

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2010 年 9 月 10 日(10.09.2010)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2010/101104 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 8/00 (2006.01) G01N 29/22 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2010/053214
- (22) 国際出願日: 2010 年 3 月 1 日(01.03.2010)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2009-050537 2009 年 3 月 4 日(04.03.2009) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社 日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目 1 4 番 1 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 鈴木 篤史 (SUZUKI, Atsushi) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目 1 4 番 1 号 株式会社日立メディコ内 Tokyo (JP). 押木 光博 (OSHIKI, Mitsuhiro) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目 1 4 番 1 号 株式会社日立メディコ内 Tokyo (JP). 畑山 奏子 (HATAYAMA, Kanako) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目

1 4 番 1 号 株式会社日立メディコ内 Tokyo (JP). 麻殖生 健二 (MAIO, Kenji) [JP/JP]; 〒1680081 東京都杉並区宮前 2 - 1 7 - 1 8 Tokyo (JP).

(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

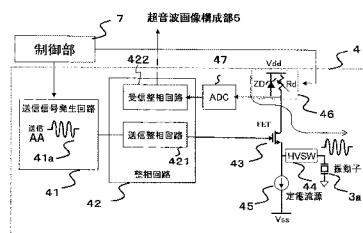
[続葉有]

(54) Title: ULTRASONIC TRANSMITTING/RECEIVING CIRCUIT AND ULTRASONIC DIAGNOSTIC DEVICE

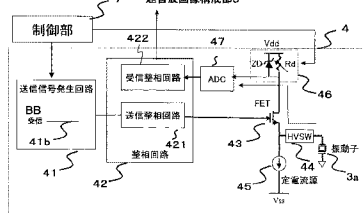
(54) 発明の名称: 超音波送受信回路、超音波診断装置

[図2]

(A)



(B)



5 ULTRASONIC IMAGE CONSTRUCTING UNIT
7 CONTROL UNIT
41 TRANSMISSION SIGNAL GENERATING CIRCUIT
AA TRANSMISSION
422 RECEPTION PHASING CIRCUIT
421 TRANSMISSION PHASING CIRCUIT
42 PHASING CIRCUIT
45 CONSTANT CURRENT SOURCE
3a TRANSDUCER
BB RECEPTION

(57) Abstract: An ultrasonic transmitting/receiving circuit is equipped with: a semiconductor circuit element which comprises at least three terminals including a first terminal connected to a plurality of transducer elements that constitute an ultrasonic probe, a second terminal connected to a transmission signal generating circuit, and a third terminal serving as an output terminal of an amplifier of a reception signal from the transducer element, and which has a function of amplifying a signal inputted from one terminal by the other terminal and outputting the amplified signal between at least two terminals among the above-said three terminals; and a control unit which performs control so as to cause the semiconductor circuit element to perform a first function of functioning as a switch for inputting a transmission signal to the transducer element and a second function of amplifying the reception signal received from the transducer element.

(57) 要約: 本発明の超音波送受信回路は、超音波探触子を構成する複数の振動子素子に第1端子と、送信信号発生回路に接続する第2端子と、前記振動子素子からの受信信号の増幅器出力端とする第3端子の3端子を少なくとも有し、該少なくとも3端子のうちの2端子間には一方の端子に入力された信号を他方の端子で増幅して出力する機能を有する半導体回路素子と、前記半導体回路素子に前記振動子素子への送信信号の入力スイッチとして機能させる第1の機能と前記振動子素子から受信する受信信号を増幅する第2の機能とがそれぞれ機能するように制御する制御部とを備える。



添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称： 超音波送受信回路、超音波診断装置

技術分野

[0001] 本発明は、超音波探触子を駆動すると共に、超音波探触子からの受信信号を増幅などの信号処理をする超音波送受信回路とそれを用いた超音波診断装置に関するものである。

背景技術

[0002] 超音波診断装置は、超音波探触子から被検体内に超音波を送信し、超音波探触子に受信された反射エコー信号を用い、被検体内の診断部位について超音波画像を超音波画像構成部により構成し、構成された超音波画像を表示部に表示するものである。

[0003] 超音波探触子は、超音波送受信部のうちの超音波送信回路により内蔵される複数の振動子が駆動されて被検体に超音波を送信すると共に、超音波送受信部のうちの超音波受信回路により被検体からの反射エコー信号を振動子により受信する。

[0004] 超音波送信回路は、超音波探触子の複数の振動子に印加して駆動するとともに、反射エコー信号を増幅する等の受信信号処理を行う。送信は正弦波や矩形波信号を超音波探触子の複数の振動子に印加して駆動するように機能する。送信時の信号の電圧レベルは、例えば、電圧レベルが100Vpp、周波数が数MHz～20MHz程度である。受信は前記超音波探触子によって受信される反射エコー信号が電気信号として伝達され、伝達された電気信号を増幅するように機能する。受信時の反射エコー信号の電圧レベルは、数100mVpp以下であり、送信時の電圧レベルと比較すれば受信時の電圧レベルは約1000倍も異なる。このような電圧レベルの違いから超音波送信回路と超音波受信回路とはそれぞれの回路素子で構成されていた。さらに、超音波受信回路から超音波送信回路を分離して超音波受信回路を電氣的に保護するための送受分離回路が設けられていた。よって、超音波送受信部は、超音波送信回路、超音波受信

回路及び送受分離回路から構成され、超音波送受信部の回路規模が大きくなっていた。

- [0005] 超音波送受信部の回路規模縮小の一つの方法は、送受分離回路に代えて受信信号増幅器の使用電源からの接続と非接続を切り替えるスイッチを有する超音波診断装置が特許文献1として従来から知られている。

先行技術文献

特許文献

- [0006] 特許文献1：特開2007-319286号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

- [0007] しかしながら、超音波探触子の振動子素子の多チャンネル化の要求には、従来技術で実現された回路の部品点数の削減だけでは足りず、抜本的な削減手法が望まれていた。

