

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6349025号
(P6349025)

(45) 発行日 平成30年6月27日 (2018. 6. 27)

(24) 登録日 平成30年6月8日 (2018. 6. 8)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/14

請求項の数 6 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2017-500817 (P2017-500817)	(73) 特許権者	514268660
(86) (22) 出願日	平成27年3月13日 (2015. 3. 13)		ヒールセリオン カンパニー リミテッド
(65) 公表番号	特表2017-520334 (P2017-520334A)		大韓民国 08376 ソウル グローク
(43) 公表日	平成29年7月27日 (2017. 7. 27)		デジタルーロ 31 ギル 38-21
(86) 国際出願番号	PCT/KR2015/002450		38-21, DIGITAL-RO 3
(87) 国際公開番号	W02016/006790		1 GIL, GURO-GU, SEO
(87) 国際公開日	平成28年1月14日 (2016. 1. 14)		UL 08376, REPUBLIC
審査請求日	平成29年1月6日 (2017. 1. 6)		OF KOREA
(31) 優先権主張番号	10-2014-0085249	(74) 代理人	110001818
(32) 優先日	平成26年7月8日 (2014. 7. 8)		特許業務法人R&C
(33) 優先権主張国	韓国 (KR)	(72) 発明者	リュウ, ジョン・ウォン
			大韓民国 06768 ソウル ソチョ-
			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) 【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、

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と、

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と、

を含むことを特徴とする携帯用超音波診断装置。

【請求項 2】

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 1 に記載の携帯用超音波診断装置。

【請求項 3】

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

10

20

する形態である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】

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、

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と、

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と、

を含むことを特徴とする電力効率改善方法。

【請求項 5】

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 4 に記載の電力効率改善方法。

【請求項 6】

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 5 に記載の電力効率改善方法。

【発明の詳細な説明】

【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。

【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。

【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。

【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。

10

【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。

【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。

20

【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】

30

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。

【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】

40

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。

【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

50

って、電力効率を改善しうる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【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。 10

【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を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。

【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を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を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】 20

【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、重複説明を省略する。また、本発明を説明するに当たって、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。 30

【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。 40

【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 50

デューサ 1 1 0 に伝達し、超音波トランスデューサ 1 1 0 を通じて受信されたエコー信号を可変利得増幅器 1 2 3 に伝達する役割を果たす。例えば、送受信部 1 2 1 は、超音波送信時には T X 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 R X 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。

【 0 0 2 4 】

パルス生成部 1 2 2 は、超音波を発生させるために超音波トランスデューサ 1 1 0 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 1 2 2 は、後述する電圧供給部 1 4 0 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。

【 0 0 2 5 】

可変利得増幅器 1 2 3 は、超音波トランスデューサ 1 1 0 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て、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 1 2 3 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。

【 0 0 2 6 】

アナログ - デジタル変換器 1 2 4 は、可変利得増幅器 1 2 3 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。

【 0 0 2 7 】

ビームフォーマ 1 2 5 は、T X ビームフォーミングと R X ビームフォーミングとを行う。T X ビームフォーミングとは、超音波トランスデューサ 1 1 0 に対応するパラメータを用いてパルス生成部 1 2 2 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。R X ビームフォーミングとは、アナログ - デジタル変換器 1 2 4 からのデジタル信号に対して超音波トランスデューサ 1 1 0 に合わせてデータ変換を行ってプロセッサ 1 2 6 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。

【 0 0 2 8 】

プロセッサ 1 2 6 は、ビームフォーマ 1 2 5 を制御して超音波トランスデューサ 1 1 0 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 1 2 5 からのスキャンデータで超音波画像を生成して通信部 1 2 7 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 1 2 7 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。

【 0 0 2 9 】

プロセッサ 1 2 6 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。

【 0 0 3 0 】

通信部 1 2 7 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、U S B 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（B l u e t o o t h : 登録商標）、無線 U S B（W i r e l e s s U S B）、W i r e l e s s L A N、ワイファイ（W i - F i : 登録商標）、ジグビー（Z i g b e e : 登録商標）、または赤外線通信である I r D A（I n f r a r e d D a t a A s s o c i a t i o n）のうち 1 つの方式が使われる。

