

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2017-520334

(P2017-520334A)

(43) 公表日 平成29年7月27日(2017.7.27)

(51) Int.Cl.
A61B 8/14 (2006.01)F I
A61B 8/14テーマコード (参考)
4C601

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2017-500817 (P2017-500817)
 (86) (22) 出願日 平成27年3月13日 (2015.3.13)
 (85) 翻訳文提出日 平成29年1月6日 (2017.1.6)
 (86) 国際出願番号 PCT/KR2015/002450
 (87) 国際公開番号 W02016/006790
 (87) 国際公開日 平成28年1月14日 (2016.1.14)
 (31) 優先権主張番号 10-2014-0085249
 (32) 優先日 平成26年7月8日 (2014.7.8)
 (33) 優先権主張国 韓国 (KR)

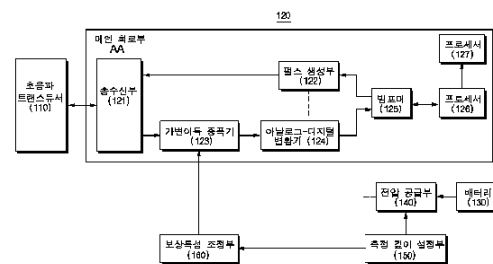
(71) 出願人 514268660
 ヒールセリオン カンパニー リミテッド
 大韓民国 08376 ソウル グローク
 デジタルーロ 31 ギル 38-21
 38-21, DIGITAL-RO 3
 1 GIL, GURO-GU, SEO
 UL 08376, REPUBLIC
 OF KOREA
 (74) 代理人 110001818
 特許業務法人R&C
 (72) 発明者 リュウ, ジョン・ウォン
 大韓民国 06768 ソウル ソチョー
 グ ヤンジェ-デロ・2-ギル 34 エ
 ルエイチ・サード・アパートメント 30
 2-101

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 携帯用超音波診断装置、及びそれにおける電力効率改善方法

(57) 【要約】

本発明による携帯用超音波診断装置は、測定しようとする測定深さを設定する測定深さ設定部と、設定された測定深さに応じてパルス生成部に加える電圧を供給するが、設定された測定深さが小さいほど、より小さな電圧を供給する電圧供給部と、超音波を発生させるために超音波トランスデューサに加える電圧の電圧の電圧のパルス生成部と、を含むことを特徴とする。



110 ... Ultrasonic transducer
 121 ... Transmission and reception unit
 122 ... Pulse generation unit
 123 ... Variable gain amplifier
 124 ... Analog-digital converter
 125 ... Beamformer
 126 ... Processor
 127 ... Memory
 130 ... Battery
 140 ... Voltage supply unit
 150 ... Measurement depth setting unit
 160 ... Compensation property adjustment unit
 AA ... Main circuit unit

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

携帯用超音波診断装置において、
測定しようとする測定深さを設定する測定深さ設定部と、
前記設定された測定深さに応じてパルス生成部に加える電圧を供給するが、前記設定された測定深さが小さいほど、より小さな電圧を供給する電圧供給部と、
超音波を発生させるために超音波トランスデューサに加える電氣的パルスを生成するが、前記電圧供給部から供給される電圧に対応する電圧の電氣的パルスを生成するパルス生成部と、
を含むことを特徴とする携帯用超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記超音波トランスデューサからのエコー信号を増幅し、反射深さに応じた減衰を補償する可変利得増幅器をさらに含むことを特徴とする請求項 1 に記載の携帯用超音波診断装置。

【請求項 3】

前記設定された測定深さに応じて、前記可変利得増幅器の反射深さに応じた増幅特性を調整する補償特性調整部をさらに含むことを特徴とする請求項 2 に記載の携帯用超音波診断装置。

【請求項 4】

前記増幅特性は、ゲインが前記設定された測定深さで所定の最大値を有し、前記設定された測定深さ以下の範囲で反射深さが大きいほど、より大きな値を有することを特徴とする請求項 3 に記載の携帯用超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記増幅特性は、ゲインが前記設定された測定深さ以下の範囲で反射深さに応じて増加する形態であることを特徴とする請求項 4 に記載の携帯用超音波診断装置。

【請求項 6】

携帯用超音波診断装置の電力効率改善方法において、
測定しようとする測定深さを設定するステップと、
超音波トランスデューサに加える電氣的パルスを生成するパルス生成部に、前記設定された測定深さに応じて電圧を供給するが、前記設定された測定深さが小さいほど、より小さな電圧を供給するステップと、
前記パルス生成部が、前記供給される電圧に応じて電氣的パルスを生成するステップと、
を含むことを特徴とする電力効率改善方法。

30

【請求項 7】

可変利得増幅器を通じて前記超音波トランスデューサからのエコー信号を増幅し、反射深さに応じた減衰を補償するステップをさらに含むことを特徴とする請求項 6 に記載の電力効率改善方法。

