

(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2016-517744

(P2016-517744A)

(43) 公表日 平成28年6月20日 (2016.6.20)

(51) Int.Cl.
A61B 8/14 (2006.01)F1
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 24 頁)

(21) 出願番号 特願2016-511660 (P2016-511660)
 (86) (22) 出願日 平成25年4月30日 (2013.4.30)
 (85) 翻訳文提出日 平成27年11月10日 (2015.11.10)
 (86) 国際出願番号 PCT/KR2013/003763
 (87) 国際公開番号 W02014/178457
 (87) 国際公開日 平成26年11月6日 (2014.11.6)
 (31) 優先権主張番号 10-2013-0048827
 (32) 優先日 平成25年4月30日 (2013.4.30)
 (33) 優先権主張国 韓国 (KR)

(71) 出願人 514127460
 アルピニオン メディカル システムズ
 カンパニー リミテッド
 ALPINION MEDICAL SY
 STEMS CO., LTD.
 大韓民国, 445-380 ギョンギード
 , ファソンーシ, アンニョンードン, 11
 2-83
 112-83, Annyeong-don
 g, Hwaseong-si, Gyeon
 ggi-do, 445-380, Repu
 blic of Korea

(74) 代理人 100166006
 弁理士 泉 通博

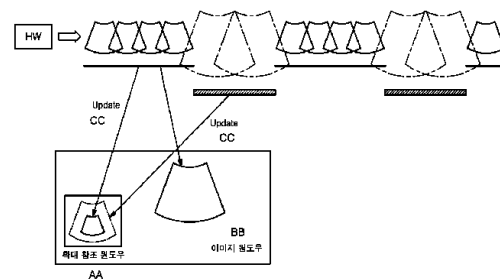
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 映像拡大方法と超音波医療装置

(57) 【要約】

映像拡大方法と、それを実現するための超音波医療装置を開示する。

超音波医療装置の二種類の拡大方式（リードズーム・ライトズーム）のうち、ライトズーム方式で拡大参照ウィンドウに全体映像が実時間でアップデートされるようにし、診断効率を高めることができる映像拡大方法と、それを実現するための超音波医療装置を提供する。



AA ... Enlargement reference window
 BB ... Image window
 CC ... Update

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

入力拡大 (Write Zoom) 命令により対象体の拡大領域に超音波を送信し、該拡大領域から該超音波に対応する第 1 反射信号を受信するトランスデューサー (Transducer) と、

前記第 1 反射信号をディスプレイ (Display) するために拡大映像データに変換し、備えられたディスプレイ部上の第 1 ウィンドウ領域に該拡大映像データが表示されるようにする走査変換部 (Scan Converter) と、

前もって設定した一定周期で前記対象体に平面波を送信するように前記トランスデューサーを制御し、前記対象体から受信した第 2 反射信号を全体映像データに変換し、前記ディスプレイ部上の第 2 ウィンドウ領域に該全体映像データが表示されるようにする拡大処理部と、

を備える、

超音波医療装置。

【請求項 2】

前記拡大処理部は、メイン領域であるイメージウィンドウ (Image Window) 領域に前記拡大映像データが表示されるようにするとともに、サブ領域である拡大参照ウィンドウ (Zoom Reference Window) 領域に前記全体映像データが表示されるようにする、

請求項 1 に記載の超音波医療装置。

【請求項 3】

前記拡大処理部は、前記拡大参照ウィンドウ領域に前記全体映像データが実時間でアップデートされるようにする、

請求項 2 に記載の超音波医療装置。

【請求項 4】

前記拡大参照ウィンドウ領域は、前記イメージウィンドウ領域内に含まれる、

請求項 2 に記載の超音波医療装置。

【請求項 5】

前記拡大処理部は、前もって設定した時間または前もって設定したフレームを基準として前記対象体に前記平面波を送信するように前記トランスデューサーを制御する、

請求項 1 に記載の超音波医療装置。

【請求項 6】

前記拡大処理部は、前もって設定した秒単位で前記対象体に前記平面波を送信するように前記トランスデューサーを制御する、

請求項 5 に記載の超音波医療装置。

【請求項 7】

前記拡大処理部は、前もって設定したフレームを基準とし、前もって設定した任意のフレーム当りの回数で前記対象体に前記平面波を送信するように前記トランスデューサーを制御する、

請求項 5 に記載の超音波医療装置。

【請求項 8】

前記トランスデューサーは、前もって設定したスキャンライン (Scanline) に沿って前記拡大領域に前記超音波を転送した後、前記拡大領域から前記第 1 反射信号を受信するか、前もって設定したスキャンライン全体を用いて前記対象体に前記平面波を転送した後、前記対象体から前記第 2 反射信号を受信する、

請求項 1 に記載の超音波医療装置。

【請求項 9】

前記第 1 反射信号または前記第 2 反射信号をデジタル信号に変換するアナログ・デジタルコンバーター (ADC) と、

前記拡大領域に前記超音波を集束 (Focusing) するのに必要な第 1 遅延時間を

10

20

30

40

50

生成した後、または前記対象体に前記平面波を集束するのに必要な第2遅延時間を生成した後に、該第1遅延時間または該第2遅延時間を適用した前記デジタル信号を一つの信号に組み合わせた組合信号を生成するビームフォーマと、

をさらに備える、

請求項1に記載の超音波医療装置。

【請求項10】

前記拡大処理部は、前記対象体に複数の角度で前記平面波を送信し、それによる前記第2反射信号をそれぞれ受信するように前記トランスデューサーを制御し、受信した信号を合成して前記全体映像データを生成する、

請求項1に記載の超音波医療装置。

10

【請求項11】

前記拡大処理部は、前記入力拡大命令により前記超音波を前記拡大領域に連続的に転送し、前もって設定した一定周期ごとに前記超音波の送信を一時中断して前記平面波を前記対象体に送信するように前記トランスデューサーを制御する、

請求項1に記載の超音波医療装置。

【請求項12】

超音波医療装置で映像を拡大する方法において、

入力拡大命令により対象体の拡大領域に超音波を送信し、該拡大領域から該超音波に対応する第1反射信号を受信する受信工程と、

前記第1反射信号をディスプレイ（Display）するために拡大映像データに変換し、備えられたディスプレイ部上の第1ウィンドウ領域に該拡大映像データが表示されるようにする走査工程と、

前もって設定した一定周期で前記対象体に平面波を送信し、前記対象体から受信した第2反射信号を全体映像データに変換し、前記ディスプレイ部上の第2ウィンドウ領域に該全体映像データが表示されるようにする拡大処理工程と、

