

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5426169号  
(P5426169)

(45) 発行日 平成26年2月26日 (2014. 2. 26)

(24) 登録日 平成25年12月6日 (2013.12.6)

(51) Int.Cl. F 1  
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 1 (全 12 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2008-537612 (P2008-537612)</p> <p>(86) (22) 出願日 平成19年4月23日 (2007. 4. 23)</p> <p>(65) 公表番号 特表2009-512532 (P2009-512532A)</p> <p>(43) 公表日 平成21年3月26日 (2009. 3. 26)</p> <p>(86) 国際出願番号 PCT/KR2007/001968</p> <p>(87) 国際公開番号 W02007/123352</p> <p>(87) 国際公開日 平成19年11月1日 (2007. 11. 1)</p> <p>審査請求日 平成20年4月24日 (2008. 4. 24)</p> <p>(31) 優先権主張番号 10-2006-0037132</p> <p>(32) 優先日 平成18年4月25日 (2006. 4. 25)</p> <p>(33) 優先権主張国 韓国 (KR)</p>	<p>(73) 特許権者 508124947 エムキューブ テクノロジー シーオー エルティディ 大韓民国 131-221 ソウル チュ ンナン-グ サンボン-ドン 485 シ ンナエ-テクノタウン 803号室</p> <p>(74) 代理人 100082418 弁理士 山口 朔生</p> <p>(72) 発明者 キム ジュン ホエ 大韓民国 131-140 ソウル チュ ンナン-グ 20 マク-ドン シンナエ -ドゥ-サン アパートメント 520- 903</p>
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 膀胱診断用超音波診断装置及び超音波測定方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波信号を発散し、対象物から反射される超音波信号を受信するトランスデューサと、前記トランスデューサから転送される超音波信号をデジタル信号に変換させるアナログ信号処理部と、

所定の映像信号を出力するディスプレイ部と、

前記アナログ信号処理部から転送されるデジタル形態の超音波信号を用いて映像処理して前記ディスプレイ部へ出力し、全動作を制御する中央制御部と、

前記トランスデューサを第1の方向に沿って回転移動させる第1のステップモーターと、前記トランスデューサを第2の方向に沿って回転移動させる第2のステップモーターと、前記中央制御部からの駆動制御信号に応じて前記第1のステップモーターと第2のステップモーターの動作を制御する駆動制御部と、

動作モードを選択するスイッチ部と、を備え、

前記スイッチ部によって第1の動作モードが選択される場合、前記中央制御部は、現在位置において、第2のステップモーターを回転移動させる駆動制御信号を駆動制御部に転送し、前記駆動制御部は、前記中央制御部からの駆動制御信号に応じて第2のステップモーターを順次回転移動させることを特徴とし、

前記中央制御部は、前記第2のステップモーターの回転によってトランスデューサから転送される n 本の走査ラインの超音波情報を受信し、受信された超音波情報から該当面に対する超音波映像を獲得し、獲得された超音波映像をディスプレイ部へ出力させ、

10

20

前記スイッチ部によって第2の動作モードが選択される場合、前記中央制御部は、  
トランスデューサからm個の各面に対してn本の走査ラインの超音波情報を受信し、受信  
された超音波情報を用いて膀胱内の尿量を計算し、

前記スイッチ部によって第2の動作モードが選択される場合、前記中央制御部は、  
第1のステップモーターを固定させ、第2のステップモーターを一定の角度だけ回転移  
動させた後、超音波情報を獲得する過程をn度繰り返し行い、1個の面に対してn本の走  
査ラインの超音波情報を獲得し、

第1のステップモーターを一定の角度に回転移動させ、該当面に対してn本の走査ライ  
ンの超音波情報を獲得する過程をm度繰り返し行い、m個の面に対して各々n個の走査ラ  
インの超音波情報を獲得し、さらに、

各走査ラインに対する膀胱の前壁位置と後壁位置とを検出し、

各走査ラインに対して検出された前壁位置と後壁位置との差異値を求め、

各面を構成するn本の走査ラインに対する前記差異値を用いて、該当面の膀胱映像に対  
する面積を求め、

各走査ラインに対する前記差異値のうち、各面の最大値を検出し、各面の最大値のうち  
、最も大きい値である全体の最大値を求め、各面の最大値及び全体の最大値の比を用いて  
、各面の補正係数を求め、

