

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A61B 8/00

G01N 29/00

G01S 7/52



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 02106010. X

[45] 授权公告日 2005 年 10 月 19 日

[11] 授权公告号 CN 1223310C

[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] 专利权人 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

审查员 张 纬

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

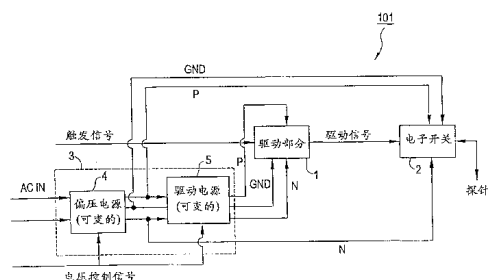
代理人 杨 凯 傅 康

权利要求书 1 页 说明书 5 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. 一种具有电源元件的超声波诊断装置，包括：
用于产生偏压的偏压电源元件；和
- 5 驱动电源元件，其中所述偏压被输入到上述驱动电源元件，上述驱动电源元件在所述偏压的基础上产生驱动电压，所述偏压高于所述驱动电压。
2. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，所述偏压电源元件和所述驱动电源元件产生的电压是可变的。
- 10 3. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，所述驱动电源元件由线性电源组成。
4. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，所述偏压的幅值由一个预定的电压信号控制。
5. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，所述驱动电压
- 15 的幅值由一个预定的电压信号控制。
6. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，一个交流电流被送到所述偏压电源元件以产生所述偏压。

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装置和电源装置，更具体地涉及一种具有较少元件数量的超声波诊断装置和电源装置。

背景技术

近来，超声波诊断装置由于其尺寸小、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，超声波诊断装置的电源部分尺寸妨碍了减小整个装置的尺寸。

图1表示了传统超声波诊断装置的主体部分的结构。超声波诊断装置100包括：用于在触发信号的基础上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；用于产生操作驱动部分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。

虽然图中未示出，但在电子开关2中设有多个开关，另外在探针中还设有多个压电元件。通过在偏压的基础上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，超声波诊断装置就可以进行超声波扫描。

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代表电压正极，GND代表接地极，N代表电压负极。

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代表电压正极，GND代表接地极，N代表电压负极。

如上所述，在传统的超声波诊断装置中，用于独立产生操作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装置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装置的尺寸。

发明内容

5 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装置和电源装置，其中减少了元件数目，从而实现了装置的尺寸减小。

为达到上述目的，根据本发明，提供了一种具有电源元件的超声波诊断装置，包括：用于产生偏压的偏压电源元件；和驱动电源元件，其中所述偏压被输入到上述驱动电源元件，上述驱动电源元件在所述偏压的基础上
10 上产生驱动电压，所述偏压高于所述驱动电压。

其中，所述偏压电源元件和所述驱动电源元件产生的电压是可变的。

所述驱动电源元件由线性电源组成。

所述偏压的幅值由一个预定的电压信号控制。

所述驱动电压的幅值由一个预定的电压信号控制。

15 其中，一个交流电流被送到所述偏压电源元件以产生所述偏压。

如上所述，在本发明的超声波诊断装置中，偏压电源元件产生偏压，驱动电源元件采用此偏压来产生驱动电压。由于驱动电源元件只在较高电压的基础上产生较低的电压，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，超声波诊断装置可以整体地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
20 诊断装置的可靠性提高。

根据本发明的电源装置，第一电源产生第一电压，第二电源采用第一电压来产生第二电压。由于第二电源只在较高电压的基础上产生较低的电压，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，可以减小电源装置的尺寸并降低其成本。
25 此，

从附图描述的本发明优选实施例的介绍中可以清楚本发明的其它目的和优点。

附图说明

图 1 是表示了传统超声波诊断装置的结构图；

30 图 2 是表示了根据本发明实施例 1 的超声波诊断装置的主体部分的结

构的图;

图 3 是表示了偏压和驱动电压的幅值变化的图;

图 4 是表示了根据本发明实施例 2 的超声波诊断装置的主体部分的结构的图;

5 图 5 是表示了根据实施例 2 的超声波诊断装置的过滤器部分的结构的图;