を備える、

映像拡大方法。

【請求項13】

前記拡大処理工程は、メイン領域であるイメージウィンドウ領域に前記拡大映像データが表示されるようにするとともに、サブ領域である拡大参照ウィンドウ領域に前記全体映像データが表示されるようにする工程を含む、

請求項12に記載の映像拡大方法。

30

【請求項14】

前記拡大処理工程は、前もって設定した時間または前もって設定したフレームを基準として前記対象体に前記平面波を送信するようにする工程を含む、

請求項12に記載の映像拡大方法。

【請求項15】

前記拡大処理工程は、前記入力拡大命令により前記超音波を前記拡大領域に連続的に転送し、前もって設定した一定周期ごとに前記超音波の送信を一時中断して前記平面波を前記対象体に送信するようにする工程を含む、

請求項12に記載の映像拡大方法。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、映像拡大方法と超音波医療装置に関し、より詳しくは、超音波医療装置の二種類の拡大方式（リードズーム、ライトズーム）のうち、ライトズーム方式において、拡大参照（Zoom Reference）ウィンドウに全体映像が実時間でアップデートされるようにし、診断効率を高めることができる映像拡大方法とそれを実現するための超音波医療装置に関する。

【背景技術】

50

【0002】

この部分に記述した内容は単に本実施例に係る背景情報を提供するのみで、従来技術を構成するのではない。

【0003】

超音波システムは、無侵襲及び非破壊特性を有し、対象体の内部の情報を得る医療分野で広く利用されている。対象体を直接切開して観察する外科手術を必要とせず、超音波システムを利用して対象体の内部の高解像度映像を実時間で提供することができ、医療分野で広く用いられている。このような超音波システムは、超音波信号を対象体に送信し、対象体からの反射信号を受信して対象体の超音波映像を生成し、超音波映像を拡大して提供する映像拡大機能を提供する。即ち、超音波システムは、超音波映像に拡大しようとする拡大領域を設定すると、拡大領域に該当する映像を拡大する。

10

【0004】

一般的な映像拡大機能は、診断対象の拡大領域のみを表示するだけで、診断対象に対する全体映像を実時間で提供できない、または全体映像を高解像度で提供できない問題がある。即ち、オペレーターにとっては、拡大領域以外に全体映像を実時間で確認することが難しいという問題がある。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明の実施例では、超音波医療装置の二種類の拡大方式（リードズーム、ライトズーム）のうち、ライトズーム方式において、拡大参照ウィンドウに全体映像を実時間でアップデートされるようにし、診断効率を高めることができる映像拡大方法及びこれを実現するための超音波医療装置を提供することを主な目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の実施例においては、入力拡大（Write Zoom）命令により対象体の拡大領域に超音波を送信し、拡大領域から超音波に対応する第1反射信号を受信するトランスデューサー（Transducer）と、第1反射信号をディスプレイ（Display）するために拡大映像データに変換し、備えられたディスプレイ部上の第1ウィンドウ領域に拡大映像データが表示されるようにする走査変換部（Scan Converter）と、前もって設定した一定周期で対象体に平面波を送信するようにトランスデューサーを制御し、対象体から受信した第2反射信号を全体映像データに変換し、ディスプレイ部上の第2ウィンドウ領域に全体映像データが表示されるようにする拡大処理部と、を備える、超音波医療装置を提供する。

30

【0007】

本発明の実施例においては、超音波医療装置で映像を拡大する方法において、入力拡大命令により対象体の拡大領域に超音波を送信し、拡大領域から超音波に対応する第1反射信号を受信する受信工程と、第1反射信号をディスプレイ（Display）するために拡大映像データに変換し、備えられたディスプレイ部上の第1ウィンドウ領域に拡大映像データが表示されるようにする走査工程と、前もって設定した一定周期で対象体に平面波を送信し、対象体から受信した第2反射信号を全体映像データに変換し、ディスプレイ部上の第2ウィンドウ領域に全体映像データが表示されるようにする拡大処理工程と、を備える、映像拡大方法を提供する。

40

【発明の効果】

【0008】

上述した本発明の実施例によれば、超音波医療装置の二種類の拡大方式（リードズーム、ライトズーム）のうち、ライトズーム方式において、拡大参照ウィンドウに全体映像を実時間でアップデートされるようにし、診断効率を高めることができるという効果を奏する。即ち、本発明の実施例によれば、ソフトウェア基盤の高速映像処理を利用して、ライトズームの拡大参照ウィンドウに全体映像を実時間でアップデートすることができるとい

50

う効果を奏する。

【0009】

さらに、本発明の実施例によれば、ライトズームにおいて今までサポートされなかった拡大参照ウィンドウへの実時間映像アップデートを介して当該装置の診断効率を高めるだけではなく、対象体（診断対象）の現在スキャン位置を把握しやすいし、診断時間も短縮することができるという効果を奏する。即ち、一般的なライトズームでは拡大参照ウィンドウに対象体の全体映像を実時間でアップデートすることができなかったが、本発明の実施例によるライトズームを利用する際には、平面波を利用して対象体の全体映像を拡大映像とともに実時間でアップデートするという効果を奏する。即ち、本発明の実施例によれば、オペレーターが拡大領域に該当する拡大映像を見ているうちに他の部位を見ようとするとき、実時間でアップデートされる全体映像を参照することができるという効果を奏する。

10

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本発明の実施例に係る映像を拡大するための超音波医療装置のブロック図である。

【0011】

【図2】本発明の実施例に係る映像拡大方法のフローチャートである。

【0012】

【図3】本発明の実施例に係るリードズームとライトズームを説明するための概略図である。

20

【0013】

【図4】本発明の実施例に係る超音波を利用した映像処理を説明するための概略図である。

【0014】

【図5】本発明の実施例に係る平面波を利用した映像処理を説明するための概略図である。

【0015】

【図6】本発明の実施例に係る超音波及び平面波を利用した映像処理を説明するための概略図である。

30

【発明を実施するための形態】

【0016】

以下、添付図面を参照し、本明細書に開示された実施例を詳しく説明する。

【0017】

本発明の実施例に記載した超音波映像データ（拡大映像データ、全体映像データ）は、Bモード映像またはCモード映像を含む概念である。即ち、Bモード映像は、グレースケール映像で、対象体の動きを表す映像モードをいい、Cモード映像は、カラーフロー映像モードをいう。一方、BCモード映像（BC-Mode Image）は、ドップラー効果（Doppler Effect）を利用して血流の流れや対象体の動きを表す映像モードで、Bモード映像とCモード映像を同時に提供するモードであり、血流及び対象体の動き情報とともに解剖学的情報を提供する映像モードをいう。即ち、Bモードは、グレースケールの映像で対象体の動きを表す映像モードをいい、Cモードは、カラーフロー映像で血流の流れや対象体の動きを表す映像モードをいう。本発明の実施例に記載した超音波医療装置（100）は、Bモード映像（B-Mode Image）とカラーフローイメージ（Color Flow Image）であるCモード映像（C-Mode Image）を同時に提供することができる装置である。