【請求項 8】

前記設定された測定深さに応じて、前記可変利得増幅器の反射深さに応じた増幅特性を調整するステップをさらに含むことを特徴とする請求項 7 に記載の電力効率改善方法。

40

【請求項 9】

前記調整するステップでは、
ゲインが前記設定された測定深さで所定の最大値を有し、前記設定された測定深さ以下の範囲で反射深さが大きいほど、より大きな値を有するように、前記増幅特性を調整することを特徴とする請求項 8 に記載の電力効率改善方法。

【請求項 10】

前記増幅特性は、ゲインが前記設定された測定深さ以下の範囲で反射深さに応じて増加する形態であることを特徴とする請求項 9 に記載の電力効率改善方法。

【発明の詳細な説明】

50

【技術分野】

【0001】

本発明は、携帯用超音波診断装置に係り、電力効率を高めうる携帯用超音波診断装置、及び携帯用超音波診断装置での電力効率改善方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、無侵襲及び非破壊の特性を有しており、対象体内部の情報を得るための医療分野で広く用いられている。超音波診断システムは、被検体を直接切開して観察する外科手術が不要であり、被検体内部組織の高解像度の画像を医師に提供することができるので、医療分野で非常に重要に用いられている。

10

【0003】

超音波診断装置は、被検体の体表から体内の目的部位に向けて超音波信号を照射し、反射された超音波信号から情報を抽出して内部組織の断層や血流に関するイメージを無侵襲で得るシステムである。

【0004】

このような超音波診断装置は、X線検査装置、CTスキャナー（Computerized Tomography Scanner）、MRIスキャナー（Magnetic Resonance Image Scanner）、核医学検査装置のような他の画像診断装置と比較した時、小型かつ安価であり、リアルタイムで表示可能であり、X線などの被爆がなくて、安全性が高いという長所を有するので、心臓、腹部内臓、泌尿器及び生殖器の診断のために広く用いられている。

20

【0005】

従来の超音波診断装置は、常時電源が供給されるAC交流電源を使うために、電力不足の状況が発生しなかったが、最近、電力が限定されたバッテリーを電力源として使う携帯用超音波診断装置を使うようになり、最小限の電力で使用時間を最大限に確保するための技術が要求される。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

従来の携帯用超音波診断装置は、測定しようとする深さと無関係に一定の最大電圧のパルス信号を生成し、浅い深さを測定する場合にも、同じ最大電圧のパルス信号を使う。これにより、バッテリー端と回路部分とに高い負荷を与えるようになって、電力効率が良くない問題がある。

30

【0007】

これにより、本発明が解決しようとする技術的な課題は、測定しようとする深さに応じてパルス信号の電圧を調節することによって、電力効率を改善しうる携帯用超音波診断装置、及び携帯用超音波診断装置での電力効率改善方法を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

前記技術的課題を解決するための本発明による携帯用超音波診断装置は、測定しようとする測定深さを設定する測定深さ設定部と、前記設定された測定深さに応じてパルス生成部に加える電圧を供給するが、前記設定された測定深さが小さいほど、より小さな電圧を供給する電圧供給部と、超音波を発生させるために超音波トランスデューサに加える電氣的パルスを生成するが、前記電圧供給部から供給される電圧に対応する電圧の電氣的パルスを生成するパルス生成部と、を含むことを特徴とする。

40

【0009】

前記携帯用超音波診断装置は、前記超音波トランスデューサからのエコー信号を増幅し、反射深さに応じた減衰を補償する可変利得増幅器をさらに含む。

【0010】

前記携帯用超音波診断装置は、前記設定された測定深さに応じて、前記可変利得増幅器

50

の反射深さに応じた増幅特性を調整する補償特性調整部をさらに含む。

【0011】

前記増幅特性は、ゲインが前記設定された測定深さで所定の最大値を有し、前記設定された測定深さ以下の範囲で反射深さが大きいほど、より大きな値を有するものであり得る。この際、前記増幅特性は、ゲインが前記設定された測定深さ以下の範囲で反射深さに応じて増加する形態であり得る。

【0012】

前記技術的課題を解決するための本発明による携帯用超音波診断装置の電力効率改善方法は、測定しようとする測定深さを設定するステップと、超音波トランスデューサに加える電氣的パルス生成するパルス生成部に、前記設定された測定深さに応じて電圧を供給するが、前記設定された測定深さが小さいほど、より小さな電圧を供給するステップと、前記パルス生成部が、前記供給される電圧に応じて電氣的パルス生成するステップと、を含むことを特徴とする。

10

【0013】

前記電力効率改善方法は、可変利得増幅器を通じて前記超音波トランスデューサからのエコー信号を増幅し、反射深さに応じた減衰を補償するステップをさらに含む。

【0014】

前記電力効率改善方法は、前記設定された測定深さに応じて、前記可変利得増幅器の反射深さに応じた増幅特性を調整するステップをさらに含む。

20

【0015】

前記調整するステップでは、ゲインが前記設定された測定深さで所定の最大値を有し、前記設定された測定深さ以下の範囲で反射深さが大きいほど、より大きな値を有するように、前記増幅特性を調整することができる。この際、前記増幅特性は、ゲインが前記設定された測定深さ以下の範囲で反射深さに応じて増加する形態であり得る。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、測定しようとする深さに応じてパルス信号の電圧を調節することによって、電力効率を改善する。