本発明の目的は、従来よりも超音波送受信部の回路規模の縮小を図ることが可能な超音波送受信回路を提供することにある。

また、本発明の別の目的は、従来よりも超音波送受信部の回路規模の縮小を図ることが可能な超音波診断装置を提供することにある。

課題を解決するための手段

- [0008] 上記目的を達成するために、本発明の超音波送受信回路は、超音波探触子を構成する複数の振動子素子に第1端子と、送信信号発生回路に接続する第2端子と、前記振動子素子からの受信信号の増幅器出力端とする第三端子の3端子を少なくとも有し、該少なくとも3端子のうちの2端子間には一方の端子に入力された信号を他方の端子で増幅して出力する機能を有する半導体回路素子と、前記半導体回路素子に前記振動子素子への送信信号の入力スイッチとして機能させる第1の機能と前記振動子素子から受信する受信信号を増幅する第2の機能とがそれぞれ機能するように制御する制御部と、を備えたことを特徴とする。

[0009] 上述した本発明の超音波送受信回路によれば、制御部が半導体回路素子を前記第1の機能と第2の機能とをそれぞれ機能させるので、従来よりも超音波送受信部の回路規模の縮小を図ることができる。

[0010] また、上記別の目的を達成するために、本発明の超音波診断装置は、被検体に超音波を送受信する超音波探触子と、前記超音波探触子を駆動すると共に、前記超音波探触子から受信される反射エコー信号を信号処理する超音波送受信部と、信号処理された反射エコー信号を用いて超音波画像を構成する超音波画像構成部と、前記超音波画像を表示する表示部と、前記超音波探触子乃至表示部の各部をそれぞれ制御する制御部と、前記制御部に前記各部の制御条件を設定する設定部とを備えた超音波診断装置であって、前記超音波送受信部は、超音波探触子を構成する複数の振動子素子に第1端子と、送信信号発生回路に接続する第2端子と、前記振動子素子からの受信信号の増幅器出力端とする第三端子の3端子を少なくとも有し、該少なくとも3端子のうちの2端子間には一方の端子に入力された信号を他方の端子で増幅して出力する機能を有する半導体回路素子を有し、前記制御部は、前記半導体回路素子に前記振動子素子の1チャンネルへの送信信号の入力スイッチとして機能させる第1の機能と前記振動子素子の1チャンネルから受信する受信信号を増幅する第2の機能とがそれぞれ機能するように制御することを特徴とする。

[0011] 上述した本発明の超音波診断装置によれば、制御部が半導体回路素子を前記第1の機能と第2の機能とをそれぞれ機能させるので、従来よりも超音波送受信部の回路規模の縮小を図ることができる。

発明の効果

[0012] 本発明によれば、従来よりも超音波送受信部の回路規模の縮小を図ることが可能な超音波送受信回路とそれを用いた超音波診断装置を提供するという効果を奏する。

図面の簡単な説明

[0013] [図1]本発明を適用した超音波診断装置の構成を示すブロック図。

[図2]本発明の実施例1の回路構成図と動作図。

[図3] 本発明の実施例2の回路構成図と動作図。

[図4] 本発明の実施例3の回路構成図と動作図。

発明を実施するための形態

[0014] 以下、本発明の実施の形態について、詳細に説明する。

図1は本発明を適用した超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

超音波診断装置1は、被検体2の体内に超音波を送受信し得られた反射エコー信号を用いて診断部位について超音波画像を形成して表示するものである。超音波診断装置1は、超音波探触子(図1では探触子と略記している)3と、超音波送受信部4と、超音波画像構成部5と、表示部6と、制御部7と、コントロールパネル8とを備える。

[0015] 超音波探触子3は被検体2に超音波を照射し、被検体2からの反射エコー信号を受信するもので、複数チャンネルの振動子素子を有する。超音波送受信部4は超音波探触子3を駆動して超音波信号を照射する超音波送信部の機能と、前記超音波探触子3で受信した反射エコー信号を増幅する超音波受信部の機能との両方の機能を有する。超音波画像構成部5は受信信号に基づいて超音波画像を構成する。表示部6は超音波画像構成部5において構成された超音波画像を表示する。制御部7は超音波探触子3と超音波送受信部4と超音波画像構成部5と表示部6との各要素を制御する、例えば、コンピュータシステムのCPUである。コントロールパネル8は検者が制御部7に制御パラメータを与えるキーボードやポインティングデバイスである。

実施例 1

[0016] 本発明の実施例1の超音波送受信部の構成例と動作例について図2を用いて説明する。

図2は、本発明の実施例1の回路構成図と動作図である。図2(A)は超音波送信時の動作図、図2(B)は超音波受信時の動作図を示している。

超音波送受信部4は、送信信号発生部41と整相回路42と電界効果トランジスタ(FET)43と高電圧スイッチ(HVSW)44と定電流源45と利得調整回路46とアナログデジタル変換器(ADC)47とを有している。

- [0017] 送信信号発生部41は、超音波探触子の振動子素子の各チャンネルに供給するため送信信号を発生する。送信信号は矩形波信号などの任意の交流信号となる。本発明では、送信信号発生部41は、制御部7から超音波が送信時である状態の信号又は受信時である状態の信号を受けて、送信時には交流信号をFET43のゲート端子に供給し、受信時には直流信号をFET43のゲート端子に供給する。送信信号発生器41は送信波形を生成するROMなどのメモリによって構成してもよい。
- [0018] 整相回路42は、超音波信号（反射エコー信号）を検者が所望する被検者の超音波画像を得るための深度にフォーカスさせるもので、送信整相回路421と受信整相回路422を有している。ここで、深度は、検者が用いる超音波探触子の種類や検者が被検体の観察したい臓器等により異なるので、例えばコントロールパネル8で深度を設定している。送信整相回路421は送信する超音波信号をフォーカスさせるもので、受信整相回路422は反射エコー信号をフォーカスさせるものである。整相回路42の整相方式は、超音波信号をアナログ信号のまま整相するアナログ整相方式、アナログ信号である超音波信号をADCでデジタル化して整相するデジタル整相方式の何れであってもよい。整相回路42の代表的な例は、特開2008-264342号公報に開示されている。なお、反射エコー信号をデジタル化して反射エコーデータとするときはデジタルデータを整相するものとする。
- [0019] FET43は、集積回路化に有利なNMOS型を用いることとする。NMOS型FET43の選定の理由は、NMOS型FETのキャリアは電子であり、PMOS型の正孔よりも有効質量が小さいために、キャリアの移動が速い、つまり高速動作ができること、FETの素子自体の占有面積もPMOS型に比べてNMOS型の方が小さいことが挙げられる。
- [0020] また、実施例1ではNMOS型を用いた場合を説明するが、NMOS型を用いた場合と実質的に同じ機能は、PMOS型を用いたり、NMOS型とPMOS型を混在して用いるコンプリメンタリ型を用いたりしても実現できる。
- [0021] FET43は、自身のゲート端子の入力を受けて、送信時には、ゲート端子に正