40

【0018】

図1は、本発明の実施例に係る映像を拡大するための超音波医療装置のブロック図である。

【0019】

50

本発明の実施例に係る超音波医療装置（１００）は、トランスデューサー（Transducer）（１１０）、送受信スイッチ（１２０）、送信部（１３２）、受信部（１３４）、送信集束遅延部（１４２）、受信集束遅延部（１４４）、ビーム形成部（１４６）、アナログ・デジタルコンバーター（１５０）、信号処理部（１７０）、走査変換部（１８２）、拡大処理部（１８４）、及びディスプレイ部（１９０）を備える。本発明の実施例では、超音波医療装置（１００）がトランスデューサー（１１０）、送受信スイッチ（１２０）、送信部（１３２）、受信部（１３４）、送信集束遅延部（１４２）、受信集束遅延部（１４４）、ビーム形成部（１４６）、アナログ・デジタルコンバーター（１５０）、信号処理部（１７０）、走査変換部（１８２）、拡大処理部（１８４）、及びディスプレイ部（１９０）のみを備えると記載しているが、これは本発明の実施例の技術的思想を例示するのに過ぎず、本発明の実施例が属する技術分野で通常の知識を有する当業者なら、本発明の実施例の本質的な特性から離脱しない範囲で超音波医療装置（１００）に含まれる構成要素に対して様々な修正や変形を適用することが可能であると理解すべきである。

10

【００２０】

トランスデューサー（１１０）は、電気的アナログ信号を超音波に変換して対象体に転送し、対象体から反射された信号（以下、反射信号と称する）を電気的アナログ信号に変換する。一般に、トランスデューサー（１１０）は、複数のトランスデューサーエレメント（Transducer Element）を結合して形成する。このようなトランスデューサー（１１０）は、音響エネルギーを電気的信号に変換し、電気的エネルギーを音響エネルギーに変換する。トランスデューサー（１１０）は、配列型トランスデューサー（Transducer Array）で構成することができ、配列型トランスデューサーのトランスデューサーエレメントを用いて対象体に超音波を送信し、対象体から反射される信号を受信する。

20

【００２１】

トランスデューサー（１１０）は、多数（例えば、１２８個）のトランスデューサーエレメントを含むことができ、送信部（１３２）から印加された電圧に応答して超音波を出力する。このとき、多数のトランスデューサーエレメントのうち、一部のトランスデューサーエレメントのみを超音波送信に用いることができる。例えば、１２８個のトランスデューサーエレメントを含むトランスデューサー（１１０）においても、超音波を送信の際に６４個のトランスデューサーエレメントのみで超音波を送信し、一つの送信スキャンライン（Scanline）を形成することができる。このようなトランスデューサー（１１０）は、受信用及び送信用両方に用いることができる。

30

【００２２】

トランスデューサー（１１０）は、ライトズームを行うために関心領域のうちオペレーター（Operator）が選択した拡大領域に超音波を送信し、拡大領域から超音波に対応する第１反射信号を受信するか、または対象体に平面波（Plane Wave）を送信し、対象体から反射される平面波に対応する第２反射信号を受信する。このようなトランスデューサー（１１０）は、多数の１Ｄ（Dimension）、１．２５Ｄ、１．５Ｄ、１．７５Ｄ、または２Ｄの配列型トランスデューサーで構成することができる。例えば、トランスデューサー（１１０）を１Ｄ、１．２５Ｄ、１．５Ｄ、１．７５Ｄで構成した場合、前もって設定した角度（０°乃至３６０°）で回転（Rotation）しながら拡大領域に超音波を送信した後、拡大領域から超音波に対応する第１反射信号を受信するか、または対象体に平面波を送信した後、対象体から反射される平面波に対応する第２反射信号を受信する。トランスデューサー（１１０）を２Ｄで構成した場合は、回転なしに拡大領域に超音波を送信した後、拡大領域から超音波に対応する第１反射信号を受信するか、または対象体に平面波を送信した後、対象体から反射される平面波に対応する第２反射信号を受信する。

40

【００２３】

このように、トランスデューサー（１１０）は、各トランスデューサーエレメントに入

50

力されるパルス（Pulse）の入力時間を適切に遅延することで、集束された超音波ビーム（Beam）を送信スキャンラインに沿って対象体へ送信する。一方、拡大領域から反射された第1反射信号または対象体から反射された第2反射信号は、トランスデューサー（110）に互いに異なる受信時間をもって入力され、トランスデューサー（110）は、入力された第1反射信号または第2反射信号をビームフォーマ（140）に出力する。

【0024】

本発明の実施例に係るトランスデューサー（110）は、入力拡大（Write Zoom）命令により対象体の拡大領域に超音波を送信し、拡大領域から超音波に対応する第1反射信号を受信する。即ち、オペレーターがディスプレイ部（190）に出力される超音波映像を拡大しようとする場合、ユーザー入力部を用いて拡大命令を入力する。このとき、拡大命令は、入力拡大命令または出力拡大（Read Zoom）命令のうち何れか一つの拡大命令を選択することができる。その後、オペレーターは、ディスプレイ部（190）に出力される超音波映像で拡大しようとする拡大領域を「カーソル」などを用いて選択する。さらに、本発明の実施例に係るトランスデューサー（110）は、入力拡大命令により対象体へ平面波を送信し、対象体から平面波に対応する第2反射信号を受信する。トランスデューサー（110）は、前もって設定したスキャンラインに沿って拡大領域に超音波を送信した後、拡大領域から第1反射信号を受信するか、または前もって設定したスキャンライン全体を用いて対象体へ平面波を転送した後、対象体から第2反射信号を受信する。

【0025】

送受信スイッチ（120）は、トランスデューサー（110）が送信または受信を交互に行えるように送信部（132）と受信部（134）をスイッチングする機能を行う。さらに、送受信スイッチ（120）は、送信部（132）から出力される電圧が受信部（134）に影響を与えないようにする役割を担う。