【図面の簡単な説明】

【0017】

30

【図1】本発明の一実施形態による携帯用超音波診断装置の構成を示す図である。

【図2】人体の代わりに測定することができるファントム (phantom) に測定深さに応じた供給電圧を共に表示した例を示す図である。

【図3】測定深さ - 電圧テーブルの一例を示す図である。

【図4】パルス生成部122から生成される、電圧が互いに異なる電氣的パルスとそれらによるエコー信号とを示す図である。

【図5】従来の、可変利得増幅器123の反射深さに応じた増幅特性の例を示すグラフである。

【図6】本発明の実施形態による、可変利得増幅器123の反射深さに応じた増幅特性が調整されたもの示すグラフであって、測定深さが10cmである時の増幅特性を示す。

40

【図7】本発明の実施形態による、可変利得増幅器123の反射深さに応じた増幅特性が調整されたもの示すグラフであって、測定深さが15cmである時の増幅特性を示す。

【図8】本発明の実施形態による、可変利得増幅器123の反射深さに応じた増幅特性が調整されたもの示すグラフであって、測定深さが5cmである時の増幅特性を示す。

【図9】本発明の一実施形態による携帯用超音波診断装置の電力効率改善方法のフローチャートを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、図面を参照して、本発明の望ましい実施形態を詳しく説明する。以下、説明及び添付図面で実質的に同じ構成要素は、それぞれ同じ符号で示すことによって、重複説明を

50

省略する。また、本発明を説明するに当って、関連した公知の機能または構成についての具体的な説明が、本発明の要旨を不明にする恐れがあると判断される場合、それについての詳細な説明は省略する。

【0019】

図1は、本発明の一実施形態による携帯用超音波診断装置の構成を示す図である。本実施形態による携帯用超音波診断装置は、超音波トランスデューサ110、メイン回路部120、バッテリー130、電圧供給部140、測定深さ設定部150、補償特性調整部160を含んでなる。

【0020】

超音波トランスデューサ110は、メイン回路部120から印加される電氣的パルスから超音波パルスを発生させて被検査体の内部に照射し、被検査体から反射されて戻ってくる超音波エコー信号を電氣的信号に変換してメイン回路部120に伝達する。超音波トランスデューサ110は、圧電素子アレイモジュールからなる。圧電素子アレイモジュールは、例えば、64、128、192個など多数の圧電素子が配列形態に配されるように構成することができる。圧電素子としては、電気音響変換効率に優れる圧電セラミック（lead zirconate titanate、PZT）が使われる。圧電素子を駆動するための電氣的パルスの電圧として+100V～-100Vの電圧が使われる。

【0021】

メイン回路部120は、超音波トランスデューサ110に印加する電氣的パルスを生成し、超音波トランスデューサ110を通じて受信されるエコー信号を分析して超音波画像を生成し、それを外部の表示装置（図示せず）に伝送する役割を果たす。

【0022】

メイン回路部120は、具体的に、送受信部121、パルス生成部122、可変利得増幅器123、アナログ-デジタル変換器124、ビームフォーマ125、プロセッサ126、通信部127を含んでなる。

【0023】

送受信部121は、パルス生成部122から生成された電氣的パルスを超音波トランスデューサ110に伝達し、超音波トランスデューサ110を通じて受信されたエコー信号を可変利得増幅器123に伝達する役割を果たす。例えば、送受信部121は、超音波送信時にはTX回路と圧電素子アレイモジュールとを連結し、超音波エコー受信時にはRX回路と圧電素子アレイモジュールとを連結するスイッチで構成することができる。

【0024】

パルス生成部122は、超音波を発生させるために超音波トランスデューサ110に印加する電氣的パルスを生成する。この際、パルス生成部122は、後述する電圧供給部140から供給される電圧に相応する電圧の電氣的パルスを生成する。

【0025】

可変利得増幅器123は、超音波トランスデューサ110からのエコー信号を増幅して、反射深さに応じたエコー信号の減衰を補償する。超音波は、特性上、人体内で吸収されるために、深い所から反射されて遅く到着する信号であるほど、エネルギーの損失が大きく、大きさが減少する。したがって、エコー信号は、反射深さが大きいほど（すなわち、反射されて到着する時間が遅いほど）、さらに大きな値に補償されなければならない。したがって、可変利得増幅器123の反射深さに応じた増幅特性は、反射深さに応じて、または信号の到着時間に応じて増加する形態であり得る。

【0026】

アナログ-デジタル変換器124は、可変利得増幅器123を通じて補償されたエコー信号をデジタル信号に変換する。

【0027】

ビームフォーマ125は、TXビームフォーミングとRXビームフォーミングとを行う。TXビームフォーミングとは、超音波トランスデューサ110に対応するパラメータを用いてパルス生成部122に適切な電氣的パルスを生成させるものであって、例えば、超

