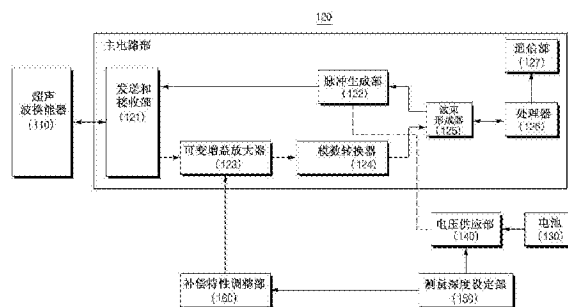




(43)申请公布日 2017.05.10

权利要求书1页 说明书6页 附图5页



1. 一种便携式超声波诊断设备,包括:
测量深度设定部,被配置为设定用于测量的测量深度;
电压供应部,被配置为根据所设定的测量深度供应待施加到脉冲生成部的电压,并且当所设定的测量深度越浅时,供应越低的电压;以及
所述脉冲生成部,被配置为生成待施加到超声波换能器以生成超声波的电脉冲,并生成与从所述电压供应部供应的电压相对应的电压的电脉冲。
2. 根据权利要求1所述的便携式超声波诊断设备,进一步包括可变增益放大器,所述可变增益放大器被配置为通过放大从所述超声波换能器输入的回波信号来根据反射深度补偿衰减。
3. 根据权利要求2所述的便携式超声波诊断设备,进一步包括补偿特性调整部,所述补偿特性调整部被配置为根据反射深度来调整所述可变增益放大器的放大特性。
4. 根据权利要求3所述的便携式超声波诊断设备,其中,所述放大特性允许增益在所设定的测量深度处具有特定最大值,并且随着所述反射深度在低于所设定的测量深度的范围内越深,具有越大的值。
5. 根据权利要求4所述的便携式超声波诊断设备,其中,所述放大特性具有根据在低于所设定的测量深度的所述范围内的所述反射深度所述增益增加的形式。
6. 一种改善便携式超声波诊断设备的功率效率的方法,包括:
设定用于测量的测量深度;
根据所设定的测量深度供应待施加到脉冲生成部的电压,所述脉冲生成部生成待施加到超声波换能器的电脉冲,其中,当所设定的测量深度越浅时,供应越低的电压;以及
由所述脉冲生成部根据所供应的电压生成电脉冲。
7. 根据权利要求6所述的方法,进一步包括通过使用可变增益放大器放大从所述超声波换能器输入的回波信号来根据反射深度补偿衰减。
8. 根据权利要求7所述的方法,进一步包括根据所设定的测量深度调整根据反射深度的所述可变增益放大器的放大特性。
9. 根据权利要求8所述的方法,其中,所述调整包括调整放大特性,以允许增益在所设定的测量深度处具有特定最大值,并且随着所述反射深度在低于所设定的测量深度的范围内越深,具有越大的值。
10. 根据权利要求9所述的方法,其中,所述放大特性具有根据低于所设定的测量深度的所述范围内的所述反射深度所述增益增加的形式。

便携式超声波诊断装置及其功率效率改善方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种便携式超声波诊断设备,并且更具体地,涉及一种便携式超声波设备和改善超声波诊断设备的功率效率的方法。

背景技术

[0002] 利用非侵入性和非破坏性性质,在医疗领域中通常使用超声波诊断设备来获得对象体内的信息。由于可以向医生提供受检者的内部器官的高分辨率图像而无需直接切割的外科手术和观察受检者,因此超声波诊断系统在医疗领域中非常重要地使用。

[0003] 超声波诊断设备是一种系统,该系统将超声波信号从受检者的身体表面发送到受检者体内的目标部位,从所反射的超声波信号提取信息,并且以非侵入性方式获得软组织的断面或血流的图像。

[0004] 与诸如X射线检查设备、计算机断层摄影(CT)扫描器、磁共振图像(MRI)扫描器和核医学检查设备的其他成像诊断设备相比,由于上述超声波诊断系统具有小尺寸、便宜、能够实时显示并且具有优异的安全性而不暴露于X射线,因此其通常用于诊断心脏、腹腔内的内部器官、泌尿系统和生殖器官。

[0005] 由于被恒定地供给功率的交流(AC)电源,在典型的超声波诊断设备中不会发生电力短缺。然而,近年来,由于使用利用具有有限电力的电池作为电源的便携式超声波诊断设备,因此需要通过最小功率提供最大使用时间量的技术。

发明内容

[0006] 技术问题

[0007] 现有的便携式超声波诊断设备生成具有最大电压的脉冲信号,不管用于测量的深度如何所述最大电压是均匀,并且当在较浅深度处执行测量时使用具有相同最大电压的脉冲信号。因此,由于向电池端和电路部施加高负载,因而功率效率不高。

[0008] 因此,本发明的一方面是提供一种便携式超声波诊断设备以及改善该便携式超声波诊断设备的功率效率的方法,所述便携式超声波诊断设备能够通过根据用于测量的深度调整脉冲信号的电压来改善功率效率。