【0026】

送信部（132）は、トランスデューサー（110）に電圧パルスを印加し、トランスデューサー（110）のそれぞれのトランスデューサーエレメントから超音波を出力するようにする。受信部（134）は、トランスデューサー（110）のそれぞれのトランスデューサーエレメントから出力された超音波が対象体から反射されて戻ってくる反射信号（第1反射信号、第2反射信号）を受信し、受信した反射信号（第1反射信号、第2反射信号）に対する増幅、エイリアシング（Aliasing）現象及び雑音成分の除去、超音波が身体内部を通過しながら発生する減衰の補正などを行って処理した信号をアナログ・デジタルコンバーター（150）に転送する。

【0027】

ビームフォーマ（140）は、トランスデューサー（110）に適切な電気信号を遅延させ、各トランスデューサーエレメントに適合する電気信号に変換する。さらに、ビームフォーマ（140）は、各トランスデューサーエレメントで変換した電気信号を遅延または合算して当該トランスデューサーエレメントの出力値として算出する。ビームフォーマ（140）は、送信ビームフォーマ、受信ビームフォーマ、及びビーム形成部（146）を含む。ここで、送信ビームフォーマは送信集束遅延部（142）に該当し、受信ビームフォーマは受信集束遅延部（144）に該当する。本発明の実施例に係るビームフォーマ（140）は、拡大領域に超音波を集束するのに必要な第1遅延時間を生成するか、または対象体へ平面波を集束するのに必要な第2遅延時間を生成した後、第1遅延時間または第2遅延時間を適用したデジタル信号を一つの信号として組み合わせた組合信号を生成する。一方、ビームフォーマ（140）は、ソフトウェア的に高速イメージング処理をするために信号処理部（170）と全並列経路（Full Parallel Path）で接続することができる。

【0028】

送信集束遅延部（142）は、対象体（診断対象）からそれぞれのトランスデューサー

エレメントに到達する時間を考慮してそれぞれの電氣的デジタル信号に適切な遅延を加える。即ち、送信集束遅延部（１４２）は、トランスデューサー（１１０）が配列型トランスデューサーの場合、ビームを調整して電子的に焦点を合わせるようにする。即ち、配列型トランスデューサーが異なる深さにより電子的に集束するので、送信集束遅延部（１４２）は、配列型トランスデューサーエレメントのそれぞれにパルス遅延時間を連続的に与えることで、送信側にビームを集束する。結果的に、送信集束遅延部（１４２）は、電子的に走査する配列型トランスデューサーに対し、ビームの方向を調整することができる。

【００２９】

受信集束遅延部（１４４）は、アナログ・デジタルコンバーター（１５０）で変換したデジタル信号を集束またはビームフォーミングするのに必要な遅延時間を生成する。即ち、受信集束遅延部（１４４）は、トランスデューサー（１１０）で受信した反射信号を集束するための時間遅延を提供し、反射信号の動的集束（Dynamic Focusing）を調整する。

【００３０】

ビーム形成部（１４６）は、アナログ・デジタルコンバーター（１５０）によって変換された電氣的デジタル信号を合算して受信集束信号（Receive Focusing Signal）を形成することができる。ビーム形成部（１４６）は、デジタル化した信号を一つの信号に組み合わせる。このとき、同一位相の反射信号はビーム形成部（１４６）で結合され、信号処理部（１７０）で様々な信号処理方式が適用された後、走査変換部（１８２）を介してディスプレイ部（１９０）に出力される。ビーム形成部（１４６）は、アナログ・デジタルコンバーター（１５０）から受信した信号に互いに異なる遅延量（Amount of Delay）（受信集束（Focusing）をしようとする位置によって決定）を適用して遅延された信号を合成することで、動的集束を行う。即ち、ビーム形成部（１４６）は、それぞれのトランスデューサーエレメントで受信した反射信号を後で行う信号処理のために一つの信号に組み合わせる。ビーム形成部（１４６）は、各反射体（対象体）に対して単一反射信号を形成するためにすべてのトランスデューサーエレメントで受信した反射信号を一つの信号に組み合わせた組合信号を生成する。このように生成した組合信号は、ビーム形成部（１４６）によって信号処理部（１７０）に転送され、最終的に映像データを格納するためにデジタル形態に変換するデジタル化装置（Digitalizing Device）に転送される。

【００３１】

アナログ・デジタルコンバーター（１５０）は、受信部（１３４）から受信したアナログ反射信号をデジタル信号に変換した後、ビーム形成部（１４６）に転送する。アナログ・デジタルコンバーター（１５０）がトランスデューサー（１１０）から受信した反射信号はアナログ形式であり、アナログ信号は連続的な信号の電圧形態である。このとき、アナログ信号は、走査変換部（１８２）により処理される前に、まずデジタル信号に変換しないといけない。従って、アナログ・デジタルコンバーター（１５０）でそれぞれのアナログ形態の反射信号を０と１の組み合わせに変換するのである。即ち、アナログ・デジタルコンバーター（１５０）は、信号をデジタルで表現するために、アナログ信号を０と１の形態に表し、このようなデジタル信号は、信号処理部（１７０）を経由して走査変換部（１８２）のメモリーに格納される。本発明の実施例に係るアナログ・デジタルコンバーター（１５０）は、第１反射信号または第２反射信号をデジタル信号に変換する。

【００３２】

信号処理部（１７０）は、ビーム形成部（１４６）で集束した受信スキャンラインの反射信号を基底帯域信号（Baseband Signals）に変換し、直交復調器（Quadrature Demodulator）を用いて包絡線（Envelope）を検出し、一つのスキャンラインに対するデータを取得する。さらに、信号処理部（１７０）は、ビームフォーマ（１４０）によって生成されたデータをデジタル信号で処理する。

【００３３】

信号処理部（１７０）は、平面波に対応する第２反射信号を高速イメージング処理する

ために、当該データをソフトウェア的に並列処理することができる。即ち、信号処理部（170）は、高速イメージ処理のために入力データ列と比較データ列とを比較して比較結果データ列を生成し、比較結果データ列を構成する各比較結果データから代表ビットを抽出し、代表ビットによって代表ビット列を生成し、代表ビット列表すことができるビットパターンに対応する複数の操作データ列をテーブルに格納し、複数の操作データ列のうち代表ビット列によって選択された特定の操作データ列を利用し、入力データ列に対するデータ演算を実行して排出量データ列を生成することができる。前述のように、信号処理部（170）の高速イメージング処理のためにソフトウェア的な並列処理を行うが、アーキテクチャーとしては、マルチコアのCPU（Central Processing Unit）及びGPU（Graphic Processing Unit）が同時に数千個のチャンネルで並列処理を行うことができる。

