

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第4877944号
(P4877944)

(45) 発行日 平成24年2月15日 (2012. 2. 15)

(24) 登録日 平成23年12月9日 (2011. 12. 9)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006. 01)

F I

A 6 1 B 8/00

請求項の数 6 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2006-174960 (P2006-174960)	(73) 特許権者	000153498
(22) 出願日	平成18年6月26日 (2006. 6. 26)		株式会社日立メディコ
(65) 公開番号	特開2008-506 (P2008-506A)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(43) 公開日	平成20年1月10日 (2008. 1. 10)	(74) 代理人	100096091
審査請求日	平成21年3月6日 (2009. 3. 6)		弁理士 井上 誠一
		(72) 発明者	石塚 大輔
			東京都千代田区内神田1丁目1番14号
			株式会社日立メディコ内
		(72) 発明者	麻殖生 健二
			東京都杉並区宮前2-17-18
		審査官	富永 昌彦
		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】

被検体内に超音波を送受信する超音波振動子を備える超音波探触子と、前記超音波振動子に送信信号を供給する送信部と、前記超音波振動子からの受信信号を増幅するプリアンプを有する受信部と、前記受信部から出力される受信信号に基づいて超音波像を構成する画像処理部と、前記超音波像を表示する画像表示部と、を備える超音波診断装置であって、

前記送信部及び前記受信部の接続点と前記プリアンプの入力との間に直列に接続されるコンデンサと、

前記コンデンサからみた前記プリアンプの入力抵抗回路と、

前記コンデンサと前記プリアンプの入力との間に設けられるクランプ回路と、
を具備し、

前記入力抵抗回路は、前記プリアンプの入力とバイアス電源との間に設けられるスイッチング素子を含み、前記超音波の送信時には前記スイッチング素子をオンし前記超音波の受信時には前記スイッチング素子をオフすることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記クランプ回路は2つのダイオードを含み、一方のダイオードは前記プリアンプの入力と第1電源との間に順方向に接続され、他方のダイオードは前記プリアンプの入力とグラウンドまたは第2電源との間に逆方向に接続されることを特徴とする請求項1に記載の超

音波診断装置。

【請求項 3】

前記クランプ回路は 2 つのダイオードを含み、前記 2 つのダイオードはプリアンプ入力とグランドまたは第 2 電源との間に逆並列接続されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記入力抵抗回路は、前記プリアンプの入力とバイアス電源との間に設けられる抵抗を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記コンデンサの容量は、前記超音波振動子の等価容量と比較して小さく、前記入力抵抗回路の抵抗値は、前記コンデンサの容量と前記入力抵抗回路の抵抗値とにより決定されるカットオフ周波数が前記送信信号の周波数により小さくなる抵抗値であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記コンデンサ、前記入力抵抗回路、及び前記クランプ回路のうち一部または全部が IC 化されて前記超音波探触子に搭載されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関する。詳細には、超音波診断装置における送信信号と受信信号とを分離する送受分離回路及び受信信号を増幅するプリアンプに関する。

【背景技術】

【0002】

一般に、超音波診断装置は超音波探触子及び送信回路及び受信回路及び送受分離回路を備える。超音波探触子は複数の振動素子を有する。送信回路は各振動素子に対応する複数の送信器を有する。各送信器は送信信号を増幅する送信アンプを有する。受信回路は各超音波振動子に対応する複数の受信器を有する。各受信器は受信信号を増幅するプリアンプを有する。プリアンプには振動素子からの信号線が接続される。送信回路と受信回路との接続点には送受分離回路が設けられる。

【0003】

送信時には、高電圧の送信信号（例えば、100Vpp、5MHz）が送信回路から信号線を通して超音波探触子に流れる。受信時には、微小な受信信号（例えば、1Vpp以下）が超音波探触子から信号線を通して受信回路に流れる。

送信信号及び受信信号は 1 本の信号線を共用するので、受信回路には高電圧の送信信号が流入する。従って、受信回路のプリアンプを送信信号から保護する必要がある。

【0004】

そこで、送受分離回路にダイオードブリッジやスイッチを備える保護回路を設けて、送信信号から受信回路のプリアンプを保護する超音波診断装置が提案されている（例えば、[特許文献 1] 参照。）。