图 6 是表示了根据实施例 3 的电源装置的结构图。

具体实施方式

下面将参考附图对本发明的超声波诊断装置和电源装置的实施例进行
10 详细的介绍。

实施例 1

图 2 表示了根据本发明实施例 1 的超声波诊断装置的主体部分的结构。超声波诊断装置 101 包括: 用于在触发信号的基础上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 3, 其可产生
15 操作驱动部分 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。

电源 3 包括用于产生偏压的偏压电源元件 4, 以及用于产生驱动电压的驱动电源元件 5。偏压电源元件 4 在交流输入的基础上产生偏压。偏压电源元件 4 将偏压提供给电子开关 2, 还将偏压输入到驱动电源元件 5 中。
20 偏压电源元件 4 是可变电源, 例如可产生从 $\pm 5\text{V}$ 到 $\pm 80\text{V}$ 的偏压。偏压电源元件 4 输出的偏压的幅值由预定的电压控制信号控制。在图 2 所示的偏压电源元件 4 输出的偏压中, P 代表电压正极, GND 代表接地极, N 代表电压负极。

驱动电源元件 5 在偏压电源元件 4 输入的偏压的基础上产生驱动电压。驱动电源元件 5 是可变的线性电源, 例如可产生从 $\pm 5\text{V}$ 到 $\pm 70\text{V}$ 的驱动信号。驱动电源元件 5 输出的驱动电压的幅值由电压控制信号控制。
25 在图 2 所示的驱动电源元件 5 输出的驱动电压中, P 代表电压正极, GND 代表接地极, N 代表电压负极。

虽然图中未示出, 但在电子开关 2 中设有多个开关, 另外在探针中还
30 设有多个压电元件。通过在偏压的基础上对电子开关 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。

偏压比驱动电压高。驱动电源元件 5 在偏压电源元件 4 输入的较高的偏压基础上产生较低的驱动电压。因此，与独立产生驱动电压的结构相比，
5 本装置的结构更简单且尺寸更小。

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，则驱动电压会受到噪音的影响，且超声波扫描的精度降低。因此，驱动电源元件 5 最好产生具有较少噪音且稳定的驱动电压。相应地，偏压电源元件 4 和驱动电源元件 5 的噪音去除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 表示了偏压和驱动电压的幅值变化。偏压的幅值变化由虚线表示，驱动电压的幅值变化由实线表示。由于驱动电源元件 5 在偏压的基础上产生驱动电压，偏压稳定地保持得比驱动电压更高，如图 3 所示。另外，
15 偏压稳定地保持得比驱动电压更高还能有利地为超声传送保持过电压。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，使其不会降低到一定值之外。

如上所述，根据实施例 1 的超声波诊断装置 101，偏压电源元件 4 产生偏压，驱动电源元件 5 采用此偏压产生驱动电压。由于驱动电源元件 5
20 只在较高电压的基础上产生较低的电压，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，超声波诊断装置可以整体地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，整个超声波诊断装置的可靠性提高。

实施例 2

如实施例 1 所述，偏压稳定地比驱动电压更高。因此，偏压中的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 的超声波诊断装置 102 设置了过滤器部分 6，如图 4 所示。由于装置 102 的结构与图 2 所示的超声波诊断装置 101 的结构除过滤器部分 6 之外均相似，因此在超声波诊断装置 102 的结构中只介绍过滤器部分 6。
25

图 5 详细地表示了过滤器部分 6 的结构。过滤器部分 6 包括与偏压正
30

极相连的过滤器电路 7 以及与偏压负极相连的过滤器电路 8。过滤器电路 7 包括二极管 71 和过滤器 72。类似地，过滤器电路 8 包括二极管 81 和过滤器 82。通过这种结构，可以防止来自偏压的噪音进入到驱动电压中。

如上所述，实施例 2 的超声波诊断装置 102 在具备了实施例 1 的超声波诊断装置 101 可实现的效果之外，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，超声波诊断装置的可靠性提高。

实施例 3

虽然本发明可应用于图 1 和 2 所示的超声波诊断装置中，但本发明可以应用的技术领域并不限于超声波诊断装置，而可同样地应用到普通的电源装置中。图 6 显示了应用了本发明的电源装置 103。

电源装置 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 在第一电压的基础上产生第二电压，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。

如上所述，根据实施例 3 的电源装置 103，第一电源部分 15 产生第一电压，第二电源部分 16 在第一电压的基础上产生第二电压。由于第二电源部分 16 只在较高电压的基础上产生较低的电压，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。结果，可以减小电源装置的尺寸且降低成本，因此，采用这种电源装置的装置可以整体地减小尺寸及降低成本。