各面の膀胱映像の面積と同じ面積を持つ円の半径を算出算出し、

算出された各面の半径に該当面の補正係数を適用して、各面の補正半径を算出し、

各面の補正半径の平均半径を求め、

前記平均半径を用いて、球の体積を求める、

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、携帯可能な膀胱診断用超音波診断装置及び該装置を用いた超音波測定方法に  
関し、より具体的には、事前スキャンモードとスキャンモードとを備え、膀胱の位置を迅  
速でかつ正確に把握することができ、膀胱内の尿量を自動に測定できる携帯可能な小型の  
超音波診断装置と該装置を用いて、膀胱内の尿量を測定できる超音波測定方法に関する。

【背景技術】

【0002】

一般に、超音波システムは、探触子であるトランスデューサの圧電効果によって、検査  
しようとする対象物に超音波信号を発生し、その結果、対象物の不連続面で反射して戻っ  
てくる超音波信号を受信した上で、その受信した超音波信号を電気的な信号に変換させて、  
所定の映像装置に出力することで、対象物の内部状態を検査するシステムである。このよ  
うな超音波システムは、医療診断用、非破壊検査、水中探索機器などに広く使われている  
。

【0003】

ところが、従来の超音波診断装置の大部分は、その体積と重量とが非常に大きく、その  
移動が容易でないという不都合があった。このような不都合を解消するために、携帯可能  
な超音波診断機に対する種々の提案が提示された。韓国登録実用新案第20-13799  
5号は、"携帯可能な超音波診断機"を開示している。

一方、膀胱の異常、又は、排尿障害検査において、膀胱内の尿量を測定することが必須な  
要素として使用されている。また、手術後に引き起こされ得る小便の渋滞を予防するた  
めに、カテーテルを用いた排尿に先立って、膀胱内の尿量を測定したり、排尿訓練にお  
いても、一つのガイドラインとして膀胱内の尿量を測定して使用したりする。

【0004】

このように、膀胱内の尿量を測定するために超音波診断装置を使用しており、大きく2  
つの方法が使われている。第1の方法は、一般的な超音波診断装置を用いて得られた膀  
胱の垂直面と水平面の超音波映像から尿量を計算するが、この方法は、多くのアルゴリズム

10

20

30

40

50

ムが提案されて使用されてきたが、相当な誤差率を示しているだけでなく、使用者によって、異なる結果を示すこともあるという問題点がある。第2のの方法は、尿量を測定するための専用の超音波装置を用いることであり、米国特許第4、926、871号が、専用の超音波装置を開示している。ところが、第2のの方法による専用の超音波装置も、大部分の膀胱に対する垂直面と水平面の2つの超音波映像を用いて尿量を計算し、尿量計算のために、使用者が最大の大きさを示す面積を探して選択してくれなければならないという短所がある。

【0005】

このため、本出願人は、膀胱の位置を迅速でかつ正確に把握して、膀胱内の尿量も迅速でかつ正確に計算できる方案を提案しようとする。

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

前述した問題点を解決するための本発明の目的は、膀胱の位置を迅速でかつ正確に把握して、膀胱内の尿量も迅速でかつ正確に計算できる膀胱診断用超音波診断装置を提供することにある。

【0007】

本発明の他の目的は、携帯可能な体積と重量とからなる膀胱診断用超音波診断装置を提供することにある。

【0008】

20

本発明の他の目的は、超音波診断装置において、超音波受信信号を用いて、膀胱内の尿量を正確に測定する超音波測定方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

前述した技術的課題を達成するための本発明の特徴は、膀胱内の尿量を測定できる膀胱診断用超音波診断装置に関し、

一つの走査ラインに対して超音波信号を発散し、対象物から反射される超音波信号を受信するトランスデューサと、

前記トランスデューサから転送される超音波信号をデジタル信号に変換させるアナログ信号処理部と、

30

所定の映像信号を出力するディスプレイ部と、

前記アナログ信号処理部から転送されるデジタル形態の超音波信号を用いて映像処理して前記ディスプレイ部へ出力し、全動作を制御する中央制御部と、

前記トランスデューサを第1の方向に沿って回転移動させる第1のステップモーターと、

前記トランスデューサを第2の方向に沿って回転移動させる第2のステップモーターと、

前記中央制御部からの駆動制御信号に応じて、前記第1のステップモーターと第2のステップモーターとの動作を制御する駆動制御部と、

動作モードを選択するスイッチ部と、を備え、

もし、前記スイッチ部によって第1の動作モードが選択される場合、前記中央制御部は、現在位置において、一つの面に対するn本の走査ラインの超音波情報を受信し、受信された超音波情報から該当面の超音波映像を獲得し、獲得された超音波映像をディスプレイ部へ出力させ、

