

[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 02106010. X

[43] 公开日 2002 年 11 月 13 日

[11] 公开号 CN 1378821A

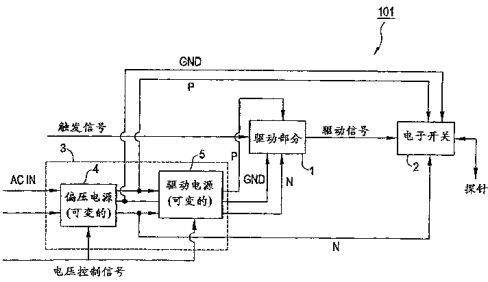
[22] 申请日 2002.4.4 [21] 申请号 02106010. X
[30] 优先权
[32] 2001.4.5 [33] JP [31] 107776/01
[71] 申请人 GE 医疗系统环球技术有限公司
地址 美国威斯康星州
[72] 发明人 S·阿梅米亚

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
代理人 杨 凯 傅 康

权利要求书 1 页 说明书 7 页 附图 6 页

[54] 发明名称 超声波诊断设备和电源设备
[57] 摘要

为减少超声波诊断设备的元件数目以减小其尺寸，超声波诊断设备 101 配备有电源部分 3，后者包括：用于产生偏压的偏压电源 4；以及利用偏压产生驱动电压的驱动电源 5。偏压高于驱动电压。由于驱动电源 5 只基于较高电压产生低电压，因此与独立产生电压的传统形式相比，其配置更简单且尺寸更小。



1. 一种具有电源装置的超声波诊断设备，所述电源装置包括：
用于产生偏压的偏压电源装置；以及利用所述偏压作为输入以便基于
5 所述偏压产生驱动电压的驱动电源装置。
2. 如权利要求 1 所述的超声波诊断设备，其特征在于：由所述偏压电源装置和所述驱动电源装置产生的电压是可变的。
3. 如权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断设备，其特征在于：所述驱动电源装置由线性电源构成。
- 10 4. 一种电源设备，用于将第一电压提供给由所述第一电压操作的第一操作装置并且可将比所述第一电压更低的第二电压提供给由所述第二电压操作的第二操作装置，所述电源设备包括：用于产生所述第一电压的第一电源装置；以及利用所述第一电压作为输入以便基于所述第一电压产生所述第二电压的第二电源装置。
- 15 5. 如权利要求 4 所述的电源设备，其特征在于：由所述第一电源装置和所述第二电源装置产生的电压是可变的。
6. 如权利要求 4 或 5 所述的电源设备，其特征在于：所述第二电源装置由线性电源构成。

超声波诊断设备和电源设备

5 技术领域

本发明涉及一种超声波诊断设备和电源设备，更具体地涉及一种具有较少元件数量的超声波诊断设备和电源设备。

背景技术

10 近来，超声波诊断设备由于其尺寸小、成本低和易于使用而应用得越来越广泛。随着它们的应用普及，对进一步减小其尺寸和成本的需求也增强。然而，超声波诊断设备的电源部分尺寸妨碍了减小整个装置的尺寸。

15 图 1 表示传统超声波诊断设备的主体部分的结构。超声波诊断设备 100 包括：用于根据触发信号产生驱动信号的驱动部分（也称为驱动器）1；用于将驱动信号提供给探针的电子开关（也称为高压开关、模拟开关或矩阵开关）2；用于产生运行驱动部分 1 所必需的驱动电压并将其提供给驱动部分 1 的驱动电源 9；用于产生偏压并将其提供给电子开关 2 的偏压电源 10。

20 虽然图中未示出，但在电子开关 2 中设置有多个开关。另外，在探针中还设置有多个压电元件。通过根据偏压对电子开关中的多个开关进行切换操作并将驱动信号只提供给探针中某些压电元件，超声波诊断设备就可以进行超声波扫描。