10

20

30

40

50

音波を送信する際に、特定の距離にある焦点に超音波のエネルギーが集束されるように圧電素子の位置に応じて電氣的パルスの時間を遅延させるものである。RXビームフォーミングとは、アナログ-デジタル変換器124からのデジタル信号に対して超音波トランスデューサ110に合わせてデータ変換を行ってプロセッサ126に伝達するものであって、例えば、超音波エコーを受信した際に、圧電素子の位置及び受信時間に応じて、各圧電素子から出る電氣的信号を時間遅延させ、該時間遅延された信号を合算して超音波データ（スキャンデータ）を生成するものである。

【0028】

プロセッサ126は、ビームフォーマ125を制御して超音波トランスデューサ110に適したビームフォーミングを行わせる機能、ビームフォーマ125からのスキャンデータで超音波画像を生成して通信部127を通じて外部の表示装置に伝送するか、または前記スキャンデータを通信部127を通じて外部の表示装置に伝送する機能、携帯用超音波診断装置の各要素を制御する機能を行う。

【0029】

プロセッサ126は、通信に使われる帯域幅を減らすために、必要に応じてスキャンデータの圧縮を行うこともできる。

【0030】

通信部127は、外部の表示装置とデータを送受信するための通信モジュールであって、有線または無線通信方式を使うことができる。有線通信方式としては、USBケーブルなどの有線ケーブルが使われ、無線通信方式としては、ブルートゥース（Bluetooth：登録商標）、無線USB（Wireless USB）、Wireless LAN、ワイファイ（Wi-Fi：登録商標）、ジグビー（Zigbee：登録商標）、または赤外線通信であるIrDA（Infrared Data Association）のうち1つの方式が使われる。

【0031】

通信部127を通じて伝送される超音波画像またはスキャンデータをで超音波画像を表示する外部の表示装置は、例えば、PC、スマートフォン、タブレット機器、PDAなどでありうる。

【0032】

実施形態によっては、携帯用超音波診断装置は、プロセッサ126から生成される超音波画像を表示するためのディスプレイ部（図示せず）を自体的に備えることもできる。この場合、超音波画像またはスキャンデータを外部に伝送する通信部127は備えられないこともある。

【0033】

バッテリー130は、パルス生成部122が電氣的パルスを生成するに必要な電力を含む携帯用超音波診断装置の動作のための電力を供給する。

【0034】

従来では、測定しようとする深さと無関係にパルス生成部122に一定の最大電圧（例えば、100V）が供給されることによって、パルス生成部122は、一定の最大電圧（例えば、ピークツーピーク+100V～-100V）の電氣的パルス信号を生成していた。しかし、本発明の実施形態では、測定しようとする測定深さを設定し、該設定された測定深さに応じてパルス生成部122に調整された電圧を供給することによって、電力効率を改善させる。これは、測定しようとする測定深さが定められている場合、それよりも深い所のデータは事実上必要がないために、敢えて最大電圧を供給する必要がないためである。

【0035】

測定深さ設定部150は、被検査体の測定しようとする測定深さを設定する。測定深さは、ユーザから入力され、携帯用超音波診断装置は、測定深さの入力のためのユーザインターフェースを備えることができる。実施形態によっては、ユーザが診断しようとする部位、症状または用途を入力すれば、予め設定された基準によって、それに対応するように

10

20

30

40

50

測定深さが設定されることもある。

【0036】

電圧供給部140は、バッテリー130から供給される電力から、測定深さ設定部150を通じて設定された測定深さに応じて電圧を生成してパルス生成部122に供給する。この際、電圧供給部140は、測定深さが小さいほど、より小さな電圧を供給し、測定深さが大きいほど、より大きな電圧を供給する。電圧供給部140としては、例えば、DC-DCコンバータが用いられ、この場合、供給電圧の調整は、DC-DCコンバータのパルス幅変調を通じて行われる。本発明の実施形態によれば、パルス生成部122に常に一定の最大電圧を供給せず、設定された測定深さに応じて最大電圧よりも小さな電圧を供給するので、バッテリー端と回路部分とに加えられる負荷が減って、電力効率が高くなる。

10

【0037】

図2は、人体の代わりに測定することができるファントム(phantom)に測定深さに応じた供給電圧を共に表示した例を示す図である。図2によれば、最大測定深さは20cmであり、設定された測定深さが最大測定深さである20cmである場合、最大電圧である100Vが供給されるが、設定された測定深さが20cmよりも小さな場合、図に示したように、75V、50V、または25Vが供給される。

【0038】

電圧供給部140が設定された測定深さに応じて調整された電圧を供給するように、携帯用超音波診断装置のメモリ(図示せず)に測定深さに応じた電圧を示す測定深さ-電圧テーブルが設けられうる。プロセッサ126は、前記測定深さ-電圧テーブルを参照して電圧供給部140を制御することによって、供給電圧が調整されうる。図3は、このような測定深さ-電圧テーブルの一例を示す。図3によれば、測定深さ3cmから20cmまでそれぞれに該当する供給電圧が示されている。ここで、1~2cmの測定深さが除外されたのは、超音波画像を通じて関心を持つ領域は、通常人体の皮膚から3cm以上の深さに位置する地点であり、人体の皮膚から1~2cm深さにある領域は、皮膚を含んだ皮下脂肪がほとんどであって、臨床的な診断を下すための意味のある情報を有していないためである。