【 0 0 3 1 】

通信部 1 2 7 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、P C、スマートフォン、タブレット機器、P D A など

10

20

30

40

50

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が電気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)の電気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。

【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(fantom)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。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 9 】

再び図 1 を参照すれば、パルス生成部 1 2 2 は、電圧供給部 1 4 0 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 1 2 2 は、電圧供給部 1 4 0 から 1 0 0 V の電圧が供給されれば、ピークツーピーク + 1 0 0 V ~ - 1 0 0 V の電気的パルス信号を生成し、5 0 V の電圧が供給されれば、ピークツーピーク + 5 0 V ~ - 5 0 V の電気的パルス信号を生成する。

【 0 0 4 0 】

このように、パルス生成部 1 2 2 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 1 1 0 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 1 1 0 からのエコー信号の大きさも変わる。

10

【 0 0 4 1 】

図 4 は、パルス生成部 1 2 2 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。

【 0 0 4 2 】

そのために、本発明の実施形態では、可変利得増幅器 1 2 3 の反射深さに応じた増幅特性は、測定深さ設定部 1 5 0 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 1 6 0 は、測定深さ設定部 1 5 0 を通じて設定された測定深さに応じて可変利得増幅器 1 2 3 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 1 2 3 の増幅特性を調整することは、例えば、可変利得増幅器 1 2 3 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ることで達成されうる。図 1 では、補償特性調整部 1 6 0 を可変利得増幅器 1 2 3 とは別の構成として図示したが、補償特性調整部 1 6 0 は、可変利得増幅器 1 2 3 に含まれる構成でもあり得る。

20

【 0 0 4 3 】

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 1 2 2 に一定の最大電圧（例えば、1 0 0 V）が供給される場合の可変利得増幅器 1 2 3 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 2 0 c m 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。

30

【 0 0 4 4 】

本発明の実施形態で、パルス生成部 1 2 2 から生成される電気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 1 2 3 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 1 0 c m、1 5 c m、5 c m である時の増幅特性を示す図である。

40

【 0 0 4 5 】

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。

【 0 0 4 6 】

図 6 によれば、増幅特性は、設定された測定深さ 1 0 c m で最大ゲイン G_{max} を有し、1 0 c m 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。

【 0 0 4 7 】

図 3 を共に参照すれば、設定された測定深さが 2 0 c m である場合、パルス生成部 1 2

50

2 から生成される電氣的パルスの電圧は、ピークツーピーク + 100 V ~ - 100 V になり、反射深さ 10 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 $1/2 G_{max}$ のゲインで増幅される。ところで、設定された測定深さが 10 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 + 50 V ~ - 50 V 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 10 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、電氣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。

【0048】

図7を参照すれば、増幅特性は、設定された測定深さ 15 cm で最大ゲイン G_{max} を有し、15 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。

10

【0049】

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 から生成される電氣的パルスの電圧は、ピークツーピーク + 100 V ~ - 100 V になり、反射深さ 15 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 $3/4 G_{max}$ のゲインで増幅される。ところで、設定された測定深さが 15 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 + 75 V ~ - 75 V 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 15 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、電氣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。

20

【0050】

図8を参照すれば、増幅特性は、設定された測定深さ 5 cm で最大ゲイン G_{max} を有し、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 から生成される電氣的パルスの電圧は、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、電氣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。

30

【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。

40

【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。

50

【 0 0 5 6 】

ステップ 7 3 0 において、補償特性調整部 1 6 0 は、前記設定された測定深さに応じて可変利得増幅器 1 2 3 の反射深さに応じた増幅特性を調整する。

【 0 0 5 7 】

ステップ 7 4 0 において、電圧供給部 1 4 0 は、前記設定された電圧を生成してパルス生成部 1 2 2 に供給する。

【 0 0 5 8 】

ステップ 7 5 0 において、パルス生成部 1 2 2 は、前記供給される電圧に対応する電圧の電氣的パルスを発生する。

【 0 0 5 9 】

ステップ 7 6 0 において、超音波トランスデューサ 1 1 0 は、前記電氣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。

