

(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2009-512532

(P2009-512532A)

(43) 公表日 平成21年3月26日(2009.3.26)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/08 (2006.01)

F I  
A61B 8/08

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2008-537612 (P2008-537612)  
 (86) (22) 出願日 平成19年4月23日 (2007. 4. 23)  
 (85) 翻訳文提出日 平成20年4月23日 (2008. 4. 23)  
 (86) 国際出願番号 PCT/KR2007/001968  
 (87) 国際公開番号 W02007/123352  
 (87) 国際公開日 平成19年11月1日 (2007. 11. 1)  
 (31) 優先権主張番号 10-2006-0037132  
 (32) 優先日 平成18年4月25日 (2006. 4. 25)  
 (33) 優先権主張国 韓国 (KR)

(71) 出願人 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  
 (74) 代理人 100082418  
 弁理士 山口 朔生  
 (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

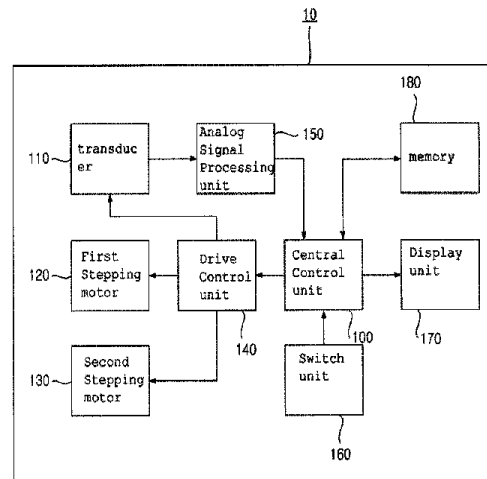
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 膀胱診断用超音波診断装置及び超音波診断方法

(57) 【要約】

本発明は、膀胱診断用超音波診断装置及びその診断方法に関し、前記膀胱診断用超音波診断装置は、事前スキャンモード及びスキャンモードの動作モードを備え、まず事前スキャンモードを駆動して膀胱の位置を正確に把握した後、スキャンモードを駆動して膀胱内の尿量を測定する。もし、前記膀胱診断用超音波診断装置が事前スキャンモードである場合、一つの面に対する超音波情報を受信し、これを用いて該当面に対する映像を獲得してディスプレイさせる。もし、前記膀胱診断用超音波診断装置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、受信された情報を用いて膀胱内の尿量を計算する。本発明に係る膀胱診断用超音波診断装置は、事前スキャンモードの駆動によって迅速に膀胱の正確な位置を把握できるようになる。膀胱の位置を正確に把握することによって、膀胱内の尿量も迅速かつ正確に検出できるようになる。

【選択図】 図1



## 【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、トランスデューサから一つの面に対する $n$ 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映像を獲得し、獲得された映像をディスプレイ部へ出力させ、

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することを特徴とする、超音波診断装置。

## 【請求項 2】

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膀胱の2次元映像を抽出し、抽出された膀胱の2次元映像をディスプレイ部へ出力させることを特徴とする請求項1に記載の膀胱診断用超音波診断装置。

## 【請求項 3】

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、

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 $n$ 本の走査ラインの超音波情報を獲得することを特徴とする請求項1に記載の膀胱診断用超音波診断装置。

## 【請求項 4】

前記中央制御部は、

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請求項3に記載の超音波診断装置。

10

20

30

40

50

## 【請求項 5】

前記中央制御部は、走査ラインに対する差異値のうち、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ることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 6】

超音波診断装置を用いて膀胱情報を測定する超音波診断方法において、

(a) 外部から入力される動作モードを確認する段階と、

(b) 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を用いて、該当面の膀胱に対する映像を抽出し、抽出された映像をディスプレイ部に出力する段階と、

(c) 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、膀胱に対する情報を検出する段階と、

を備えることを特徴とする超音波診断方法。

## 【請求項 7】

前記 (c) 段階は、

(c1) 各走査ラインに対して膀胱の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) 各面を構成する走査ラインの前記差異値を用いて、該当面の膀胱映像の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、前記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する段階と、

