

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5559697号
(P5559697)

(45) 発行日 平成26年7月23日(2014.7.23)

(24) 登録日 平成26年6月13日(2014.6.13)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 9 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2010-536734 (P2010-536734)
 (86) (22) 出願日 平成21年10月21日(2009.10.21)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2009/068092
 (87) 国際公開番号 W02010/053008
 (87) 国際公開日 平成22年5月14日(2010.5.14)
 審査請求日 平成24年9月11日(2012.9.11)
 (31) 優先権主張番号 特願2008-285573 (P2008-285573)
 (32) 優先日 平成20年11月6日(2008.11.6)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(73) 特許権者 000153498
 株式会社日立メディコ
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 (72) 発明者 押木 光博
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 株式会社日立メディコ内
 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】

超音波を送受信する超音波探触子と、前記超音波探触子に信号を与えて超音波ビームを形成させる送信部と、前記超音波ビームの被検体への送信によって得られる受信信号を受信する受信部と、前記受信信号に基づいて超音波画像を形成する信号処理部と、前記超音波画像を表示する表示部と、前記送信部、前記受信部、前記信号処理部、及び前記表示部を制御する制御部と、前記送信部の動作モードを低消費電力動作モード又は高空間分解能動作モードに設定する設定部とを備える超音波診断装置であって、

前記送信部は、FETを有し、高空間分解能動作モード時には、前記FETのソース・ドレインへのバイアス電流を流し、動作点を所定の閾値以上とし、入力信号と出力信号の増幅度に線形関係を得た後波形重み付けを用い、空間分解能を高くするとともに、低消費電力動作モード時には、前記FETのソース・ドレインへのバイアス電流を少なくし、あるいは止め、動作点を所定の閾値以下とし、低消費電力化を図る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であって、

前記設定部は、前記高空間分解能動作モードと前記低消費電力動作モードの選択を行う入力デバイス部である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であって、

20

前記入力デバイス部は前記表示部上、又は前記超音波探触子の一部の一方に設置されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項2に記載の超音波診断装置であって、

前記入力デバイス部は、前記高空間分解能動作モードと前記低消費電力動作モードの間で、複数段階のモードを選択可能であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項4に記載の超音波診断装置であって、

前記複数段階のモードの選択により、前記送信部の消費電力量を段階的に制御可能であることを特徴とした超音波診断装置。

10

【請求項 6】

請求項1に記載の超音波診断装置であって、

入力デバイス部を備え、前記入力デバイス部からの送波方式選択信号に基づき、前記バイアス電流を制御することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項1に記載の超音波診断装置であって、

前記送信部は、第1の電源に接続された第1のFETと、第2の電源に接続された第2のFETを有し、前記第1、第2のFETのソース・ドレインへのバイアス電流を制御することにより、前記送信部の前記低消費電力動作モードと前記高空間分解能動作モードを選択することを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 8】

請求項7に記載の超音波診断装置であって、

前記設定部として入力デバイス部を備え、前記入力デバイス部からの送波方式選択信号に基づき、前記バイアス電流を制御することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

請求項8に記載の超音波診断装置であって、

前記第1、第2のFETは、それぞれ前記第1、第2の電源にスイッチを介して接続され、前記スイッチは前記送波方式選択信号によってオンオフ制御されることを特徴とする超音波診断装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波診断装置、特に電力消費の抑制と、診断画像の空間分解能の優先度を選択可能とできる超音波振動子駆動技術に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、主には圧電材料にて構成された振動子に電圧を印加、それにより発生する超音波を被検体に送信して、その反射波より様々な情報を取り出し、被検体内の情報を得る。

【0003】

超音波画質は、超音波送受波ビームを全深度で如何に良好に形成できるかに依る。受波ビームはデジタル整相により精度よく、且つダイナミックフォーカスを実現できる。一方、送波ビームはダイナミックフォーカスするためには、フレームレートを犠牲にする必要があるため、一回のビームフォーミングにて空間分解能の高い、良好なビームの形成が必要となる。すなわち、焦点深度を長くし、かつサイドローブの抑圧が要求される。このため、送波波形の時間方向や、ビームを作るために用いる口径方向への重み付けが必須となる。

40

【0004】

近年、送波整相においても、デジタル整相技術によりサイドローブの抑制、コントラスト分解能の向上などに有効な、振幅の重み付けが成された波形形成が容易となっている。

50

【 0 0 0 5 】

この重み付けされた波形を用いて、振動子を駆動し、超音波を発生するためには、一般にDAコンバータから出力された任意の、微小振幅の送波信号を、精度よく高電圧へと増幅するための線形送波増幅回路が必要となる。探触子内に設置された振動子では、電気信号を超音波信号に変換する働きを有しており、超音波ビームを形成して、診断に十分な情報を得るためには、百数十V程度の信号印加が必要であり、DAコンバータからの出力をこのレベルまで増幅する必要がある。