【0034】

走査変換部（182）は、信号処理部（170）で取得したデータをメモリーに記録し、データの走査方向をディスプレイ部（190）（即ち、モニター）のピクセル方向と一致させ、当該データをディスプレイ部（190）のピクセル位置にマッピングさせる。走査変換部（182）は、超音波映像データ（拡大映像データ、全体映像データ）を所定のスキャンライン表示形式のディスプレイ部（190）で用いるデータ形式に変換する。

【0035】

走査変換部（182）の主な役割は、一時的な超音波映像データ（拡大映像データ、全体映像データ）を格納することである。走査変換部（182）は、トランスデューサー（110）から反射信号を受信し、受信した反射信号を内部メモリー（即ち、記憶装置）に格納する。その後、走査変換部（182）は、反射信号を映像データに変換した後、ディスプレイ部（190）に出力する。このとき、映像データは、Bモード映像データだけでなく、Mモード映像データ、ドップラーモード映像データ、カラーフロー映像データに変換することもできる。走査変換部（182）が停止モードでない場合、内部メモリーに格納された反射信号は、継続して新しい情報にアップデートされる。このとき、変換された映像データがディスプレイ部（190）に出力されるとともに、実時間で改めてアップデートされる。その反面、停止モードでは、走査作業が中止され、出力機能だけを行う。走査変換部（182）の走査変換は、映像の取得と具現が互いに異なる形式で行われるので必須であり、超音波映像データはディスプレイ部（190）上に出力される。このとき、反射信号は、それぞれのスキャンラインに沿って走査変換部（182）に到達する。さらに、走査変換部（182）のメモリーは、データを記録して読み出す間に異なるデータ形式の間でバッファの役割をする。走査変換部（182）は、トランスデューサー（110）の情報形式と速度で反射信号を受信する。走査変換部（182）は、反射信号を一つの映像データでメモリーに記録する。映像データは、走査変換部（182）によってディスプレイ部（190）（即ち、モニター）への表示のためにメモリーから読み出され、ディスプレイ部（190）の水平画像走査に一致される。

【0036】

走査変換部（182）のメモリーは、前もって設定した位置から受信した超音波映像データに対してマルチビット（Multi-Bit）格納単位で構成された各要素のマトリクス（Matrix）として認識することができる。ここで、デジタル化した要素をピクセルという。即ち、走査変換部（182）のメモリーは、このようなピクセルのマトリクスである。ディスプレイ部（190）上に出力される超音波映像データは、実際に走査変換部（182）のメモリー内にデジタル数字のマトリクスの形態で存在する。即ち、探傷が行われる間に、反射信号は、対象体の位置によりピクセルの位置（アドレス）に挿入される。走査変換部（182）は、正確なピクセルアドレスを算出するために、反射信号の遅延時間とトランスデューサー（110）のビーム座標を用いる。

【0037】

このとき、走査変換部（182）は、各ピクセルの位置上に反射信号の値を表現するために、少なくとも8ビットを用いる。即ち、8ビットが各位置に256個の振幅レベルを

有する。このような走査変換部（１８２）のメモリーは、超音波ビームが関心領域（ROI: Region Of Interest）を探傷して行くにつれ、連続的に新しい反射信号情報にアップデートされる。一方、走査変換部（１８２）の映像停止機能は、反射信号が映像記録だけでなく、写真、デジタル情報を格納するため、メモリー上に格納することができる。走査変換部（１８２）のメモリーは、ディスプレイ部（１９０）の輝度のレベルを調整するのに必要な信号を供給するデジタル・アナログ変換器（DAC）でピクセルの値を伝達することで出力される。

【００３８】

本発明の実施例に係る走査変換部（１８２）は、第１反射信号をディスプレイするため
に拡大映像データに変換し、備えられたディスプレイ部（１９０）上の第１ウィンドウ領
域に拡大映像データが表示されるようにする。ここで、第１ウィンドウ領域は、メイン領
域であるイメージウィンドウ（Image Window）領域をいう。

10

【００３９】

本発明の実施例に係る拡大処理部（１８４）は、トランスデューサー（１１０）を制御
して前もって設定した一定周期で対象体に平面波（Plane Wave）を送信するよ
うにし、対象体から受信した第２反射信号をディスプレイするために全体映像データに変
換し、ディスプレイ部（１９０）上の第２ウィンドウ領域に全体映像データが表示され
るようにする。ここで、第２ウィンドウ領域は、拡大参照ウィンドウ（Zoom Reference Window）領域をいう。

【００４０】

拡大処理部（１８４）は、メイン領域であるイメージウィンドウ領域に拡大映像データ
が表示されるようにするとともに、サブ領域である拡大参照ウィンドウ領域に全体映像デ
ータが表示されるようにする。このとき、拡大参照ウィンドウ領域は、イメージウィンド
ウ領域内に含まれる。拡大処理部（１８４）は、第２反射信号に基づいた全体映像データ
が拡大参照ウィンドウ領域に実時間でアップデートされるようにする。このとき、第２反
射信号は平面波に対応する信号で、ソフトウェア的に高速イメージング処理することがで
きる。拡大処理部（１８４）は、トランスデューサー（１１０）を制御し、前もって設定
した時間または前もって設定したフレームを基準として前記対象体に前記平面波を送信す
るようにする。即ち、拡大処理部（１８４）は、トランスデューサー（１１０）を制御し
、前もって設定した秒単位で前記対象体に前記平面波を送信するようにする。例えば、平
面波の転送周期が秒（Second）単位、ミリ秒（Millisecond）単位、マ
イクロ秒（Microsecond）単位、及びナノ秒（Nanosecond）単位
のうち何れか一つに設定することができ、拡大処理部（１８４）は、前もって設定した秒単
位で平面波を対象体へ送信することができる。さらに、拡大処理部（１８４）は、トラン
スデューサー（１１０）を制御し、前もって設定したフレームを基準とし、前もって設定
した任意のフレーム当りの回数で前記対象体に前記平面波を送信するようにする。例えば
、平面波の転送周期を１回／フレームに設定することができるし、拡大処理部（１８４）
は、フレーム当りに１回ずつ対象体へ平面波を送信することができる。

