

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4028692号
(P4028692)

(45) 発行日 平成19年12月26日(2007.12.26)

(24) 登録日 平成19年10月19日(2007.10.19)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 3 (全 8 頁)

(21) 出願番号	特願2001-107776 (P2001-107776)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成13年4月5日(2001.4.5)		ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
(65) 公開番号	特開2002-306475 (P2002-306475A)		アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
(43) 公開日	平成14年10月22日(2002.10.22)	(74) 代理人	100089118
審査請求日	平成16年11月26日(2004.11.26)		弁理士 酒井 宏明
		(72) 発明者	雨宮 慎一
			東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

トリガー信号に基づいて駆動信号を生成する駆動手段と、
 スイッチのオン状態で前記駆動信号をプローブに供給する電子スイッチ手段と、
 交流電圧を入力とし、前記電子スイッチ手段に正負のバイアス電圧を供給するとともに、
 前記バイアス電圧を変えることができるバイアス用電源手段と、
 前記バイアス電圧を入力とし、そのバイアス電圧よりも絶対値で小さい電圧である正負の駆動電圧を前記駆動手段に供給するとともに、その駆動電圧を変えることができるリニア電源である駆動用電源手段とを具備し、
 前記バイアス電圧は、その絶対値が所定の値よりも小さくならないことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項2】

請求項1に記載の超音波診断装置において、
 前記バイアス用電源手段と前記電子スイッチ手段との間に前記バイアス電圧のノイズを低減するフィルタ手段を設けたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】

請求項2に記載の超音波診断装置において、
 前記フィルタ手段は、ダイオードとフィルタ回路とが直列に接続されて構成されたことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

20

【 0 0 0 1 】

【 発明の属する技術分野 】

本発明は、超音波診断装置および電源装置に関し、より詳細には、部品点数を低減した超音波診断装置および電源装置に関する。

【 0 0 0 2 】

【 従来技術 】

近年、超音波診断装置は、小型化、低価格化、使いやすさに起因して普及している。普及するにつれて、超音波診断装置のさらなる小型化や低価格化が要求されている。ところで、超音波診断装置にあつては、電源部の大きさが小型化のネックになっている。

【 0 0 0 3 】

図 6 に、従来における超音波診断装置の要部構成を示す。この超音波診断装置 100 は、トリガー信号に基づいて駆動信号を生成する駆動部（ドライバーともいう）1 と、駆動信号をプローブに供給する電子スイッチ（高電圧スイッチ、またはアナログスイッチ、またはマトリックススイッチともいう）2 と、駆動部 1 の動作に必要な駆動電圧を生成し、その駆動電圧を駆動部 1 に供給する駆動用電源 9 と、バイアス電圧を生成し、そのバイアス電圧を電子スイッチ 2 に供給するバイアス用電源 10 と、を備えている。

10

【 0 0 0 4 】

図示しないが、電子スイッチ 2 内では複数のスイッチが設けられている。また、同様に図示しないが、プローブ内では複数の圧電素子が設けられている。超音波診断装置では、バイアス電圧に基づいて電子スイッチ 2 内の複数のスイッチのスイッチング動作を行い、プローブ内の所定の圧電素子にのみ駆動信号を供給したりすることで超音波走査を行う。

20

【 0 0 0 5 】

駆動用電源 9 は、交流入力に基づいて駆動電圧を生成する。駆動用電源 9 は可変電源であり、たとえば、 $\pm 5 \text{ V} \sim \pm 70 \text{ V}$ の駆動電圧を生成する。駆動用電源 9 から出力される駆動電圧の振幅は、所定の電圧制御信号に基づいて制御させる。なお、図 6 では、駆動用電源 9 から出力される駆動電圧について、正は正極の電圧、GND は接地電圧、負は負極の電圧を、それぞれ表している。

【 0 0 0 6 】

バイアス用電源 10 は、交流入力に基づいてバイアス電圧を生成する。バイアス用電源 10 は固定電源であり、たとえば、 $\pm 80 \text{ V}$ のバイアス電圧を生成する。なお、図 6 では、バイアス用電源 10 から出力されるバイアス電圧については、正は正極の電圧、GND は接地電圧、負は負極の電圧を、それぞれ表している。