40

もし、前記スイッチ部によって第2の動作モードが選択される場合、前記中央制御部は、m個の面に対して各々n本の走査ラインの超音波情報を受信し、受信された超音波情報を用いて膀胱内の尿量を計算する。

前述した特徴を有する超音波診断装置は、前記第1の動作モードが選択される場合、前記中央制御部は、現在位置において、第2のステップモーターを回転移動させる駆動制御信号を駆動制御部に転送し、前記駆動制御部は、前記中央制御部からの駆動制御信号に応じて第2のステップモーターを順次回転移動させ、

前記中央制御部は、前記第2のステップモーターの回転によってトランスデューサから順

50

次転送される n 本の走査ラインの超音波情報を受信し、受信された超音波情報を用いて該当面の 2 次元膀胱映像を抽出し、抽出された映像をディスプレイ部に出力させることが望ましい。

【 0 0 1 0 】

前述した特徴を有する超音波診断装置は、前記第 2 の動作モードが選択される場合、前記中央制御部は、前記第 1 のステップモーターを回転移動させてトランスデューサを第 1 の方向に沿って順次回転移動させ、前記第 1 のステップモーターが回転移動する度に、前記第 2 のステップモーターを第 2 の方向に沿って一定の角度に n 度だけ回転移動させる駆動制御信号を駆動制御部に転送し、

前記駆動制御部は、前記中央制御部からの駆動制御信号に応じて、第 1 のステップモーター及び第 2 のステップモーターを回転移動させ、

前記中央制御部は、前記第 1 のステップモーターと前記第 2 のステップモーターとの移動に従って、トランスデューサから順次受信される m 個の各面に対して、各々 n 本の走査ラインの超音波情報を用いて膀胱内の尿量を計算することが望ましい。

【 0 0 1 1 】

本発明の他の特徴に係る超音波診断装置を用いて、膀胱内の尿量を測定する方法は、

(a) 外部から入力される動作モードを確認する段階と、

(b) もし、外部から入力された動作モードが事前スキャンモードである場合、現在位置において、トランスデューサから一つの面に対して n 本の走査ラインの超音波情報を受信し、受信された超音波情報から該当面の超音波映像を獲得し、獲得された映像をディスプレイ部に出力する段階と、

(c) もし、外部から入力された動作モードがスキャンモードである場合、トランスデューサから m 個の各面に対して、各々 n 本の走査ラインの超音波情報を順次受信し、受信された超音波情報を用いて膀胱内の尿量を測定する段階と、を備える。

前述した特徴を持つ超音波測定方法の前記(c)段階は、

(c1) 全ての走査ラインの超音波情報から前壁位置と後壁位置とを検出する段階と、

(c2) 各走査ラインに対して検出された前壁位置と後壁位置との差異値を求める段階と、

(c3) 各面を構成する n 本の走査ラインに対して求めた差異値を用いて、各面の膀胱映像に対する面積を求める段階と、

(c4) 各面の補正係数を求める段階と、

(c5) 各面の膀胱映像の面積と同じ面積を持つ円の半径を算出し、算出された各面の半径に該当面の補正係数を適用して補正半径を算出する段階と、

(c6) 各面の補正半径の平均半径を求める段階と、

(g) 前記平均半径を持つ球の体積を求める段階と、を備えることが望ましい。そして、最終的に求めた体積は、膀胱内の残尿量の体積になる。

【 発明の 効果 】

【 0 0 1 2 】

本発明によれば、一つのトランスデューサと、2 本の回転軸を有する 2 つのステップモーターとを備えることで、全体積と重量とが小さく、かつ、3 次元映像に対する超音波情報を提供できる超音波診断装置を提供できるようになる。

【 0 0 1 3 】

また、本発明によれば、超音波診断装置の 2 つのステップモーターが自動的に回転しながら超音波情報を収集することで、超音波診断装置が配置された地点から円錐状内の超音波情報を全部収集できるようになる。その結果、従来の装置は、2 つの面に対する超音波情報だけを用いて膀胱内の尿量を測定するために、データが不正確である反面、本発明に係る装置は、360°内に均一に離隔して存在する多数個の面に対する超音波情報を用いて尿量を測定することで、非常に正確に測定できるようになる。