【 0 0 0 6 】

一般に、超音波診断装置において、線形送波増幅回路は比較的低インピーダンスの探触子を駆動するために必要な量の電流を流すことが可能な電界効果型トランジスタ(Field Effect Transistor : FET)や、トランジスタなどのPチャネル(以下、Pch)とNチャネル(以下、Nch)、またはこれらを用いてNPNとPNP型をつなぎ合わせて実現されることが多い。以下、説明を簡略化するため、FETに特化して記述を行うが、トランジスタを初めとする電流増幅作用をもつ電気素子についても同様の効果がある。

【 0 0 0 7 】

FETでは、PchとNchにおいて、その容量や、動作時のオン抵抗などの諸回路パラメータが異なる。そのために、これを極力補い、入力信号の大小を問わずに線形増幅動作を実現するために、信号が入力していないときでも定常的に数mA程度のバイアス電流を流しておく必要がある。

【 0 0 0 8 】

また、探触子の駆動には、前述のように、百数十V程度の最大印加電圧を必要とするため、装置側の電源としては、例えば $\pm 100V$ 程度を必要とする。前述したバイアス電流は、1チャンネル当たりが必要となり、さらに、 $\pm 100V$ 程度の電源に於いて消費されるために、超音波診断装置全体としては、数Wから数十Wほどの発熱を余儀なくされる。

【 0 0 0 9 】

このように、診断画像の空間分解能向上のためには、線形増幅動作が可能な送波回路が必要となり、さらに、本回路方式実現のためには、装置全体として大きな消費電力を要求されることになる。

【 0 0 1 0 】

この大きな消費電力削減の試みが複数提案されている。特許文献1では超音波診断装置において、その診断画像を形成する上で、装置の動作条件に応じて、装置を構成する複数のユニットの中で動作不要なユニット、及び動作制限可能なユニットをパワーセーブユニットとして判定する手段を設け、適するタイミングにおいて、各ユニット動作を制限して消費電力を抑制する。

【 0 0 1 1 】

また、特許文献2では、送信回路において超音波探触子に供給する送信電圧に応じて、送信回路に供給する電源電圧値を、他の固定電圧源、または他の制御電圧源に切り換えることで、送信回路での消費電力、及びこれに伴う発熱を低減させている。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 1 2 】

【 特許文献 1 】 特開2003-175035号公報

【 特許文献 2 】 特開2006-101997号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 1 3 】

特許文献1では超音波診断装置の低消費電力化に際し、送受信や、動作モードに依存した回路モジュール単位における電源の投入、切替や、消費電力の抑制による対応であり、タイミング依存による制御を行っている。具体的には、例えば受信タイミングにおいて動作の必要がない送信モジュールでは、受信期間中に電源供給を止めている。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 4 】

また、特許文献2では、動作モードに依存した回路使用電源制御が行われている。例えば、バースト波と言われる、比較的振幅が大きく、数波送波を一定の間隔で送信するパルスドプラモードと、振幅は比較的小さいが、連続波を送信する連続波ドプラモードの2つの、性質が異なる送波方式の場合に特に効果を発揮するものである。この必要振幅量に応じた電源の選択により、送信回路部における発熱制限を可能とする。

【 0 0 1 5 】

しかしながら、従来技術においては、送信、受信などに代表される動作タイミングにおける消費電力抑制と、パルスドプラや、連続波ドプラに代表される、診断モードに依存した消費電力抑制を行うことが提案されているが、整相精度と、消費電力との関係に着目した提案は無い。

10

【 0 0 1 6 】

上述したように、高い空間分解能を得るために、線形送波増幅回路は必須であり、また、この実現のためには、より多くの電力消費がされることも明らかである。しかしながら、これでは、例えばバッテリー駆動が必要な屋外におけるスクリーニング現場において、空間分解能を多少犠牲にしても、より多くの診察を行いたいような場合、従来技術では、実現することができない。

【 0 0 1 7 】

本発明の目的は、高分解能或いは低消費電力が選択可能な超音波診断装置を提供することにある。

20

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 8 】

上記の目的を達成するため、本発明は、超音波を送受信する超音波探触子と、超音波探触子に信号を与えて超音波ビームを形成させる送信部と、超音波ビームの被検体への送信によって得られる受信信号を受信する受信部と、受信信号に基づいて超音波画像を形成する信号処理部と、超音波画像を表示する表示部と、これら送信部、受信部、信号処理部、及び表示部を制御する制御部を備える超音波診断装置であって、送信部は低消費電力動作モードと高空間分解能動作モードを選択可能な送波回路を有する構成とする。