20

30

【００４１】

拡大処理部（１８４）は、トランスデューサー（１１０）を制御し、対象体に複数の角
度で平面波を送信し、それによる第２反射信号をそれぞれ受信した後、これを合成した全
体映像データを生成する。即ち、拡大処理部（１８４）は、トランスデューサー（１１０）
を制御し、対象体へ１回だけ平面波を転送することもできるし、複数回転送することも
できる。拡大処理部（１８４）がトランスデューサー（１１０）を制御して複数の平面波
を対象体へ転送する場合、対象体へ互いに異なる角度で平面波を送信した後、これに対応
する第２反射信号をそれぞれ受信し、受信した信号を合成した全体映像データを生成す
ることができる。第２反射信号は平面波に対応する信号であるので、ソフトウェア的に高速
イメージング処理することができる。さらに、拡大処理部（１８４）は、トランスデュー
サー（１１０）を制御し、入力拡大命令により超音波が拡大領域に連続的に転送されるよ
うにし、前もって設定した一定周期ごとに前記超音波の送信を一時中断して前記平面波を

40

50

前記対象体に送信するようにする。

【0042】

一方、超音波医療装置（100）は、ユーザー入力部をさらに備えることができ、ユーザー入力部は、ユーザーの操作または入力による命令（Instruction）の入力を受ける。ここで、ユーザー命令は、超音波医療装置（100）を制御するための設定命令などを含む。

【0043】

図2は、本発明の実施例に係る映像拡大方法のフローチャートである。

【0044】

超音波医療装置（100）は、対象体に超音波を転送し、対象体から超音波に対応する第1反射信号を受信する（ステップS210）。超音波医療装置（100）は、第1反射信号を超音波映像データに変換し、備えられたディスプレイ部（190）を介して出力する（ステップS220）。超音波医療装置（100）は、オペレーターの操作または命令により拡大命令が入力されると、拡大命令により超音波映像データのうち拡大しようとする拡大領域を選択する（ステップS230）。ステップS230で、オペレーターがディスプレイ部（190）に出力される超音波映像を拡大しようとする場合、ユーザー入力部を用いて拡大命令を入力する。このとき、拡大命令は、入力拡大命令または出力拡大命令のうち何れか一つの拡大命令を選択することができる。その後、オペレーターは、ディスプレイ部（190）に出力される超音波映像のうち拡大しようとする拡大領域を「カーソル」などを用いて選択する。

【0045】

ステップS230の後、超音波医療装置（100）は、入力拡大命令により対象体の拡大領域に超音波を送信し、拡大領域から超音波に対応する第1反射信号を受信する。超音波医療装置（100）は、拡大領域に対する第1反射信号をディスプレイするために拡大映像データに変換し、備えられたディスプレイ部（190）上の第1ウィンドウ領域に拡大映像データが表示されるようにする（ステップS240）。ここで、第1ウィンドウ領域は、メイン領域であるイメージウィンドウ領域をいう。ステップS240で、超音波医療装置（100）は、前もって設定したスキャンラインに沿って拡大領域に超音波を転送した後、拡大領域から第1反射信号を受信する。

【0046】

超音波医療装置（100）は、前もって設定した一定周期で対象体に平面波を送信する（ステップS250）。ステップS250で、超音波医療装置（100）は、前もって設定した時間または前もって設定したフレームを基準として前記対象体に前記平面波を送信するようにする。即ち、超音波医療装置（100）は、前もって設定した秒単位で前記対象体に前記平面波を送信するようにする。例えば、平面波の転送周期が秒単位、ミリ秒単位、マイクロ秒単位、及びナノ秒単位のうち何れか一つに設定することができ、超音波医療装置（100）は、前もって設定した秒単位で平面波を対象体に送信することができる。さらに、超音波医療装置（100）は、前もって設定したフレームを基準とし、前もって設定した任意のフレーム当りの回数で前記対象体に前記平面波を送信するようにする。例えば、平面波の転送周期を1回／フレームに設定することができるし、超音波医療装置（100）は、フレーム当りに1回ずつ対象体に平面波を送信することができる。

【0047】

超音波医療装置（100）は、対象体から受信した第2反射信号を全体映像データに変換し、ディスプレイ部（190）上の第2ウィンドウ領域に全体映像データが表示されるようにする（ステップS260）。ここで、第2ウィンドウ領域は、拡大参照ウィンドウ領域をいう。ステップS260で、超音波医療装置（100）は、前もって設定したスキャンライン全体を用いて対象体に平面波を転送した後、対象体から第2反射信号を受信する。さらに、超音波医療装置（100）は、メイン領域であるイメージウィンドウ領域（第1ウィンドウ領域）に拡大映像データが表示されるようにするとともに、サブ領域である拡大参照ウィンドウ領域（第2ウィンドウ領域）に全体映像データが表示されるように

する。このとき、拡大参照ウィンドウ領域（第２ウィンドウ領域）は、イメージウィンドウ領域（第１ウィンドウ領域）内に含まれる。

【００４８】

ステップＳ２６０で、超音波医療装置（１００）は、対象体に複数の角度で平面波を送信し、それによる第２反射信号をそれぞれ受信した後、受信した信号を合成した全体映像データを生成する。即ち、超音波医療装置（１００）は、対象体に１回だけ平面波を転送することもできるし、複数回転送することもできる。超音波医療装置（１００）が複数の平面波を対象体に転送する場合、対象体に互いに異なる角度で平面波を送信した後、これに対応する第２反射信号をそれぞれ受信し、受信した信号を合成した全体映像データを生成することができる。その後、超音波医療装置（１００）は、拡大参照ウィンドウ領域に第２反射信号に基づいた全体映像データが拡大参照ウィンドウ領域に実時間でアップデートされるようにする。このとき、第２反射信号は平面波に対応する信号で、ソフトウェア的に高速イメージング処理することができる。

10

【００４９】

ステップＳ２５０及びＳ２６０で、超音波医療装置（１００）は、入力拡大命令により超音波が拡大領域に連続的に転送されるようにし、前もって設定した一定周期ごとに前記超音波の送信を一時中断して前記平面波を前記対象体に送信するようにする。

【００５０】

図２ではステップＳ２１０乃至Ｓ２６０を順次実行すると記載しているが、これは本発明の実施例の技術的思想を例示するのに過ぎず、本発明の実施例が属する技術分野で通常の知識を有する当業者なら、本発明の実施例の本質的な特性から離脱しない範囲で図２に示す順序を変更して実行するか、ステップＳ２１０乃至Ｓ２６０のうち一つ以上のステップを並列的に実行することで様々な修正及び変形が適用可能なので、図２には示すステップは時系列的順序に限定されるものではない。