[0009] 技术方案

[0010] 本发明的一个方面提供一种便携式超声波诊断设备,包括:测量深度设定部,被配置为设定用于测量的测量深度;电压供应部,被配置为根据设定的测量深度供应待施加到脉冲生成部的电压,并且当设定的测量深度越浅时,供应越低的电压;以及脉冲生成部,被配置为生成待施加到超声波换能器以生成超声波的电脉冲,并生成与从电压供应部供应的电压相对应的电压的电脉冲。

[0011] 便携式超声波诊断设备还可包括可变增益放大器,该可变增益放大器被配置为通过放大从超声波换能器输入的回波信号来根据反射深度补偿衰减。

[0012] 便携式超声波诊断设备还可包括补偿特性调整部,该补偿特性调整部被配置为根

据反射深度来调整可变增益放大器的放大特性。

[0013] 放大特性可允许增益在所设定的测量深度处具有特定(certain,某一)最大值,并且随着反射深度在低于设定的测量深度的范围内越深,具有越大的值。这里,放大特性可具有根据在低于设定的测量深度的范围内的反射深度增益增加的形式。

[0014] 本发明的另一个方面提供一种改善便携式超声波诊断设备的功率效率的方法,包括:设定用于测量的测量深度;根据所设定的测量深度向脉冲生成部供应电压,所述脉冲生成部分生成待施加到超声波换能器的电脉冲,其中,当设定的测量深度越浅时,供应越低的电压;以及由脉冲生成部根据所供应的电压生成电脉冲。

[0015] 该方法还可包括通过使用可变增益放大器放大从超声波换能器输入的回波信号来根据反射深度补偿衰减。

[0016] 该方法还可包括根据所设定的测量深度调整根据反射深度的可变增益放大器的放大特性。

[0017] 所述调整可包括调整放大特性,以允许增益在所设定的测量深度处具有特定最大值,并且随着反射深度在低于设定的测量深度的范围内越深,具有越大的值。这里,放大特性可具有根据低于设定的测量深度的范围内的反射深度增益增加的形式。

[0018] 有益效果

[0019] 根据本发明,提供了通过根据用于测量的深度调整脉冲信号的电压来提供功率效率的效果。

附图说明

[0020] 图1示出根据本发明的一个实施例的便携式超声波诊断设备的配置。

[0021] 图2示出不是人体的可测量的并且利用根据测量深度所供应的电压来显示的体模的示例。

[0022] 图3示出测量深度-电压表的一个示例。

[0023] 图4示出由脉冲生成部122生成的具有不同电压的电脉冲和根据其的回波信号。

[0024] 图5是示出根据可变增益放大器123的反射深度的放大特性的示例的曲线图。

[0025] 图6是示出根据本发明的实施例的根据可变增益放大器123的反射深度调整的放大特性并示出当测量深度为10cm时的放大特性的曲线图。

[0026] 图7是示出根据本发明的实施例的根据可变增益放大器123的反射深度调整的放大特性并示出当测量深度为15cm时的放大特性的曲线图。

[0027] 图8是示出根据本发明的实施例的根据可变增益放大器123的反射深度调整的放大特性并示出当测量深度为5cm时的放大特性的曲线图。

[0028] 图9是示出根据本发明的一个实施例的改善便携式超声波诊断设备的功率效率的方法的流程图。

具体实施方式

[0029] 在下文中,将参照附图详细描述本发明的示例性实施例。在下面的描述和附图中,基本相同的部件将被称为相同的附图标记,并且将省略其重复描述。此外,在本发明的实施例的描述中,当认为对相关技术的公知功能和部件的详细说明可能不必要地模糊本发明的

本质时,将省略所述详细说明。

[0030] 图1示出根据本发明的一个实施例的便携式超声波诊断设备的配置。根据该实施例的便携式超声波诊断设备包括超声波换能器110、主电路部120、电池130、测量深度设定部150和补偿特性调整部160。

[0031] 超声波换能器110根据从主电路部120施加的电脉冲生成超声波脉冲以检查受检者体内,将由受检者反射的超声波回波信号转换为电信号并返回到电信号中,并将该电信号传递到主电路部120。超声波换能器110可以由压电元件阵列模块形成。压电元件阵列模块可以被配置为允许大量的(诸如64、128、192等)压电元件布置成阵列形状。作为压电元件,可以使用具有高的电-声转换效率的锆钛酸铅(PZT)。作为用于驱动压电元件的电脉冲的电压,可以使用+100V至-100V的电压。

[0032] 主电路部120执行生成待施加到超声波换能器110的电脉冲,通过分析由超声波换能器110接收的回波信号来生成超声波图像,并将超声波图像发送到外部显示装置(未示出)的功能。

[0033] 具体地,主电路部120包括发送和接收部121、脉冲生成部122、可变增益放大器123、模数(A/D)转换器124、波束形成器125、处理器126和通信部127。

