

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2011-78498

(P2011-78498A)

(43) 公開日 平成23年4月21日(2011.4.21)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/00 (2006.01)F1  
A61B 8/00テーマコード (参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2009-231665 (P2009-231665)  
(22) 出願日 平成21年10月5日 (2009.10.5)(71) 出願人 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  
(74) 代理人 110000350  
ポレール特許業務法人  
(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  
Fターム(参考) 4C601 EE12 EE13 FF11 HH02 LL26

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】

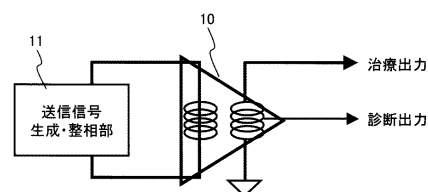
超音波診断および超音波治療の双方を同一の回路により可能とし、超音波治療機能を備えた超音波診断装置を提供する。

【解決手段】

電池駆動可能な超音波診断装置において、探触子駆動回路10として電流出力型増幅器を用い、同一の探触子駆動回路10により超音波診断用の送信と治療用送信とを駆動する。そして、DC電源を搭載したカートと接続可能とし、カートと接続した際に、カートからDC電源を供給可能とする。

【選択図】 図1

図 1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

電池駆動可能な超音波診断装置において、  
同一の探触子駆動回路により超音波診断用の送信と治療用送信とを駆動することを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 2】**

請求項 1 記載の超音波診断装置において、  
前記探触子駆動回路を、電流出力型増幅器を用いて構成したことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 3】**

請求項 2 記載の超音波診断装置において、  
前記電流出力型増幅器として、トランスを用いたものを用いたことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 4】**

請求項 2 記載の超音波診断装置において、  
前記電流出力型増幅器が、抵抗 R を介してアースされるトランジスタと、- 入力端子が前記抵抗 R の一端に接続され、+ 入力端子に入力電圧が印加され、出力端子が前記トランジスタのベースに接続されるオペアンプと、前記トランジスタに接続されるとともに出力負荷  $R_0$  に接続されるカレントミラー回路とから構成されることを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 5】**

請求項 1 記載の超音波診断装置において、  
DC 電源を搭載したカートと接続可能とし、カートと接続した際に、カートから DC 電源を供給可能としたことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 6】**

請求項 5 記載の超音波診断装置において、  
前記 DC 電源が、電池、または、商用電源または工業用電源から作成した DC 電源であることを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 7】**

請求項 5 記載の超音波診断装置において、  
超音波診断装置に内蔵した電池とカートからの DC 電源とを切り替え可能としたことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 8】**

請求項 5 記載の超音波診断装置において、  
超音波診断装置をカートに接続した際に、カートからの DC 電源に切り替わるように構成したことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 9】**

請求項 5 記載の超音波診断装置において、  
カートから供給する DC 電源は 20V 以下の低電圧で行うことを特徴とする超音波診断装置。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、被検体の焼灼などによる病変部位の治療を可能とする超音波治療機能を備えた超音波診断装置に関し、さらに、持ち運びが可能な構成をとり、DC 供給可能なカートと接続可能とする超音波診断装置に関する。

**【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、直線状または特定の曲線状に多数配列された振動子に電気信号を印加し、送受波口径に対応したエレメント群を選び、順次そ

10

20

30

40

50

れを走査しながら送受波を行う。そして、その反射波より様々な情報を取り出して、被検体内の情報を非侵襲に得ることで診断を行うものである。

【0003】

近年では、特許文献1で開示されているように、その形状が例えばノートパソコン様で、重さも5kg前後であり、持ち運び可能なものも数多く見られる(以下、ポータブル超音波診断装置と記載)。本構成では、電源をつけたままで診断装置の移動が可能であり、電池駆動であるため、AC電源環境が無い、もしくは整っていない場所においても診断機能を発揮できるものである。

【0004】

一方、このような持ち運び可能な診断装置においては、信号処理能力を初めとする様々な機能制限が成されることが多い。更に、その診断装置の持ち運び可能であるという大きさの特徴から、拡張性が乏しいのが一般的である。この課題に対して、例えば特許文献2に於いては、様々な拡張機能を具備したカート(DOCKING STATION)を用意しており、これと診断装置を接続して使用することが提案されている。