弦波や矩形波で示される交流電圧を入力し、自身のソース端子より超音波探触子3を構成する振動子の1チャンネルに交流電圧を出力するように機能する(第1の機能)。FET43は、ソースフォロア回路を構成しているので、ゲート端子に印加されている送信波形がそのままソース端子に出力される。ソースフォロア回路の特徴は、入力インピーダンスが高く出力インピーダンスが低くなることにある。入力インピーダンスが高いとその回路を使ったことによる影響が少なくなり、出力インピーダンスが低いと、より多くの負荷(振動子)を駆動できるようになる。

[0022] また、FET43は、自身のゲート端子の入力を受けて、受信時には、ゲート端子に直流電圧を入力し、振動子1チャンネルから出力される反射エコー信号を自身のソース端子に入力し、自身がゲート接地増幅器回路の増幅器素子となり、増幅された反射エコー信号が自身のドレイン端子からADC47へ出力されるように機能する(第2の機能)。

[0023] ゲート接地増幅器の利得は、実質的にFET43自身の等価コンダクタンス g_m と利得調整回路46中の可変抵抗器 R_d の積で数1のように表される。

[0024] [数1]

ゲート接地増幅器回路の増幅器の利得 $\cong g_m * R_d$

ゲート接地増幅器回路は、FET43のゲート端子の電圧を一定の直流電圧(「バイアス電圧」ともいう)に固定し、FET43のソース端子を被増幅信号の入力端子とし、負荷抵抗 R_d を接続したFET43のドレイン端子を増幅信号の出力端子として用いる。入力端子であるソース端子の電圧の変化分が V_{in} だけ上昇すると、NMOS型トランジスタのゲート-ソース間電圧が減少するから、出力電圧の変化分 V_o は、 V_{in} と同じ位相となる。

[0025] また、可変抵抗 R_d の値を変更することにより、ゲート接地増幅器回路の増幅器の利得は、変更可能となる。制御部7は、被検者の超音波画像の表示深度により可変抵抗器 R_d の値を制御することができる。ゲート接地増幅器回路の増幅器の利得は、可変抵抗 R_d の大きさに比例することになる。

[0026] 高電圧スイッチ(HVSW)44は、FET43のソース端子に接続され、振動子の全素

子に信号を供給するために、1つの送信信号発生部41の出力を複数の振動子素子に供給するスイッチである。HVSW44は、駆動される探触子内の振動子の全素子数と回路数が異なる場合に用いられるものである。

[0027] この設置の理由は次の具体例で説明するように、複数の振動子素子が対称に配列される場合、送信整相回路421から送信信号を供給する送信信号発生回路41を、振動子素子数の半分にすることができるからである。

[0028] 具体的には、8個の振動子素子は左右方向に1列に配列され、振動子素子を左から順に31～38という符号で表した場合、両端の1対は31と38、その1素子内側の1対は32と37、さらに内側の1対は33と36、最内側の1対は34と35となることを考える(図示しない)。振動子素子から送信する超音波ビームは配列される振動子素子列の中央部から見て線対称であればよいとすれば、上述した各1対には送信信号発生回路41から同じ送信信号が供給されればよい。つまり、送信信号発生回路41は振動子素子と同数の8個を必要とせず、その半数の4個で足りることになる。また、実際の振動子素子数は96、128、192チャンネルなどさらに多数になる。振動子素子はその配列方向が2次元化している。実際の振動子素子数は多チャンネル化が将来的にはさらに進むため、送信信号発生回路41の数の半減は、より回路規模の縮小に寄与する。

[0029] さらに、超音波ビームの口径の振動子素子配列方向への移動では、送信回路と接続される振動子素子が口径の移動の度に切替わることになる。この口径移動による振動子素子の切替動作では、振動子の全素子数よりも少ない送信回路の数とすることができる。

[0030] さらに、所望の送信する超音波ビームを検討するとき、特に振動子素子の配列方向が2次元である場合、振動子素子の配列方向の行方向での送信信号発生回路41が列方向に対しても使用するとすれば、送信信号発生回路41の数は2次元配列された振動子素子数よりも半減以上に減らせることができる。このように、送信信号発生回路41の数の削減は、より回路規模の縮小に寄与する。

[0031] 一方で、超音波送受信部4の高集積化が進めばHVSW44を用いずに全ての振動

子素子数分、送信信号発生回路41が用意されることも有り得る。

[0032] 定電流源45は、電流Iが負荷インピーダンスの大きさに関係なく一定に保持されるものを示し、FET43のソース端子から流れる電流の直流成分をFET43に供給する電源の負電源(Vss)に流すように作用する。また、電流源は電流制御型電圧源であってもよい。

[0033] 利得調整回路46は、受信信号の増幅率を調整する機能を有するものでFET43に供給する。電源の正電源(Vdd)と自身のカソード端子を接続するツェナーダイオードZDと、ツェナーダイオードZDのカソード端子及びアノード端子に並列接続される可変抵抗Rdとを有する。ツェナーダイオードZDは、通常のダイオードのように順方向に電流を流すだけでなく、逆電圧が「ツェナー電圧」と呼ばれる定格の降伏電圧より大きければ逆方向にも電流を流せる素子である。このツェナー電圧の特性を利用して定電圧回路を形成する。可変抵抗Rdは制御部7の信号により抵抗値を可変できるもので、例えばデジタルポテンシオメータなどである。

[0034] ADC47は、FET43を含むゲート接地増幅器回路で増幅された反射エコー信号をFET43のドレイン端子からアナログ信号として入力し、デジタル化して反射エコーデータとして出力する。受信整相回路422によって整相された反射エコーデータは超音波画像構成部5へ出力される。

[0035] 次に、実施例1の動作例について図2を用い、超音波送信時から超音波受信時までを説明する。

[0036] 超音波送信時の動作例について図2(A)を用いて説明する。

検者はコントロールパネル8を用いて、被検者の名前などの被検者情報や所望の表示深度をはじめとする計測情報などの制御パラメータを設定する。制御部7は、設定された制御パラメータに基づき超音波探触子3と超音波送受信部4と超音波画像構成部5と表示部6との各要素を制御する。また、超音波送信時と超音波受信時との各動作は、所定の送受信繰返周波数によってその各動作が繰返される。