[0034] 发送和接收部121将由脉冲生成部122生成的电脉冲发送到超声波换能器110,并将由超声波换能器110接收的回波信号发送到可变增益放大器123。例如,发送和接收部121可由开关形成,该开关被配置为在发送超声波时连接TX电路和压电元件阵列模块并且当接收超声回波时连接RX电路和压电元件阵列模块。

[0035] 脉冲生成部122生成待施加到超声波换能器110用于生成超声波的电脉冲。这里,脉冲生成部122生成具有与从将在下面描述的电压供应部140供应的电压相对应的电压的电脉冲。

[0036] 可变增益放大器123放大从超声波换能器110输入的回波信号,并根据反射深度补偿回波信号的衰减。因为超声波由于其特性而被吸收到人体中,所以从深处反射并且迟到的信号以其尺寸减小的方式失去更多的能量。因此,当反射深度变得越深时(即,当到达时间越晚时),应该以越大的值来补偿回波信号。因此,根据反射深度的可变增益放大器123的放大特性可以具有根据信号的反射深度或到达时间而增加的形式。

[0037] A/D转换器124将由可变增益放大器123补偿了其损耗的回波信号转换为数字信号。

[0038] 波束形成器125执行TX波束形成和RX波束形成。TX波束形成允许脉冲生成部122使用对应于超声波换能器110的参数生成适当的电脉冲,并且例如根据压电元件的位置延迟电脉冲的时间,以在超声波被发送时将超声波的能量集中在焦点上的一定距离处。RX波束形成是来自A/D转换器124的数据转换数字信号,以适合于超声波换能器110将经数据转换的数字信号传递到处理器126,并且是例如当超声波信号被接收并且通过对时间延迟的信号求和生成超声波数据(扫描数据)时根据压电元件的位置和接收时间来自压电元件的时间延迟电信号。

[0039] 处理器126控制波束形成器125以在超声波换能器处执行适当的波束形成,使用扫描数据生成超声波图像以通过通信部127将超声波图像发送到外部显示装置,或者通过通信部127将扫描数据发送到外部显示装置,并且控制便携式超声波诊断设备的部件中的每

一个。处理器126可以根据需要压缩扫描数据以减少用于通信的带宽。

[0040] 通信部127可以使用有线或无线通信类型的通信模块用于与外部显示装置发送和接收数据。有线通信类型可以包括诸如通用串行总线 (USB) 电缆等的有线电缆。无线通信类型可以包括蓝牙、无线USB、无线局域网 (LAN)、无线保真 (WiFi)、Zigbee和红外数据协会 (IrDA) 中的一个。

[0041] 被配置为使用通过通信部127发送的超声波图像或扫描数据来显示超声波图像的外部显示装置可以是例如个人计算机 (PC)、智能电话、台式PC、个人数字助理 (PDA) 等。

[0042] 根据实施例,便携式超声波诊断设备可以包括其用于显示由处理器126生成的超声波图像的显示部(未示出)。在这种情况下,可以不提供被配置为将超声波图像或扫描数据发送到外部的通信部127。

[0043] 电池130供应用于便携式超声波诊断设备的操作的电力,包括脉冲生成部122生成电脉冲所需的电力。

[0044] 通常,由于向脉冲生成部122供应均匀的最大电压(例如,100V)而不管测量深度如何,因此脉冲生成部122生成具有均匀的最大电压(例如,+100V至-100V的峰到峰值)的电脉冲信号。然而,在本发明的实施例中,设定用于测量的测量深度,并且根据设定的测量深度调整的电压被供应到脉冲生成部122,从而改善功率效率。当确定用于测量的测量深度时,由于实际上比测量深度更深的位置处的数据是不必要的,因此不需要供应最大电压。

[0045] 测量深度设定部150设定用于测量受检者的测量深度。可以从用户接收测量深度。便携式超声波诊断设备可以包括用于输入测量深度的用户界面。根据实施例,当用户输入用于诊断、症状或目的的部分时,可以根据与其对应的预定参考来设定测量深度。

[0046] 电压供应部140根据由测量深度设定部150设定的测量深度生成电压,并且将该电压供应到脉冲生成部122。这里,电压供应部140在测量深度越浅时供应越低的电压,并且当测量深度越深时供应越高的电压。例如,可以使用直流 (DC) -DC转换器作为电压供应部140。在这种情况下,可以通过DC-DC转换器调制脉冲宽度来调整供应的电压。根据本发明的实施例,由于脉冲生成部122并非总是供应均匀的最大电压,而是根据设定的测量深度提供低于最大电压的电压,因此施加到电池端和电路部的负载减小,从而提高功率效率。

[0047] 图2示出不是人体的可测量的并且根据测量深度利用所供应的电压来显示的体模的示例。参考图2,当最大测量深度为20cm并且设定的测量深度为作为最大测量深度的20cm时,供应100V的最大电压。然而,当设定的测量深度浅于20cm时,如图所示供应75V、50V或25V的电压。