【 0 0 1 4 】

特に、本発明に係る装置は、最初の検出位置が膀胱の中心からずれた程度を数値化した補正係数を適用することで、検出位置が膀胱の中心からずれても、常に正確な測定ができ

10

20

30

40

50

るようになる。

【0015】

また、本発明に係る超音波診断装置の事前スキャンモードを駆動させることによって、使用者が診断しようとする膀胱の中心位置をより迅速かつ正確に把握できるようになる。その結果、膀胱の尿量もより迅速かつ正確に測定できるようになる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

以下、添付の図面を参照して、本発明の望ましい実施形態に係る膀胱診断用超音波診断装置の構成及び動作を具体的に説明する。

図1は、本発明の望ましい実施形態に係る膀胱診断用超音波診断装置の内部構成を概略的に示したブロック図であり、図2は、図1の膀胱診断用超音波診断装置を示した斜視図である。

図1を参照すれば、本発明の望ましい実施形態に係る超音波診断装置10は、全動作を制御する中央制御部100と、トランスデューサ110と、第1のステップモーター120と、第2のステップモーター130と、駆動制御部140と、アナログ信号処理部150と、スイッチ部160と、メモリ180と、ディスプレイ部170と、を備える。以下、前述した超音波診断装置10の各構成要素について具体的に説明する。

【0017】

前記トランスデューサ110は、超音波信号を発散し、発散された超音波信号が人体の内部臓器などにより反射されて出てくる超音波信号を受信するもので、受信されたアナログ形態の信号をアナログ信号処理部150に転送するようになる。本発明に係る膀胱診断用超音波診断装置のトランスデューサ110は、膀胱内の尿として反射されて出てくる超音波信号を受信するようになる。

【0018】

前記アナログ信号処理部150は、前記トランスデューサ110から転送されるアナログ形態の信号をデジタル信号に変換処理して中央制御部100に転送する。

【0019】

前記スイッチ部160は、事前スキャンモード及びスキャンモードのような動作モードを選択的に入力できるスイッチを含む。本発明の望ましい実施形態に係るスイッチ部160は、一つのスイッチを用いて、入力時間や入力形態によって動作モードを決定できる。その他に、本発明のスイッチ部160の他の実施形態は、多数個のボタンを備え、各動作モードに対して異なるボタンを割り当てることもできる。

【0020】

前記中央制御部100は、前記スイッチ部を介して入力される動作モードを判断した上で、もし、事前スキャンモードが入力される場合は、事前スキャンモードに動作し、もし、スキャンモードが入力される場合は、スキャンモードに動作するようになる。

【0021】

以下、本発明に係る超音波診断装置の事前スキャンモードでの動作を説明する。もし、事前スキャンモードである場合、前記中央制御部は、前記第2のステップモーターを順次回転移動させる駆動制御信号を前記駆動制御部に転送し、前記駆動制御部は、前記中央制御部からの駆動制御信号に応じて第2のステップモーターを、y z方向(すなわち、第2の方向)に沿って回転移動させる。前記第2のステップモーターの回転移動に従って、前記トランスデューサも共に回転移動するようになる。前記トランスデューサは、y z方向に沿って回転移動しながら、y z方向のn本の走査ラインに対する超音波情報を獲得する。一方、前記中央制御部は、y z方向のn本の走査ラインの超音波情報をトランスデューサから受信し、受信された超音波情報からy z方向の該当面に対する超音波映像を獲得し、獲得された超音波映像を前記ディスプレイ部に出力する。この場合、本発明に係る診断装置は、事前スキャンモードでトランスデューサが患者の腹部位から膀胱に向ける方向に置かれた状態で、患者の水平方向である患者の左右方向に沿って回転するようになり、その結果、獲得される2次元映像をディスプレイ部に出力するようになる。

## 【 0 0 2 2 】

本発明に係る診断装置を使用する使用者は、事前スキャンモードを駆動した上で、ディスプレイ部に出力される超音波映像を確認することで、診断しようとする膀胱の位置を迅速でかつ正確に把握できるようになる。

## 【 0 0 2 3 】

そして、事前スキャンモードでは、スキャンモードが入力される前まで、前述した過程を一定の周期毎に繰り返して行い、該当面に対する2次元映像をディスプレイ部に出力する。この場合、反復周期は、約5秒以内が望ましい。

## 【 0 0 2 4 】

一方、本発明に係る超音波診断装置の事前スキャンモードに対する他の実施形態は、事前スキャンモードが選択される場合、多くは、3個の面に対する2次元映像を獲得して、一つの画面にディスプレイさせる。この場合、2次元映像を獲得する3個の面は、異なる角度からなることが望ましい。