【 0 0 1 9 】

また、本発明においては、この低消費電力動作モードと高空間分解能動作モードの選択を行う入力デバイス部を表示部上や探触子に設置する構成とする。

30

【 0 0 2 0 】

更に、本発明においては、入力デバイス部は、低消費電力動作モードと高空間分解能動作モードの間で、複数段階のモードを選択可能である構成とする。

【 0 0 2 1 】

すなわち、上記目的達成のため、本発明の超音波装置においては、振動子を駆動する送波回路に関し、より高い空間分解能を要求される場合においては定常的な電力消費を伴うが、任意波形増幅が可能なバイアス電流を流す線形送波増幅回路としての動作を可能とし、一方、多少空間分解能を落としても、より多くの診察を行いたい場合には、先の線形波形増幅回路にて消費されるバイアス電流を少なく、もしくは止めることで、送波回路としての、線形増幅動作は、線形動作の範囲が制限される、もしくは損なわれるが、電力消費を削減する。

40

【 0 0 2 2 】

例えばバッテリー駆動を行う超音波診断装置においては、整相精度と引き換えに、低消費電力化、ひいては装置としての動作寿命を延ばすことが可能となる。

【 0 0 2 3 】

波形重み付けによる空間分解能向上のために、線形増幅動作可能な送信回路に関して述べたが、必ずしも、その限りではない。例えば、振幅重み付けに有る程度の段階を持たせて擬似的に、同等の波形を送信できる複数電源を用いた送信回路についても同様の効果を得ることができる。

50

【発明の効果】

【0024】

本発明によれば、外部入力デバイスにより装置使用者が消費電力抑制と、空間分解能向上の優先度を段階的に選択することが可能な超音波診断装置を提供することができる。好適には、段階的な優先度の選択は、超音波診断装置の送信回路における送波方式の選択、すなわち、バイアス電流を制御することとなる。その結果、状況に応じた最適な装置使用環境の提供が可能となる。

【0025】

以上の本発明の構成により、装置使用者が消費電力削減と、空間分解能向上の優先度を外部入力デバイスにより任意に選択可能な超音波診断装置を提供することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0026】

【図1】第一の実施例に係わる、超音波診断装置内の送信回路の構成を示すブロック図

【図2】第一の実施例に係わる、送信回路の動作説明のための図

【図3】第一の実施例に係わる、送信回路の動作説明のための図

【図4】第一の実施例に係わる、超音波診断装置の概略構成を示す図

【図5】各実施例に係わる、超音波診断装置の入力デバイス20の具体的構成を示す図

【図6】第一の実施例の超音波診断装置内の送信回路の具体的構成を示すブロック図

【図7】第二の実施例に係わる、超音波診断装置の送信回路の具体的構成を示す図

【図8】図7に示す超音波診断装置の送信回路の出力波形を示す図

20

【発明を実施するための形態】

【0027】

以下、本発明の実施形態を図面に従い説明するが、最初に、本発明の基本を説明する。

まず、超音波診断装置の超音波振動子駆動回路の送信回路を、図1に示すように構成する。

【0028】

同図において、高空間分解能を得るために必要な、時間軸方向や、送信ビームを作る口径方向に、適切に重み付け、振幅制御された任意送信波形をデジタル信号で生成する任意波形生成部1と、それをアナログ信号に変換するDAコンバータ(DAC)2と、この信号を前述した振動子から診断画像形成に十分な大きさの超音波信号を発生させるために適当な振幅まで増幅する送波増幅部3とで構成される。20は入力デバイス、21は入力デバイス20が出力する送波方式選択信号である。

30

【0029】

送波増幅部3は、さらに詳細には、信号増幅部4と、振動子を駆動するために十分な電流を生成する電流増幅部5とで構成される。回路構成によっては、信号増幅部4と、電流増幅部5とは同一回路構成にて実現できる場合もある。以後、説明を容易にするため信号増幅部4と電流増幅部5は、機能的には別であるため、分けて考えることにするが、実際はこの限りではない。

【0030】

40

今、電流増幅部5が一般的な電流増幅素子であるFETにて形成されているとする。さらに、扱う送信信号は正負両極を持っていると仮定する。そのために、電流増幅部5は、簡単にはPchとNchにて構成されており、電源7からの電流が、それぞれのD(ドレイン)、S(ソース)部に流れるように、トータムポール(プッシュプル)型に接続されているとする。

【0031】

一般に、FETはスイッチング素子として知られており、その特性は図2の(a)に示すように、入力電圧と出力電流の間に指数関数的な関係がある。横軸には、本回路構成における入力電圧に相当する、FETのG(ゲート)・S(ソース)間電圧 V_{GS} をとり、縦軸には、これに対応する電流量(I_D)を取っている。また、図中 V_{TH} と記載されているものは、FETの閾値電圧であり、この電圧より小さな値では、基本的に電流は流れない作用点を示すものである。