[0037] 制御部7は、正弦波や矩形波などの交流電圧を送信信号41aとして送信整相

回路421に入力させる。制御部7は、前記設定された所望の被検者の表示深度を受けて、設定送信信号41aを送信整相回路421によりフォーカスさせる。送信整相回路421からの出力はFET43のゲート端子へ入力される。FET43のソース端子からの出力信号は前記超音波探触子を構成する振動子3aの1チャンネルに伝達される。振動子3aは伝達された信号を受けて振動して被検者に超音波を送信する。振動子3aにプラス電圧が印加されている時は、VddからツェナーダイオードZDを通り、FET43のドレイン端子、ソース端子を経て、振動子3aに電流が流れている。マイナス電圧が印加されている時も振動子3aから定電流源45に電流が流れる。

[0038] 次に、超音波受信時の動作例について図2(B)を用いて説明する。

制御部7は、超音波送信時の動作モードに設定するため、直流電圧を受信への切替信号41bとして送信整相回路421に入力させる。送信整相回路421は受信時であるから動作せず、直流電圧はそのままFET43のゲート端子へ入力される。FET43は自身のゲート端子への直流電圧の供給を受けてゲート接地増幅器として機能する。制御部7は、利得調整回路46の可変抵抗RdにFET43(ゲート接地増幅器)の利得を設定する。

[0039] 振動子3aは被検者から反射エコー信号を受信する。受信された反射エコー信号はFET43のソース端子へ伝達する。FET43は自身の等価コンダクタンス g_m と利得調整回路46中の可変抵抗器Rdの積で求められる利得により、自身のソース端子に伝達された反射エコー信号を増幅して、自身のドレイン端子に増幅された反射エコー信号をADC47に出力する。ADC47は、前記増幅された反射エコー信号をアナログ信号として入力し、デジタル化して反射エコーデータとして出力する。制御部7は、前記設定された所望の被検者の表示深度を受けて、前記反射エコーデータを受信整相回路422によりフォーカスさせる。受信整相回路422によって整相された反射エコーデータは超音波画像構成部5へ出力される。さらに、超音波画像構成部5は受信信号に基づいて超音波画像を構成する。表示部6は超音波画像構成部5において構成された超音波画像を表示する。

[0040] 以上説明した動作例は、送信側、受信側の両方で整相をする例を説明したが、送信側、受信側の何れかの片方で整相してもよい。

[0041] 以上説明した本発明の実施例1によれば、FET43が送信時の信号の振動子3aへの供給の機能と、受信時のエコー信号の増幅の機能を1素子で実現するから、従来のように受信回路と送信回路を個別に用意する必要がなくなるので、従来よりも超音波送受信部の回路規模の縮小を図ることができる。また、実施例1の特有の効果は、回路の主要素の使用素子数が送信信号発生部41とFET43と利得調整回路46とADC47と少なくできる点で回路規模の縮小に寄与できることにある。

実施例 2

[0042] 本発明の実施例2の超音波送受信部の構成例と動作例について図3を用いて説明する。

図3は、本発明の実施例2の回路構成図と動作図である。図3では、図2の変更図3(A)は超音波送信時の動作図、図3(B)は超音波受信時の動作図を示している。

[0043] 超音波送受信部4は、実施例1の送信信号発生部41と整相回路42とFET43と利得調整回路46とが共通し、付加又は変更部分は、デジタルアナログ変換器(DAC)48とカレントミラー回路49と抵抗器4Aと微分回路4Bとを有している。

[0044] 各構成要素のうちの実施例1と共通する部分の説明は省略し、付加又は変更部分のみを説明する。

[0045] DAC48は、デジタル整相方式でフォーカスされた送信する超音波信号のデジタルデータをアナログである超音波信号へ変換する。

[0046] カレントミラー回路49はDAC48と接続され、DAC48と同じ位相の超音波信号がFET43のゲート端子に出力される。これは、FET43のゲート端子へ供給する交流信号がそのまま振動子3aに出力されるため、DAC48の素子としての出力電流には振動子3aを駆動するために必要な駆動電流に至らないためである。そこで、カレントミラー回路49の入力電流側のFETと出力電流側のFETとのそれぞれのゲート端子を短絡して出力電流側のFETで振動子3aを駆動するために必

要な駆動電流を得ることとしている。

[0047] 抵抗器4Aはカレントミラー回路49の出力電流側のFETの出力信号をバイアスする目的で設けられる。

[0048] 微分回路4BはFET43のソース端子に設け、送信信号の立下りの時のみ振動子3aから電流を流すための検出信号を得て、制御部7に前記検出信号を伝達している。

[0049] 次に、実施例1の動作例について図3を用い、超音波送信時から超音波受信時までを説明する。

[0050] 超音波送信時の動作例について図3(A)を用いて説明する。

検者はコントロールパネル8を用いて、被検者の名前などの被検者情報や所望の表示深度をはじめとする計測情報などの制御パラメータを設定する。制御部7は、設定された制御パラメータに基づき超音波探触子3と超音波送受信部4と超音波画像構成部5と表示部6との各要素を制御する。また、超音波送信時と超音波受信時との各動作は、所定の送受信繰返周波数によってその各動作が繰り返される。

[0051] 制御部7は、正弦波や矩形波などの交流電圧を送信信号41aとして送信整相回路421に入力させる。制御部7は、前記設定された所望の被検者の表示深度を受けて、設定送信信号41aを送信整相回路421によりフォーカスさせる。送信整相回路421からの出力はFET43のゲート端子へ入力される。FET43のソース端子からの出力信号は前記超音波探触子を構成する振動子3aの1チャンネルに伝達される。振動子3aは伝達された信号を受けて振動して被検者に超音波を送信する。ここでは実施例1と同様に、振動子3aにプラス電圧が印加されている時は、VddからツェナーダイオードZDを通り、FET43のドレイン端子、ソース端子を経て、振動子3aに電流が流れている。振動子3aにマイナス電圧が印加されている時も実施例1と同様に、振動子3aからFET43に電流が流れるのだが、この実施例では、FET43のソース端子に設けられた微分回路4Bにより送信する超音波信号の立下りの時のみ振動子3aから電流を流している。そのため、実施例1の常時通電と比較して振動子3aの駆動する消費電力を抑制すること