[0048] 为了允许电压供应部140供应根据设定的测量深度调整的电压,根据测量深度指示电压的测量深度-电压表在便携式超声波诊断设备的存储器(未示出)中。处理器126通过参考测量深度-电压表来控制电压供应部140,从而调整所供应的电压。图3示出上述测量深度-电压表的一个示例。参考图3,示出了对应于测量深度3cm至20cm的供应的电压。这里,排除1cm至2cm是因为超声波图像中的感兴趣区域通常是定位在距离人体皮肤3cm或更低的深度处的位置。由于1cm至2cm深度的区域主要是皮下脂肪,包括皮肤,所以它们没有用于临床诊断的重要信息。

[0049] 再次参考图1,脉冲生成部122生成具有与从电压供应部140供应的电压相对应的电压的电脉冲。例如,当从电压供应部140供应100V的电压时,脉冲生成部122生成具有+

100V至-100V的峰到峰值的电脉冲信号,当供应50V的电压时,脉冲生成部122生成具有+50V至-50V的峰到峰值的电脉冲信号。

[0050] 当如上所述脉冲生成部122根据设定的测量深度生成不同电压的电脉冲信号时,改变通过超声波换能器110发射到受检者的超声波信号的电平。因此,从超声波换能器110输入的回波信号的电平也改变。

[0051] 图4示出由脉冲生成部122生成的具有不同电压的电脉冲和根据其的回波信号。参考图4,当电脉冲的电压减小时,根据其的回波信号的电平也减小。因此,如上所述,有必要补偿回波信号的减小的电平。

[0052] 为此,在本发明的实施例中,允许根据由测量深度设定部150设定的测量深度来调整根据可变增益放大器123的反射深度的放大特性。参考图1,补偿特性调整部160根据通过测量深度设定部150设定的测量深度来调整根据反射深度(即,信号的到达时间)的可变增益放大器123的放大特性。可变增益放大器123的放大特性的调整可以例如通过用可变元件配置形成可变增益放大器123的一些元件并适当地调整可变元件的元件值来实现。尽管补偿特性调整部160被示为与图1中的可变增益放大器123分离的部件,但补偿特性调整部160可以是包括在可变增益放大器123中的部件。

[0053] 图5是示出当向脉冲生成部122供应均匀的最大电压(例如,100V)而不管测量深度如何时根据反射深度的可变增益放大器123的放大特性的示例的曲线图。参考图5,放大特性在20cm的最大深度处具有最大增益 G_{max} ,并且具有其中增益根据反射深度线性增加的形式。尽管在图5中作为示例示出增益根据反射深度线性增加,但根据人体的衰减特性,增益可以像指数函数或对数函数那样增加。

[0054] 在本发明的实施例中,为了补偿随着由脉冲生成部122生成的电脉冲的电压减小而减小的回波信号的电平,可以调整根据反射深度的可变增益放大器123的放大特性,例如,如图6至图8所示。图6、图7和图8分别示出当设定的测量深度为10cm、15cm和5cm时的放大特性。

[0055] 参考图6至图8,放大特性被调整为在设定的测量深度处具有最大增益 G_{max} ,并且当反射深度在低于设定的测量深度的范围内越深时具有越大的增益,即,允许根据在低于测量深度的范围内的反射深度逐渐增加增益,并且在设定的测量深度处具有最大增益 G_{max} 。

[0056] 参考图6,放大特性在10cm的设定的测量深度处具有最大增益 G_{max} ,并且具有其中根据在低于10cm的范围内的反射深度逐渐增加增益的形式。

[0057] 参考图3,当设定的测量深度为20cm,并且在10cm的反射深度处反射的回波信号通过可变增益放大器123以 $1/2G_{max}$ 的增益放大时,由脉冲生成部122生成的电脉冲的电压为+100V至-100V的峰到峰值。由于当设定的测量深度为10cm时,由脉冲生成部122生成的电压减小为具有+50V至-50V的峰到峰值,因此回波信号的电平减小至一半。然而,由于10cm的反射深度处的增益是根据放大特性的调整的最大增益 G_{max} ,因此由可变增益放大器123放大的回波信号的电平与电脉冲的电压为+100V到-100V的峰到峰值的情况相同。

[0058] 参考图7,放大特性在15cm的设定的测量深度处具有最大增益 G_{max} ,并且具有其中根据低于15cm的范围内的反射深度逐渐增加增益的形式。

[0059] 参考图3,当设定的测量深度为20cm,并且在15cm的反射深度处反射的回波信号通

过可变增益放大器123以 $3/4G_{\max}$ 的增益放大时,由脉冲生成部122生成的电脉冲的电压为+100V至-100V的峰到峰值。由于当设定的测量深度为15cm时,由脉冲生成部122生成的电压减小为具有+75V至-75V的峰到峰值,因此回波信号的电平减小至75%。然而,由于15cm的反射深度处的增益是根据放大特性的调整的最大增益 $G_{\max}$,因此由可变增益放大器123放大的回波信号的电平与电脉冲的电压为+100V到-100V的峰到峰值的情况相同。