10

【0005】

特許文献2では、DOCKING STATIONに接続することで、超音波診断装置としてのユーザーインターフェイスの使用効率向上を図り、計算処理に於いて、DOCKING STATION内に搭載されている高速演算、大量データ処理可能な専用プロセッサを使用可能とするなどの発明を行っている。しかしながら、DOCKING STATIONと接続して超音波治療を行う拡張性をもたせた構成については開示されていない。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開平10-57375号公報

【特許文献2】特表2006-519684号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

上述のように、従来例にある電池駆動可能な超音波診断装置に於いて、超音波治療機能を具備した構成は開示されていない。その理由は、超音波診断と超音波治療に必要な送信出力信号に必要とされる条件と、必要な電流容量が大きく異なることが原因である。

30

一般には、超音波診断に要求される送信出力信号は、その出力振幅は約100Vpp、波数は10波程度のパルス信号であるのに対し、超音波治療において必要とされる出力振幅値は、200Vpp以上であり、かつ連続波、もしくは、それに準じた波数の多い波形が要求される(米国特許第6980419号明細書参照)。そのために、超音波信号を生成する送信器で使用する回路構成も、一般にはその使用電源値、増幅方式は大きく異なるものが要求される。

さらに、治療においては連続波、もしくはそれに順ずる出力が要求されることから、消費電流が大きくなる。このために、電池駆動のみに頼る、特許文献1、2などで開示されている従来のポータブル超音波診断装置の構成に於いては、治療を行うために十分な時間装置を駆動することができない。

40

【0008】

本発明は、これらの課題を解決し、超音波診断および超音波治療の双方を同一の回路により可能とし、超音波治療機能を備えた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】

【0009】

これらの課題を解決するために、本発明の超音波診断装置は、電池駆動可能な超音波診断装置において、同一の探触子駆動回路により超音波診断用の送信と治療用送信とを駆動することを特徴とするものである。

そして、本発明において、前記探触子駆動回路を、電流出力型増幅器を用いて構成した

50

ことを特徴とするものである。

本発明において、前記電流出力型増幅器としては、トランスを用いたものでよい。

また、本発明において、前記電流出力型増幅器が、抵抗 $R$ を介してアースされるトランジスタと、 $-$ 入力端子が前記抵抗 $R$ の一端に接続され、 $+$ 入力端子に入力電圧が印加され、出力端子が前記トランジスタのベースに接続されるオペアンプと、前記トランジスタに接続されるとともに前記トランジスタに流れる電流と同じ大きさの電流を出力負荷 $R_0$ に供給するカレントミラー回路とから構成されるものでよい。

#### 【0010】

さらに、本発明の超音波診断装置は、DC電源を搭載したカートと接続可能とし、カートと接続した際に、カートからDC電源を供給可能としたことを特徴とするものである。

10

本発明において、前記DC電源は、電池、または、商用電源または工業用電源から作成したDC電源でよい。

また、本発明において、超音波診断装置に内蔵した電池とカートからのDC電源とを切り替え可能としてもよい。

また、本発明において、超音波診断装置をカートに接続した際に、カートからのDC電源に切り替わるように構成してもよい。

さらに、本発明において、カートから供給するDC電源は20V以下の低電圧で行うことを特徴とするものである。

#### 【発明の効果】

#### 【0011】

20

本発明によれば、電池駆動可能な超音波診断装置において、治療専用の送信回路の搭載の必要がなくなり、特別な付属回路の付与を不要とし、回路規模の増大を防ぎ、持ち運びを可能とする特徴を崩さずに、治療機能を具備した構成が可能となる。

#### 【0012】

また、本発明によれば、一般に大電流を消費する超音波治療装置においても、その電流供給基を、超音波診断装置本体に内蔵する電池だけに頼らず、カートにも委ねることができるために、より長時間の治療出力が可能となる。

#### 【0013】

さらに、DC駆動のみで治療機能を達成可能とするため、例えばMRI（核磁気共鳴画像化）などによる、強力磁場を用いた装置の影響を受け難い構成を可能とし、このため、MRIなどによる磁場を利用した様々な計測機能を具備した装置と共に、超音波治療機能を具備した超音波診断装置の使用が可能となる。