(c6) 各面の補正半径に対する平均半径を求める段階と、

(c7) 前記平均半径を用いて球の体積を求める段階と、

を備え、膀胱内の残尿量を測定することを特徴とする超音波診断方法。

## 【請求項 8】

前記 (c4) 段階は、

(1) 走査ラインの差異値のうち、各面の最大値を検出する段階と、

(2) 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る段階と、

(3) 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る段階と、

からなることを特徴とする請求項 7 に記載の超音波診断方法。

## 【請求項 9】

前記 (3) の段階の補正係数は、数 1 によって計算されることを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断方法。

## 【数 1】

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

(ここで、 $ComFactor[i]$  は、第  $i$  面の補正係数、 $BladderDepth[i]$  は、第  $i$  面の走査ラインに対する前壁位置と後壁位置との差異値のうち最大値、 $MaxBladderDepth$  は、全ての面の最大値のうち最も大きい値である全体の最大値である。)

## 【請求項 10】

前記超音波診断方法によって検出される膀胱に対する情報は、膀胱内の残尿量、膀胱の厚さ、膀胱の重さに対する情報のうち少なくとも一つ以上であることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断方法。

## 【請求項 11】

超音波信号を用いて膀胱に対する情報を検出する超音波診断方法において、

10

20

30

40

50

(a)外部から入力される動作モードを確認する段階と、  
(b)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少なくとも一つの面に対して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を用いて該当面の膀胱に対する2次元映像を抽出し、抽出された2次元映像をディスプレイ部に出力する段階と、  
(c)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m個の2次元映像を抽出し、抽出されたm個の2次元映像から膀胱に対する情報を検出し、検出された膀胱に対する情報をディスプレイ部に出力する段階と、  
を備え、前記(b)段階において、外部から動作モードがスキャンモードに選択される前までは、前記(b)段階を一定時間の間隔毎に周期的に繰り返し行うことを特徴とする超音波診断方法。

10

【請求項12】

前記(c)段階において、ディスプレイ部に出力する膀胱に対する情報は、膀胱内の残尿量、膀胱壁の厚さ、膀胱の重さのうち少なくとも一つ以上を含むことを特徴とする請求項11に記載の超音波診断方法。

【請求項13】

前記(m)は、4以上30以下であることを特徴とする請求項6から11のいずれか一項に記載の超音波診断方法。

20

【請求項14】

前記(b)段階の反復周期は、5秒以内であることを特徴とする請求項11に記載の超音波診断方法。

【請求項15】

前記(b)段階において、事前スキャンモードで検出する2次元映像は、トランスデューサを患者の左右方向に沿ってスキャンして得た水平方向に対する映像であることを特徴とする請求項6から11のいずれか一項に記載の超音波診断方法。

【請求項16】

前記(b)段階の事前スキャンモードは、最大限3個の面に対する2次元映像を獲得し、獲得した映像を一つの画面にディスプレイさせることを特徴とする請求項6から11のいずれか一項に記載の超音波診断方法。

30

【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診断方法に関し、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、膀胱の位置を迅速かつ正確に把握することができ、膀胱内の尿量を自動的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診断方法に関する。

【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。

40

【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20-137995号は、"携帯可能な超音波診断機"を開示している。

50

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。

10

【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。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

20

【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】

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診断方法を提供することにある。

30

【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、

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

40

前記ディスプレイ部に出力し、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膀胱映像を獲得し、獲得された膀胱映像をディスプレイ部に出力させ、

50

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。

10

#### 【0010】

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。

20

#### 【0011】

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。

30

前述した特徴を持つ超音波診断方法の前記(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、

40

(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】

#### 【0012】

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。

#### 【0013】

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に回転しなが

50

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、 $360^\circ$ 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。

【0014】

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

10

20

30

40

50

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  $y$   $z$  方向の該当面の膀胱に対する映像を抽出し、抽出された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。

【0022】

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かつ正確に把握できるようになる。

10

【0023】

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。

【0024】

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。

20

【0025】

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。

【0026】

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。

30

【0027】

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。

【0028】

40

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するようになる。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。

50

## 【0029】

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。

## 【0030】

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。

10

前記第2のステップモーター130は、yz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、yz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xy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、xy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。

20

## 【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yz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。

30

40

## 【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。

50

## 【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、該当面に対する膀胱の2次元映像を抽出してディスプレイ部に出力する(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なるだけでなく、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