【0005】

【特許文献 1】特開 2005-318966 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、ダイオードブリッジを備える保護回路では、送信信号から保護するために高耐圧のダイオードが必要であるという問題点がある。さらに、ダイオードの動作抵抗が受信信号経路に存在するのでノイズが生じるという問題点がある。

また、スイッチを備える保護回路では、送信モードと受信モードを切り替えるための切替信号が必要になるという問題点がある。受信時には、保護回路はベース接地型増幅器と

10

20

30

40

50

して動作して入力インピーダンスが小さくなる。従って、受信信号を十分通すには時定数を大きくするべく大容量のコンデンサが必要であるという問題点がある。送信時には、スイッチや出力端子に高電圧がかかる。従って、高耐圧素子が必要であるという問題点がある。

【0007】

本発明は、以上の問題点に鑑みてなされたものであり、回路規模を大きくすることなく送信信号から受信回路を保護する超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

前述した目的を達成するために本発明は、被検体内に超音波を送受信する超音波振動子を備える超音波探触子と、前記超音波振動子に送信信号を供給する送信部と、前記超音波振動子からの受信信号を増幅するプリアンプを有する受信部と、前記受信部から出力される受信信号に基づいて超音波像を構成する画像処理部と、前記超音波像を表示する画像表示部と、を備える超音波診断装置であって、前記送信部及び前記受信部の接続点と前記プリアンプの入力との間に直列に接続されるコンデンサと、前記コンデンサからみた前記プリアンプの入力抵抗回路と、前記コンデンサと前記プリアンプの入力との間に設けられるクランプ回路と、を具備し、前記入力抵抗回路は、前記プリアンプの入力とバイアス電源との間に設けられるスイッチング素子を含み、前記超音波の送信時には前記スイッチング素子をオンし前記超音波の受信時には前記スイッチング素子をオフすることを特徴とする超音波診断装置である。

【0009】

超音波の送信時には、コンデンサに流入した送信信号は、コンデンサによりカップリングされて直流成分が遮断され、クランプ回路によりクランプされて所定電圧範囲内に制限されて、プリアンプに出力される。

超音波の受信時には、受信信号は、コンデンサと抵抗で構成されるハイパスフィルタを通り、プリアンプに入力されて増幅される。

また、入力抵抗回路に、スイッチング素子を設け、超音波の送信時にはスイッチング素子をオンし超音波の受信時にはスイッチング素子をオフするので、抵抗値が大きい抵抗をオンチップすることが困難な場合であっても抵抗に代えて電界効果トランジスタ等のスイッチング素子を用いることによりIC化等の小型化を図ることができる。

【0010】

クランプ回路は、2つのダイオードを含む。一方のダイオードはプリアンプの入力と第1電源との間に順方向に接続され、他方のダイオードはプリアンプの入力とグランドまたは第2電源（基準電源）との間に逆方向に接続される。

尚、送信信号は振幅が大きい信号でありダイオードの順方向動作電圧 V_f （0.6V～0.8V）以上になるのでクランプされる。受信信号は振幅が小さい信号でありダイオードの順方向動作電圧 V_f を超えないのでクランプされない。

【0011】

このように、送信信号の電圧はコンデンサの両端にかかるので、クランプ回路のダイオードは高耐圧である必要はない。また、送信信号はコンデンサを通過後にクランプ回路によりクランプされるので、プリアンプが保護される。

【0012】

また、クランプ回路に関しては、2つのダイオードをプリアンプ入力とグランドまたは第2電源（基準電源）との間に逆並列接続してもよい。

これにより、グランド中心あるいは第2電源中心の振幅の受信信号をプリアンプに入力することができる。

【0013】

入力抵抗回路は、プリアンプの入力とバイアス電源との間に設けられる抵抗を含む。

これにより、プリアンプの高入力インピーダンス性を確保し、コンデンサの容量及びサイズを十分小さくして回路規模を小さくすることができる。

【0015】

また、コンデンサの容量は、超音波振動子の等価容量と比較して小さくすることが望ましい。

これにより、送信回路の送信アンプの負荷を抑制することができる。

また、入力抵抗回路の抵抗値は、コンデンサの容量と入力抵抗回路の抵抗値とにより決定されるカットオフ周波数が送信信号の周波数より小さくなる抵抗値であることが望ましい。