## 【 0 0 2 5 】

以下、本発明に係る超音波診断装置のスキャンモードでの動作を説明する。  
もし、スキャンモードである場合、前記中央制御部100が前記第1のステップモーターと第2のステップモーターとを回転移動させることによって、トランスデューサは、 $m$ 個の各面に対して、各々 $n$ 本の走査ラインの超音波情報を獲得する。トランスデューサが、 $m$ 個の面に対して、各々 $n$ 本の走査ラインの超音波情報を獲得する過程は、次の通りである。

## 【 0 0 2 6 】

まず、第1のステップモーターは、固定させた後、第2のステップモーターを所定の角度に $n$ 度順次回転移動させながら、トランスデューサが移動した位置で、1本の走査ラインの超音波情報を獲得することで、一つの面に対して $n$ 本の走査ラインの超音波情報を獲得する。

## 【 0 0 2 7 】

次に、前記第2のステップモーターと直交する方向へ移動する第1のステップモーターを所定の角度に $m$ 度順次回転移動させながら、該当位置において、前述した過程(すなわち、一つの面に対して $n$ 本の走査ラインの超音波情報を獲得する過程)を繰り返し行うことで、第2のステップモーターにより移動した $m$ 個の面で各々 $n$ 本の走査ラインの超音波情報を獲得する。

## 【 0 0 2 8 】

このように、第1のステップモーターと第2のステップモーターとの回転移動により、全体として前記トランスデューサを頂点とした円錐状に超音波が発散及び受信され、膀胱に対して立体的な体積を測定できるようになる。

一方、前記中央制御部100は、前記トランスデューサを介して獲得した超音波情報を、前記アナログ信号処理部150を介して前記トランスデューサから受信ようになる。前記中央制御部100は、前記アナログ信号処理部150から転送される信号を用いて、検査対象物である膀胱の小便(尿量)の体積値を求め、膀胱に対する超音波映像をディスプレイ部に出力する。前記ディスプレイ部170は、前記中央制御部から転送される膀胱の特定面に対する映像をディスプレイさせ、前記膀胱内の残尿量の体積値を画面と一緒にディスプレイさせる。

## 【 0 0 2 9 】

図2に示されるように、前記第1のステップモーター120に回転支持台が連結されており、前記回転支持台の上部には、第2のステップモーター130が装着され、回転支持台と一緒に回転し、前記第2のステップモーター130は、回転軸を含むトランスデューサ支持台と連結され、前記トランスデューサ支持台には、トランスデューサ110が装着される。

## 【 0 0 3 0 】

前記中央制御部100は、スイッチ部160から入力される動作モード信号に応じて駆

10

20

30

40

50

動制御信号を駆動制御部 140 に転送し、前記駆動制御部 140 は、前記駆動制御信号に応じて前記第 1 のステップモーター 120 及び第 2 のステップモーター 130 の動きを制御することで、トランスデューサ 110 を回転移動させながら、膀胱に対する超音波映像を撮影するようになる。

前記第 2 のステップモーター 130 は、y z 平面上で所定の角度だけ回転運動をするようになり、ギアを介して前記第 2 のステップモーターに連結された前記回転軸とトランスデューサ支持台とは、第 2 のステップモーターにより回転運動をするようになり、その結果、トランスデューサ支持台に装着された前記トランスデューサ 110 が、第 2 の方向(すなわち、y z 平面)に沿って移動するようになる。

【0031】

一方、前記第 2 のステップモーター 130 が装着された回転支持台は、前記第 1 のステップモーター 120 と連結されることで、前記第 1 のステップモーター 120 が x y 平面上で移動することによって、前記回転支持台も第 1 の方向(すなわち、x y 方向)に沿って一定の角度だけ移動するようになる。したがって、第 2 のステップモーターが回転する方向である第 2 の方向と、第 1 のステップモーターが回転する方向である第 1 の方向とは、互いに直交するようになる。

【0032】

図 3 の(a)及び(b)は、本発明に係る超音波診断装置 10 が一つの面に対する膀胱の映像を獲得する過程を説明するために示した図である。

【0033】

図 3 の(a)を参照すれば、トランスデューサが患者の膀胱 210 上の腹部 200 の任意の位置に配置された超音波診断装置 10 において、中央制御部は、第 1 のステップモーター及び第 2 のステップモーターを固定させ、該当位置での超音波信号を検出する。次に、第 2 のステップモーターを y z 方向に沿って一定の角度を移動させることによって、該当角度で超音波信号を検出する過程を繰り返すことで、n 本の走査ライン(scan line)、すなわち、第 1 の走査ライン 220、第 2 の走査ライン 222、...、第 i の走査ライン 224、...、第 n の走査ライン 226 に対する超音波信号を順次検出する。n 個の超音波信号を検出した後、図 3 の(b)に示されるように、中央制御部 100 は、該当面に対する超音波信号を処理して、膀胱に対する 2 次元映像を生成し、生成された 2 次元映像をディスプレイ部 170 上にディスプレイさせる。図 3 の(b)は、ディスプレイ部 170 に出力された 2 次元映像を示したものであり、膀胱内の小便 212 が周辺の組織 202 と分離してディスプレイされる。