20

【0039】

再び図1を参照すれば、パルス生成部122は、電圧供給部140から供給される電圧に対応する電圧の電気的パルスを生成する。例えば、パルス生成部122は、電圧供給部140から100Vの電圧が供給されれば、ピークツーピーク+100V~-100Vの電気的パルス信号を生成し、50Vの電圧が供給されれば、ピークツーピーク+50V~-50Vの電気的パルス信号を生成する。

30

【0040】

このように、パルス生成部122が設定された測定深さに応じて、他の電圧の電気的パルス信号を生成すれば、超音波トランスデューサ110を通じて被検査体に照射される超音波信号の大きさは変わる。したがって、超音波トランスデューサ110からのエコー信号の大きさも変わる。

【0041】

図4は、パルス生成部122から生成される、電圧が互いに異なる電気的パルスとそれらによるエコー信号とを示す図である。図4によれば、電気的パルスの電圧が減少すれば、それによるエコー信号の大きさも減少する。したがって、このように減少したエコー信号の大きさに対する補償が必要である。

40

【0042】

そのために、本発明の実施形態では、可変利得増幅器123の反射深さに応じた増幅特性は、測定深さ設定部150を通じて設定された測定深さに応じて調整される。図1によれば、補償特性調整部160は、測定深さ設定部150を通じて設定された測定深さに応じて可変利得増幅器123の反射深さに応じた(すなわち、信号の到着時間に応じた)増幅特性を調整する。可変利得増幅器123の増幅特性を調整することは、例えば、可変利得増幅器123を成す素子の一部を可変素子で構成し、可変素子の素子値を適切に調整す

50

ることで達成されうる。図 1 では、補償特性調整部 160 を可変利得増幅器 123 とは別の構成として図示したが、補償特性調整部 160 は、可変利得増幅器 123 に含まれる構成でもあり得る。

【0043】

図 5 は、従来の、測定しようとする深さと無関係にパルス生成部 122 に一定の最大電圧（例えば、100V）が供給される場合の可変利得増幅器 123 の反射深さに応じた増幅特性の例を示すグラフである。図 5 によれば、増幅特性は、最大深さ 20cm で最大ゲイン G_{max} を有し、反射深さに応じてゲインが線形的に増加する形態となっている。図 5 では、ゲインが反射深さに応じて線形的に増加することを例としたが、人体内での減衰特性に応じてゲインが指数関数的またはログ関数的に増加する形態に設定されることもある。

10

【0044】

本発明の実施形態で、パルス生成部 122 から生成される電气的パルスの電圧が減少することによって減少したエコー信号の大きさに対する補償のために、可変利得増幅器 123 の反射深さに応じた増幅特性は、例えば、図 6 ないし図 8 に示したように調整されうる。図 6、図 7、図 8 は、設定された測定深さがそれぞれ 10cm、15cm、5cm である時の増幅特性を示す図である。

【0045】

図 6 ないし図 8 によれば、増幅特性は、設定された測定深さで最大ゲイン G_{max} を有し、設定された測定深さ以下の範囲で反射深さが大きいほど、より大きな値を有するように、すなわち、ゲインが設定された測定深さ以下の範囲で反射深さに応じて次第に増加して、設定された測定深さで最大ゲイン G_{max} を有するように調整される。

20

【0046】

図 6 によれば、増幅特性は、設定された測定深さ 10cm で最大ゲイン G_{max} を有し、10cm 以下の範囲で反射深さに応じて次第に増加する形態となっている。

【0047】

図 3 を共に参照すれば、設定された測定深さが 20cm である場合、パルス生成部 122 から生成される電气的パルスの電圧は、ピークツーピーク +100V ~ -100V になり、反射深さ 10cm から反射されたエコー信号は、可変利得増幅器 123 を通じて $1/2 G_{max}$ のゲインで増幅される。ところで、設定された測定深さが 10cm である場合、パルス生成部 122 から生成される電圧は、ピークツーピーク +50V ~ -50V に減少するので、エコー信号の大きさも半分に減少するが、増幅特性の調整によって反射深さ 10cm に対するゲインが G_{max} なので、可変利得増幅器 123 を通じて増幅されたエコー信号の大きさは、電气的パルスの電圧がピークツーピーク +100V ~ -100V である場合と同一になる。

30

【0048】

図 7 を参照すれば、増幅特性は、設定された測定深さ 15cm で最大ゲイン G_{max} を有し、15cm 以下の範囲で反射深さによって次第に増加する形態を帯びる。

【0049】

図 3 を共に参照すれば、設定された測定深さが 20cm である場合、パルス生成部 122 から生成される電气的パルスの電圧は、ピークツーピーク +100V ~ -100V になり、反射深さ 15cm から反射されたエコー信号は、可変利得増幅器 123 を通じて $3/4 G_{max}$ のゲインで増幅される。ところで、設定された測定深さが 15cm である場合、パルス生成部 122 から生成される電圧は、ピークツーピーク +75V ~ -75V に減少するので、エコー信号の大きさも 75% に減少するが、増幅特性の調整によって反射深さ 15cm に対するゲインが G_{max} なので、可変利得増幅器 123 を通じて増幅されたエコー信号の大きさは、電气的パルスの電圧がピークツーピーク +100V ~ -100V である場合と同一になる。