が可能となる。

[0052] 次に、超音波受信時の動作例について図3(B)を用いて説明する。

制御部7は、超音波送信時の動作モードに設定するため、直流電圧を受信への切替信号41bとして送信整相回路421に入力させる。送信整相回路421は受信時であるから動作せず、直流電圧はそのままFET43のゲート端子へ入力される。FET43は自身のゲート端子への直流電圧の供給を受けてゲート接地増幅器として機能する。制御部7は、利得調整回路46の可変抵抗RdにFET43(ゲート接地増幅器)の利得を設定する。

[0053] 振動子3aは被検者から反射エコー信号を受信する。受信された反射エコー信号はFET43のソース端子へ伝達される。FET43は自身の等価コンダクタンス g_m と利得調整回路46中の可変抵抗器Rdの積で求められる利得により、自身のソース端子に伝達された反射エコー信号を増幅して、自身のドレイン端子に増幅された反射エコー信号をADC47に出力する。ADC47は、前記増幅された反射エコー信号をアナログ信号として入力し、デジタル化して反射エコーデータとして出力する。制御部7は、前記設定された所望の被検者の表示深度を受けて、前記反射エコーデータを送信整相回路421にフォーカスさせる。受信整相回路422によって整相された反射エコーデータは超音波画像構成部5へ出力される。さらに、超音波画像構成部5は受信信号に基づいて超音波画像を構成する。表示部6は超音波画像構成部5において構成された超音波画像を表示する。

[0054] 以上説明した動作例は、送信側、受信側の両方で整相をする例を説明したが、送信側、受信側の何れかの片方で整相してもよい。

[0055] 以上説明した本発明の実施例2によれば、FET43が送信時の信号の振動子3aへの供給の機能と、受信時のエコー信号の増幅の機能を1素子で実現するから、従来のように受信回路と送信回路を個別に用意する必要がなくなるので、従来よりも超音波送受信部の回路規模の縮小を図ることができる。また、実施例2の特有の効果は、送信時における振動子に流れる電流を送信波形の立ち上がり時にのみオンするため、消費電力を下げられる。すなわち回路からの

発熱を抑制することが可能になるため、回路素子の配置を近接させることができるから、回路規模の縮小に寄与できることにある。

実施例 3

- [0056] 実施例1又は実施例2は1段のFETで実現したので、高電圧への耐圧も電気特性として必要である。5V程度の低電圧のFETを多段接続して、省電力化を測る例を実施例3として図4を用い説明する。図4は本発明の実施例3の回路構成図と動作図である。
- [0057] 図4に示すように、5V程度の低電圧のFET43-1、FET43-2、・・・、FET43-nを多段接続して使用する。多段接続の手法はトランジスタの電流増幅率を増加するために行うダーリントン接続がある。FETをダーリントン接続しても g_m が増えないが、本発明のようにソースフォロワー回路で用いる場合にはFETの出力負荷として接続する素子の入力インピーダンスを下げる事が可能になる。
- [0058] 以上説明した本発明の実施例3によれば、FET43が送信時の信号の振動子3aへの供給の機能と、受信時のエコー信号の増幅の機能を1素子で実現するから、従来のように受信回路と送信回路を個別に用意する必要がなくなるので、従来よりも超音波送受信部の回路規模の縮小を図ることができる。
- [0059] また、実施例3の特有の効果は、受信時には、 V_{dd} 及び V_{ss} の電源の印加を休み、5V程度の低電圧電源で動作させることができる。これにより受信回路をさらに耐圧の低いFETで構成できる。
- [0060] また、多段のFETをダーリントン接続しているので、FETの出力負荷として接続する素子の入力インピーダンスを低くできるため、ゲート接地アンプのノイズを低く抑えることができる。
- [0061] 以上説明した各実施形態は、半導体回路素子を電界効果トランジスタで説明したが、バイポーラトランジスタなど少なくとも3端子を有し、いずれかの2端子の間には電気信号を増幅する機能を有していればどのような半導体回路素子であっても実施することが可能である。
- [0062] 半導体回路素子にバイポーラトランジスタを用いた場合は、例えば、超音

波探触子を構成する複数の振動子素子にコレクタ端子を接続し、ベース端子に送信信号発生回路を接続し、エミッタ端子を前記振動子素子からの受信信号の増幅器出力端とすればよい。

[0063] また、超音波探触子の振動子は圧電素子であっても、CMUT (Capacitive Micro-Machined Ultrasonic Transducer) であってもよい。

産業上の利用可能性

[0064] 本発明は医学用、畜産用の超音波診断装置に利用することができる他、非破壊検査の超音波探傷装置にも適用することができる。

符号の説明

[0065] 4 超音波送受信部、41 送信信号発生部、42 整相回路、43 電界効果トランジスタ (FET)、46 利得調整回路

請求の範囲

- [請求項1] 超音波探触子を構成する複数の振動子素子に第1端子と、送信信号発生回路に接続する第2端子と、前記振動子素子からの受信信号の増幅器出力端とする第三端子の3端子を少なくとも有し、該少なくとも3端子のうちの2端子間には一方の端子に入力された信号を他方の端子で増幅して出力する機能を有する半導体回路素子と、
- 前記半導体回路素子に前記振動子素子への送信信号の入力スイッチとして機能させる第1の機能と前記振動子素子から受信する受信信号を増幅する第2の機能とがそれぞれ機能するように制御する制御部と、を備えたことを特徴とする超音波送受信回路。
- [請求項2] 前記半導体回路素子は、超音波探触子を構成する複数の振動子素子にソース端子を接続し、ゲート端子に送信信号発生回路を接続し、ドレイン端子を前記振動子素子からの受信信号の増幅器出力端とする電界効果トランジスタ素子である請求項1に記載の超音波送受信回路。
- [請求項3] 前記電界効果トランジスタ素子は、NMOS型FETである請求項2に記載の超音波送受信回路。
- [請求項4] 前記半導体回路素子は、超音波探触子を構成する複数の振動子素子にコレクタ端子を接続し、ベース端子に送信信号発生回路を接続し、エミッタ端子を前記振動子素子からの受信信号の増幅器出力端とするバイポーラトランジスタ素子である請求項1に記載の超音波送受信回路。
- [請求項5] 前記制御部により振動子の全素子に送信用の超音波信号が供給されるために、1つの送信信号発生部の出力から複数の振動子素子に供給するスイッチ部をさらに備えた請求項1に記載の超音波送受信回路。
- [請求項6] 前記送信信号発生部からの送信信号の所定期間のみ振動子に電流を流すための検出信号を検出する検出部をさらに備えた請求項1に記載の超音波送受信回路。
- [請求項7] 前記半導体回路素子は、多素子のトランジスタ素子がダーリントン