30

【 0 0 0 7 】

【 発明が解決しようとする課題 】

上記のように、従来における超音波診断装置では、駆動部の動作に必要な駆動電圧を独自に生成する駆動用電源と、電子スイッチの制御に必要なバイアス電圧を独自に生成するバイアス用電源と、が別々に設けられている。しかしながら、一つの超音波診断装置内に、駆動用電源 9 とバイアス用電源 10 を別々に設けると、ほぼ同じような構成の電源二つを設けることになるので部品点数が増加し、超音波診断装置の小型化を阻害するという問題点があった。

40

【 0 0 0 8 】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、部品点数を低減し、装置の小型化を実現する超音波診断装置および電源装置を提供することを目的とする。

【 0 0 0 9 】

【 課題を解決するための手段 】

以上の目的を達成するために、第 1 の観点による超音波診断装置は、前記電源手段は、前記バイアス電圧を生成するバイアス用電源手段と、前記バイアス電圧を入力とし、そのバイアス電圧に基づいて前記駆動電圧を生成する駆動用電源手段と、を具備するものである。

【 0 0 1 0 】

50

上記超音波診断装置によれば、バイアス用電源手段はバイアス電圧を生成し、駆動用電源手段はそのバイアス電圧を用いて低電圧の駆動電圧を生成する。この駆動用電源手段は、高電圧に基づいて低電圧を生成するだけであるので、電圧を独自に生成する従来のものに比べて構成が簡単、かつ小型化される。

【0011】

また、第2の観点による超音波診断装置では、前記バイアス用電源手段と駆動用電源手段が生成する電圧が可変である。

【0012】

また、第3の観点による超音波診断装置では、前記駆動用電源手段はリニア電源からなる。

10

【0013】

また、第4の観点による電源装置は、第1の電圧により動作する第1動作手段にその第1の電圧を供給し、その第1の電圧よりも低電圧の第2の電圧により動作する第2動作手段にその第2の電圧を供給する電源装置において、前記第1の電圧を生成する第1の電源手段と、前記第1の電圧を入力とし、その第1の電圧に基づいて前記第2の電圧を生成する第2の電源手段と、を具備するものである。

【0014】

上記電源装置によれば、第1の電源手段は第1の電圧を生成し、第2の源手段はその第1の電圧を用いて低電圧の第2の電圧を生成する。この第2の電源手段は、高電圧に基づいて低電圧を生成するだけであるので、電圧を独自に生成する従来のものに比べて構成が簡単、かつ小型化される。

20

【0015】

また、第5の観点による電源装置では、前記第1の電源手段と前記第2の電源手段が生成する電圧が可変である。

【0016】

また、第6の観点による電源装置では、前記第2の電源手段はリニア電源からなる。

【0017】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の超音波診断装置および電源装置にかかる実施の形態について、添付の図面を用いて詳細に説明する。

30

【0018】

(実施の形態1)

図1に、本発明の実施の形態1にかかる超音波診断装置の要部構成を示す。この超音波診断装置101は、トリガー信号に基づいて駆動信号を生成する駆動部1と、駆動信号をプローブに供給する電子スイッチ2と、駆動部1の動作に必要な駆動電圧を生成して駆動部1に供給し、電子スイッチ2の制御に必要なバイアス電圧を生成して電子スイッチ2に供給する電源部3と、を備えている。

【0019】

電源部3は、バイアス電圧を生成するバイアス用電源4と、駆動電圧を生成する駆動用電源5と、からなる。バイアス用電源4は、交流入力に基づいて、バイアス電圧を生成する。バイアス用電源4は、このバイアス電圧を、電子スイッチ2に供給すると共に駆動用電源5に入力する。バイアス用電源4は可変電源であり、たとえば、 $\pm 5\text{V} \sim \pm 80\text{V}$ のバイアス電圧を生成する。バイアス用電源4から出力されるバイアス電圧の振幅は、所定の電圧制御信号に基づいて制御させる。なお、図1では、バイアス用電源4から出力されるバイアス電圧については、正は正極の電圧、GNDは接地電圧、負は負極の電圧を、それぞれ表している。