25 驱动电源 9 在交流输入的基础上产生驱动电压。驱动电源 9 是可变电源，例如可产生从±5V 到±70V 的驱动电压。驱动电源 9 的驱动电压输出的幅值由预定的电压控制信号控制。在图 1 所示驱动电源 9 输出的驱动电压中，P 代表正电压，GND 代表地电压，N 代表负电压。

偏压电源 10 在交流输入的基础上产生偏压。偏压电源 10 是固定电源，例如可产生±80V 的偏压信号。在图 1 所示偏压电源 10 输出的偏压中，P 代表正电压，GND 代表地电压，N 代表负电压。

5 如上所述，在传统的超声波诊断设备中，用于独立产生运行驱动部分所需的驱动电压的驱动电源以及用于独立产生控制电子开关所需的偏压的偏压电源是分开设置的。然而，由于安装了具有相似结构的两个电源，因此在同一超声波诊断设备中设置分开的驱动电源 9 和偏压电源 10 增加了元件数目，使得无法减小超声波诊断设备的尺寸。

10

发明内容

鉴于上述问题提出了本发明。本发明的目的是提供一种超声波诊断设备和电源设备，其中减少了元件数目以便减小所述装置的尺寸。

15 为达到上述目的，根据本发明第一方面的超声波诊断设备具有电源装置，后者包括：用于产生偏压的偏压电源装置；以及利用所述偏压作为输入以便产生基于偏压的驱动电压的驱动电源装置。

根据这种超声波诊断设备，偏压电源装置产生偏压，驱动电源装置利用所述偏压产生低电压驱动电压。由于驱动电源装置只在较高电压的基础上产生低电压，因此与独立产生电压的传统形式相比，其结构更简单且尺寸更小。

20 根据本发明第二方面的超声波诊断设备，由偏压电源装置和驱动电源装置产生的电压是可变的。

25 根据本发明第三方面的超声波诊断设备，所述驱动电源装置由线性电源构成。

此外，根据本发明第四方面的电源设备将第一电压提供给由第一电压操作的第一操作装置，并将比第一电压更低的第二电压提供给由第二电压操作的第二操作装置，所述电源设备包括：用于产生

所述第一电压的第一电源装置；利用第一电压作为输入以便产生基于所述第一电压的第二电压的第二电源装置。

5 根据此电源设备，第一电源装置产生第一电压，而第二电源装置利用所述第一电压产生低电压的第二电压。由于第二电源装置只产生基于较高电压的低电压，因此与独立产生电压的传统形式相比，其结构更简单且尺寸更小。

根据本发明第五方面的超声波诊断设备，由所述第一电源装置和所述第二电源装置产生的电压是可变的。

10 根据本发明第六方面的超声波诊断设备，所述第二电源装置由线性电源构成。

如上所述，在本发明的超声波诊断设备中，偏压电源装置产生偏压，驱动电源装置利用此偏压来产生驱动电压。由于驱动电源装置只产生基于较高电压的低电压，因此与独立产生电压的传统形式相比，其结构更简单且尺寸更小。因此，超声波诊断设备可以在总体上减小尺寸并降低成本。而且，由于元件数目减少，元件失效的可能性也降低，整个超声波诊断设备的可靠性提高了。

20 根据本发明的电源设备，第一电源部分产生第一电压，而第二电源部分利用第一电压来产生第二电压。由于第二电源部分只产生基于较高电压的低电压，因此与独立产生电压的传统形式相比，其结构更简单且尺寸更小。因此，可以减小电源设备的尺寸并降低其成本。

从对附图中举例说明的本发明的最佳实施例的以下描述中，可以清楚本发明的其它目的和优点。

25 附图说明

图 1 是表示传统超声波诊断设备的配置的简图。

图 2 是表示根据本发明实施例 1 的超声波诊断设备的主体部分的配置的简图。

图 3 是表示偏压和驱动电压的幅值变化的曲线图。

图 4 是表示根据本发明实施例 2 的超声波诊断设备的主体部分的配置的简图。

5 图 5 是表示根据实施例 2 的超声波诊断设备的滤波器部分的配置的简图。

图 6 是表示根据实施例 3 的电源设备的配置的简图。

具体实施方式

10 下面将参考附图对本发明的超声波诊断设备和电源设备的实施例进行详细的介绍。

实施例 1

15 图 2 表示根据本发明实施例 1 的超声波诊断设备的主体部分的配置。超声波诊断设备 101 包括：用于根据触发信号产生驱动信号的驱动部分 1；用于将驱动信号提供给探针的电子开关 2；电源部分 3，其可产生运行驱动部分 1 所必需的驱动电压并将其提供给驱动部分 1，并可产生控制电子开关 2 所必需的偏压并将其提供给电子开关 2。