10

## 【0037】

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420)。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67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。

20

## 【0038】

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421)、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422)。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、該当面の面積(Area)を求める。

## 【0039】

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424)。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を求めるものである。

30

## 【0040】

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。

40

## 【0041】

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]、Bladder Depth[2]、...、Bladder Depth[m])を求め(段階426)、前記各面の最大値(Bladder Depth[1]、Bladder Depth[2]、...、Bladder Depth[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428)。

50

## 【 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 1】

$$ComFactor[i] = \frac{MaxBladderDepth}{BladderDepth[i]} \quad 10$$

## 【 0 0 4 4 】

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 4 3 2)。

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 4 3 4)。

## 【 0 0 4 5 】

【数 2】

$$ComR[i] = ComFactor[i] \times r[i] \quad 20$$

## 【 0 0 4 6 】

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 4 3 6)。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 4 3 8)。

## 【 0 0 4 7 】

【数 3】

$$V = \frac{4}{3} \pi AverageR^3 \quad 30$$

## 【 0 0 4 8 】

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

## 【 0 0 4 9 】

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。

## 【 0 0 5 0 】

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。

## 【産業上の利用可能性】

## 【 0 0 5 1 】

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

50

【図面の簡単な説明】

【0052】

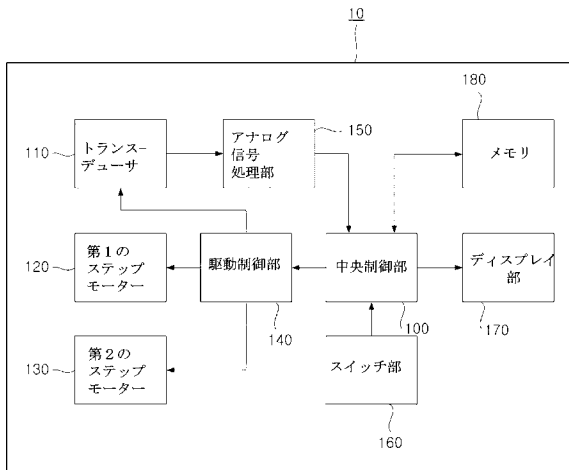
【図1】本発明の望ましい実施形態に係る超音波診断装置の内部構成を概略的に示したブロック図である。

【図2】図1の超音波診断装置を示した斜視図である。

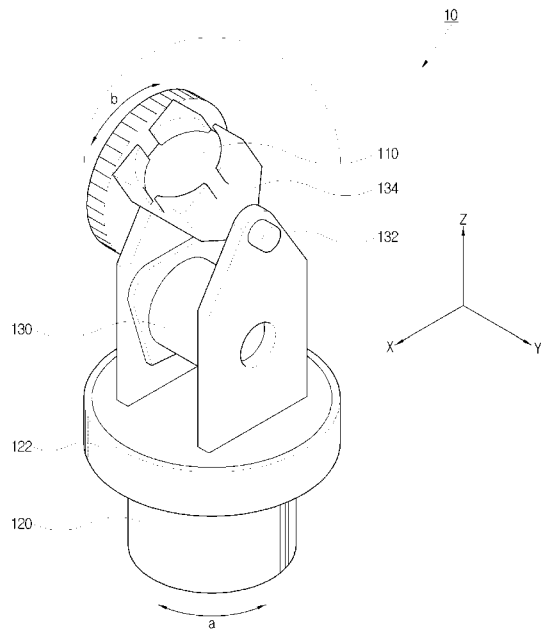
【図3】図2の超音波診断装置により2次元映像を獲得する過程を説明するために示した概念図である。