30

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0014】

【図1】本発明の電流出力型の超音波増幅器を示す図

【図2】本発明の超音波診断装置の全体構成を示すブロック図

【図3】実施例1の電流出力型の超音波増幅器を示す図

【図4】実施例1の信号生成部を示す図

【図5】トランス回路を説明する図

【図6】トランス回路を説明する図

40

【図7】トランス信号の取り出しを示す図

【図8】トランス巻線を示す図

【図9】実施例2の電流出力型の超音波増幅器を示す図

【図10】実施例2の電流出力型の超音波増幅器を示す図

【図11】実施例3の電源変更を示す図

【図12】実施例4の電源変更を示す図

#### 【発明を実施するための形態】

#### 【0015】

以下、図面を参照して本発明の好ましい実施形態を説明する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。

50

## 【 0 0 1 6 】

図 2 に、本発明による超音波診断装置の全体構成のブロック図を示す。

本回路構成は、被検体 2 の情報を、電池駆動可能な超音波診断装置 1 で収集可能な構成としている。

超音波診断装置 1 は、電気信号と超音波信号を相互変換する、図示しない圧電素子に代表される振動子を複数配列してなる探触子 3 と、探触子 3 から送信された信号が、被検体 2 により反射され、返ってきた信号の増幅処理を行う超音波受波部 4 と、この信号を整相加算処理、 処理、補間処理などを行う超音波画像構成部 5 と、これをモニタに表示するために座標変換などを行う D S C ( D i g i t a l S c a n C o n v e r t e r ) 部 6 と、モニタを含む表示部 7 と、超音波送信波形の信号を生成し、これを任意の場所に収束させるための送信信号生成・整相部 1 1 と、この信号を被検体 2 からの情報を得るために十分な超音波信号強度を、探触子 3 から出力するために増幅する超音波増幅部 1 0 とから成る。

10

## 【 0 0 1 7 】

さらに、超音波診断装置 1 は電池駆動を可能とするために、その内部に電池 1 2 と、これを各回路ブロック毎に必要な電圧まで昇圧し、電流を供給する電源昇圧部 1 3 とからなる。電源昇圧部 1 3 は、図 2 においては、超音波増幅部 1 0 にのみ繋がっているが、この限りではなく、電圧が必要な箇所には全て接続され、電流を供給するものとする。

一般に、電池 1 2 で用意される電圧値と、超音波増幅部 1 0 において必要とされる電圧値は大きく異なる。超音波増幅部 1 0 において、必要とされる電圧値は電池 1 2 の値から増幅を必要とするため、1 3 は電源昇圧部としているが、図示しない回路によっては、電池 1 2 から供給される値よりも小さい値が必要とされる場合もある。その場合は、図示しない電源降圧部を介し、電池 1 2 から電流が供給されるものとする。

20

また、各回路部のタイミングを始め、信号増幅度などは、超音波診断装置 1 の使用者は、コントロールパネル 9 を介し、制御部 8 により制御を行うものとする。

## 【 0 0 1 8 】

また、カート 1 4 は、超音波診断装置 1 と機械的、電氣的に接続可能とする機能を持つ。さらに、カート 1 4 には D C 電源が搭載されており、D C 電源の一例として搭載されている電池 1 5 は、超音波診断装置 1 内の電池 1 2 よりも、一般には電流容量が大きいものとし、直接電源昇圧部 1 3 に電流を供給可能とする。さらには図示しない電源降圧部にも電流を供給できるものとする。D C 電源としては、電池に限らず、商用電源または工業用電源から作成した D C 電源でも良い。

30

超音波診断装置 1 をカート 1 4 と接続した際には、超音波診断装置に内蔵した電池 1 2 とカートからの D C 電源とを手動により切り替え可能としても良いし、また、自動的にカートからの D C 電源に切り替わるようにしても良い。

## 【 実施例 1 】

## 【 0 0 1 9 】

図 1 に、本発明による超音波増幅部を示し、送信信号生成・整相部 1 1 と、ここで制御された送信信号を増幅する超音波増幅部 1 0 で構成されている。ここで、超音波増幅部は電流出力型増幅器を採用するものとし、例えばトランスによる昇圧機構を併せ持つものが考えられる。

40

## 【 0 0 2 0 】

電流出力型増幅器は、信号増幅器でありその出力が電流値で定義されるものである。よって、出力振幅値（電圧値）は、増幅器に接続される負荷により決定されることになる。出力電流が  $I_o$  で決定される場合、負荷  $R$  が増幅器の出力部に接続された場合、その出力振幅は、 $I_o \times R = I_o R$  となる。よって、その出力振幅値は接続される負荷に依存することになる。