20 电源部分 3 由用于产生偏压的偏压电源 4 和用于产生驱动电压的驱动电源 5 构成。偏压电源 4 基于交流输入产生偏压。偏压电源 4 将偏压提供给电子开关 2，还将偏压输入到驱动电源 5 中。偏压电源 4 是可变电源，例如产生从±5V 到±80V 的偏压。偏压电源 4 输出的偏压的幅值由预定的电压控制信号控制。在图 2 所示的偏压电源 4 输出的偏压中，P 代表正电压，GND 代表地电压，N 代表负电压。

25 驱动电源 5 基于偏压电源 4 输入的偏压产生驱动电压。驱动电源 5 是可变的线性电源，例如产生从±5V 到±70V 的驱动信号。驱动电源 5 输出的驱动电压的幅值由电压控制信号控制。在图 2 所示的驱动电源 5 输出的驱动电压中，P 代表正电压，GND 代表地电压，N 代表负电压。

虽然图中未示出，但在电子开关 2 中设置有多个开关，另外在探针中还设置有多个压电元件。通过基于偏压对电子开关 2 中的多个开关进行切换操作并将驱动信号只提供给探针中某些压电元件，就可以进行超声波扫描。

- 5 偏压比驱动电压高。驱动电源 5 基于偏压电源 4 输入的较高的偏压产生低电压的驱动电压。因此，与独立产生驱动电压的配置相比，本设备的配置更简单且尺寸更小。

偏压不影响超声波扫描的精度，即使其含有一定量的噪音（脉动）也是如此。另一方面，如果驱动电压含有噪音，则驱动信号会受到噪音的影响，且超声波扫描的精度降低。因此，驱动电源 5 最好产生具有较少噪音且稳定的驱动电压。相应地，偏压电源 4 和驱动电源 5 的噪音抑制比之间的差别最好小于 30dB。因此，可以产生具有较少噪音且稳定的驱动电压。

10

图 3 表示偏压和驱动电压的幅值变化的曲线图。偏压的幅值变化由点划线表示，驱动电压的幅值变化由实线表示。由于驱动电源 5 基于偏压产生驱动电压，所以偏压总是保持在比驱动电压更高的电平，如图 3 所示。另外，保持高于驱动电压电平的偏压能有利地保留用于超声传输的过冲电压。然而，当偏压下降时，电子开关 2 的接通电阻增加。为了防止接通电阻的增加，偏压最好根据图 3 所示的虚线变化，使得它不会降低到一定值以下。

15

20

如上所述，根据实施例 1 的超声波诊断设备 101，偏压电源 4 产生偏压，驱动电源 5 利用此偏压产生驱动电压。由于驱动电源 5 只基于较高电压产生较低电压，因此与独立产生电压的传统形式相比，其配置更简单且尺寸更小。因此，超声波诊断设备可以在总体上减小尺寸及降低成本。而且，由于元件数目减少，元件失效的可能性也降低，整个超声波诊断设备的可靠性提高。

25

实施例 2

如实施例 1 所述，偏压总是保持在比驱动电压高的电平。因此，

偏压噪音可以进入到驱动电压中。为了防止这一现象的发生，根据本发明实施例 2 的超声波诊断设备 102 配备有滤波器部分 6，如图 4 所示。由于设备 102 的配置与图 2 所示的超声波诊断设备 101 的配置除滤波器部分 6 之外均相似，因此在超声波诊断设备 102 的配置中只介绍滤波器部分 6。

