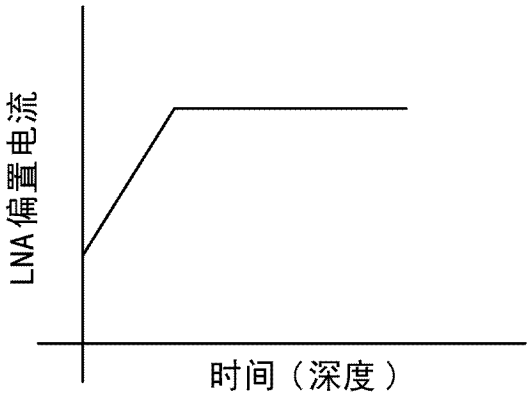


图 4A

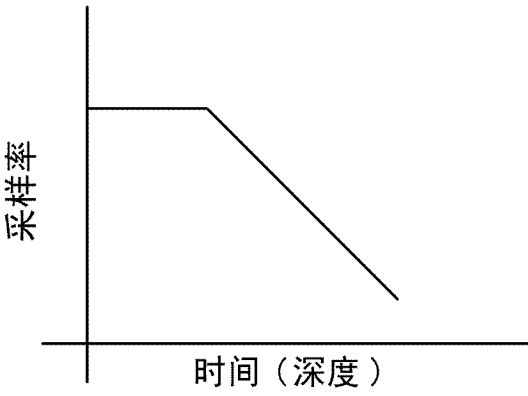


图 4B

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN102755175A	公开(公告)日	2012-10-31
申请号	CN201210122741.8	申请日	2012-04-24
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	村上浩史		
发明人	村上浩史		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/56 A61B8/4472 A61B8/546		
代理人(译)	杨静		
优先权	2011099428 2011-04-27 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种能够获得高质量超声波图像同时抑制超声波探头中的温度上升的超声波诊断装置。所述超声波探头包括：接收放大单元，所述接收放大单元包括用于对由换能器阵列输出的接收信号进行放大的放大器，所述超声波探头还包括供电单元，用于向所述放大器供应偏置电流。所述供电单元根据超声回波的反射位置的深度来改变供应给所述放大器的偏置电流。