在不脱离本发明的精神和范围的前提下可以设计本发明的大量的输出实施例。应该理解，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

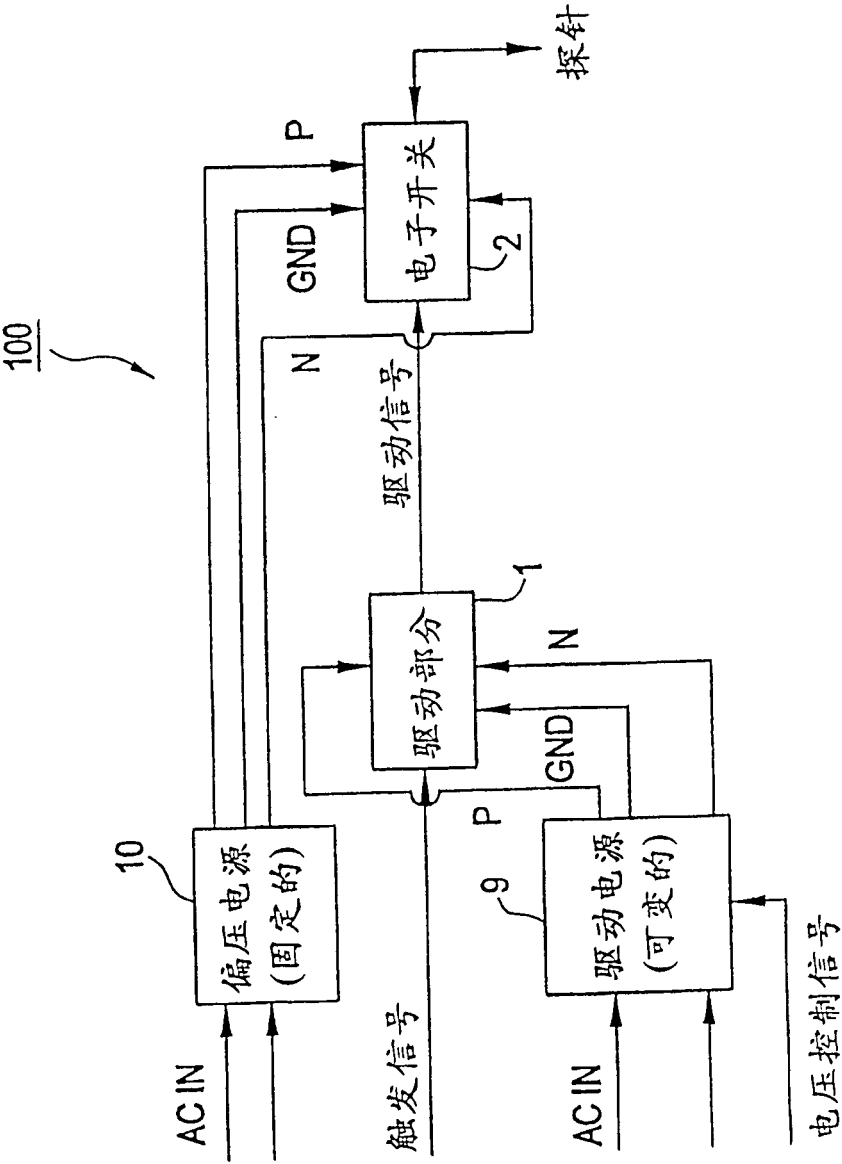


图 2