图 5 详细地表示滤波器部分 6 的配置。滤波器部分 6 包括与偏压正极相连的滤波器电路 7 以及与偏压负极相连的滤波器电路 8。滤波器电路 7 由二极管 71 和滤波器 72 构成。类似地，滤波器电路 8 由二极管 81 和滤波器 82 构成。通过这种配置，可以防止来自偏压的噪音进入到驱动电压中。

如上所述，除了实施例 1 的超声波诊断设备 101 获得的效果之外，实施例 2 的超声波诊断设备 102 还提供了可防止来自偏压的噪音进入到驱动电压中的效果。因此，超声波诊断设备的可靠性提高了。

15 实施例 3

虽然本发明可应用于图 1 和 2 所示的超声波诊断设备中，但本发明可以应用的技术领域并不限于超声波诊断设备，而可同样地应用到普通的电源设备中。图 6 示出其中应用了本发明的电源设备 103。

电源设备 103 包括第一电源部分 15 和第二电源部分 16。第一电源部分 15 产生第一电压，将第一电压供应给第一操作部分 17，还将第一电压输入到第二电源部分 16 中。第二电源部分 16 基于第一电压产生第二电压，并将第二电压供应给第二操作部分 18。应注意的是第一电压高于第二电压。

第一电源部分 15 和第二电源部分 16 输出的电压是可变的，它们的幅值由预定的电压控制信号控制。而且，第二电源部分 16 是线性电源。

第一操作部分 17 由第一电压驱动而进行预定的第一操作。类似地，第二操作部分 18 由第二电压驱动而进行预定的第二操作。

5 如上所述, 根据实施例 3 的电源设备 103, 第一电源部分 15 产生第一电压, 第二电源部分 16 基于第一电压产生第二电压。由于第二电源部分 16 只基于较高电压产生低电压, 因此与独立产生电压的传统形式相比, 其配置更简单且尺寸更小。结果, 可以减小电源设备的尺寸且降低成本, 因此, 采用这种电源设备的装置总体上可以减小尺寸并降低成本。