20

【００５１】

前述したように、図２に示す本発明の実施例に係る映像拡大方法は、プログラムとして実現され、コンピューターで読み取り可能な記録媒体に記録することができる。本発明の実施例に係る映像拡大方法を実現するためのプログラムが記録され、コンピューターで読み取り可能な記録媒体は、コンピューターシステムによって読み取り可能なデータを格納することができるすべての種類の記録装置を含む。このようなコンピューターで読み取り可能な記録媒体と例として、ＲＯＭ、ＲＡＭ、ＣＤ－ＲＯＭ、磁気テープ、フロッピー（登録商標）ディスク、光データ格納装置などがあり、さらに、キャリアウェーブ（例えば、インターネットを介した転送）の形態で実現されるものも含む。さらに、コンピューターで読み取り可能な記録媒体は、ネットワークで接続されたコンピューターシステムに分散され、分散方式でコンピューターが読み取り可能なコードを格納して実行することもできる。さらに、本発明の実施例を実現するための機能的（Functional）プログラム、コード、及びコードセグメントは、本発明の実施例が属する技術分野のプログラマーによって容易に推論することができるものである。

30

【００５２】

図３は、本発明の実施例に係るリードズームとライトズームを説明するための概略図である。

40

【００５３】

本発明の実施例に係る超音波医療装置（１００）が用いる映像拡大技法として、リードズーム（Read Zoom）とライトズーム（Write Zoom）がある。即ち、超音波医療装置（１００）は、関心領域（ＲＯＩ）を拡大する機能をサポートし、オペレーターが選択した領域（拡大領域）の映像を拡大することができる。このとき、超音波医療装置（１００）は、オペレーターの拡大命令により「リードズーム」または「ライトズーム」のうち何れか一つの方式で映像を拡大することができる。このような映像拡大技法は、解剖学的詳細事項を可視化するのに用いることができる。即ち、診断対象（患者）の内部からの一般映像は関心領域（ＲＯＩ）全体を走査することで取得できるし、このよう

50

な映像から解剖学的関心領域が選択されてディスプレイ部（１９０）上に拡大表示される。

【００５４】

図３の（ａ）に示す「リードズーム」は、映像を停止（Freeze）した後、停止した映像の特定領域（拡大領域）を拡大する技法である。「リードズーム」は、走査変換部（１８２）のメモリーに記憶されている一フレームの映像データで拡大領域（特定領域）に該当するデータを画面全体に表示することで拡大した映像を提供する方式である。このとき、「リードズーム」は、拡大前のデータとディスプレイ部（１９０）のピクセルがマッピングされない部分に該当する空きピクセルの値を、一般的に線形補完法（Linear Interpolation）を用いて得る。このように、「リードズーム」は、映像を拡大することで発生する空き空間を実際に集束したデータで埋めるのではないので、拡大した映像の解像度が低下する。従って、拡大した最終映像の明暗の特性が元の映像と違ってくるとし、実際のデータと計算したデータの雑音特性の差により縞模様の欠陥が表れることになり、拡大した映像にブロック化現象（Blocking Effect）が表れ、特定領域の映像を細密に提供することができない。即ち、「リードズーム」は、走査変換部（１８２）のメモリー内に既に存在する映像情報を拡大し、ディスプレイ部（１９０）に出力して表示するのである。このとき、関心領域（ROI）内のピクセルから格納された映像情報は、ディスプレイ部（１９０）上の全体画面を埋めるために拡大される。「リードズーム」は、停止した映像上で行えるので、患者（即ち、対象体）が数回検査を受ける必要はないが、メモリーピクセル自体が大きくなるので、情報が細密ではない。このような「リードズーム」は、走査変換部（１８２）の後処理（Post-Processing）の過程で行うことができ、走査変換部（１８２）に格納されているデータを画面上に出力する過程として定義することができるし、このような出力過程で拡大する方式をリードズームという。

【００５５】

一方、図３の（ｂ）に示す「ライトズーム」は、オペレーターが本来の映像（関心領域）に「カーソル」などを用いて拡大する領域（拡大領域）を選択する。「ライトズーム」を選択すると、トランスデューサー（１１０）は、拡大領域に再び超音波を転送する。このとき、拡大領域内での反射信号のみが走査変換部（１８２）のメモリーに入力され、メモリー内のすべてのピクセルが拡大領域を表現するために用いられる。超音波医療装置（１００）は、映像データを停止した後に拡大しようとするとき、「ライトズーム」または「リードズーム」のうち何れか一つを決めることができる。前述のように、「リードズーム」は停止した映像の上で行えるが、「ライトズーム」の場合は、映像を拡大するために拡大領域を再探傷しないといけない。即ち、「ライトズーム」の効果を確認するためには、実時間で動作する映像を格納する必要がある。「ライトズーム」は、走査変換部（１８２）の前処理（Pre-Processing）の過程で行えるし、走査変換部（１８２）のメモリーにデータを格納する過程と定義することができるし、このような格納過程で拡大する方式をライトズームという。

【００５６】

即ち、「ライトズーム」は、拡大領域（Zoom ROI）のイメージ性能を考慮してハードウェアから関心領域に該当するイメージデータのみを取得する。従って、「ライトズーム」では、拡大参照ウィンドウに拡大領域外の全体映像に対するデータがアップデートされないで、映像を拡大するときのイメージに固定されることになる。

【００５７】

走査変換部（１８２）が「リードズーム」または「ライトズーム」の際に用いる「前処理」過程と「後処理」過程について説明すると次の通りである。走査変換部（１８２）のメモリー内に反射信号を格納する前に信号処理が行われる場合は前処理と見なされ、走査変換部（１８２）のメモリー内に反射信号を格納した後で信号処理が行われる場合は後処理と見なされる。前処理は、特別な振幅範囲内の反射信号を強調するための互いに異なる形態の信号圧縮の選択である。さらに、前処理は、走査変換部（１８２）に反射信号が記

録されるとき、各ピクセル位置に対する信号は、ビームが以前の探傷の間に収集された同一位置からの以前の信号と組み合わせることができる。後処理は、調整に関するオプションが与えられる場合、格納された反射信号をディスプレイ部（１９０）上に様々な輝度レベル（Brightness Level）で表すことができる。後処理は、メモリー（記憶装置）内に格納された情報の操作をいう。前処理はメモリー（記憶装置）に記憶される映像情報に適用できるのに対し、後処理は現在動いている映像とメモリー内にある静止映像で見られる。