## 【 0 0 2 1 】

図 1 に示されるように、超音波増幅部 1 0 は診断用の出力と治療用の出力を有し、治療用の出力を大きくすることにより、同一の超音波増幅部により診断用の送信と治療用の送

50

信とを駆動する。

【 0 0 2 2 】

電流出力機能をもつ超音波増幅器は、たとえば図 3 に示すように、+V の電位を持つ電源 5 5 と、送信信号生成・整相部 1 1 と、電流制御部 5 8 と、信号生成部 5 6 と、トランス 5 7 とで構成される。

送信信号生成・整相部 1 1 より、送信信号のタイミング、波数、振幅、包絡線形状などの諸パラメータが反映された信号が、信号生成部 5 6、電流制御部 5 8 へそれぞれ印加される。タイミング、波数は、たとえば信号生成部 5 6 へと印加されるクロック信号の入力タイミング、波数へと置き換えられる。また、振幅、包絡線形状は、たとえば、これに振幅が比例する信号として電流制御部 5 8 へと印加される。

10

【 0 0 2 3 】

信号生成部 5 6 は、たとえば図 4 に示すような構成であり、送信信号生成・整相部 1 1 より出力されるクロック信号のタイミングに同期した信号がトランス 5 7 の電源 5 5 に繋がれた 1 次側に現れる。ただし、その振幅値や、包絡線形状は、電流制御部 5 0 に印加された信号により決定され、クロック信号波形と、電流制御部 5 0 の入力波形との積で決定される。トランスの 2 次側では、1 次側で出力された信号が電磁結合により現れるが、その比率はトランス 5 7 の巻線比により決定される。

【 0 0 2 4 】

トランスを用いた構成では、昇圧度をその巻線比で変更、選択が可能である。一般に、図 5, 6 に示すようにトランスでは、一次側と二次側の巻線比を  $N_1 : N_2$ 、それぞれの出力電流、電圧を  $I_1$ 、 $I_2$ 、 $V_1$ 、 $V_2$  と定義すると、それぞれの関係は、

20

$$V_1 : V_2 = N_1 : N_2 = I_2 : I_1 \quad (\text{式 1})$$

となる。よって、二次側の巻線数を大きく取ると、一次側で必要とする電流量は増えることになるが、その電圧値を大きく取ることが可能となる。

【 0 0 2 5 】

前述のように、治療と診断で必要とする電圧出力値は異なるため、それぞれの用途に応じて、その出力取り出し口を変更可能とすれば、その他回路構成の変更無しに増幅度の変更が可能となる。

具体的には、図 7 に示すように、例えばトランスの巻線比が

$$\text{一次側} : \text{二次側} = N_1 : N_2 \quad (\text{式 2})$$

30

となるように、配置する。二次側は、その信号取り出し口を複数設けるため  $N_2$  は、式 3 に示すように構成するとする。

【 0 0 2 6 】

$$N_2 = N_a + N_b + N_c \quad (\text{式 3})$$

ここで、 $N_a$ 、 $N_b$ 、 $N_c$  は巻数を示し、それぞれの比率は任意である。信号取り出し口は  $N_a$ 、 $N_b$ 、 $N_c$  それぞれから取り出す構成とし、スイッチを用いて選択可能としている。

式 3 では  $N_2$  を 3 種類の配線組み合わせで実現しているが、その限りではなく、複数の組み合わせが考えられる。

【 0 0 2 7 】

40

また、そのトランスへの実装方法は、具体的には、図 8 に示すように行うものとする。例えばトランスへの巻線比が全て同じものを複数用意し、これをトランスコアの同一箇所に巻くものとする。これにより、それぞれの巻線において、その結合係数は最大の構成を得ることが可能となる。

【 実施例 2 】

【 0 0 2 8 】

電流出力回路の他の例として、図 9 に示すオペアンプ 61 を使用した回路が考えられる。図において、トランジスタ 62 のエミッタは抵抗  $R_{63}$  を介してアースされている。そして、オペアンプ 61 の - 入力端子には、抵抗  $R$  の一端が接続され、+ 入力端子には  $V_i$  の電圧が印加され、また、その出力はトランジスタ 62 のベースに接続されている。