在不脱离本发明的精神和范围的前提下可以构成本发明的大量的不同的实施例。显然, 本发明并不限于说明书中介绍的具体实施例, 而是由所附的权利要求书所限定。

图 1

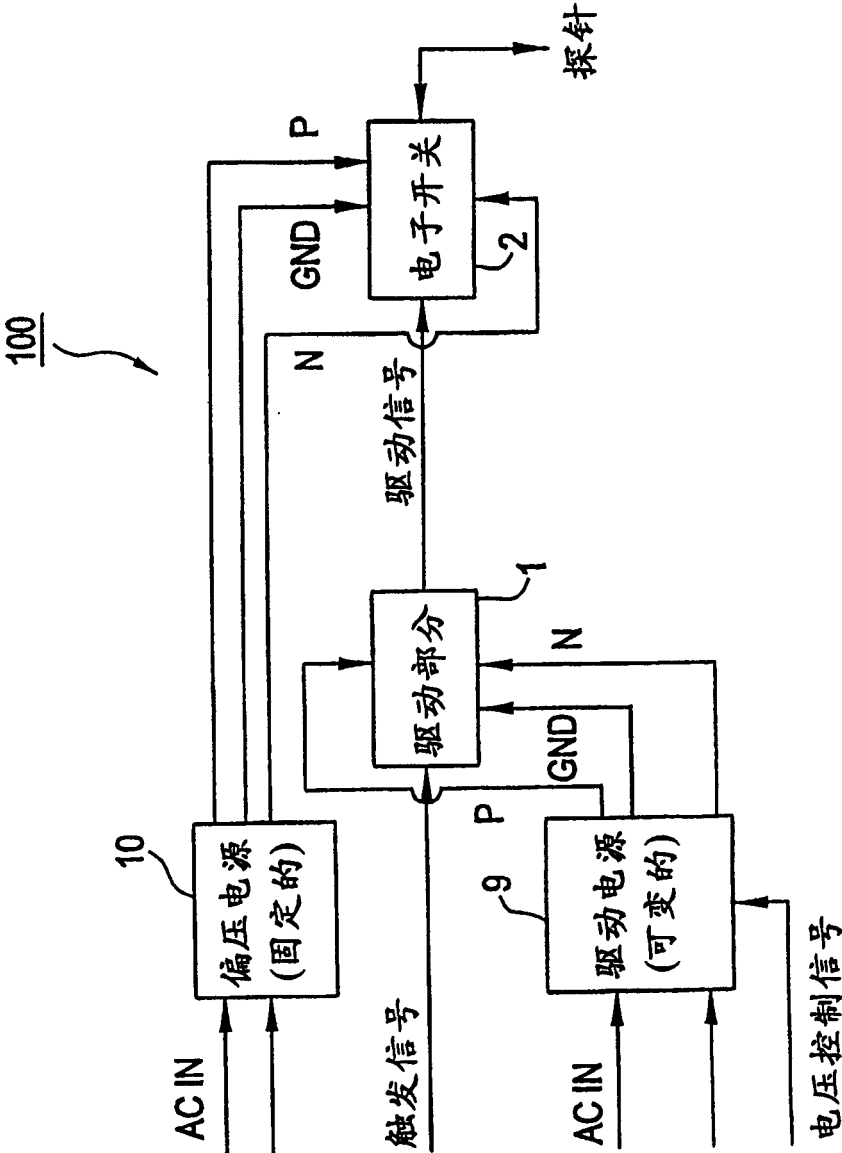


图 2

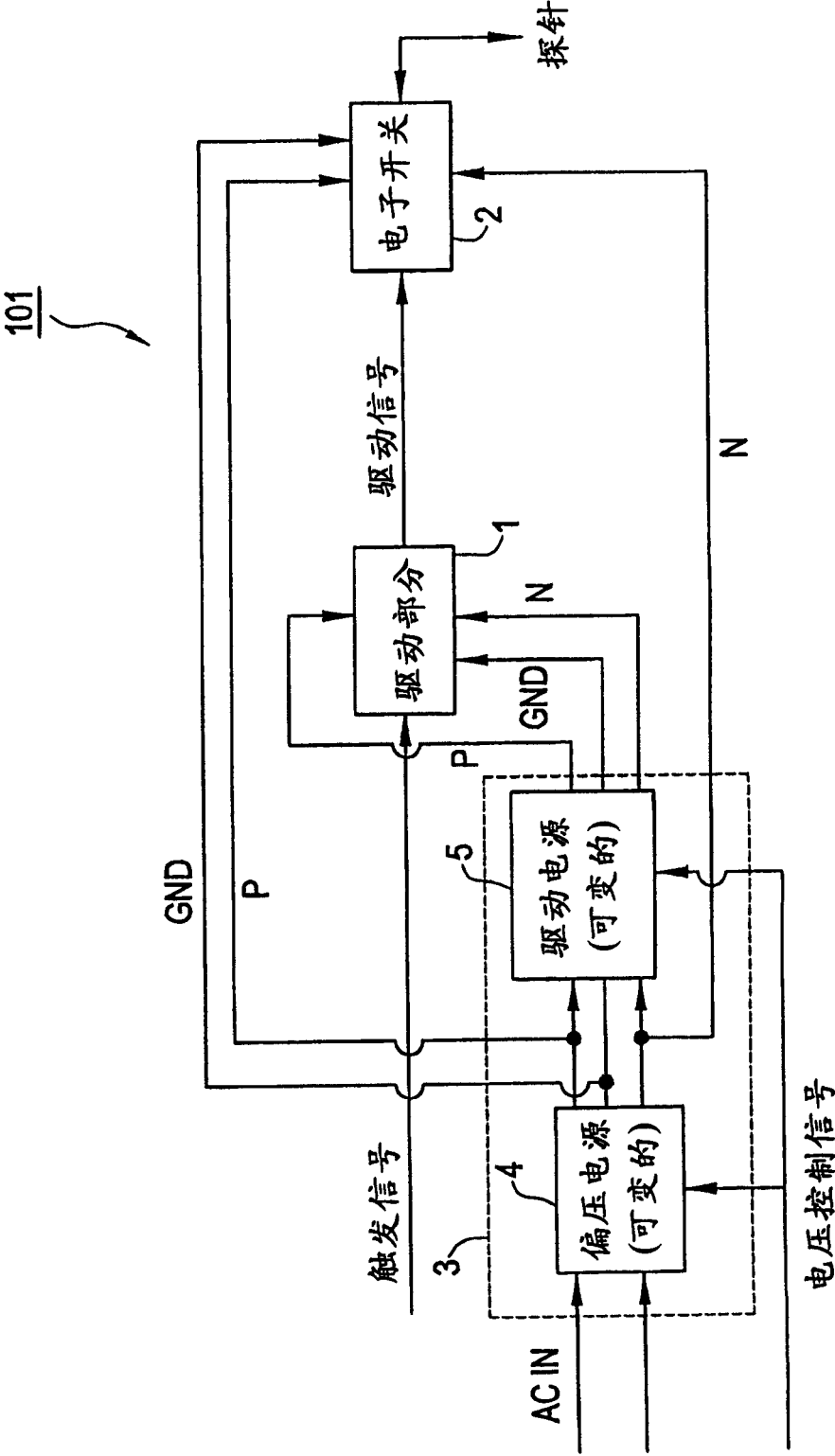


图 3

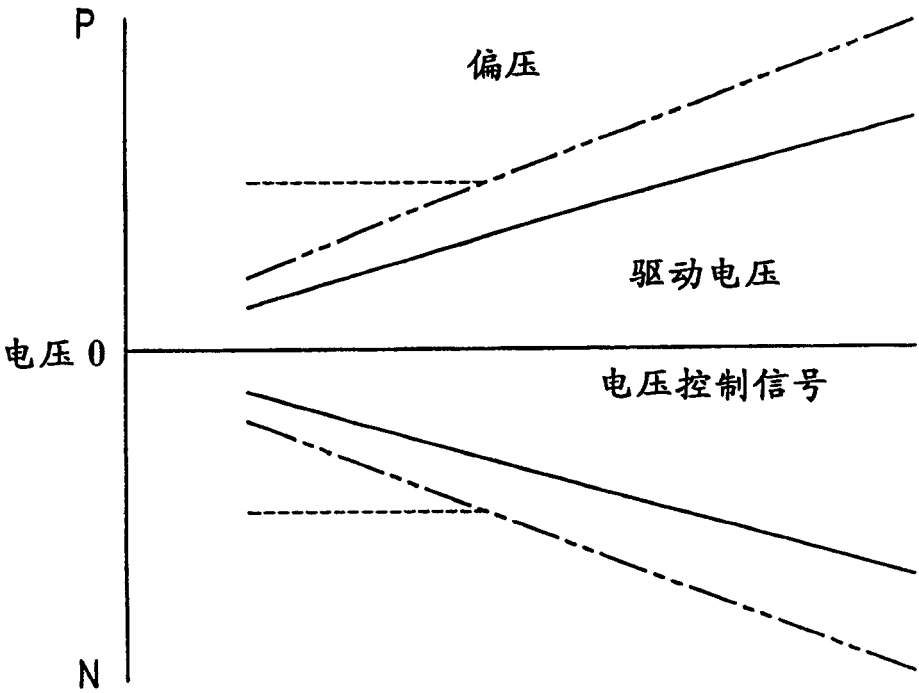