10

【 0 0 6 0 】

ステップ 7 7 0 において、超音波トランスデューサ 1 1 0 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氣的信号に変換する。

【 0 0 6 1 】

ステップ 7 8 0 において、可変利得増幅器 1 2 3 は、電氣的信号に変換されたエコー信号を、前記ステップ 7 3 0 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。

【 0 0 6 2 】

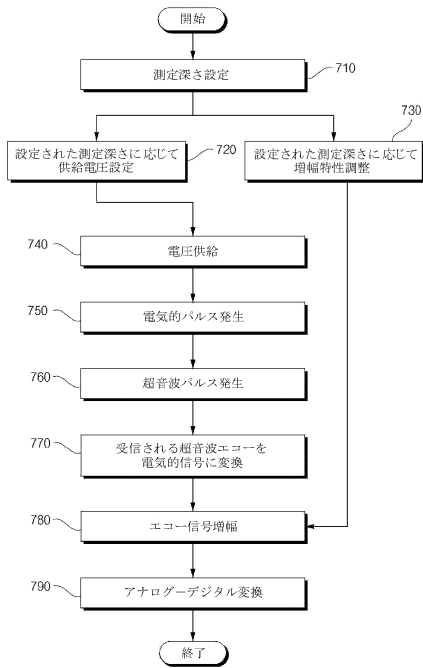
ステップ 7 9 0 において、アナログ - デジタル変換器 1 2 4 は、可変利得増幅器 1 2 3 を通じて補償されたエコー信号をデジタル信号に変換する。

20

【 0 0 6 3 】

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 9】



フロントページの続き

(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 - 90
3

審査官 後藤 順也

(56)参考文献 特表2004 - 500146 (JP, A)

特開昭63 - 011138 (JP, A)

特開2002 - 058671 (JP, A)

特開平05 - 245137 (JP, A)

特開2011 - 004909 (JP, A)

特開2005 - 312587 (JP, A)

特開平08 - 182680 (JP, A)

特開平3 - 224550 (JP, A)

韓国公開特許第10 - 2009 - 0111552 (KR, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

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	JP6349025B2	公开(公告)日	2018-06-27
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		
当前申请(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		
优先权	1020140085249 2014-07-08 KR		
其他公开文献	JP2017520334A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明的便携式超声波诊断设备包括：测量深度设置部分，用于根据设置的测量深度来设置待测量的测量深度和要施加到脉冲生成部分的电压；测量深度越小，电压供应越小电压供给单元，其用于，但产生施加到超声换能器产生超声波的电脉冲，和用于产生对应于从电压供给部供给的电压对应的电压的电脉冲的脉冲发生器，其特征在于它包括：a。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特 許 公 報(B2)	(11) 特許番号 特許第6349025号 (P6349025)
(45) 発行日 平成30年6月27日(2018. 6. 27)	(24) 登録日 平成30年6月8日(2018. 6. 8)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 1 4 (2006. 01)	F I A 6 1 B 8 / 1 4	
請求項の数 6 (全 12 頁)		
(21) 出願番号 特願2017-500817(P2017-500817)	(73) 特許権者 514268660	
(86) (22) 出願日 平成27年3月13日(2015. 3. 13)	ヒールセリオン カンパニー リミテッド	
(65) 公表番号 特表2017-520334(P2017-520334A)	大韓民国 08376 ソウル グローク	
(43) 公表日 平成29年7月27日(2017. 7. 27)	デジタルロー 31 ギル 38-21	
(86) 国際出願番号 PCT/KR2015/002450	38-21, DIGITAL-RO 3	
(87) 国際公開番号 WO2016/006790	1 GIL, GURO-GU, SEO	
(87) 国際公開日 平成28年1月14日(2016. 1. 14)	UL 08376, REPUBLIC	
審査請求日 平成29年1月6日(2017. 1. 6)	OF KOREA	
(31) 優先権主張番号 10-2014-0085249	(74) 代理人 110001818	
(32) 優先日 平成26年7月8日(2014. 7. 8)	特許業務法人R&C	
(33) 優先権主張国 韓国(KR)	リュウ,ジョン・ウォン	
	大韓民国 06768 ソウル ソチョー	
	グ ヤンジェーザロ・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		