50

【 0 0 3 2 】

このように、FETを電流増幅素子として使う場合、動作点と閾値電圧 V_{TH} との関係に注意する必要がある。すなわち、入力振幅と出力振幅に一定の増幅度関係を持たすためには、小信号入力に対しても、不感応帯を作ってはならない。

【 0 0 3 3 】

この V_{TH} 以下の入力電圧に対しても出力信号を得るためには、本回路の最小動作点を、 V_{TH} 以上に設定する必要がある。そのためには、常にFETには V_{TH} 以上の電圧を印加しておくことが必要となる。結果、FETは、どんな小さな信号にも応答することが出来るが、信号が入力されていない場合にも、少なからず電流が定常的に流れることとなる。この電流を以下、バイアス電流と呼ぶ。

10

【 0 0 3 4 】

一方、動作点を V_{TH} 未満にすると、入力信号が小さいときには、本回路は動作せず、出力振幅が得られる最低入力信号の値が所定値以上となり、出力信号の入力信号制御幅が小さくなる。

【 0 0 3 5 】

図3に、上述した送波増幅部3の入出力特性を示す。図3において、横軸は、入力信号の振幅値、縦軸は、図1の送波増幅部3の出力信号振幅値を示す。動作点を V_{TH} 以上に設定して、線形増幅構成を持たせた場合は、入力信号と出力信号の増幅度に、線形関係を得ることが出来、すなわち、送信信号に任意の波形選択が出来ることを示すものである。すなわち、消費電力は大きくなるが、波形重み付けを用いた空間分解能向上には最も効果の高い構成(高空間分解能動作モード)である。これは、図3における実線8で示す場合に相当する。

20

【 0 0 3 6 】

また、動作点を V_{TH} 以下にした場合は、入力信号がこの値より小さい場合、出力信号が得られない。一方、 V_{TH} 以上の入力信号に対し、入出力振幅の間に線形関係を持たせることが可能となるため、この範囲では任意波形送信を実現可能である。

【 0 0 3 7 】

この場合は、先よりも動作点が低い分、消費電力は小さくなるが、等しい入力信号振幅範囲における出力信号振幅の範囲が狭くなるため、空間分解能向上に寄与する波形重み付けの形状に制限が出来てしまい、その効果は制限されてしまう。これは、図3における一点鎖線9で示す場合に相当する。図3に、両者の出力信号振幅の制御範囲の違いを Vo_diff として示した。

30

【 0 0 3 8 】

また、後述する一般にスイッチング回路と呼ばれる構成の場合の入出力特性は、入力振幅がある値を超えた場合に、その出力振幅は、使用電源で決まる一定値となってしまう。

【 0 0 3 9 】

この場合は、定常的な電流消費がないために、最も消費電力の小さな構成(低消費電力動作モード)が実現できるが、送信回路使用電源にch依存性がない単一電源の場合、波形重み付け機能が無く、空間分解能の向上は期待できない。これは、図3における点線10で示す場合に相当する。

40

【 0 0 4 0 】

上述した高空間分解能動作モードと低消費電力動作モードの選択には、例えば、図2の(b)の回路構成を用いて実現できる。今、送波回路の最終段増幅部がFET101のトータムボール型にて構成されているとする。FET101の、ゲート・ソース間のバイアス電位を $V_{bias105}$ と表す。同図において、101はインピーダンス挿入のためのモジュールであり、 $V_{bias105}$ の直列接続されたブロックも同様、抵抗などのインピーダンス素子である。 $V_{bias105}$ は可変電源機能をもつ回路構成であり、FET101において、 $V_{bias105}$ と、FET101を流れる電流の間には、図2の(c)にあるような関係がある。 V_{bias} に相当する V_{gs} の増加と共に、電流値は指数関数的に増加する。

【 0 0 4 1 】

50

図2の(c)を例にとると、今Vbias105として、Vgs1の電位がかかっているとする。すると、FET101を流れる電流はID1となり、FET101の交流増幅作用は、点201が基準となる。この点以上では、電圧と電流の関係は、ほぼ比例関係にあるため線形増幅作用が期待できる領域となる。この領域でFET101を動作させる場合が、消費電力は大きい、分解能を最優先とした高空間分解能動作モードである。

【0042】

一方、今 Vbias105として、Vgs2の電位がかかっているとする。FET101を流れる電流はID2となり、FET101の交流増幅作用は、点202が基準となる。点202以上では、電圧と電流の関係は動作点により大きく変わっている。すなわち、点202を動作点に持つ場合と比し、増幅作用の線形性が悪くなることを示す。ただし、定常的に流れる電流値としては、ID2 < ID1のため、消費電力を低く抑えることが可能となる。この領域でのFET駆動では、分解能、消費電力が共にバランスの取れた状態での動作(通常モード)となる。