[0060] 参考图8,放大特性在5cm的设定的测量深度处具有最大增益 $G_{\max}$,并且具有其中根据低于5cm的范围内的反射深度逐渐增加增益的形式。

[0061] 参考图3,当设定的测量深度为20cm,并且在5cm的反射深度处反射的回波信号通过可变增益放大器123以 $1/4G_{\max}$ 的增益放大时,由脉冲生成部122生成的电脉冲的电压为+100V至-100V的峰到峰值。由于当设定的测量深度为5cm时,由脉冲生成部122生成的电压减小为具有+25V至-25V的峰到峰值,因此回波信号的电平减小至25%。然而,由于5cm的反射深度处的增益是根据放大特性的调整的最大增益 $G_{\max}$,因此由可变增益放大器123放大的回波信号的电平与电脉冲的电压为+100V到-100V的峰到峰值的情况相同。

[0062] 尽管在图6至图8中作为示例示出增益根据反射深度和设定的测量深度线性增加,但根据人体的衰减特性,增益可以像指数函数或对数函数那样增加。

[0063] 图9是示出根据本发明的一个实施例的改善便携式超声波诊断设备的功率效率的方法的流程图。根据该实施例的改善功率效率的方法包括由所描述的便携式超声波诊断设备执行的操作。因此,即使是在下面被省略但与便携式超声波诊断设备相关的内容也将应用于根据实施例的改善功率效率的方法。

[0064] 在操作710中,测量深度设定部150设定用于测量受检者的测量深度。

[0065] 在操作720中,电压供应部140根据设定的测量深度设定待供应到脉冲生成部122的电压。

[0066] 在操作730中,补偿特性调整部160根据设定的测量深度调整根据反射深度的可变增益放大器123的放大特性。

[0067] 在操作740中,电压供应部140生成设定电压并将设定电压供应到脉冲生成部122。

[0068] 在操作750中,脉冲生成部122生成与所供应的电压相对应的电压的电脉冲。

[0069] 在操作760中,超声波换能器110由电脉冲生成超声脉冲并将超声波脉冲发射到受检者体内。

[0070] 在操作770中,超声波换能器110将从受检者体内反射和接收的超声波回声转换为电信号。

[0071] 在操作780中,可变增益放大器123根据在操作730中调整的放大特性放大作为转换电信号的回波信号,并根据反射深度补偿衰减。

[0072] 在操作790中,A/D转换器124将由可变增益放大器123补偿其损耗的回波信号转换为数字信号。

[0073] 上面已经描述了本发明的示例性实施例。本领域的普通技术人员应当理解,在不脱离本发明的实质特征的情况下,可以对本发明进行修改。因此,所公开的实施例不应当被认为具有限制性的观点,而是具有描述性的观点。应当理解,本发明的范围由权利要求而不是由上述描述限定,并且包括在权利要求的等同范围内的所有差异。