40

【0050】

図 8 を参照すれば、増幅特性は、設定された測定深さ 5cm で最大ゲイン G_{max} を有

50

し、5 cm以下の範囲で反射深さによって次第に増加する形態を帯びる。

【0051】

図3を共に参照すれば、設定された測定深さが20 cmである場合、パルス生成部122から生成される電气的パルスの電圧は、ピークツーピーク+100 V~-100 Vになり、反射深さ5 cmから反射されたエコー信号は、可変利得増幅器123を通じて1/4 G_{max} のゲインで増幅される。ところで、設定された測定深さが5 cmである場合、パルス生成部122から生成される電圧は、ピークツーピーク+25 V~-25 Vに減少するので、エコー信号の大きさも25%に減少するが、増幅特性の調整によって反射深さ5 cmに対するゲインが G_{max} なので、可変利得増幅器123を通じて増幅されたエコー信号の大きさは、電气的パルスの電圧がピークツーピーク+100 V~-100 Vである場合と同一になる。

10

【0052】

図6ないし図8では、ゲインが設定された測定深さまで反射深さに応じて線形的に増加することを例としたが、人体内での減衰特性に応じてゲインが指数関数的またはログ関数的に増加する形態に設定されることもある。

【0053】

図9は、本発明の一実施形態による携帯用超音波診断装置の電力効率改善方法のフローチャートを示す図である。本実施形態による電力効率改善方法は、前述した携帯用超音波診断装置で処理されるステップからなる。したがって、以下では省略された内容であっても、携帯用超音波診断装置に関して前述された内容であれば、本実施形態による電力効率改善方法にも適用される。

20

【0054】

ステップ710において、測定深さ設定部150は、被検査体の測定しようとする測定深さを設定する。

【0055】

ステップ720において、電圧供給部140は、前記設定された測定深さに応じてパルス生成部122に供給する電圧を設定する。

【0056】

ステップ730において、補償特性調整部160は、前記設定された測定深さに応じて可変利得増幅器123の反射深さに応じた増幅特性を調整する。

30

【0057】

ステップ740において、電圧供給部140は、前記設定された電圧を生成してパルス生成部122に供給する。

【0058】

ステップ750において、パルス生成部122は、前記供給される電圧に対応する電圧の電气的パルスを発生する。

【0059】

ステップ760において、超音波トランスデューサ110は、前記電气的パルスから超音波パルスを発生して被検査体の内部に照射する。

【0060】

ステップ770において、超音波トランスデューサ110は、被検査体の内部から反射されて受信される超音波エコーを電气的信号に変換する。

40

【0061】

ステップ780において、可変利得増幅器123は、電气的信号に変換されたエコー信号を、前記ステップ730を通じて調整された増幅特性に基づいて増幅して、反射深さに応じた減衰を補償する。

【0062】

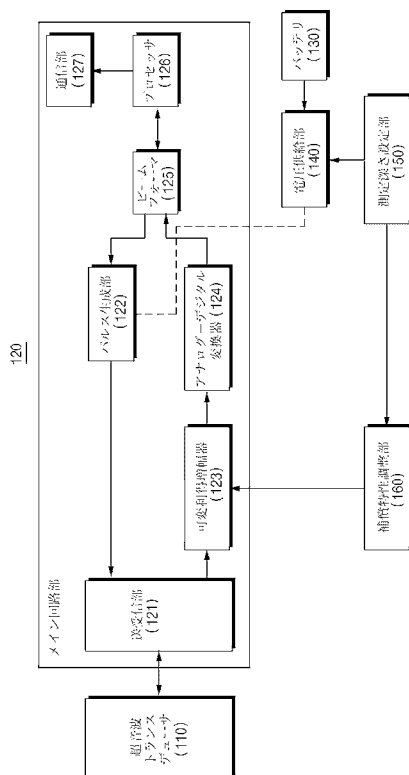
ステップ790において、アナログ-デジタル変換器124は、可変利得増幅器123を通じて補償されたエコー信号をデジタル信号に変換する。

【0063】

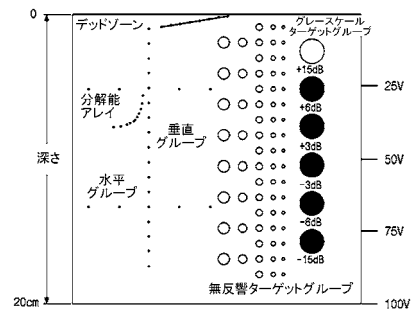
50

以上、本発明について、その望ましい実施形態を中心に説明した。当業者ならば、本発明が、本発明の本質的な特性から外れない範囲で変形された形態として具現可能であるということを理解できるであろう。したがって、開示された実施形態は、限定的な観点ではなく、説明的な観点で考慮されなければならない。本発明の範囲は、前述した説明ではなく、特許請求の範囲に示されており、それと同等な範囲内にあるあらゆる差異点は、本発明に含まれたものと解釈しなければならない。