图 4

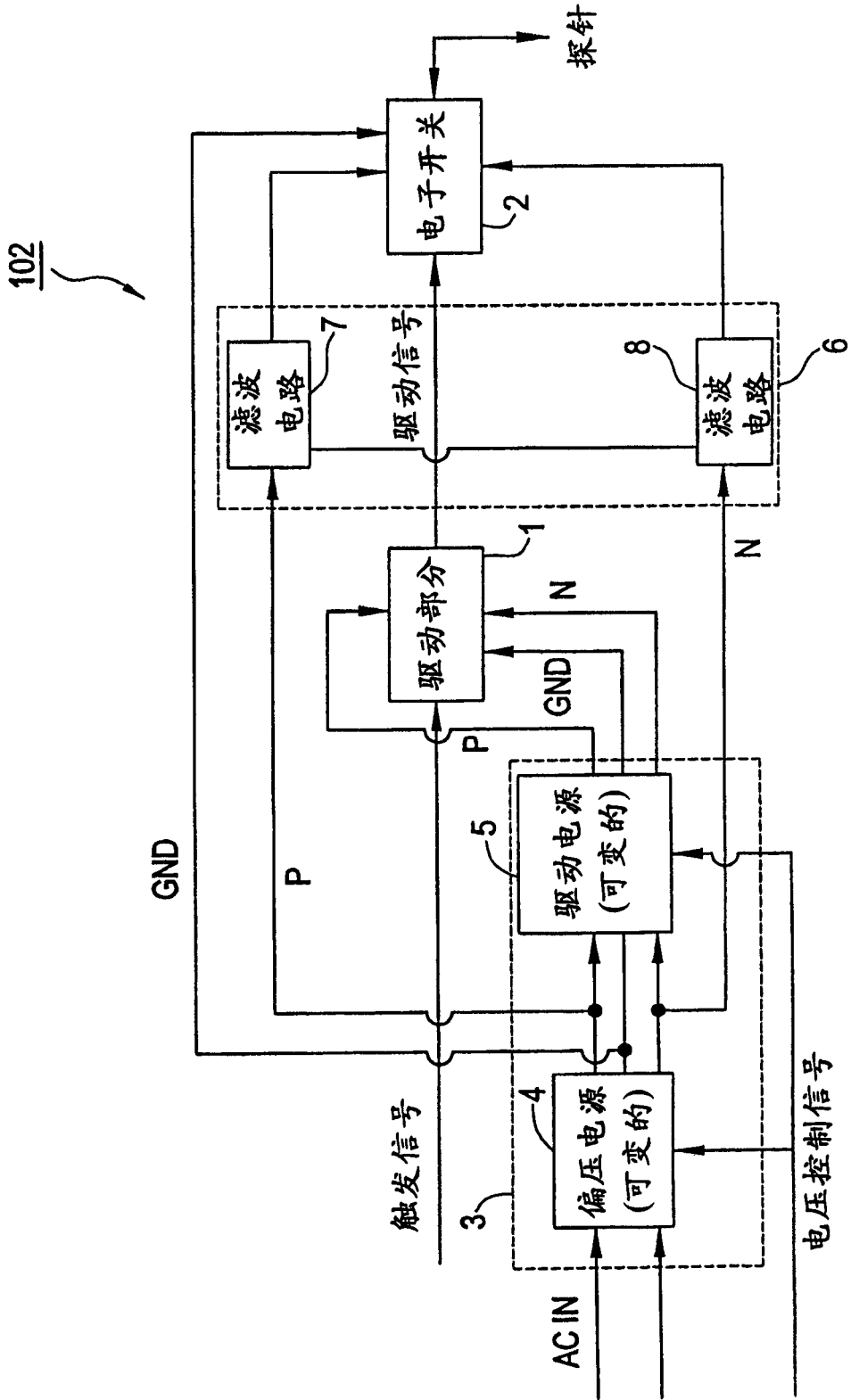


图 5

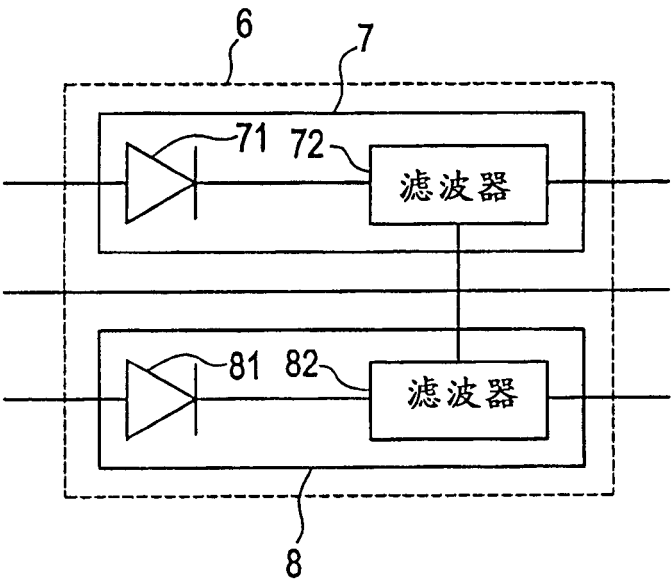
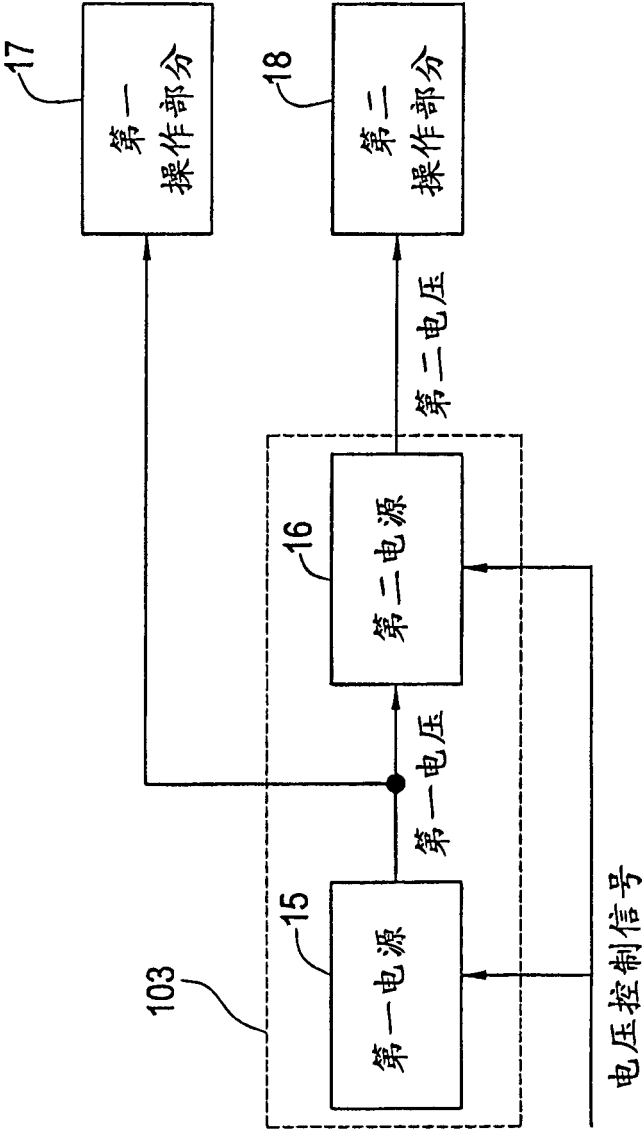


图 6



专利名称(译)	超声波诊断设备和电源设备		
公开(公告)号	CN1378821A	公开(公告)日	2002-11-13
申请号	CN02106010.X	申请日	2002-04-04
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
[标]发明人	S阿梅米亚		
发明人	S·阿梅米亚		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52 H02J11/10 G01N29/00		
CPC分类号	G01S7/52023		
代理人(译)	杨凯 傅康		
优先权	2001107776 2001-04-05 JP		
其他公开文献	CN1223310C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

为减少超声波诊断设备的元件数目以减小其尺寸,超声波诊断设备101配备有电源部分3,后者包括:用于产生偏压的偏压电源4;以及利用偏压产生驱动电压的驱动电源5。偏压高于驱动电压。由于驱动电源5只基于较高电压产生低电压,因此与独立产生电压的传统形式相比,其配置更简单且尺寸更小。