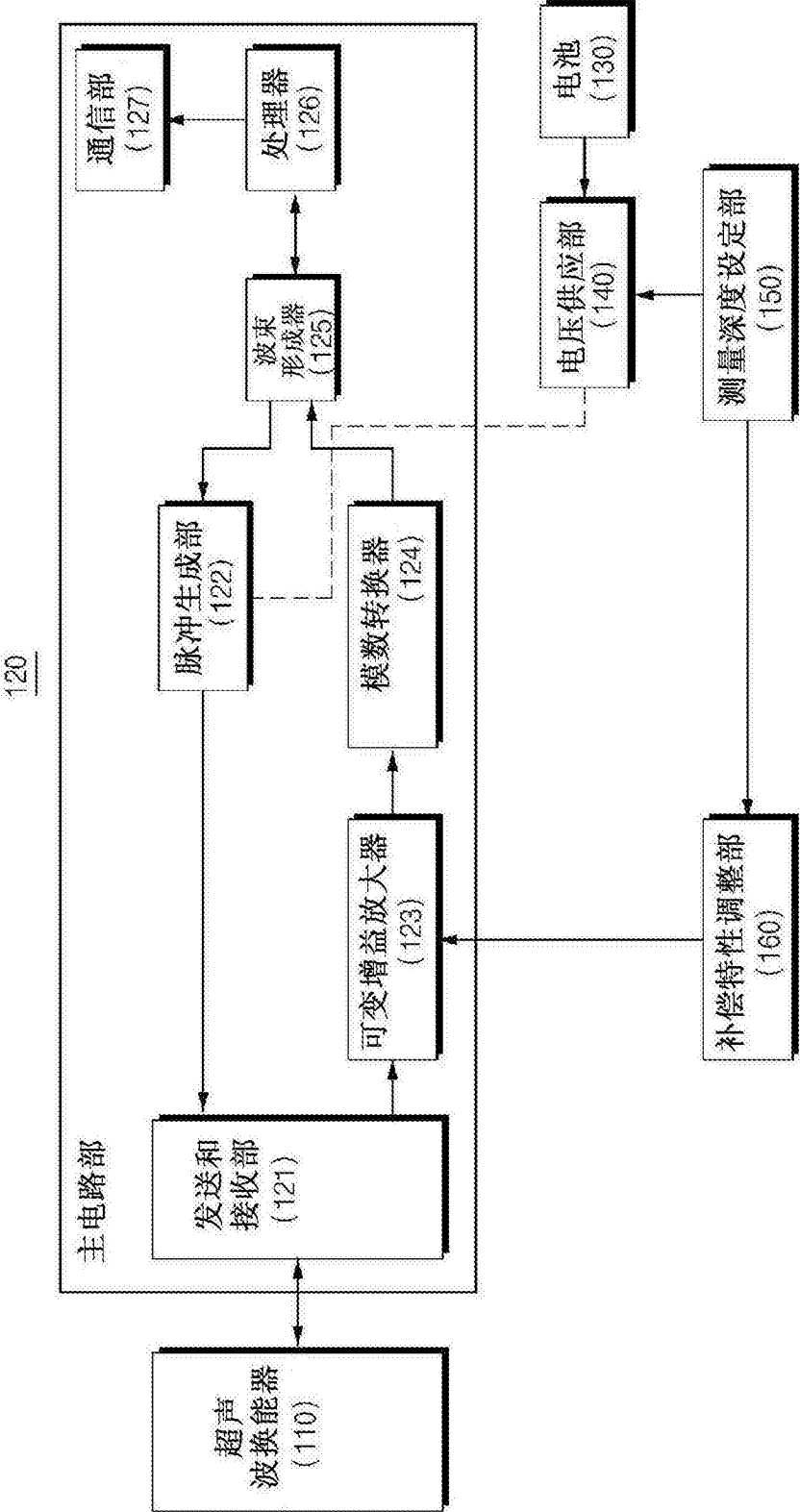


图1

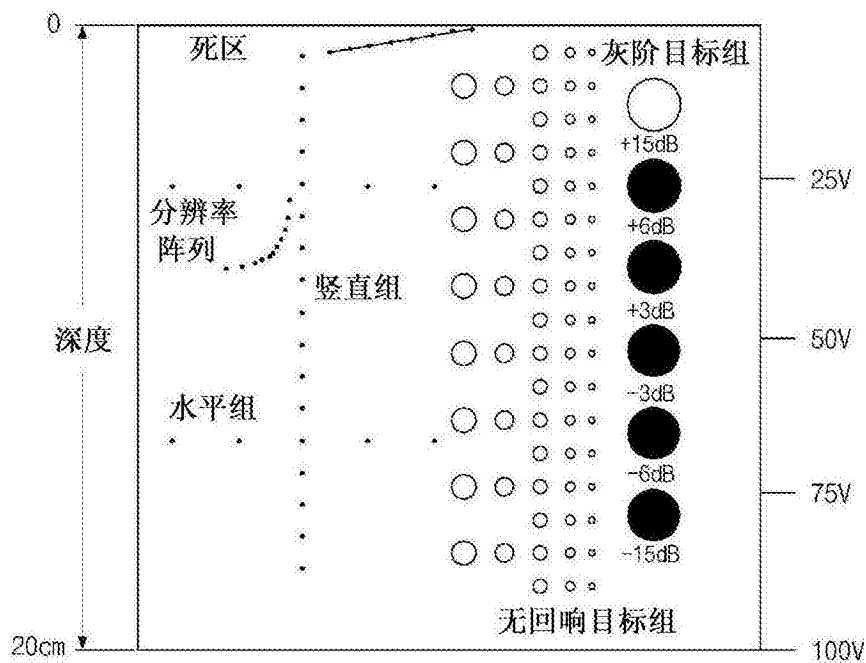


图2

测量深度(cm)	电压(V)
3	15
4	20
5	25
6	30
7	35
8	40
9	45
10	50
11	55
12	60
13	65
14	70
15	75
16	80
17	85
18	90
19	95
20	100