これにより、受信信号の損失及びノイズを抑制することができる。

【発明の効果】

【0016】

10

本発明によれば、回路規模を大きくすることなく送信信号から受信回路を保護する超音波診断装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

以下添付図面を参照しながら、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態について詳細に説明する。尚、以下の説明及び添付図面において、略同一の機能構成を有する構成要素については、同一の符号を付することにより重複説明を省略することにする。

【0018】

(1. 第1の実施の形態)

最初に、図1及び図2を参照しながら、本発明の第1の実施の形態に係る超音波診断装置1について説明する。

20

【0019】

(1-1. 超音波診断装置1の構成)

図1は、超音波診断装置1の構成図である。

超音波診断装置1は、超音波探触子2、送信回路3、受信回路4、送受分離回路5、制御部6、画像処理部7、画像表示部8から構成される。

【0020】

超音波探触子2は複数の超音波振動子9を有する。送信回路3は各超音波振動子9に対応する複数の送信器を有する。各送信器は送信信号を増幅する送信アンプを有する。受信回路4は各超音波振動子9に対応する複数の受信器を有する。各受信器は受信信号を増幅するプリアンプを有する。送信回路3と受信回路4との接続点には送受分離回路5が設けられる。制御部6は送信回路3及び受信回路4に制御信号を送る装置である。

30

【0021】

超音波診断装置1は、送信回路3から送受分離回路5を介して超音波探触子2に送信信号を送り、超音波探触子2から被検体内に超音波信号を照射する。超音波診断装置1は、超音波探触子2により被検体内で反射された超音波信号を受信し、送受分離回路5を介して受信回路4に送り、受信回路4のプリアンプで増幅する。超音波診断装置1は、画像処理部7により超音波信号を画像処理し、画像表示部8により画像表示する。

【0022】

(1-2. 送受分離保護回路10の構成)

40

図2は、送受分離保護回路10の構成図である。

送受分離保護回路10は、送信回路3と受信回路4との接続点に設けられる。送受分離保護回路10は、コンデンサC1、ダイオードD1及びダイオードD2、抵抗R1等から構成される。送受分離保護回路10は、図1の送受分離回路5の機能を備える。

送信回路3の接続点と受信回路4のプリアンプ11との間には、コンデンサC1が直列に接続され、ダイオードD1及びダイオードD2及び抵抗R1が並列に接続される。

ダイオードD1のアノード及びダイオードD2のカソードは、コンデンサC1及び抵抗R1及びプリアンプ11に接続される。ダイオードD1のカソードは、電源V_{dd}に接続される。ダイオードD2のアノードは、接地される。抵抗R1は、バイアス電源V_{ref}に接続される。

50

プリアンプ11は、FET (Field Effect Transistor: 電界効果トランジスタ) 入力の低ノイズアンプ (LNA: Low Noise Amp) である。

【0023】

(1-3. 送受分離保護回路10の動作)

(1-3-1. 超音波送信時の動作)

送信回路3は、超音波探触子2に送信信号を送る。送信回路3の送信アンプは、高電圧の送信信号 (例えば、100V_{pp}、2~10MHz) を出力する。送信信号は、コンデンサC1に流入する。コンデンサC1に流入した送信信号は、コンデンサC1によりカップリングされて直流成分が遮断され、ダイオードD1及びダイオードD2によりクランプされて所定電圧となり、プリアンプ11に出力される。

10

【0024】

送信信号の電圧は、コンデンサC1に印加されダイオードD1及びダイオードD2に出力される。コンデンサC1からの出力電圧の振幅が正であり電源V_{dd}と比較して所定電圧 (例えば、0.6V~0.7V) より大きい場合にはダイオードD1が動作し、プリアンプ11への出力電圧は、[電源V_{dd}の電圧値] + [所定電圧 (例えば、+0.6V程度)] でクランプされる。コンデンサC1からの出力電圧の振幅が負であり所定電圧 (例えば、-0.6V~-0.7V) より小さい場合にはダイオードD2が動作し、プリアンプ11への出力電圧は、[所定電圧 (例えば、-0.6V程度)] でクランプされる。