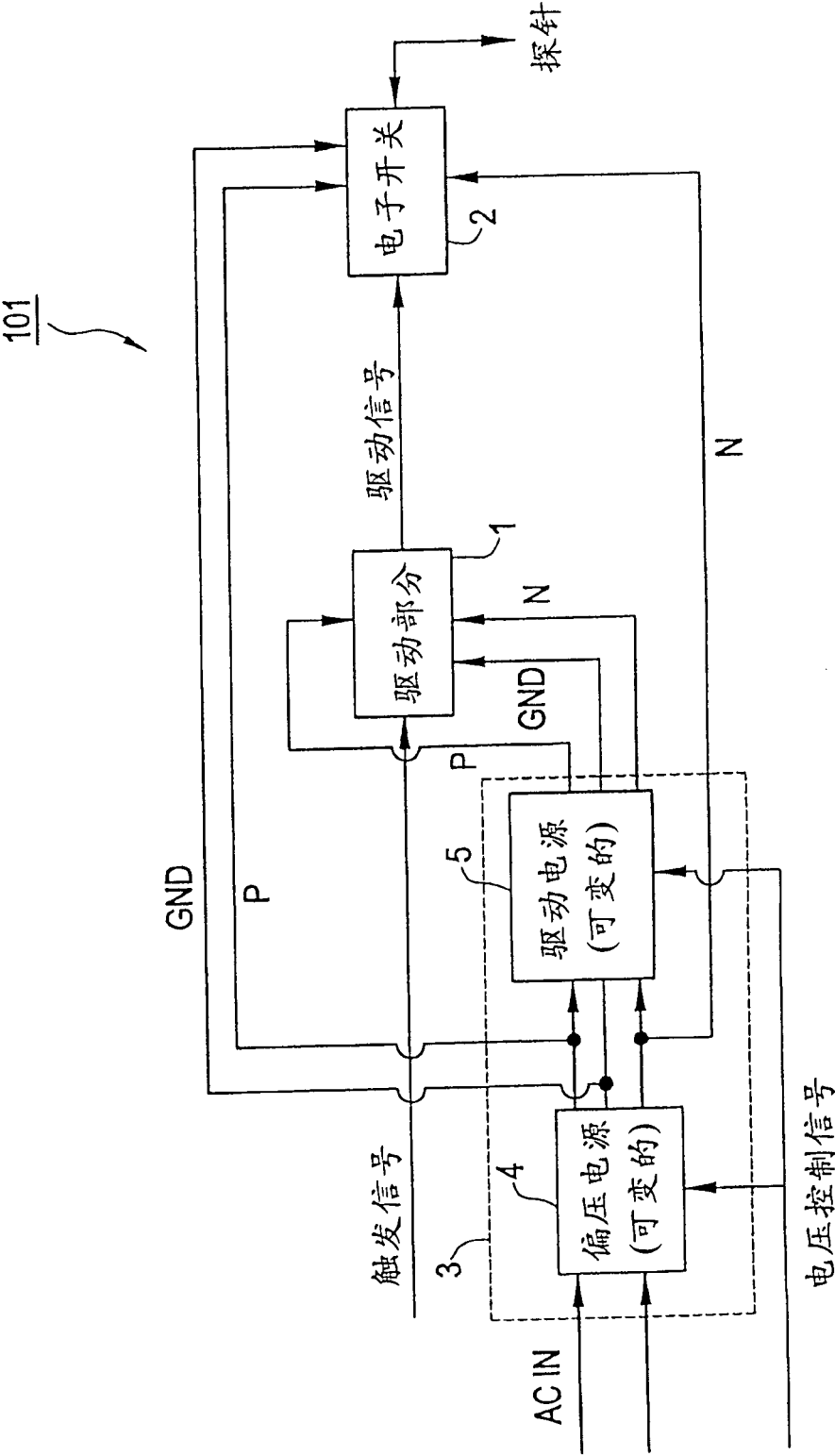


图 3

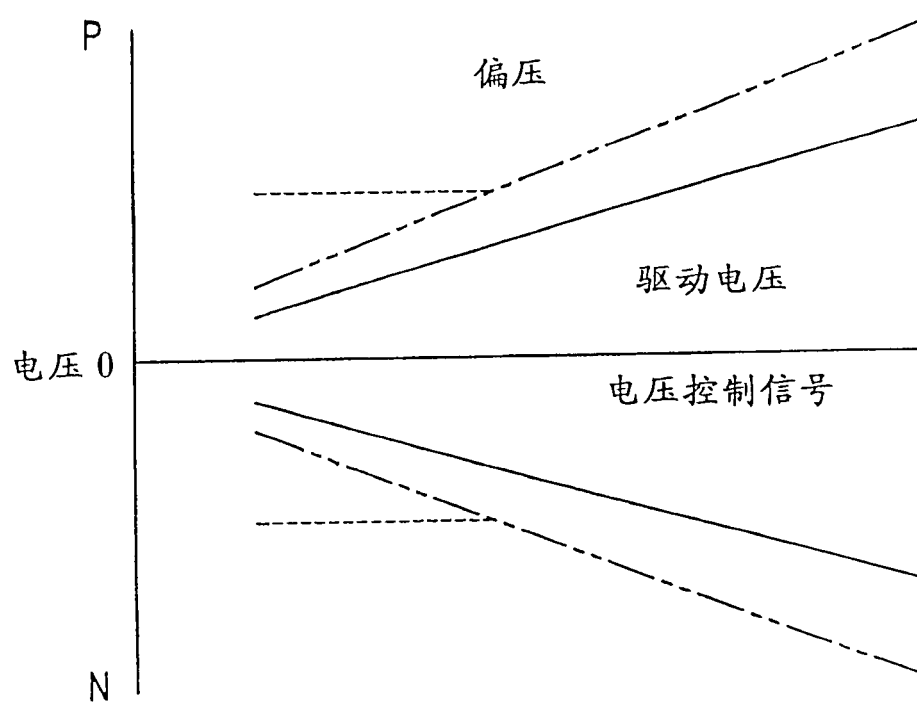


图 4

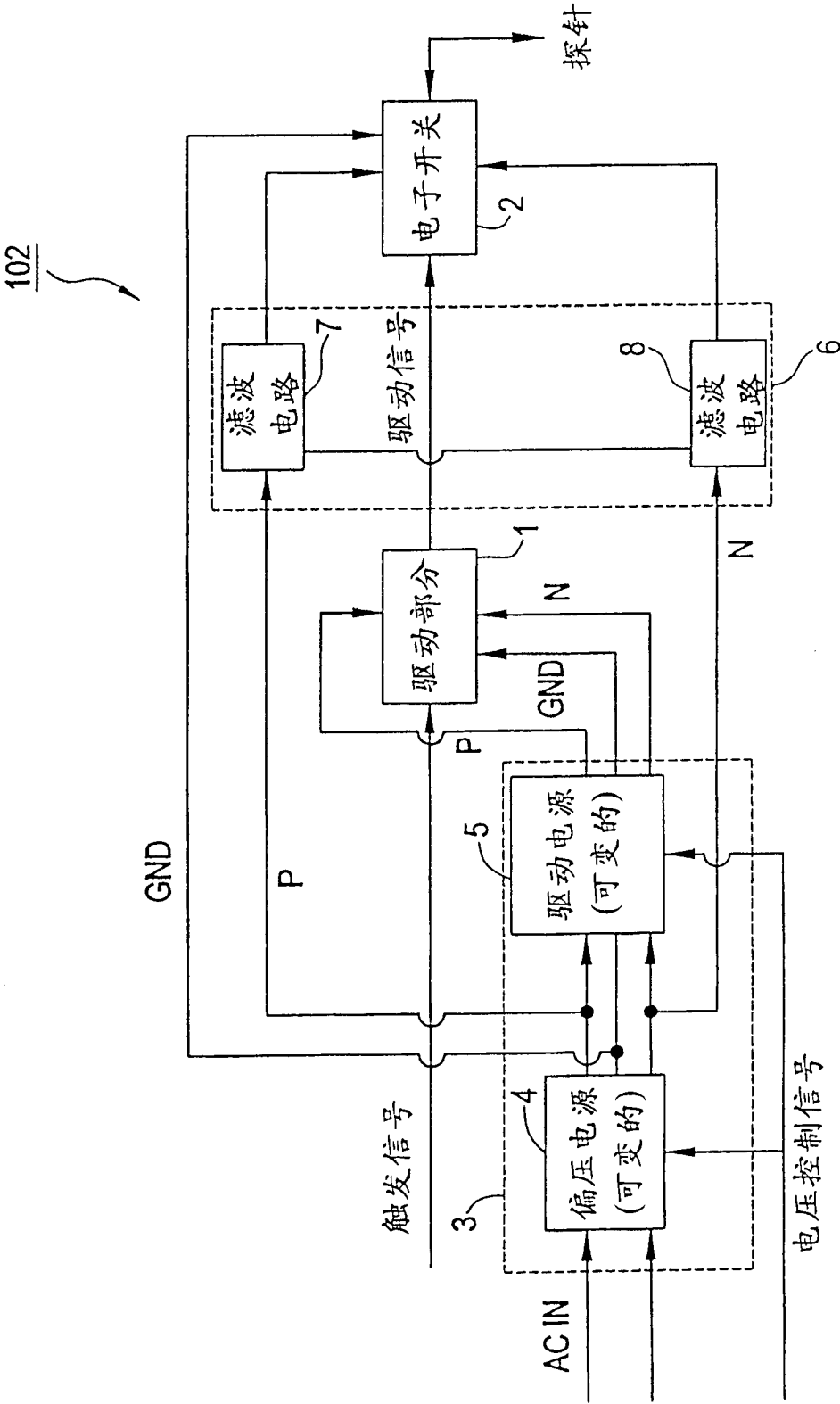