【図4】本発明の望ましい実施形態に係る超音波診断装置を用いて膀胱の体積を求める過程を順次説明するために示したフロー図である。

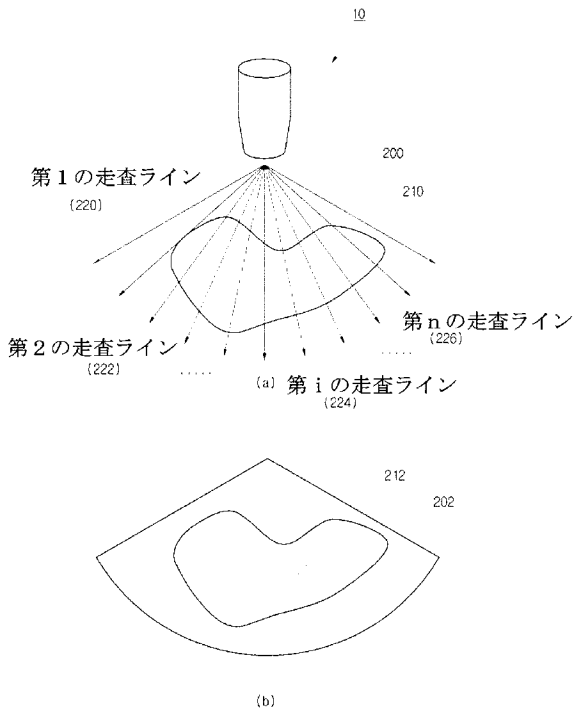
【図1】



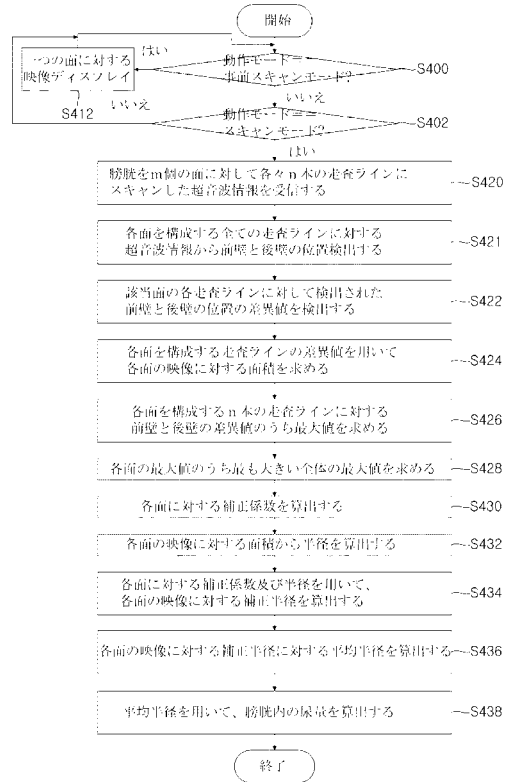
【図2】



【 図 3 】





【 図 4 】



## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.  
**PCT/KR2007/001968**

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b>	
<i>A61B 8/00(2006.01)</i>	
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC	
<b>B. FIELDS SEARCHED</b>	
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 8 : A61B	
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched KR, JP : IPC as above	
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) eKIPASS (KIPO internal) "bladder", "ultrasonic"	
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>	
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages
A	JP 15-190168 A (KOYAMA, J. et al.) 08 July 2003 See abstract and figure 6
A	JP 05-237112 A (FUSITSU Ltd.) 17 September 1993 See abstract and figure 1
A	US 5964710 A (GANGULY, D. et al.) 12 October 1999 See abstract and figure 1
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.	
* Special categories of cited documents:	"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
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"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
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"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	
Date of the actual completion of the international search 07 AUGUST 2007 (07.08.2007)	Date of mailing of the international search report <b>07 AUGUST 2007 (07.08.2007)</b>
Name and mailing address of the ISA/KR  Korean Intellectual Property Office 920 Dunsan-dong, Seo-gu, Daejeon 302-701, Republic of Korea Facsimile No. 82-42-472-7140	Authorized officer PAEK, Jin Wook  Telephone No. 82-42-481-8458

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No.

**PCT/KR2007/001968**

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
JP15190168	08.07.2003	NONE	
JP05237112	17.09.1993	NONE	
US06565512	20.05.2003	NONE	

## フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, 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, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(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

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB09 BB23 DD01 EE09 EE13 GA12 KK12 KK23 LL26

专利名称(译)	膀胱诊断用超声波诊断装置及び超音波诊断方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2009512532A</a>	公开(公告)日	2009-03-26
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		
[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		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB09 4C601/BB23 4C601/DD01 4C601/EE09 4C601/EE13 4C601/GA12 4C601/KK12 4C601/KK23 4C601/LL26		
优先权	1020060037132 2006-04-25 KR		
其他公开文献	JP5426169B2		
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。