例えば、電源V_{dd}の電圧値が5Vである場合、送信信号がプリアンプ11に入力する際の電圧は、-0.6V~+5.6V程度に制限される。従って、後段のプリアンプ11のFETは、損傷を受けない。

20

【0025】

ダイオードD1及びダイオードD2に流れる電流は、コンデンサC1のインピーダンスで決定される。また、コンデンサC1は、送信回路3の送信アンプの負荷にもなるので超音波探触子2の容量より十分小さい容量であることが望ましい。一方、コンデンサC1は、受信信号を低周波まで減衰なく通すには大きい容量であることが望ましい。従って、コンデンサC1の容量は、数pF~数10pF程度とすることが望ましい。

【0026】

(1-3-2. 超音波受信時の動作)

超音波探触子2からの受信信号は、非常に小さい。従って、受信信号は、ダイオードD1及びダイオードD2にクランプされない。受信信号は、コンデンサC1と抵抗R1で構成されるハイパスフィルタを通り、受信回路4のプリアンプ11に入力される。受信信号は、プリアンプ11により増幅され受信処理部12により信号処理される。

30

【0027】

受信信号のノイズに関しては、信号源の抵抗 (超音波探触子2の出力インピーダンス) より抵抗R1を十分大きくすることにより、抵抗R1による熱雑音を抑制することができる。また、抵抗R1を十分大きくすることにより、コンデンサC1の容量を小さくすることができる。

例えば、コンデンサC1の容量が10pFであり抵抗R1の抵抗値が100kΩである場合には、時定数τは1μsecとなる。そして、これらのコンデンサC1及び抵抗R1により構成されるハイパスフィルタの遮断周波数 (カットオフ周波数) f_cは、 $f_c = 1 / (2\pi \cdot C1 \cdot R1) \approx 160\text{kHz}$ 、となる。超音波診断装置における送信信号及び受信信号の周波数は2~10MHzであるので、遮断周波数は100kHz~1MHz程度が適当である。従って、コンデンサC1の容量が10pFである場合には抵抗R1の抵抗値を100kΩ以上とすることが望ましい。

40

【0028】

(1-4. 効果)

以上説明したように、第1の実施の形態では、送信回路の接続点と受信回路のプリアンプとの間にコンデンサが直列に設けられ、相補ダイオード及びバイアス電源に接続する抵

50

抗が並列に設けられる。送信信号の電圧はコンデンサの両端にかかるので、相補ダイオードは高耐圧である必要はない。また、送信信号はコンデンサを通過後に相補ダイオードによりクランプされるので、受信回路のプリアンプが保護される。

【0029】

また、バイアス電源に接続する抵抗を設けることにより、プリアンプの高入力インピーダンス性を確保し、コンデンサの容量及びサイズを十分小さくして回路規模を小さくすることができる。

さらに、超音波探触子の容量と比較してコンデンサの容量を十分小さくすることができるので、送信回路の送信アンプの負荷が増大することもない。

【0030】

10

(2. 第2の実施の形態)

次に、図3を参照しながら、本発明の第2の実施の形態について説明する。

【0031】

(2-1. 送受分離保護回路10aの構成)

図3は、送受分離保護回路10aの構成図である。

第2の実施の形態の送受分離保護回路10aは、第1の実施の形態の送受分離保護回路10のダイオードD1及びダイオードD2に代えて、ダイオードD3及びダイオードD4を用いたものである。

【0032】

ダイオードD3のカソード及びダイオードD4のアノードは、コンデンサC1及び抵抗R1及びプリアンプ11に接続される。ダイオードD3のアノード及びダイオードD4のカソードは、接地される。

20

第1の実施の形態のプリアンプ11は、所定の電圧値を中心とした入力電圧範囲について動作するアンプである。第2の実施の形態のプリアンプ11aは、グランド中心の入力電圧範囲について動作するアンプである。

【0033】

(2-2. 送受分離保護回路10aの動作)

送信信号の電圧は、コンデンサC1に印加されダイオードD1及びダイオードD2に出力される。コンデンサC1からの出力電圧の振幅が正である場合にはダイオードD4が動作し、プリアンプ11への出力電圧は、所定の正電圧でクランプされる。コンデンサC1からの出力電圧の振幅が負である場合にはダイオードD3が動作し、プリアンプ11への出力電圧は、所定の負電圧でクランプされる。従って、後段のプリアンプ11のFETは、損傷を受けない。