图 5

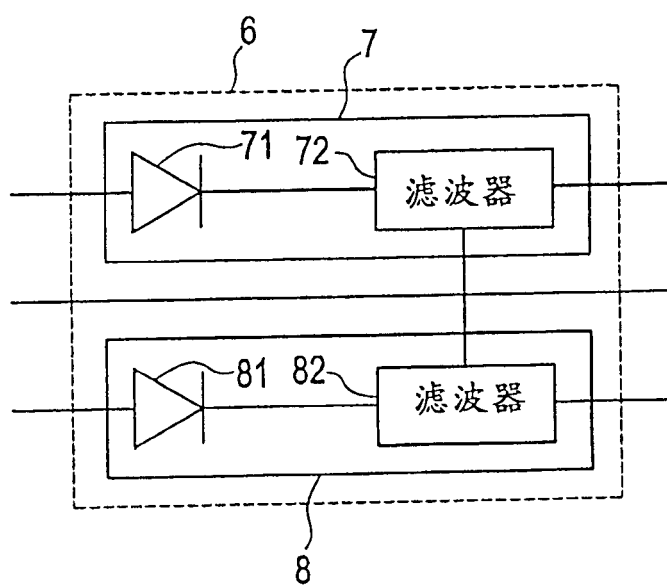
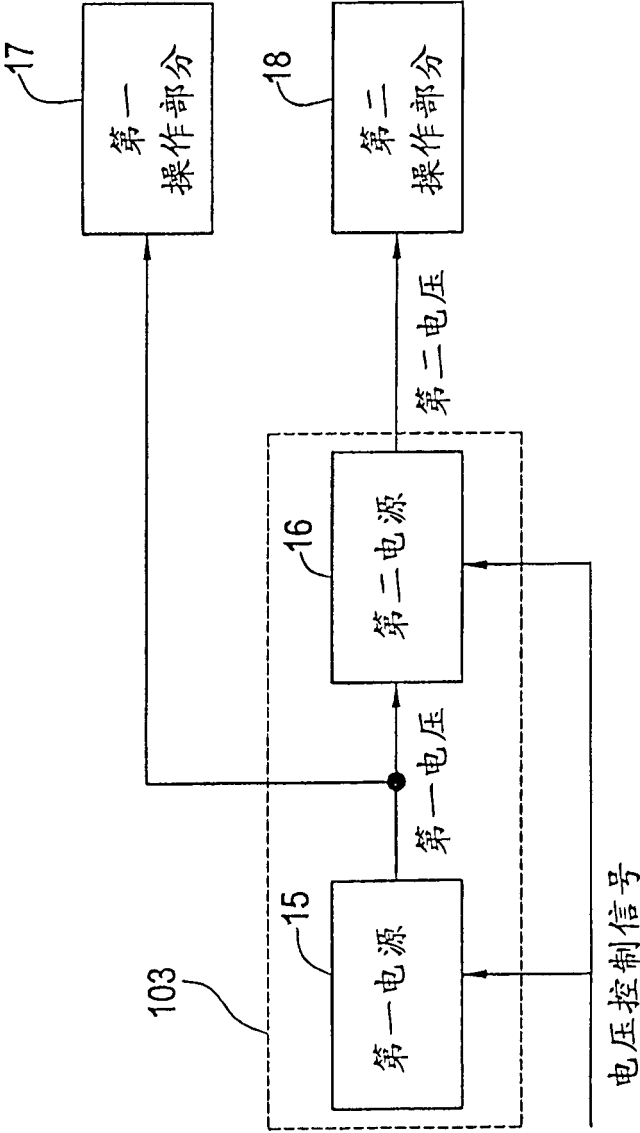


图6



专利名称(译)	超声波诊断设备和电源设备		
公开(公告)号	CN1223310C	公开(公告)日	2005-10-19
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	CN1378821A		
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。