【0043】

さらに動作点を原点に置く場合、すなわちVbias として0Vが印加されている場合には、定常的に流れる電流値も0となるが、入力信号が一定値(閾値)以上にならないと、FETはオンしない。不応答期間が長く、増幅器としての線形性は大きく損なわれることになるが、最も低消費電力化が図れることとなる。

【0044】

以上、ここでは消費電力と線形増幅性との関係から、FETの動作点を3点に限り、説明を行ったが、実際にはその限りではない。

【実施例1】

【0045】

図4に、第一の実施例に係わる超音波診断装置全体の一構成例を示す。本装置構成は、超音波探触子11と、送信部を構成する送波処理回路18及び送信回路17と、受信部を構成する受波アンプ回路12と及び整相処理回路13と、信号処理部である信号処理回路14及び画像処理回路15と、表示部を構成する表示モニタ16とを備えている。探触子11には図示していないが、多数の振動子が配列して形成され、被検体の表面に密着させて用いられる。各振動子は、一般に入力されるパルス波または、連続波の送波信号を超音波に変換して被検体に発射する機能と、被検体の内部から反射する超音波を受けて電気信号の受波信号に変換して出力する機能を有して形成されている。

【0046】

また各構成回路は制御部であるコントロール回路19により各部位のタイミング制御などが行われている。さらに、コントロール回路19は、入力デバイス20と接続されている。この入力デバイス20により装置使用者は、上述した送波方式選択信号を入力することにより、後述する機能により消費電力抑制か、空間分解能向上かの優先度を入力する。

【0047】

図5は入力デバイス部である入力デバイス20の具体的実施例の構成を示す図である。

図5の(a)、(b)は、図4の表示モニタ16上に入力デバイス部を設けた場合の構成を示し、同図の(c)は、図4の超音波探触子11上に入力デバイス部を設けた構成を示す。

【0048】

図5の(a)の表示モニタ80に入力デバイス部82が設置されスライダ83を用いて、高空間分解能動作モード(Res)と通常モード(Norm)と低消費電力動作モード(Pow)間の選択切り替えが行われる。同図の(b)に見るように、画面81上に選択したモードが84に示すように表示される。図5の(c)は超音波探触子85の一部(この場合は、側面)にスイッチ86又は87を設置した場合を図示している。本スイッチ86、87を用いても、入力デバイス部82と同様な制御を可能とすることができる。ユーザがスイッチ86、87をマニュアル操作することにより、高空間分解能動作モード(Res)と通常モード(Norm)と低消費電力動作モード(Pow)間の選択切り替えが行われることは言うまでもない。なお、88は探触子85の入出力ケーブルである。

【0049】

図6に本実施例に係わる送信回路17の一具体的構成を示す。前述した振動子を駆動するための電流増幅部5として、図2の(b)と同様、例えばFET101によるプッシュプル回路を採用している。上述したように、入力信号と出力信号が常に一定の増幅度を保つ線形増幅送信回路においては、このプッシュプル回路にバイアス電流102を流す必要がある。

【0050】

FET101のバイアスは、例えば図6に示すようにFET101のゲートと、電源103との間に電位差を持つように構成される。更に、これにより電源103から、FET101のソース・ドレインへとバイアス電流が流れることになるが、この量を調整するために、抵抗に代表される、直流電流量を調整するインピーダンスが Z_s であるモジュール104を置く。これにより、例えば、バイアス電位105として V_{bias} 、FET101のゲート・ソース間電位を V_{gs} とすると、バイアス電流 I_d は式(1)に示す通りとなる。

【0051】

$$I_d = (V_{bias} - V_{gs}) / Z_s \quad \text{---} \quad (1)$$

と表せる。

【0052】

これにより、図6の回路を線形増幅回路として動作させることが可能となる。より精度の高い、線形増幅動作回路には、入出力間に帰還抵抗などのフィードバック機構106などを設けることが好ましいが、特にバイアス電流と波形との関係に着目するため、フィードバック機構106については詳述しない。

【0053】

この場合、送信回路部の定常的な消費電力 W_{all} としては式(2)に示す通りとなる。ここで、 N は装置当たりの送信回路数を示す。

【0054】

$$W_{all} = \{ |(HV)| \times I_d + |(-HV)| \times I_d \} \times N \quad \text{---} \quad (2)$$

この条件下における送信回路の入出力特性は図3の実線8に示す値が期待される。

【0055】

一方、図6に示す回路において、入力デバイス20からの制御信号26、28により、バイアス電位105で示す V_{bias} 、もしくはモジュール104に示すインピーダンス値を調整することで、先に説明したようにFET101の動作点を変更することができる。具体的には、バイアス電位の大きさは、例えば入力デバイス20からの指示に基づき、直流電位を与えて、それによりFETに流す電流値を調整することで変更可能になるが、この構成はこの限りではない。