30

【0034】

(2-3. 効果)

以上説明したように、第2の実施の形態においても第1の実施の形態と同様の効果を得ることができる。また、グランド中心の振幅の受信信号をプリアンプに入力することができる。

【0035】

(3. 第3の実施の形態)

40

次に、図4を参照しながら、本発明の第3の実施の形態について説明する。

【0036】

(3-1. 送受分離保護回路10bの構成)

図4は、送受分離保護回路10bの構成図である。

第3の実施の形態の送受分離保護回路10bは、第1の実施の形態の送受分離保護回路10の抵抗R1に代えて、電界効果トランジスタ(FET: Field Effect Transistor)Q1を用いたものである。制御部13は、電界効果トランジスタQ1のオン・オフを制御する装置である。

【0037】

(3-2. 送受分離保護回路10aの動作)

50

送信時には、制御部 13 は電界効果トランジスタ Q1 をオンし、プリアンプ 11 への出力電圧は、ダイオード D1 及びダイオード D2 によりクランプされる。また、受信時には、制御部 13 は電界効果トランジスタ Q1 をオフし、バイアス電源 V_{ref} の電圧がプリアンプ 11 の入力端子に保持されると同時にプリアンプ 11 の高入力インピーダンス性が確保される。

【0038】

(3-3. 効果)

以上説明したように、第 3 の実施の形態においても第 1 の実施の形態と同様の効果を得ることができる。

また、抵抗値が大きい抵抗をオンチップすることが困難な場合であっても、抵抗に代えて FET を用いることにより、送受分離保護回路 10b 等の IC 化を行うことができる。

【0039】

(4. IC 化)

近年、2 次元超音波探触子のようにチャンネル数が多い場合、チャンネル毎に送受分離保護回路及び受信回路を設けるのは回路規模やケーブル本数の観点から困難である。プリアンプと超音波振動子との間のケーブル長も短い方が望ましい。従って、送受分離保護回路及び受信回路の少なくとも一部を IC 化して超音波探触子部分に搭載することが望ましい。第 1 の実施の形態～第 3 の実施の形態に係る送受分離保護回路は、高耐圧を必要としない相補ダイオードと小容量のコンデンサにより構成されるので、IC 化に適している。

【0040】

図 5 は、配線間容量を示す図である。

IC 化の際には、回路基板 16 上の配線 14 と配線 15 との間に配線間容量 C2 を設けることが望ましい。サイズの小さい高耐圧チップコンデンサを IC 外部に設けてもよい。

【0041】

(5. その他)

以上、添付図面を参照しながら、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態について説明したが、本発明はかかる例に限定されない。当業者であれば、本願で開示した技術的思想の範疇内において、各種の変更例または修正例に想到し得ることは明らかであり、それらについても当然に本発明の技術的範囲に属するものと了解される。

【図面の簡単な説明】

【0042】

【図 1】超音波診断装置 1 の構成図

【図 2】送受分離保護回路 10 の構成図

【図 3】送受分離保護回路 10a の構成図

【図 4】送受分離保護回路 10b の構成図

【図 5】配線間容量を示す図

【符号の説明】

【0043】

- 1 ……超音波診断装置
- 2 ……超音波探触子
- 3 ……送信回路
- 4 ……受信回路
- 5 ……送受分離回路
- 6、13 ……制御部
- 7 ……画像処理部
- 8 ……画像表示部
- 9 ……超音波振動子
- 10、10a、10b ……送受分離保護回路
- 11 ……プリアンプ
- 12 ……受信処理部