图3

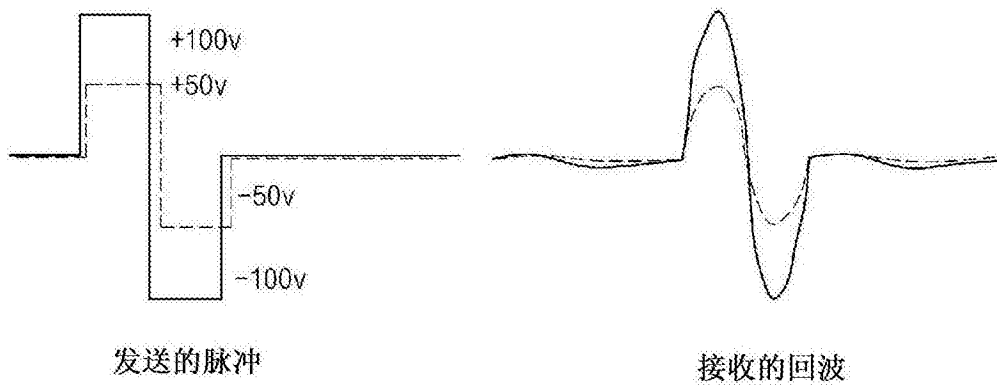


图4

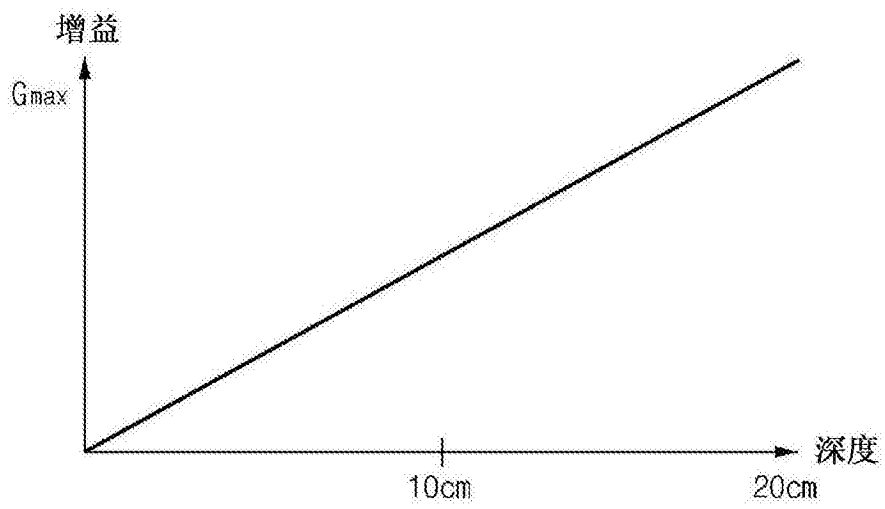


图5

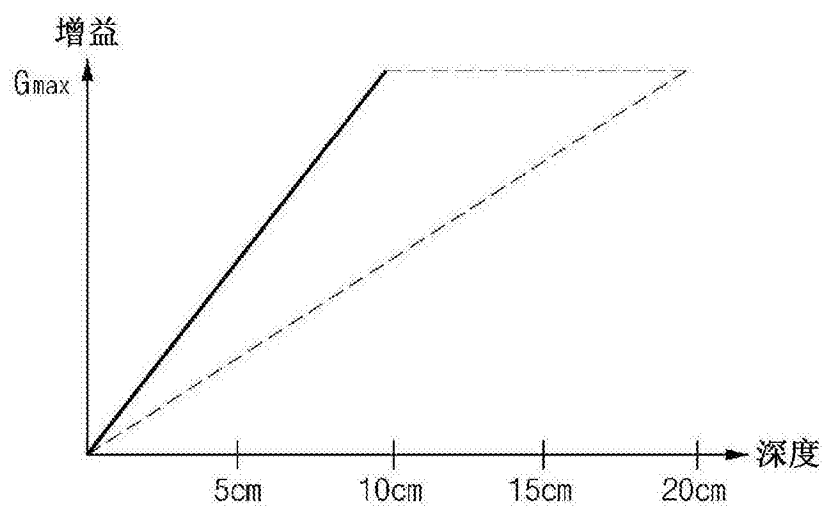