接続されている請求項2乃至4の何れか一項に記載の超音波送受信回路。
。

[請求項8] 被検体に超音波を送受信する超音波探触子と、前記超音波探触子を駆動すると共に、前記超音波探触子から受信される反射エコー信号を信号処理する超音波送受信部と、信号処理された反射エコー信号を用いて超音波画像を構成する超音波画像構成部と、前記超音波画像を表示する表示部と、前記超音波探触子乃至表示部の各部をそれぞれ制御する制御部と、前記制御部に前記各部の制御条件を設定する設定部とを備えた超音波診断装置であって、

前記超音波送受信部は、超音波探触子を構成する複数の振動子素子に第1端子と、送信信号発生回路に接続する第2端子と、前記振動子素子からの受信信号の増幅器出力端とする第三端子の3端子を少なくとも有し、該少なくとも3端子のうちの2端子間には一方の端子に入力された信号を他方の端子で増幅して出力する機能を有する半導体回路素子を有し、

前記制御部は、前記半導体回路素子に前記振動子素子の1チャンネルへの送信信号の入力スイッチとして機能させる第1の機能と前記振動子素子の1チャンネルから受信する受信信号を増幅する第2の機能とがそれぞれ機能するように制御することを特徴とする超音波診断装置。
。

[請求項9] 前記制御部は、前記設定部によって設定された超音波画像の表示深度により前記第2の機能の受信信号の増幅の利得を可変する請求項8に記載の超音波診断装置。

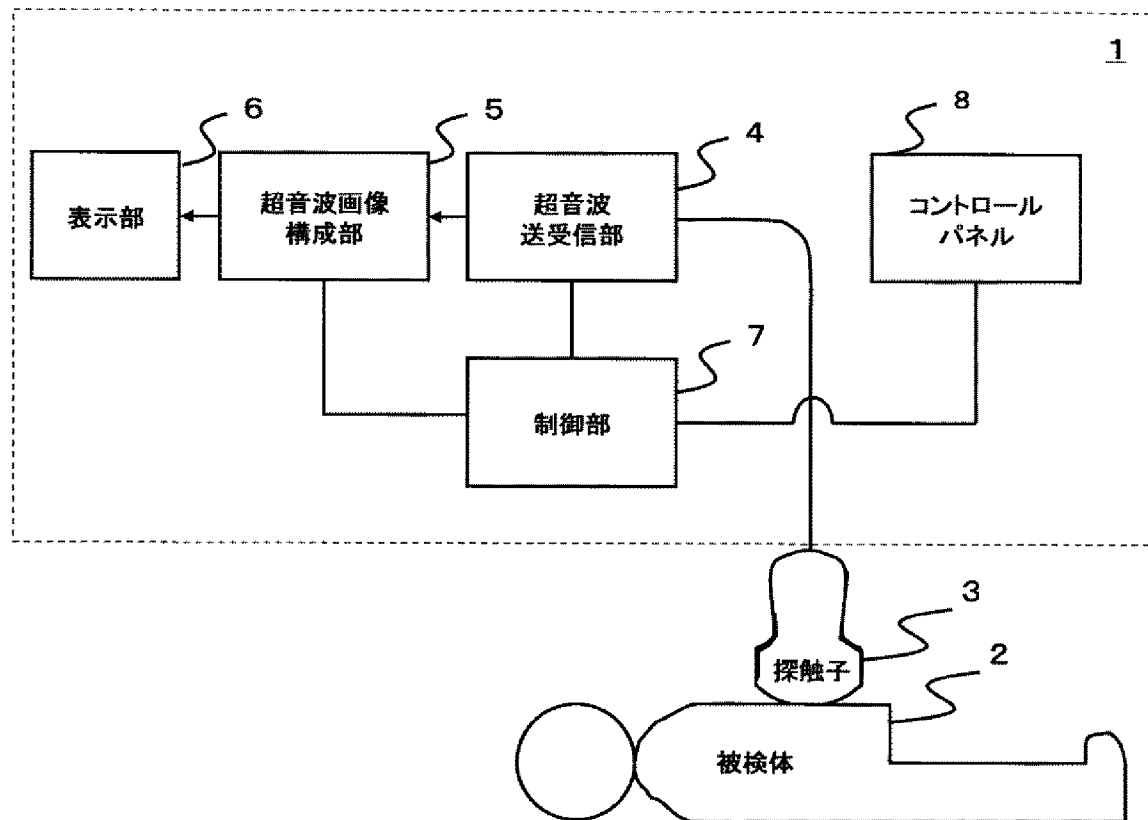
[請求項10] 前記半導体回路素子は、超音波探触子を構成する複数の振動子素子にソース端子を接続し、ゲート端子に送信信号発生回路を接続し、ドレイン端子を前記振動子素子からの受信信号の増幅器出力端とする電界効果トランジスタ素子である請求項8に記載の超音波診断装置。