【0056】

これにより、例えば本回路の入出力特性を図3に示す一点鎖線9の如く変更が可能となる。これは、バイアス電流102を小さくした場合に相当する。

【0057】

更に、制御信号21により、バイアス電位 V_{bias} が0V、すなわち電源103とFET102のゲート部が直流的に同一電位になった場合を考える。実際には、電源103とFET102のゲート間には図示しないが、抵抗などの電気素子が入る。さらに、バイアス電流を流さないため、 Z_s も制御信号により短絡された状態とする。

【0058】

この場合、図3の回路はいわゆるスイッチング回路と呼ばれる構成となり、閾値電圧を超えた入力信号に対し、基本的に電源103で決まる一定の出力信号を出す。バイアス電流が流れないため、消費電力は最小に抑えられるが、入力信号の振幅によらず、出力信号は常に一定となるため、空間分解能向上に必要な振幅重み付け機能が無くなることとなる。

【0059】

さらに、この場合には、入力信号は V_{TH} を閾値とした二値信号でよい。制御信号21により、任意波形生成部も、単純な二値信号である、0、 V_{IN} のみを出す構成に変更される。更に、DAC2では、例えば最上位桁ビット(MSB)のみを出力するような単純な出力構成に変更することも可能である。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 0 】

すなわち、以上のように、送信回路のバイアス状態を制御することで、入力信号に対する出力信号の変化は、図3に示す通りとなり、消費電流の制御と共に、その出力信号値をも制御可能となる。結果として、送波振幅重み付けの制御可能範囲を制御することとなり、超音波診断画像の空間分解能を変更可能とする。

【 0 0 6 1 】

以上、図6に示す第一の実施例においては、送信電源103が正負1通りの場合について述べたが、実際はその限りではない。例えばスイッチング回路構成においては、負側の電源(-HV)が接地されている場合も考えられる。

【 0 0 6 2 】

更には、入力信号と出力信号が整数倍の線形増幅関係になくとも、出力信号が何らかの制御により重み付けが可能となる機構を持つ送信回路に関して有効である。

【実施例 2】

【 0 0 6 3 】

第二の実施例として、1つの送波信号生成に当たり、複数電源(HV1、HV2)を用いる回路構成とその波形を図7、8に従い説明する。図7には、例えば、送波信号振幅として最大 ± 2 段階の値をもつことが可能な回路構成を示している。

【 0 0 6 4 】

同図においては一つの送波信号出力に対し、スイッチ回路を2つ並列に接続した構成となっている。それぞれのスイッチ回路は、 $\pm HV1$ 、 $\pm HV2$ に接続されており、それらの出力信号は電源値により決定されることになる。

【 0 0 6 5 】

今、各FET101と、それに接続される電源の間に、スイッチ107、108が搭載されているとする。このスイッチ107、108には信号として、1が入力された場合にONして、0が入力された場合にはOFFする性質を持つ。

【 0 0 6 6 】

スイッチ107、108は、それぞれのFET101に対して独立、もしくは、FETの出力を共通にしてなるトータムポール(プッシュプル)型には、共通に動作するものとする。

【 0 0 6 7 】

$\pm HV1$ に接続されるFET101の動作を決定するスイッチ107には、sig1が入力され、 $\pm HV2$ に接続されるFET101の動作を決定するスイッチ108には、sig2が入力される。

【 0 0 6 8 】

今、sig1/2ともにONする場合を考えると、出力信号として図8の(a)のような信号の出力が可能である。ただし、この場合、 $\pm HV1$ に接続されるFET101には、定常的に電流値1mAが流れ、 $\pm HV2$ に接続されるFET101には、12mAが流れるものとする。

【 0 0 6 9 】

また、sig1=1, sig2=0の場合には $\pm HV2$ に接続されるFET101には、電流が流れず、出力信号が存在しない。 $\pm HV1$ はONしているために、出力信号としては、図8の(b)に示すように、重み付けされていない、単一値をもつ波形となる。更にこの場合の入力デバイス20と送波方式選択信号21は両回路とも等しいものなので、共通に示す。

【 0 0 7 0 】

図7では、 $\pm HV1$ と $\pm HV2$ の電源103をそれぞれ使用する回路が、その出力を共通としている場合である。この場合、出力信号は、それぞれの電源に起因する値で制御されることとなり、例えば、図8の(a)に示すように1, 3波目が、 $\pm HV2$ を電源としてもつ回路に制御され、2波目が $\pm HV1$ を電源としてもつ回路に制御されるものとする。すなわち、波形の重み付け効果がなされており、前述の空間分解能向上が期待できる。