图6

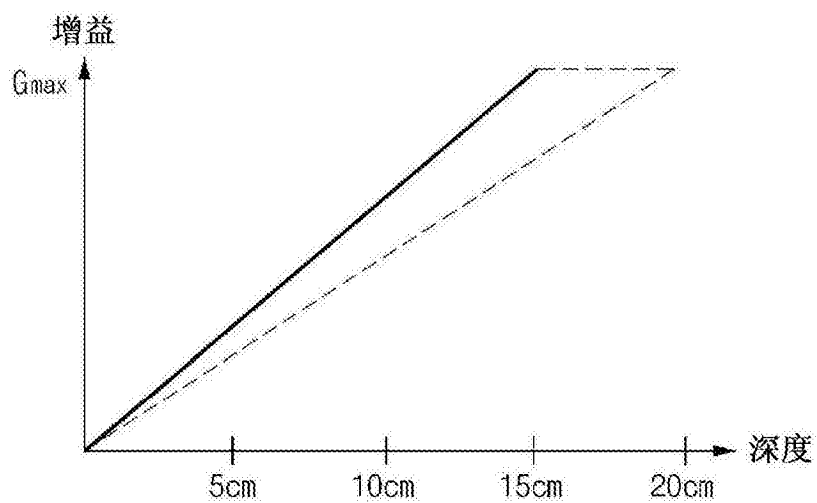


图7

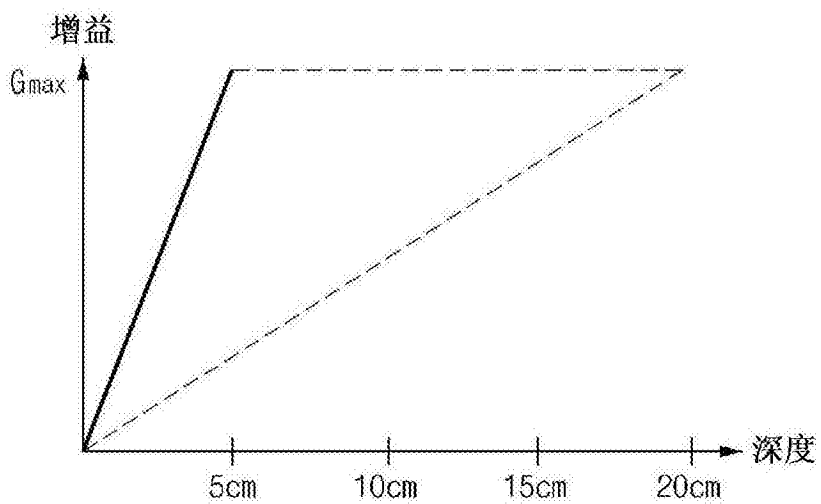


图8

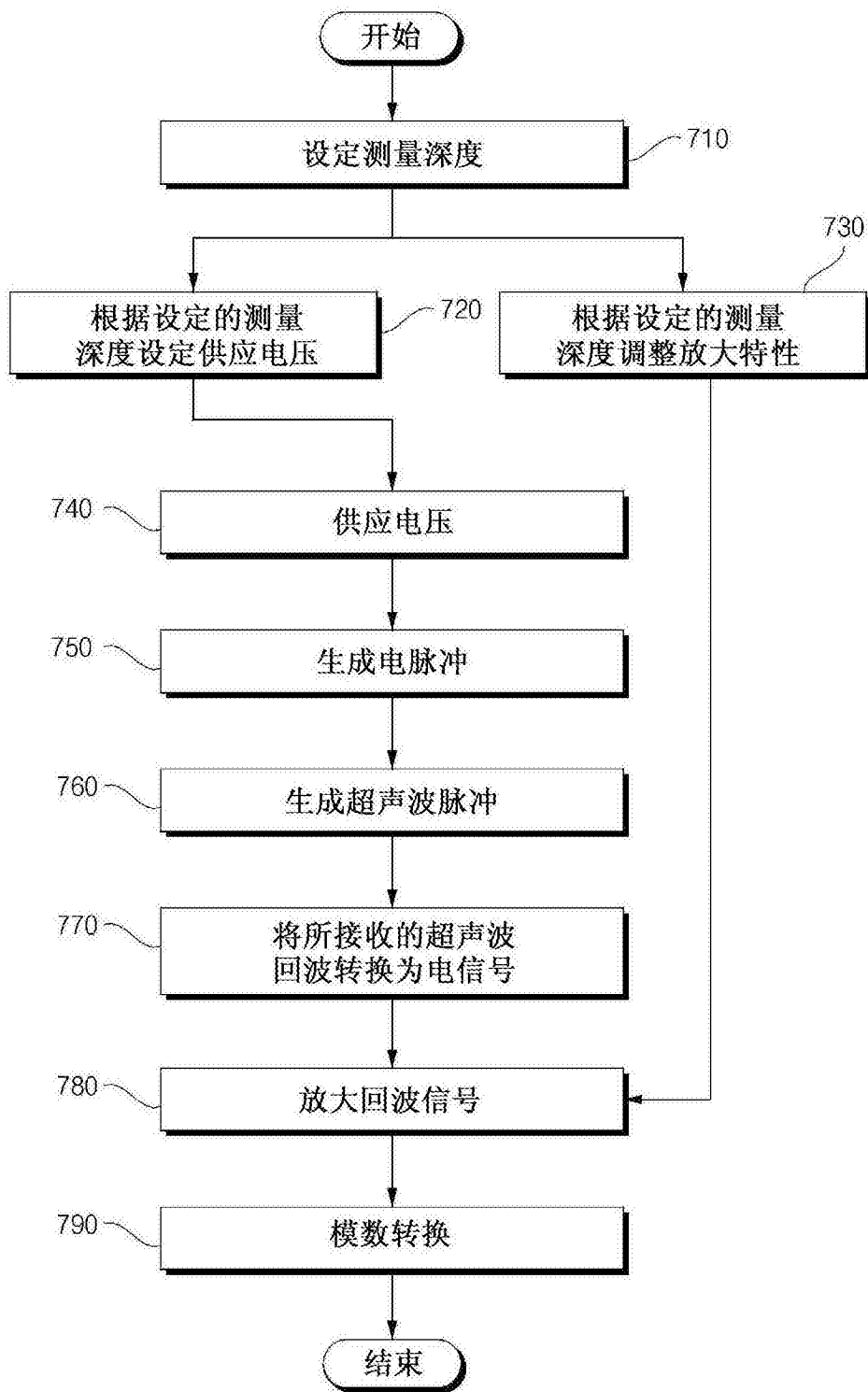


图9