50

## 【 0 0 2 9 】

本回路の動作を以下に説明する。トランジスタ62のコレクタ電流を $I_c$ とすると、トランジスタの $h_{fe}$ は大抵100以上あるので、ベース電流はコレクタ電流の1/100しか流れない。このため、エミッタに流れる電流 $I_E$ はコレクタ電流 $I_c$ とほぼ等しいと見なせる。

電流 $I_E$ は抵抗R63を通じてアースされるため、トランジスタ62のエミッタ部（オペアンプの－入力端子）には $I_E R$ の電圧が生じ、この電圧とオペアンプ61の＋入力端子の電圧 $V_i$ が等しくなるように回路は動作する。

すなわち、（式4）に示す如くである。

$$I_c = V_i / R \quad (\text{式 4})$$

この回路にカレントミラー回路64を追加したものが、図10となり、トランジスタ62に流れる電流 $I_c$ と同じ大きさの電流 $I$ が負荷 $R_{o65}$ に供給される。そして、出力負荷 $R_{o65}$ に流れる電流  $I = V_i / R$  で決定される、負荷 $R_o$ の両端電位差は  $V_o = R_o I$  となり、 $V_i$ と $R$ に依る電流値で決定される。

10

## 【 実施例 3 】

## 【 0 0 3 0 】

本実施例は、カート14に搭載されるDC電源として、電池15に限らず、商用電源などから生成されるDC電源を用いることもできるようにしたものである。

図11には、超音波増幅部10と、診断装置1内に実装される電池12と、診断装置1内と接続されるカート14などに実装される電池15とで構成される超音波治療機能を具備した、超音波診断用送信図を示す。

20

前述のように、超音波治療においては、その出力波形値が超音波診断機能のそれよりも一般には大きな値が要求される。そのために、超音波診断装置1を実装されている電池12のみで使用した場合、治療に十分な機能提供が困難と成ることが考えられる。

そこで、電池駆動が可能な超音波診断装置1において、カート14と接続されて使用する場合を考慮し、カート14の内部に、診断装置1内に実装されている電池12よりも、容量の大きな電池15を実装しておき、超音波診断装置1と、カート14を接続して使用する場合に、カート14内の電池15の電氣的接続端子が、超音波診断装置1内の電池12の同端子と接続するように設計される。

これにより、第一の実施例に示したように、超音波治療に十分な出力を可能とする、超音波診断用送信回路10を具備する、電池駆動可能な超音波診断装置1において、超音波治療に対して十分な機能をもつ超音波診断装置1の提供を可能とする。また、本例においては、それぞれの電池により得られる電圧から、送信増幅部10へ供給する電圧を作り出す電源昇圧部13は、同一のものを使用するが、その限りではない。

30

## 【 0 0 3 1 】

さらに、本回路構成では電池12と、電池15の他に動力源として商用電源20や、工業電源なども利用可能とする。商用電源20などはAC-DCコンバータ19により直流に変換される。内部電池12、外部電池15、商用電源から生成したDC電源などのうち、どの電源を使用するかは電源選択部18により決定される。電源選択部18は、制御部8により超音波診断装置1の使用者が選択可能とするが、電池12, 15の残量から自動的にどれを使うか切り替えできる構成も可能である。

40

以上により、超音波診断機能と、超音波治療機能用に独立した回路構成を持たずに、可搬性を損なわない、超音波診断装置1の構成が可能となる。

## 【 実施例 4 】

## 【 0 0 3 2 】

図12には、電池12と、電池15のそれぞれの出力電圧に対して、電源昇圧部を独立してもつ場合を示す。

送信増幅部10の構成は、上述したように1種類のものとするが、そこに接続される電源電圧の値が異なる場合である。超音波送信増幅部10において、超音波診断と同治療それぞれに適した増幅部を持たせているが、それでも治療において、電源値が不十分と思われる場合、カート14に内装される電池15の電圧を昇圧する電圧昇圧部16を具備する

50

。

送信増幅部 10 において、どちらの電源を使用するかは、図 2 にしめすコントロールパネル 9 により、装置使用者が選択可能とし、制御部 8 によりスイッチ 17 により選択される。

#### 【0033】

本発明において、カートから供給する DC 電源は 20V 以下の低電圧で行うようにすればよい。

IEC 60601-1 などの規格では、「DC 30V 以上が高圧電源」とされ、設計する装置は高圧電源の入出力に対応した構造にする必要があるが、カートから供給する DC 電源は 20V 以下の低電圧で行うことにより、これらの制限が無くなり、装置設計の自由度を向上させることができる。