10

20

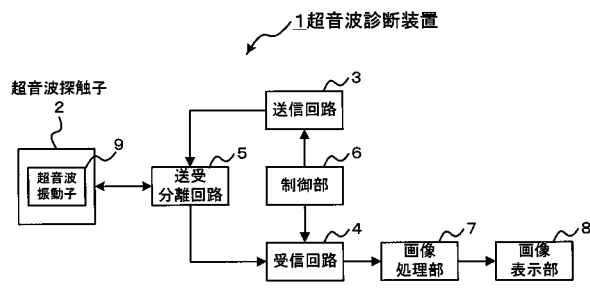
30

40

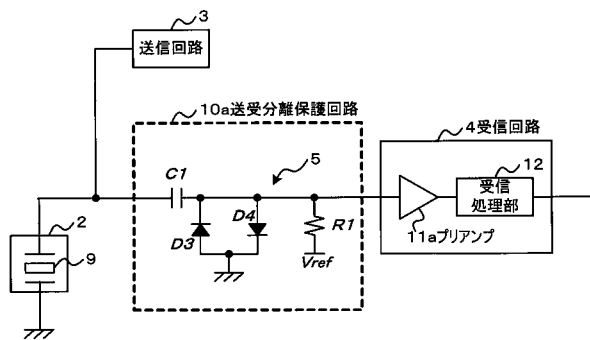
50

14、15 ……配線
 16 ……回路基板
 C1、C2 ……コンデンサ（容量素子）
 R1 ……抵抗（抵抗素子）
 D1、D2、D3、D4 ……ダイオード
 Q1 ……トランジスタ
 Vdd、Vref ……電源

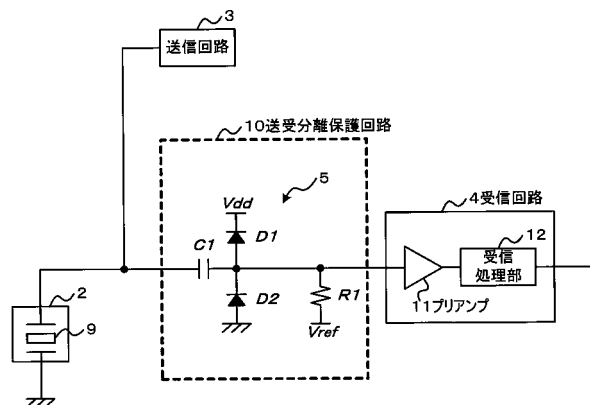
【図1】



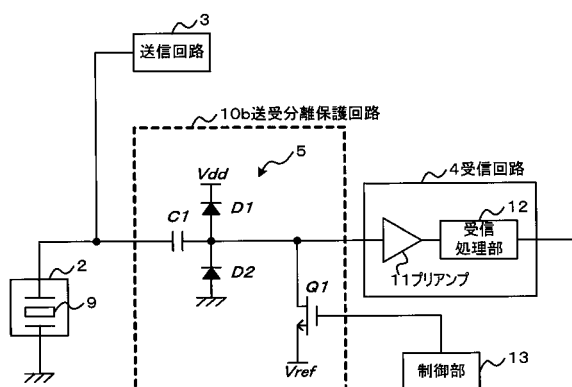
【図3】



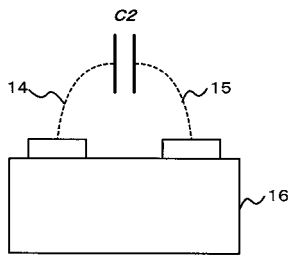
【図2】



【図4】



【図 5】



フロントページの続き

(56)参考文献 実開昭58-191005 (JP, U)
特開2005-318966 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4877944B2	公开(公告)日	2012-02-15
申请号	JP2006174960	申请日	2006-06-26
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	石塚大輔 麻殖生健二		
发明人	石塚 大輔 麻殖生 健二		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE13 4C601/GD09 4C601/GD11 4C601/GD12 4C601/HH01		
代理人(译)	井上清一		
其他公开文献	JP2008000506A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断装置，用于在不增加电路规模的情况下保护接收电路免受传输信号的影响。电容器C1串联连接在发送电路3的连接点和接收电路4的前置放大器11之间，并且二极管D1和二极管D2以及电阻器R1并联连接。由于传输信号的电压施加到电容器C1的两端，所以互补二极管D1和D2不需要是高耐压。而且，由于传输信号在通过电容器C1之后被互补二极管D1和D2钳位，所以接收电路4的前置放大器11受到保护。另外，通过提供连接到偏置电源Vref的电阻器R1，可以确保前置放大器11的高输入阻抗并充分减小电容器C1的容量和尺寸以减小电路规模。点域1