【0034】

一方、第 1 のステップモーターを一定の角度回転移動させながら、前述した過程を繰り返して、m 個の各面に対する n 本の走査ラインの超音波信号を検出するようになる。このように、m 個の面に対して得た 2 次元映像を用いて、3 次元映像を生成するようになる。この場合、獲得する 2 次元映像の個数 m は、少なくとも 4 個以上 30 個以下であることが望ましい。

【0035】

[膀胱体積測定方法]

以下、前述した構成を持つ本発明の望ましい実施形態に係る超音波診断装置 10 の中央制御部 100 が、超音波信号を用いて膀胱内の尿量を測定する方法を具体的に説明する。

【0036】

まず、中央制御部は、スイッチ部を介して入力された動作モードを判断する(段階 400)。もし、動作モードが事前スキャンモードである場合、現在位置における一つの面に対する n 本の走査ラインにスキャンした超音波情報を受信し(段階 410)、受信された超音波情報を用いて、該当面に対する超音波映像をディスプレイ部 170 に出力する(段階 412)。従って、本発明に係る超音波診断装置を操作する使用者は、まず、事前スキャンモードに動作させ、画面にディスプレイされる 2 次元超音波映像を見ながら、プローブを移動するか、又は、傾きを調節することで、超音波映像の中心部に膀胱が位置するようにするだ

10

20

30

40

50

けでなく、膀胱面が大きく見えるように、プローブの位置及びプローブの傾き角度を探せるようになる。このような過程を通じて、膀胱の中心に近接した位置でスキャンモードを動作させることができるようになり、その結果、膀胱に対する正確な測定を迅速に行えるようになる。

【 0 0 3 7 】

もし、動作モードがスキャンモードである場合、超音波診断装置のトランスデューサから、診断対象物である膀胱を  $m$  個の面に対して各々  $n$  本の走査ラインにスキャンした超音波情報を受信する(段階 4 2 0)。一つの面で  $n$  本の走査ライン(line)の超音波情報を受信する過程を  $m$  個の面に対して繰り返し行うことによって、全て  $m$  個の面に対して各々  $n$  本の走査ラインの超音波情報を受信するようになる。スキャンする面の個数と一つの面に対する走査ラインの個数とは、診断対象物の領域や大きさによって異なって決めることができ、膀胱を測定する場合、膀胱の全領域を十分に含めるように、ラインの個数と映像の個数とを決定する。例えば、膀胱を診断する場合、一つの映像をなすラインとラインとの間の角度を、 $1.8^\circ$  に設定すると、約 6 7 本のラインであり、全膀胱領域を十分に含めるようになる。

10

【 0 0 3 8 】

次に、一つの面を構成する各走査ラインの超音波情報から各走査ラインに対する膀胱の前壁位置と後壁位置とを検出した後(段階 4 2 1)、各走査ラインに対して、前記検出された前壁位置と後壁位置との差異値(Depth[ 1 ]、Depth[ 2 ]、...、Depth[n])を求める(段階 4 2 2)。そして、各面を構成する走査ラインに対する前記差異値を合算することで、該

20

【 0 0 3 9 】

このように、該当面の面積を求める過程を  $m$  個の面に対して繰り返して行い、各面の面積(Area[ 1 ]、Area[ 2 ]、...、Area[m])を求める(段階 4 2 4)。この場合、各走査ラインの膀胱の前壁位置及び後壁位置に対する差異値を用いて各面の面積を求める方法は、多様に提示され得るし、そのうちの一つは、第 2 のステップモーターの回転移動角を用いて、一つの走査ラインに対する扇形模様から各面積を求めた後、壁を有する全ラインからなる扇形面積を合わせて、該当面の面積を求めるものである。他の一つは、隣接した 2 本の走査ラインの 2 つの前壁と 2 つの後壁とから構成される台形模様の面積を求める過程を、全ての走査ラインに対して繰り返し行い、このように求められた台形面積を合わせて全面積