[請求項11] 前記電界効果トランジスタ素子は、NMOS型FETである請求項10に記

載の超音波診断装置。

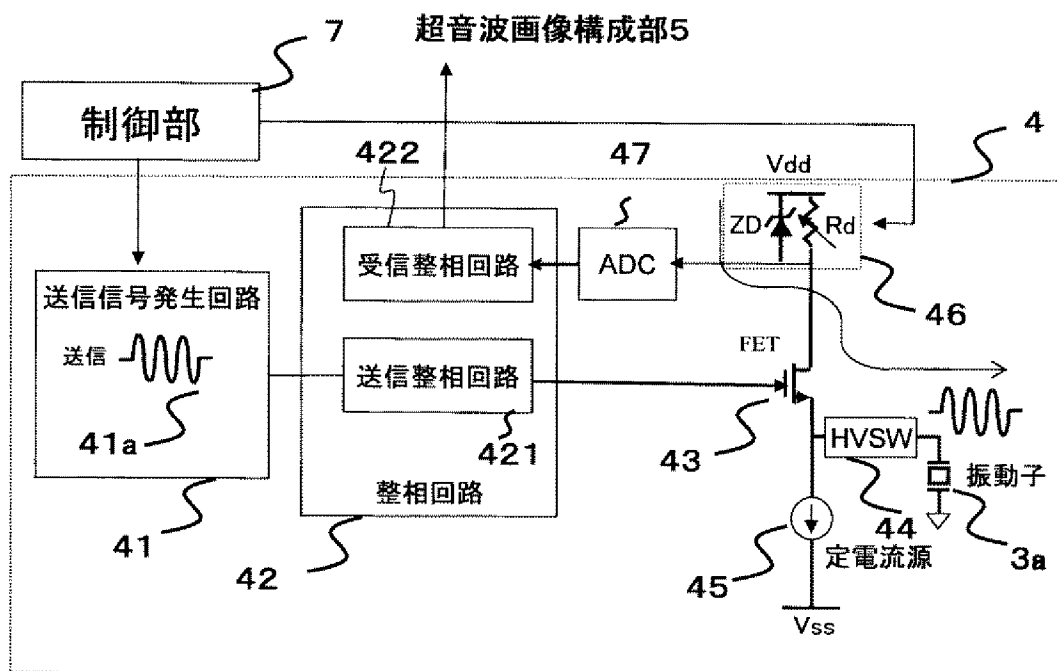
- [請求項12] 前記半導体回路素子は、超音波探触子を構成する複数の振動子素子にコレクタ端子を接続し、ベース端子に送信信号発生回路を接続し、エミッタ端子を前記振動子素子からの受信信号の増幅器出力端とするバイポーラトランジスタ素子である請求項8に記載の超音波診断装置。
- [請求項13] 前記制御部により振動子の全素子に送信用の超音波信号が供給されるために、1つの送信信号発生部の出力から複数の振動子素子に供給するスイッチ部をさらに備えた請求項8に記載の超音波診断装置。
- [請求項14] 前記送信信号発生部からの送信信号の所定期間のみ振動子に電流を流すための検出信号を検出する検出部をさらに備えた請求項8に記載の超音波診断装置。
- [請求項15] 前記半導体回路素子は、多素子のトランジスタ素子がダーリントン接続されている請求項8に記載の超音波診断装置。

[図1]

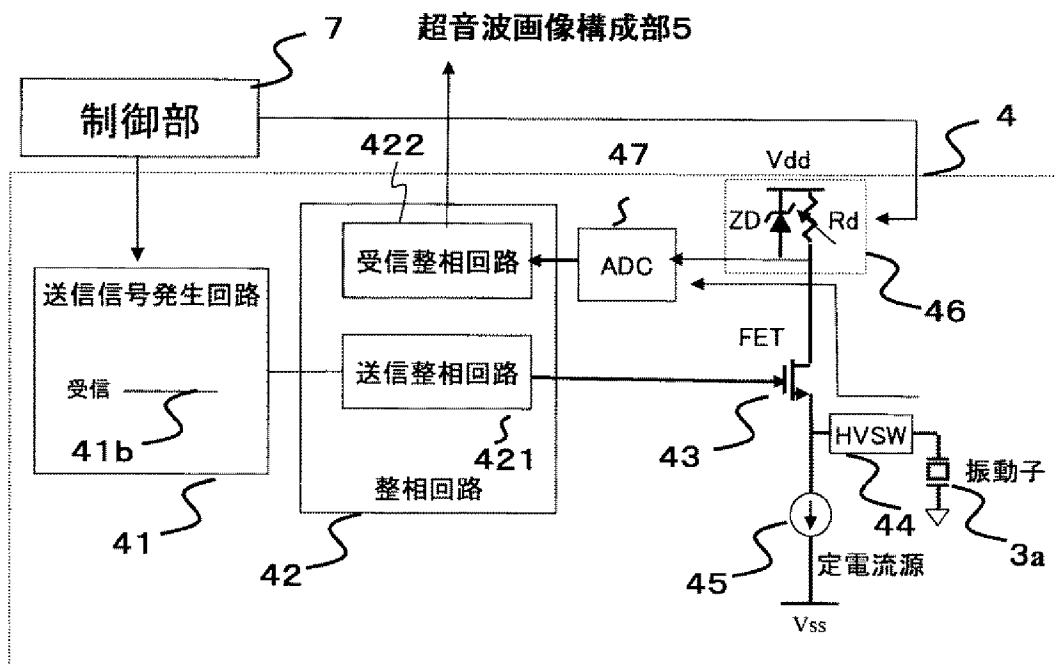


[図2]

(A)

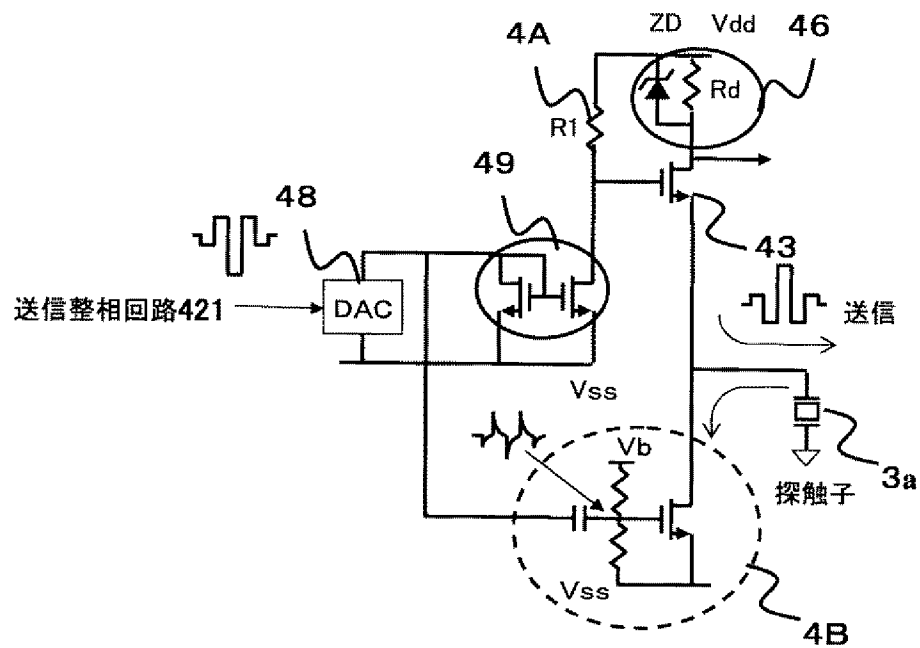


(B)