【 図 1 】



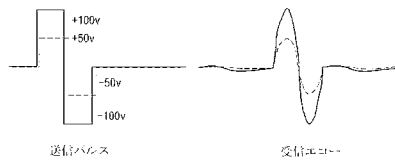
【 図 2 】



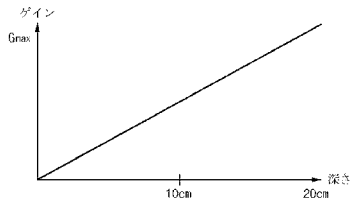
【 図 3 】

測定深さ (cm)	電圧 (V)
3	15
4	20
5	25
6	30
7	35
8	40
9	45
10	50
11	55
12	60
13	65
14	70
15	75
16	80
17	85
18	90
19	95
20	100

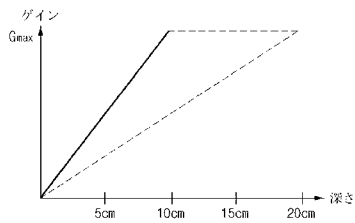
【図 4】



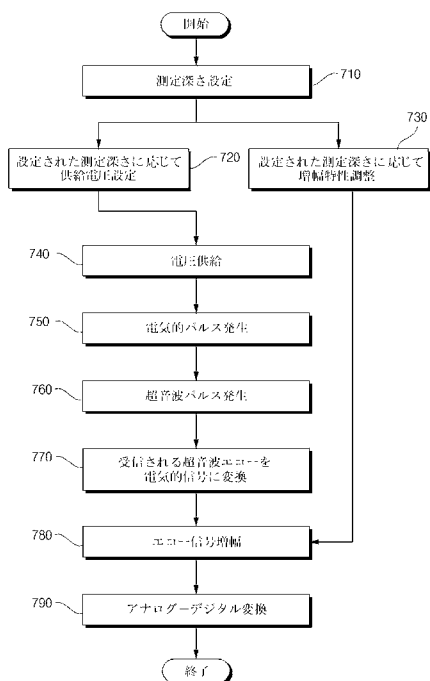
【図 5】



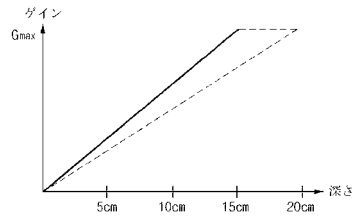
【図 6】



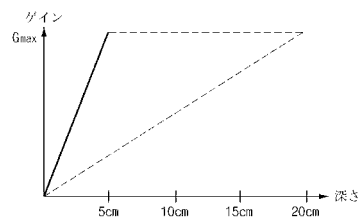
【図 9】



【図 7】



【図 8】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/KR2015/002450

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B 8/00(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) A61B 8/00; A61B 8/06 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Korean Utility models and applications for Utility models: IPC as above Japanese Utility models and applications for Utility models: IPC as above Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) eKOMPASS (KIPO internal) & Keywords: electric power, efficiency, ultrasonic wave, portable, variable gain, amplification, compensation, depth		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	KR 10-2009-0111552 A (MEDISON CO., LTD.) 27 October 2009 See abstract, paragraphs [0020]-[0026], claims 1, 4, figures 2-3.	1-10
Y	JP 2006-141465 A (MATSUSHITA ELECTRIC IND. CO., LTD.) 08 June 2006 See abstract, paragraphs [0007]-[0011], [0037]-[0038], figures 3-4.	1-10
A	JP 2007-275354 A (TOSHIBA CORP. et al.) 25 October 2007 See abstract, paragraphs [0054]-[0055], [0078]-[0080], claim 1, figure 5.	1-10
A	JP 07-236640 A (TOSHIBA MEDICAL ENG. CO., LTD. et al.) 12 September 1995 See paragraphs [0017]-[0024], claim 1, figure 4.	1-10
☐ 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 "I" 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 24 APRIL 2015 (24.04.2015)		Date of mailing of the international search report 04 MAY 2015 (04.05.2015)
Name and mailing address of the ISA/KR  Korean Intellectual Property Office Government Complex-Daejeon, 189 Seousa-ro, Daejeon 302-701, Republic of Korea Facsimile No. 82-42-472-7140		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/KR2015/002450

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member	Publication date
KR 10-2009-0111552 A	27/10/2009	NONE	
JP 2006-141465 A	08/06/2006	JP 4614739 B2	19/01/2011
JP 2007-275354 A	25/10/2007	NONE	
JP 07-236640 A	12/09/1995	NONE	