10

#### 【符号の説明】

#### 【0034】

- 1：超音波診断装置
- 2：被検体
- 3：探触子
- 4：超音波受波部
- 5：超音波画像構成部
- 6：DSC
- 7：表示部
- 8：制御部
- 9：コントロールパネル
- 10：超音波増幅部
- 11：送信信号生成・整相部
- 12：電池
- 13：電源昇圧部
- 14：カート
- 15：電池
- 16：電源昇圧部
- 17：切換スイッチ
- 18：電源選択部
- 19：AC-DCコンバータ
- 20：商用電源
- 55：電源
- 56：信号生成部
- 57：トランス
- 58：電流制御部
- 61：オペアンプ
- 62：トランジスタ
- 63：抵抗
- 64：カレントミラー回路
- 65：負荷抵抗。

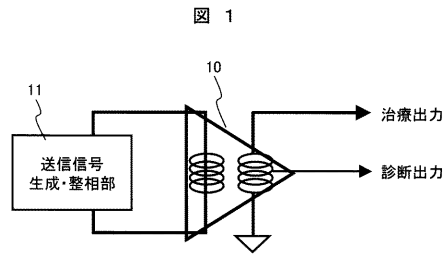
20

30

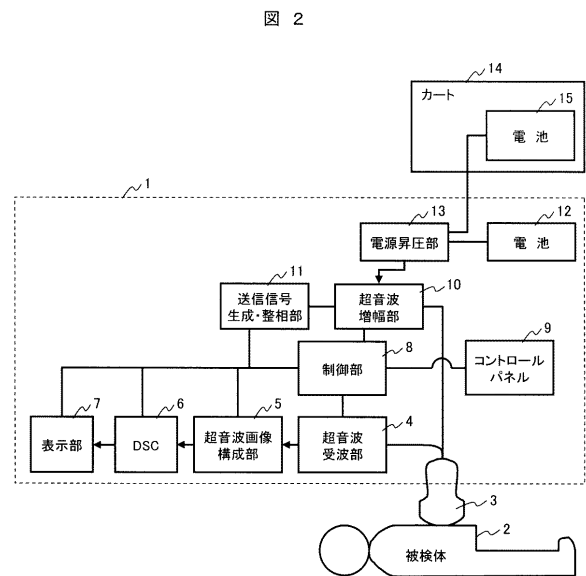
40



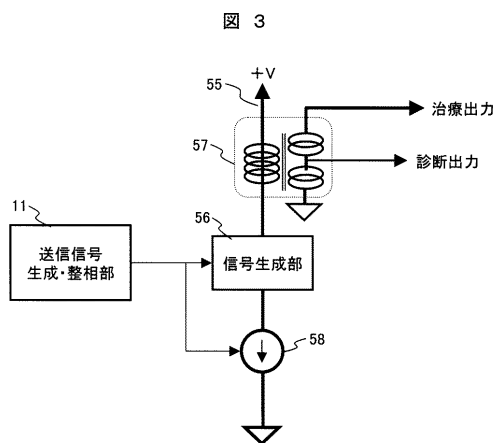
【図 1】



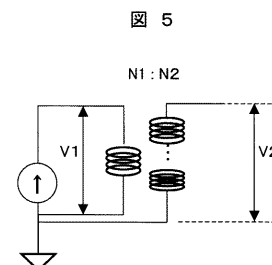
【図 2】



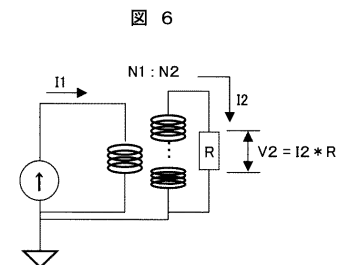
【図 3】



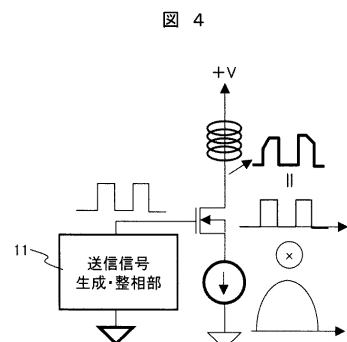
【図 5】



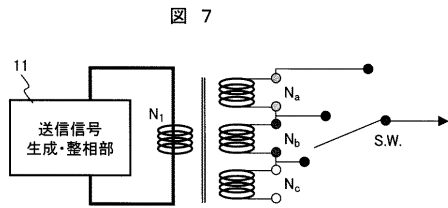
【図 6】



【図 4】

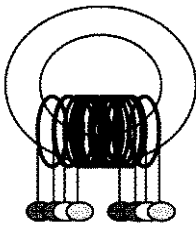


【図 7】