【 0 0 7 1 】

$\pm HV1$ を使用する回路では、常に1mAの電流を、 $\pm HV2$ を使用する回路では、常に12mAの電流をそれぞれ消費するものとする。この場合、式(3)に示す電力W1が消費される。

【 0 0 7 2 】

10

20

30

40

50

$$W1=\{(+HV1)-(-HV1)\} \times I1 + \{(+HV2)-(-HV2)\} \times I2 \quad \text{--- (3)}$$

次に、図8の(b)に示すように、 $\pm HV2$ を電源としてもつ回路を、入力デバイス20からの制御により、定常的な消費電力を0として、すなわち使用しないものとする。

【0073】

すると、出力信号は図に示す通りとなり、 $\pm HV2$ をもつ回路は出力信号に関与しない。

よって定常的な電力消費は式(4)に示すとおり、 $\pm HV1$ のみが関与されたものとなり、式(3)に比して低くなる。

【0074】

$$W2=\{(+HV1)-(-HV1)\} \times I1 \quad \text{--- (4)}$$

10

以上説明した図7、8の実施例では、正負の電源絶対値がそれぞれ2種類の場合を例に示したが、実際はその限りではなく、より多くの電源をもつ回路で構成されていても、その本質は失われないことは言うまでもない。

【0075】

上述の本発明は、ハンドキャリーユニット(HCU)としても用いる超音波診断装置においても、特に有用である。

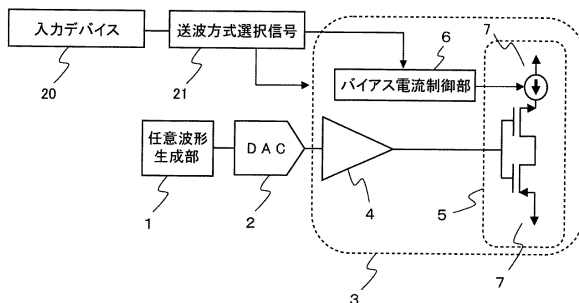
【符号の説明】

【0076】

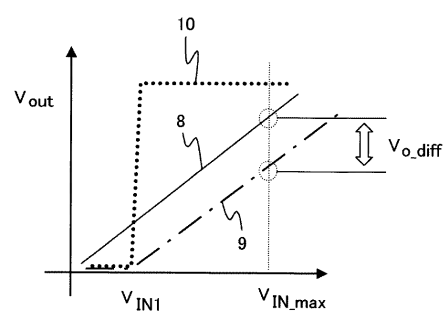
1 任意波形生成部、2 DAコンバータ、3 送信波形増幅部、4 信号増幅部、5 電流増幅部、7 送信回路電源、11 探触子、12 受波アンプ、13 整相処理回路、14 信号処理回路、15 画像処理回路 16、80 表示モニタ、17 送信回路、18 送波処理回路、19 コントロール回路、20、82 入力デバイス、86、87 スイッチ、101 FET、102 バイアス電流、103 電源、104 インピーダンスモジュール、105 バイアス電位、106 フィードバック機構、107、108 スイッチ

20

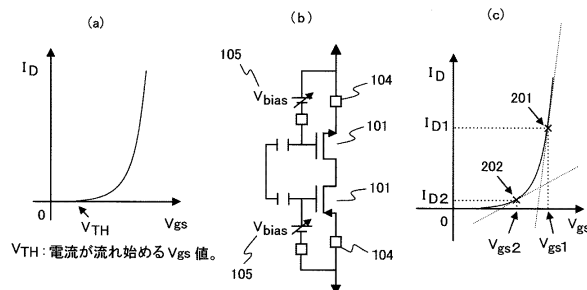
【図1】



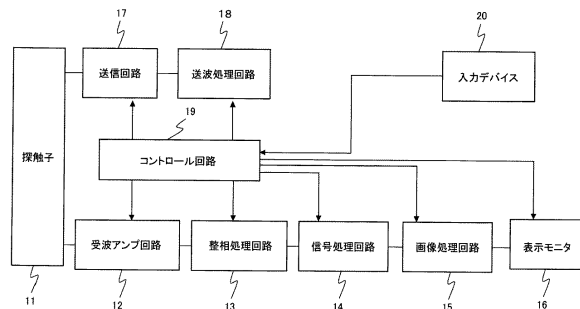
【図3】



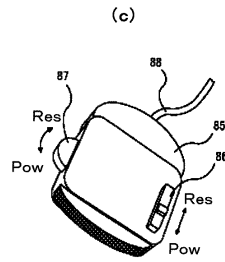
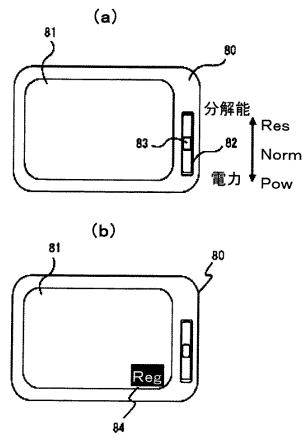
【図2】