30

【 0 0 4 0 】

一方、複数の 2 次元映像を用いて 3 次元体積を求めるにあたって、もし、第 1 の回転軸が膀胱の中心からずれた位置でスキャンするようになる場合、実際の膀胱の尿量より少ない量が計算され、実際量と誤差が生じるようになる。このような誤差を減殺させ、正確な膀胱内の尿量を測定するために数値補正を行う。以下、数値補正する過程を説明する。

【 0 0 4 1 】

まず、各面を構成する  $n$  本の走査ラインに対する膀胱の前壁位置と後壁位置との差異値を求める。次に、前記差異値のうち、各面の最大差異値(Bladder Depth[ 1 ]、BladderDepth[ 2 ]、...、BladderDepth[m])を求め(段階 4 2 6)、前記各面の最大値(BladderDepth[ 1 ]、BladderDepth[ 2 ]、...、BladderDepth[m])のうち最も大きい値である全体の最大値(MaxBladderDepth)を求める(段階 4 2 8)。

40

【 0 0 4 2 】

次に、前記全体の最大値(MaxBladderDepth)及び各面の最大差異値(BladderDepth[ 1 ]、BladderDepth[ 2 ]、...、BladderDepth[m])を用いて、各面に対する補正係数(ComFactor[ 1 ]、ComFactor[ 2 ]、...、comFactor[i]、ComFactor[m])を数 1 により求める(段階 4 3 0)。

【 0 0 4 3 】

【数 2】

$$ComFactor[i] = \frac{MaxBladderDepth}{BladderDepth[i]}$$

【0044】

次に、各面の膀胱に対する映像を円(circle)と仮定し、各面の面積(Area[1]、Area[2]、...、Area[m])と同じ面積を持つ円の半径(r[1]、r[2]、...、r[i]、r[m])を求め、これを各面の膀胱映像に対する半径に決定する(段階432)。

次に、補正係数及び各面の膀胱映像の半径に対する補正半径(ComR[1]、ComR[2]、...、ComR[i]、ComR[m])を数2により求める(段階434)。 10

【0045】

【数 3】

$$ComR[i] = ComFactor[i] \times r[i]$$

【0046】

各面の膀胱映像に対して計算された補正半径に対する平均値である平均半径(AverageR)を求める(段階436)。次に、全膀胱を球と仮定し、数3に従って、前記平均半径を用いて、膀胱内の尿量の全体積(V)を求める(段階438)。

【0047】

20

【数 4】

$$V = \frac{4}{3} \pi AverageR^3$$

【0048】

前述した過程を通じて、本発明に係る膀胱診断用超音波診断装置は、膀胱内の尿量(V)を正確に検出できるようになる。

また、本発明に係る膀胱診断用超音波診断装置は、2次元映像から膀胱内の残尿

【0049】

量だけでなく、膀胱の厚さ、膀胱の重さなどのような膀胱に対する情報を抽出することができ、抽出された膀胱に対する情報は、ディスプレイ部に出力するようになる。 30

【0050】

以上、本発明についてその望ましい実施形態を中心として説明したが、これは、単に例示に過ぎず、本発明を限定するものでなく、本発明が属する分野の通常の知識を有する者ならば、本発明の本質的な特性を逸脱しない範囲において、以上に例示されていない種々の変形と応用が可能であることが分かるはずである。例えば、本発明の実施形態において、第1のステップモーターと第2のステップモーターとの回転角度、各走査ラインに対する超音波情報を用いて、該当面に対する映像の面積を求める方法などは、診断性能を向上させるために、多様に変形して実施できるものである。そして、このような変形と応用に関係する相違点は、添付の請求範囲で規定する本発明の範囲に含まれるものと解析されるべきである。 40