40

【0020】

駆動用電源5は、バイアス用電源4から入力されたバイアス電圧に基づいて、駆動電圧を生成する。駆動用電源5は可変かつリニア電源であり、たとえば、 $\pm 5\text{V} \sim \pm 70\text{V}$ の駆動電圧を生成する。駆動用電源5から出力される駆動電圧の振幅は、電圧制御信号に基づ

50

いて制御させる。なお、図 1 では、駆動用電源 5 から出力される駆動電圧については、正は正極の電圧、GND は接地電圧、負は負極の電圧を、それぞれ表している。

【0021】

図示しないが、電子スイッチ 2 内では複数のスイッチが設けられている。また、図示しないが、プローブ内では複数の圧電素子が設けられている。バイアス電圧に基づいて電子スイッチ 2 内の複数のスイッチのスイッチング動作を行い、プローブ内の所定の圧電素子にのみ駆動信号を供給したりすることで、超音波走査を行う。

【0022】

バイアス電圧は、駆動電圧よりも高電圧である。駆動用電源 5 は、バイアス用電源 4 から入力された高電圧のバイアス電圧に基づいて、低電圧の駆動電圧を生成する。このため、駆動電圧を独自に生成する場合の構成よりも構成が簡単、かつ小型化される。

10

【0023】

バイアス電圧は、多少のノイズ(リップル)を含んでいても、超音波走査の精度に対してその影響はでない。一方、駆動電圧がノイズを含んでいると、駆動信号がその影響を受けるので、超音波走査の精度が劣化する。このため、駆動用電源 5 は、ノイズの少ない、安定した駆動電圧を生成することが好ましい。このため、バイアス用電源 4 と駆動用電源 5 のノイズ除去率の差が 30 デシベル以上であることが好ましい。これによって、ノイズをほとんど含まない安定した駆動信号を生成することができる。

【0024】

図 2 は、バイアス電圧と駆動電圧の振幅の変化を示すグラフである。バイアス電圧の振幅の変化を一点斜線で示し、駆動電圧の振幅の変化を通常の斜線で示す。駆動用電源 5 は、バイアス電圧に基づいて駆動電圧を生成するので、図 2 に示すように、バイアス電圧は駆動電圧より常に高く保つことになる。さらに、バイアス電圧を駆動電圧よりも高く保つことにより、超音波の送信におけるオーバーシュート電圧を確保することができるというメリットもある。なお、バイアス電圧が低くなると、電子スイッチ 2 のオン抵抗が増加してしまう。このオン抵抗の増加を防ぐために、バイアス電圧を、ある値よりも低くならないように、図 2 で点線で示したように変化させるとよい。

20

【0025】

以上のように、実施の形態 1 にかかる超音波診断装置 101 によれば、バイアス用電源 4 がバイアス電圧を生成し、駆動用電源 5 はそのバイアス電圧を用いて駆動電圧を生成する。この駆動用電源 5 は、高電圧に基づいて低電圧を生成するだけであるので、電圧を独自に生成する従来のそれに比べて構成が簡単、かつ小型化される。この結果、超音波診断装置全体の小型化、低価格化が実現可能となる。また、部品点数が減ることで、部品が故障する確率が減少し、超音波診断装置全体の信頼性が向上する。

30

【0026】

(実施の形態 2)

実施の形態 1 で説明したように、バイアス電圧が駆動電圧により常に高い。このため、バイアス電圧に起因するノイズが駆動電圧に入ってしまう可能性がある。これを防止するために、本発明の実施の形態 2 にかかる超音波診断装置 102 では、図 3 に示すようにフィルタ部 6 を設けている。なお、フィルタ部 6 以外の構成は図 1 で示した超音波診断装置 101 と同じものであるから、超音波診断装置 102 のフィルタ部 6 以外の構成にかかる説明は省略する。

40

【0027】

図 4 に、フィルタ部 6 の詳細な構成を示す。フィルタ部 6 は、正極のバイアス電圧に対して設けられたフィルタ回路 7 と、負極のバイアス電圧に対して設けられたフィルタ回路 8 と、からなる。フィルタ回路 7 は、ダイオード 71 とフィルタ 72 からなる。また、同様に、フィルタ回路 8 は、ダイオード 81 とフィルタ 82 からなる。このような、構成により、バイアス電圧に起因するノイズが駆動電圧に入ってしまうことがなくなる。