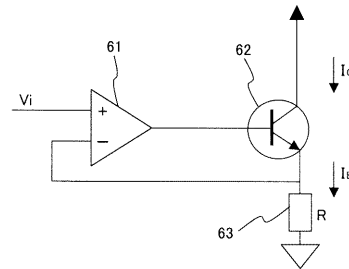
【図 8】

図 8



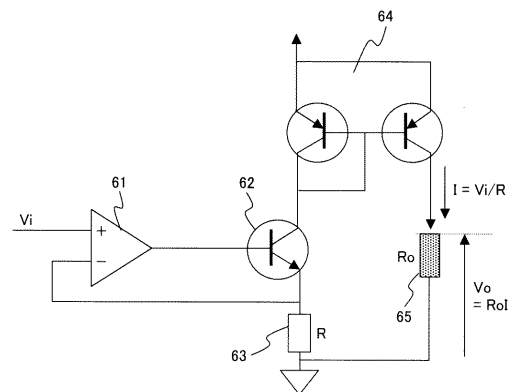
【図 9】

図 9



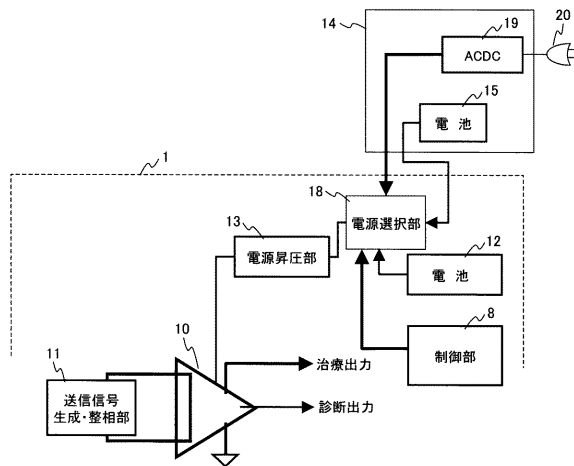
【図 10】

図 10



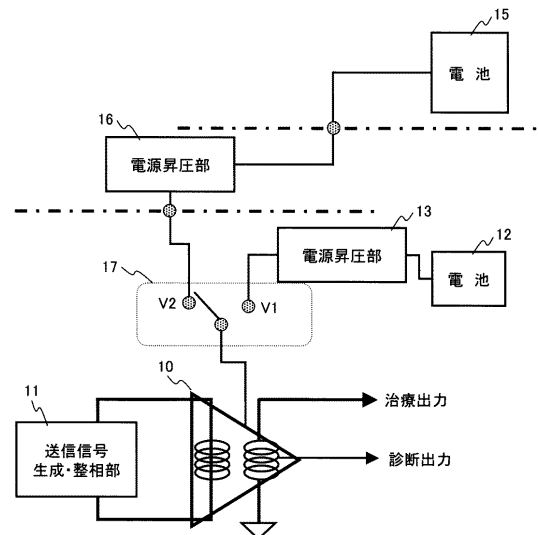
【図 11】

図 11



【図 12】

図 12



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2011078498A</a>	公开(公告)日	2011-04-21
申请号	JP2009231665	申请日	2009-10-05
[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		
[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		
F-TERM分类号	4C601/EE12 4C601/EE13 4C601/FF11 4C601/HH02 4C601/LL26		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

# 摘要(译)

亲切代码：超声波诊断和超声波治疗都可以通过相同的电路进行，并且提供具有超声波治疗功能的超声波诊断装置。 — 在电池驱动的超声波诊断装置中，电流输出型放大器用作探针驱动电路10，并且同一探针驱动电路10驱动用于治疗的超声波诊断和传输的传输。然后，它可以连接到配备有DC电源的推车，并且当连接到推车时可以从推车提供DC电力。

点域1