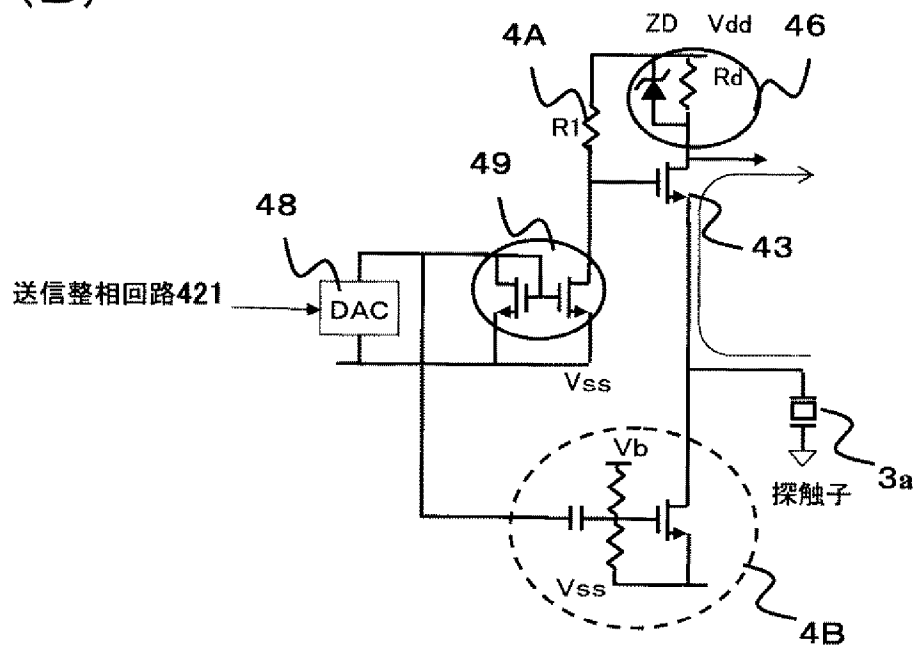


[図3]

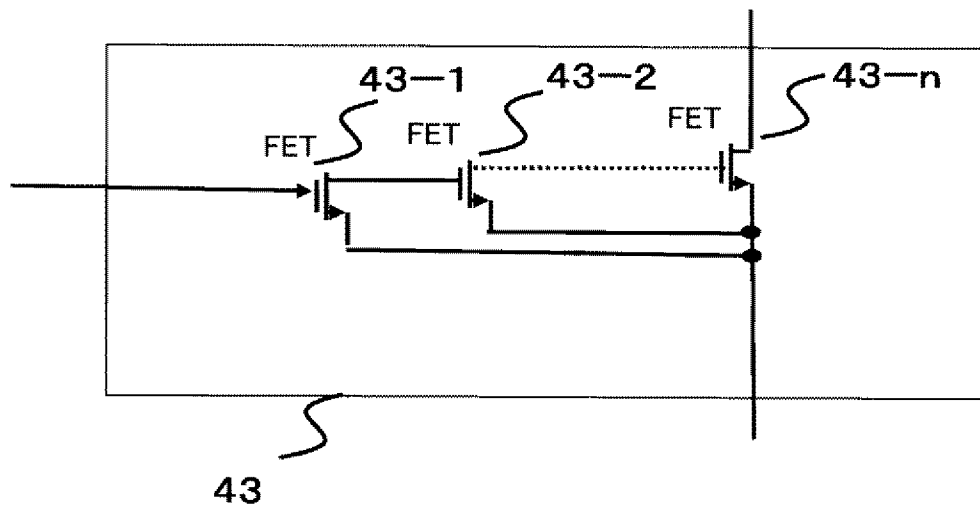
(A)



(B)



[図4]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/053214

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/00(2006.01) i, G01N29/22(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/00, G01N29/22

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2010

Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2010 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2010

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2007-319286 A (Hitachi Medical Corp.), 13 December 2007 (13.12.2007), entire text; all drawings (Family: none)	1-15
A	JP 2008-264342 A (Hitachi Medical Corp.), 06 November 2008 (06.11.2008), entire text; all drawings (Family: none)	1-15
A	JP 2006-122449 A (Hitachi Medical Corp.), 18 May 2006 (18.05.2006), entire text; all drawings (Family: none)	1-15



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

18 March, 2010 (18.03.10)

Date of mailing of the international search report

06 April, 2010 (06.04.10)

Name and mailing address of the ISA/

Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/053214

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2003-153898 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 27 May 2003 (27.05.2003), entire text; all drawings (Family: none)	1-15
A	JP 2001-313552 A (Hitachi Medical Corp.), 09 November 2001 (09.11.2001), entire text; all drawings (Family: none)	1-15
A	JP 11-114494 A (Honda Electronics), 27 April 1999 (27.04.1999), entire text; all drawings (Family: none)	1-15

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B8/00(2006.01)i, G01N29/22(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B8/00, G01N29/22			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1 9 2 2－1 9 9 6 年 日本国公開実用新案公報 1 9 7 1－2 0 1 0 年 日本国実用新案登録公報 1 9 9 6－2 0 1 0 年 日本国登録実用新案公報 1 9 9 4－2 0 1 0 年			
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
A	JP 2007-319286 A（株式会社日立メディコ）2007.12.13, 全文、全図（ファミリーなし）	1-15	
A	JP 2008-264342 A（株式会社日立メディコ）2008.11.06, 全文、全図（ファミリーなし）	1-15	
A	JP 2006-122449 A（株式会社日立メディコ）2006.05.18, 全文、全図（ファミリーなし）	1-15	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 1 8 . 0 3 . 2 0 1 0		国際調査報告の発送日 0 6 . 0 4 . 2 0 1 0	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（I S A / J P） 郵便番号 1 0 0－8 9 1 5 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 川上 則明 電話番号 0 3－3 5 8 1－1 1 0 1 内線 3 2 9 2	2 Q 3 7 0 4

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2003-153898 A (松下電器産業株式会社) 2003. 05. 27, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-15
A	JP 2001-313552 A (株式会社日立メディコ) 2001. 11. 09, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-15
A	JP 11-114494 A (本田電子株式会社) 1999. 04. 27, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-15