국제조사보고서		국제출원번호 PCT/KR2015/002450
A. 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC)) A61B 8/00(2006.01)i		
B. 조사된 분야 조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재) A61B 8/00; A61B 8/06 조사된 기술분야에 속하는 최소문헌 이외의 문헌 한국등록실용신안공보 및 한국공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC 일본등록실용신안공보 및 일본공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC 국제조사에 이용된 전산 데이터베이스(데이터베이스의 명칭 및 검색어(해당하는 경우)) eKOMPASS(특허청 내부 검색시스템) & 키워드: 전력, 효율, 초음파, 휴대용, 가변이득, 증폭, 보상, 깊이		
C. 관련 문헌		
카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항
Y	KR 10-2009-0111552 A (주식회사 메디슨) 2009.10.27 요약, 문단번호 [0020]-[0026], 청구항 1,4, 도 2-3 참조.	1-10
Y	JP 2006-141465 A (MATSUSHITA ELECTRIC IND CO., LTD.) 2006.06.08 요약, 문단번호 [0007]-[0011], [0037]-[0038], 도 3-4 참조.	1-10
A	JP 2007-275354 A (TOSHIBA CORP. et al.) 2007.10.25 요약, 문단번호 [0054]-[0055], [0078]-[0080], 청구항 1, 도 5 참조.	1-10
A	JP 07-236640 A (TOSHIBA MEDICAL ENG CO., LTD. et al.) 1995.09.12 문단번호 [0017]-[0024], 청구항 1, 도 4 참조.	1-10
☐ 추가 문헌이 C(계속)에 기재되어 있습니다. ☒ 대응특허에 관한 별지를 참조하십시오.		
* 인용된 문헌의 특별 카테고리: "A" 특별히 관련이 없는 것으로 보이는 일반적인 기술수준을 정의한 문헌 "E" 국제출원일보다 빠른 출원일 또는 우선일을 가지나 국제출원일 이후에 공개된 선출원 또는 특허 문헌 "L" 우선권 주장에 의문을 제기하는 문헌 또는 다른 인용문헌의 공개일 또는 다른 특별한 이유(이유를 명시)를 밝히기 위하여 인용된 문헌 "O" 구두 개시, 사용, 전시 또는 기타 수단을 언급하고 있는 문헌 "P" 우선일 이후에 공개되었으나 국제출원일 이전에 공개된 문헌 "T" 국제출원일 또는 우선일 후에 공개된 문헌으로, 출원과 상충하지 않으며 발명의 기초가 되는 원리나 이론을 이해하기 위해 인용된 문헌 "X" 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌 하나만으로 청구된 발명의 신규성 또는 진보성이 없는 것으로 본다. "Y" 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌이 하나 이상의 다른 문헌과 조합하는 경우로 그 조합이 당업자에게 자명한 경우 청구된 발명은 진보성이 없는 것으로 본다. "&" 동일한 대응특허문헌에 속하는 문헌		
국제조사의 실제 완료일 2015년 04월 24일 (24.04.2015)		국제조사보고서 발송일 2015년 05월 04일 (04.05.2015)
ISA/KR의 명칭 및 우편주소 대한민국 특허청 (302-701) 대전광역시 서구 청사로 189, 4동 (둔산동, 정부대전청사) 팩스 번호 ++82 42 472 7140		심사관 박승배 전화번호 ++82-42-481-5393

서식 PCT/ISA/210 (두 번째 용지) (2015년 1월)

국제조사보고서
대응특허에 관한 정보

국제출원번호
PCT/KR2015/002450

국제조사보고서에서 인용된 특허문헌	공개일	대응특허문헌	공개일
KR 10-2009-0111552 A	2009/10/27	없음	
JP 2006-141465 A	2006/06/08	JP 4614739 B2	2011/01/19
JP 2007-275354 A	2007/10/25	없음	
JP 07-236640 A	1995/09/12	없음	

서식 PCT/ISA/210 (대응특허 추가용지) (2015년 1월)

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, 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, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, 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, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ

(72)発明者 チョウン, ヨウ・チャン

大韓民国 03427 ソウル ユンピョン - グ ソーリョン - ロ・21 - ギル 47 101 - 1405

(72)発明者 チュン, ウォオク・ジン

大韓民国 06067 ソウル ガンナム - グ ハクドン - ロ・73 - ギル 33 401 - 903

Fターム(参考) 4C601 EE15 EE22 HH05 JB13 LL26

专利名称(译)	便携式超声诊断设备及其功率效率改进方法		
公开(公告)号	JP2017520334A	公开(公告)日	2017-07-27
申请号	JP2017500817	申请日	2015-03-13
[标]申请(专利权)人(译)	和赛仑有限公司		
申请(专利权)人(译)	脚跟Selion有限公司		
[标]发明人	リュウジョンウォン チョウンヨウチャン チュンウォオクジン		
发明人	リュウ,ジョン・ウォン チョウン,ヨウ・チャン チュン,ウォオク・ジン		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/4427 A61B8/08 A61B8/14 A61B8/4483 A61B8/54 A61B8/56 A61B8/585		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE15 4C601/EE22 4C601/HH05 4C601/JB13 4C601/LL26		
优先权	1020140085249 2014-07-08 KR		
其他公开文献	JP6349025B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明的便携式超声诊断设备根据设置的测量深度和要设置要测量的测量深度的测量深度设置单元提供要施加到脉冲产生单元的电压。较小的测量深度会产生一个提供较小电压的电压源和一个施加到超声换能器以产生超声波的电脉冲，该超声波对应于由电压源提供的电压。以及产生电压电脉冲的脉冲发生器。