【0028】

以上のように、実施の形態 2 にかかる超音波診断装置 102 によれば、実施の形態 1 の超

50

音波診断装置 101 で得る効果に加えて、さらに、バイアス電圧に起因するノイズが駆動電圧に入ること防止できる。この結果、超音波診断装置全体の信頼性が向上する。

【0029】

(参考例)

なお、参考例として、図5に、一般的な電源装置に対して適用した例である電源装置 103を示す。

【0030】

電源装置 103は、第1の電源部 15と、第2の電源部 16と、からなる。第1の電源部 15は、第1の電圧を生成し、その第1の電圧を第1の動作部 17に供給すると共に第2の電源部 16に入力する。第2の電源部 16は、第1の電圧に基づいて第2の電圧を生成し、その第2の電圧を第2の動作部 18に供給する。なお、第1の電圧は第2の電圧よりも高い。

【0031】

第1の電源部 15と第2の電源部 16から出力される電圧は可変であり、所定の電圧制御信号に基づいてその振幅を制御することができる。また、第2の電源部 16はリニア電源である。

【0032】

第1の動作部 17は、第1の電圧により駆動され、所定の第1の動作を行うものである。また、第2の動作部 18は、第2の電圧により駆動され、所定の第2の動作を行うものである。

【0033】

以上のように、参考例である電源装置 103によれば、第1の電源部 15が第1の電圧を生成し、第2の電源部 16はその第1の電圧を用いて第2の電圧を生成する。この第2の電源部 16は、高電圧に基づいて低電圧を生成するだけであるので、電圧を独自に生成する従来のものに比べて構成が簡単、かつ小型化される。この結果、電源装置の小型化、低価格化が実現可能となるので、この電源装置を利用する装置全体の小型化、低価格化が可能となる。

【0034】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明にかかる超音波診断装置によれば、バイアス用電源がバイアス電圧を生成し、駆動用電源はそのバイアス電圧を用いて駆動電圧を生成する。この駆動用電源は、高電圧に基づいて低電圧を生成するだけであるので、電圧を独自に生成する従来のそれに比べて構成が簡単、かつ小型化される。この結果、超音波診断装置全体の小型化、低価格化が可能となる。また、部品点数が減ることで、部品が故障する確率が減り、超音波診断装置全体の信頼性が向上する。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の形態1にかかる超音波診断装置の要部構成を示す図である。