【産業上の利用可能性】

【0051】

本発明に係る超音波診断装置及び測定方法は、医療分野に広く使われることができる。

【図面の簡単な説明】

【0052】

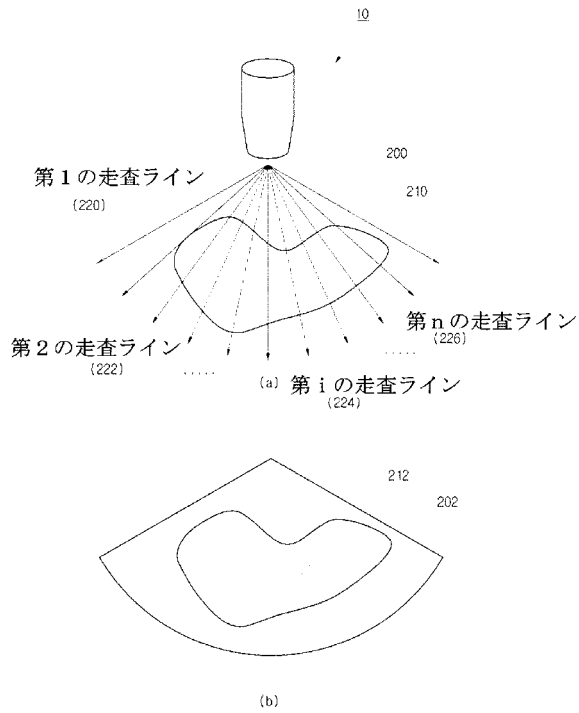
【図1】本発明の望ましい実施形態に係る超音波診断装置の内部構成を概略的に示したブロック図である。

【図2】図1の超音波診断装置を示した斜視図である。

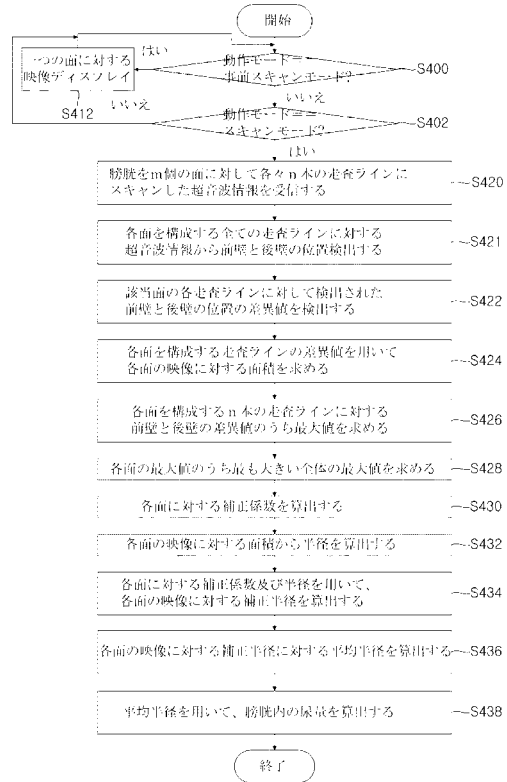
【図3】図2の超音波診断装置により2次元映像を獲得する過程を説明するために示した 50



【図3】



【図4】



---

フロントページの続き

(72)発明者 キム スン タイ

大韓民国 427-806 ギョンギ-ドウ ガチェウォン-シ ジュンガン-ドン 77 ジュ  
ゴン アパートメント 1026-304

審査官 五閑 統一郎

(56)参考文献 国際公開第2005/079487(WO, A1)

米国特許出願公開第2004/0267123(US, A1)

特表2003-500095(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

专利名称(译)	膀胱诊断用超声波诊断装置及び超声波测定方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP5426169B2</a>	公开(公告)日	2014-02-26
申请号	JP2008537612	申请日	2007-04-23
申请(专利权)人(译)	中号立方体技术SHIO Erutidi		
当前申请(专利权)人(译)	中号立方体技术SHIO Erutidi		
[标]发明人	キムジュンホ工 キムスンタイ		
发明人	キム ジュン ホ工 キム スン タイ		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0858 A61B5/1075 A61B5/204 A61B8/4427 A61B8/4461 A61B8/483 G01S7/52085 G01S15/8934		
FI分类号	A61B8/08		
优先权	1020060037132 2006-04-25 KR		
其他公开文献	JP2009512532A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

本发明涉及一种用于膀胱的超声诊断设备和方法。超声波诊断装置具有预扫描模式和扫描模式。超声诊断设备首先在初步扫描模式下操作，并在准确地检测到膀胱的位置之后以扫描模式操作，从而测量膀胱中的尿量。当在初步扫描模式下操作时，超声诊断设备接收针对单个平面的n条扫描线的多条超声信息，并使用所接收的超声信息获取并显示用于相应平面的图像。当在扫描模式下操作时，超声诊断设备从换能器顺序地接收m个平面中的每一个的n条扫描线的多条超声信息，并使用所接收的超声信息计算膀胱中的尿量。根据本发明的超声波诊断装置以预扫描模式操作，从而可以快速准确地检测膀胱的位置，因此也可以快速准确地检测膀胱中的尿量。

【数3】

$$ComR[i] = ComFactor[i] \times r[i]$$