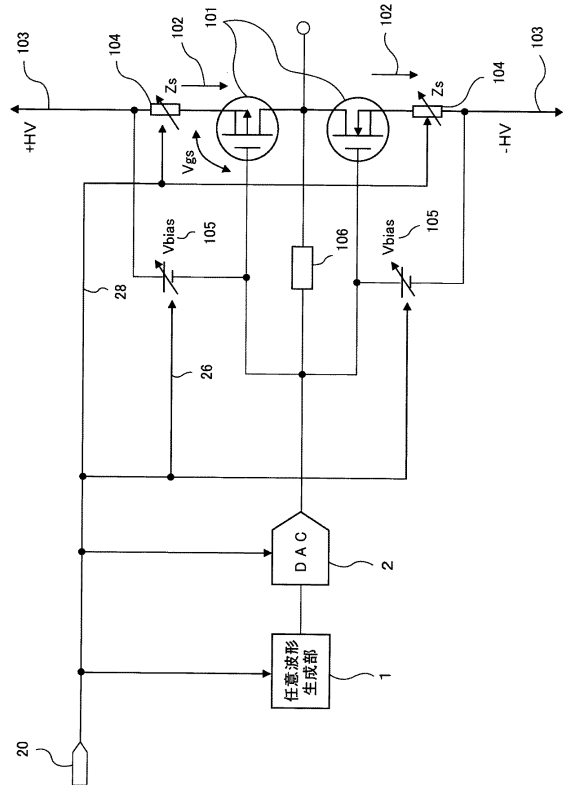
【図4】



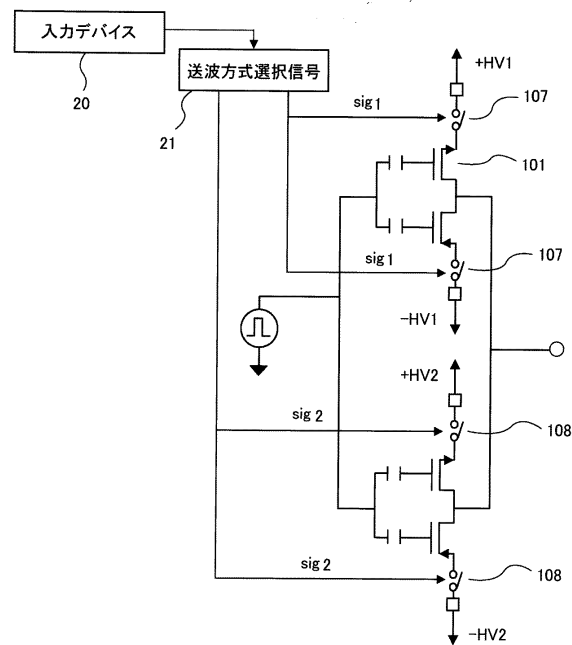
【図 5】



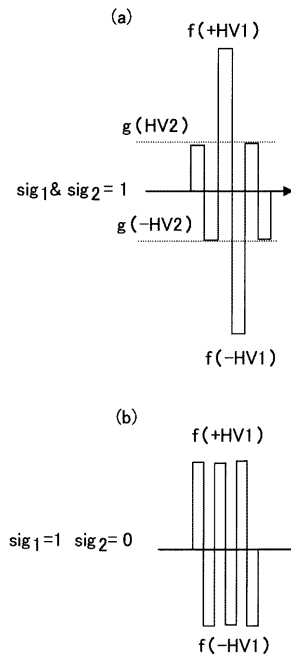
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平05 - 056973 (JP, A)
特開2006 - 122449 (JP, A)
特開2006 - 217942 (JP, A)
特開2001 - 268694 (JP, A)
特開2003 - 339700 (JP, A)
特開2006 - 000287 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5559697B2	公开(公告)日	2014-07-23
申请号	JP2010536734	申请日	2009-10-21
[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	押木光博		
发明人	押木 光博		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
优先权	2008285573 2008-11-06 JP		
其他公开文献	JPWO2010053008A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于发送和接收超声波的超声波探头，用于向超声波探头提供信号以形成超声波束的发送单元，以及通过将超声波束发送到对象而获得的接收信号接收单元，基于接收信号形成超声图像的信号处理单元，显示超声图像的显示单元，发送单元，接收单元，信号处理单元和显示单元超声诊断设备包括控制单元，其控制控制单元，并且包括设置单元，该设置单元将发送单元的操作模式设置为低功耗操作模式或高空间分辨率操作模式。