【図2】バイアス電圧と駆動電圧の振幅の変化を示すグラフである。

【図3】本発明の実施の形態2にかかる超音波診断装置の要部構成を示す図である。

【図4】実施の形態2にかかる超音波診断装置のフィルタ部の構成を示す図である。

【図5】参考例である電源装置の構成を示す図である。

【図6】従来における超音波診断装置の構成を示す図である。

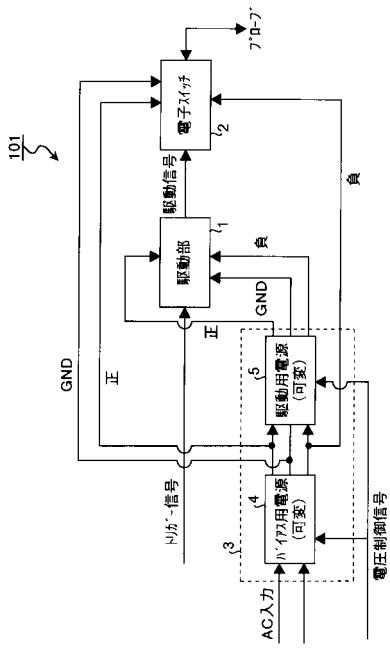
【符号の説明】

- 1 駆動部
- 2 電子スイッチ
- 3 電源部
- 4 バイアス用電源
- 5 駆動用電源

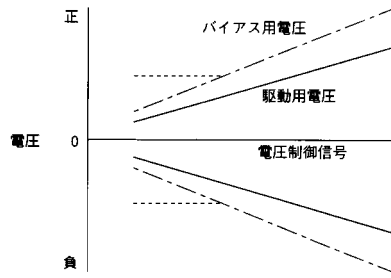
101、102 超音波診断装置

103 電源装置

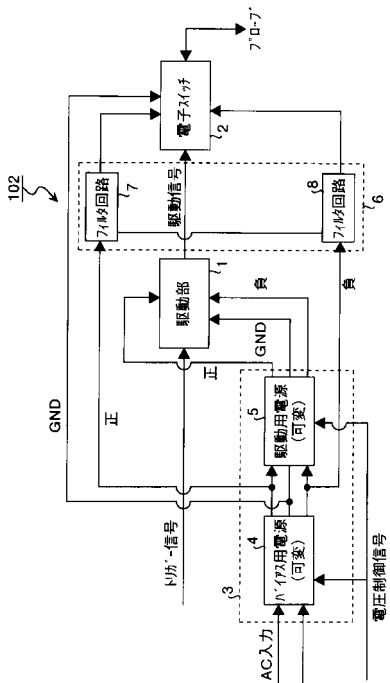
【 図 1 】



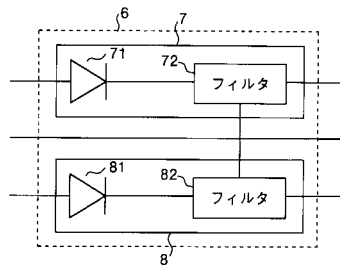
【 図 2 】



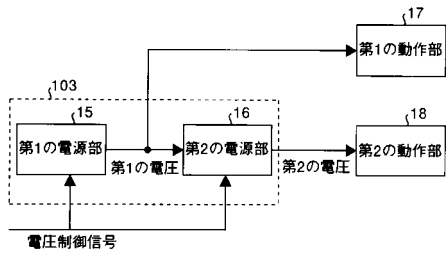
【 図 3 】



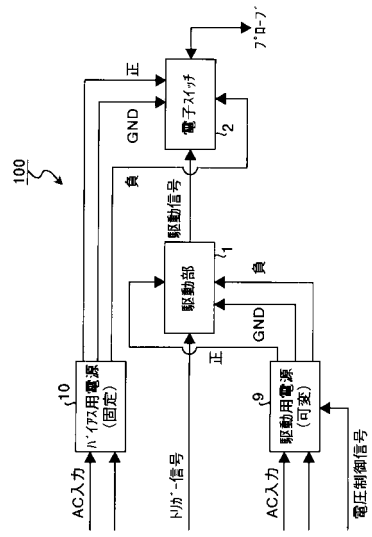
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



フロントページの続き

審査官 右 高 孝幸

- (56)参考文献 特開昭62 - 49837 (J P , A)
特開平2 - 167144 (J P , A)
特開平10 - 5222 (J P , A)
特開2000 - 152930 (J P , A)
特開2000 - 333458 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)
A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4028692B2	公开(公告)日	2007-12-26
申请号	JP2001107776	申请日	2001-04-05
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	雨宫慎一		
发明人	雨宫 慎一		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52 H02J1/10		
CPC分类号	G01S7/52023		
FI分类号	A61B8/00 H02J1/10		
F-TERM分类号	4C301/EE15 4C301/EE16 4C301/EE17 4C301/HH02 4C601/EE12 4C601/EE13 4C601/EE14 4C601/HH04 4C601/HH05 5G065/AA08 5G065/DA06 5G065/DA07 5G065/EA06 5G065/FA02 5G065/HA01 5G165/AA08 5G165/DA06 5G165/DA07 5G165/EA06 5G165/FA02 5G165/HA01		
代理人(译)	酒井宏明		
其他公开文献	JP2002306475A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：减少零件数量，并使超声诊断设备小型化。解决方案：对于该超声诊断设备101，电源部分3包括产生偏置电压的偏置电源4，以及使用该偏置电压产生驱动电压的驱动电源5。偏置电压高于驱动电压。驱动电源5基于较高电压简单地产生低电压，因此，与单独产生电压的传统电压相比，结构简单并且可以小型化。

【图 3】