【００５８】

しかし、本発明の実施例に係る超音波医療装置（１００）は、図３の（ｂ）に示す「イメージウィンドウ」に拡大映像データがディスプレイされると同時に、「拡大参照ウィンドウ」に全体映像データがディスプレイされ、「拡大参照ウィンドウ」内の全体映像データは、実時間でアップデートする。即ち、「イメージウィンドウ」にディスプレイされる拡大映像データはハードウェア（即ち、トランスデューサー（１１０））を通しての超音波に基づいて形成したイメージであり、「拡大参照ウィンドウ」内の全体映像データもハードウェア（即ち、トランスデューサー（１１０））を通しての平面波に基づいて形成したイメージである。

【００５９】

図４は、本発明の実施例に係る超音波を利用した映像処理を説明するための概略図である。

【００６０】

図４に示すように、超音波医療装置（１００）のイメージ合成方法は、イメージのスキャンライン当りに一つの超音波ビームを用いてそれぞれを合成する方法である。即ち、超音波医療装置（１００）は、前もって設定したスキャンラインに沿って拡大領域に超音波を転送した後、拡大領域から第１反射信号を受信する。その後、超音波医療装置（１００）は、スキャンライン別第１反射信号を超音波映像データに変換し、備えられたディスプレイ部（１９０）を介して出力する。例えば、図４に示すように、スキャンラインが第１スキャンライン乃至第Ｎスキャンラインを含む場合、超音波医療装置（１００）は、第１スキャンラインに超音波を送信したあと、第１反射信号を受信して映像処理を行い、これを第Ｎスキャンラインまで行って最終イメージを生成する方式である。

【００６１】

図５は、本発明の実施例に係る平面波を利用した映像処理を説明するための概略図である。

【００６２】

図５に示すように、超音波医療装置（１００）が平面波を発生して取得するイメージは一度にすべてのトランスデューサーエレメントを用いて最終イメージを取得するので、一般的な映像処理方式より高速に動作する。即ち、超音波医療装置（１００）は、対象体に平面波を送信し、平面波に対応する第２反射信号を全体映像データに変換し、全体映像データをディスプレイ部（１９０）上に表示するようにする。このとき、超音波医療装置（１００）は、第２反射信号を全体映像データに変換するとき、高速イメージング処理をするためにソフトウェア的な並列処理を行うことができる。

【００６３】

図６は、本発明の実施例に係る超音波及び平面波を利用した映像処理を説明するための概略図である。

【００６４】

図６に示すように、超音波医療装置（１００）は、入力拡大命令により対象体の拡大領域に超音波を送信し、拡大領域から超音波に対応する第１反射信号を受信し、受信した第１反射信号をディスプレイするために拡大映像データに変換し、備えられたディスプレイ部（１９０）上のイメージウィンドウ領域（第１ウィンドウ領域）に拡大映像データを表示する。超音波医療装置（１００）は、イメージウィンドウ領域（第１ウィンドウ領域）に拡大映像データを出力するとともに、前もって設定した一定周期で対象体に平面波を送

信し、対象体から受信した第2反射信号を全体映像データに変換し、ディスプレイ部（190）上の拡大参照ウィンドウ領域（第2ウィンドウ領域）に全体映像データを表示する。

【0065】

超音波医療装置（100）は、「ライトズーム」時に、実時間映像処理の際に一定間隔で平面波を配置して全体映像データを取得し、これを拡大参照ウィンドウ（第2ウィンドウ）に実時間でアップデートする。即ち、超音波医療装置（100）は、ソフトウェア的なビームフォーミング基盤の平面波に対応する第2反射信号を超高速で全体映像データに変換することができるので（例えば、1,000枚/秒乃至10,000枚/秒）FPS（Frame Per Second）に影響を与えずに、拡大参照ウィンドウ（第2ウィンドウ）に実時間映像データをアップデートすることができる。

10

【0066】

一方、超音波医療装置（100）は、前もって設定した時間または前もって設定したフレームを基準として平面波が対象体に送信されるようにし、入力拡大命令により超音波が拡大領域に連続的に転送されるようにし、前もって設定した一定周期ごとに超音波の送信を一時中断し、平面波が対象体に送信されるようにする。

【0067】

以上、本発明を実施の形態を用いて説明したが、本発明の技術的範囲は上記実施の形態に記載の範囲には限定されない。上記実施の形態に、多様な変更又は改良を加えることが可能であることが当業者に明らかである。そのような変更又は改良を加えた形態も本発明の技術的範囲に含まれ得ることが、特許請求の範囲の記載から明らかである。本明細書は前記構成の精神及び必須的特徴を外れない範囲で他の特定の形態で具体化されることを当業者へ自明する。前記詳細な説明はすべての面で制限的に解釈してはならず、例示的であることを考慮しなくてはならない。本明細書の範囲は添付された請求項の合理的会社により決定されなくてはならない。本明細書の等価的範囲内のすべての変更は本発明の範囲に含むものとする。

20

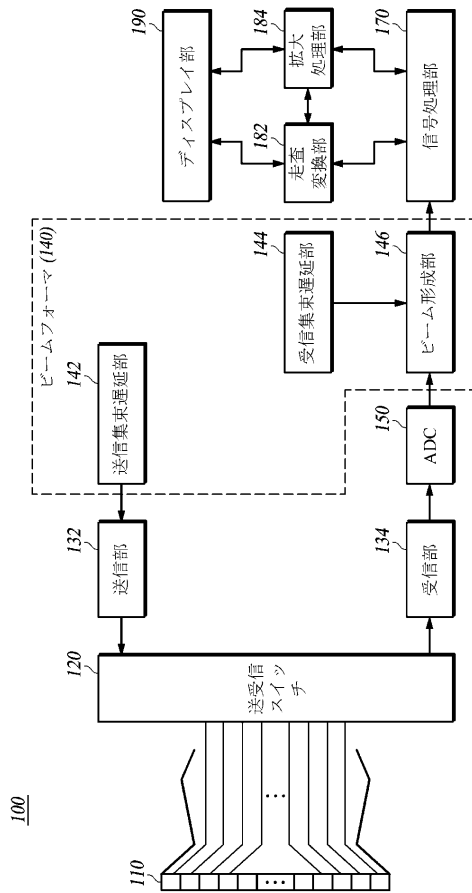
【符号の説明】

【0068】

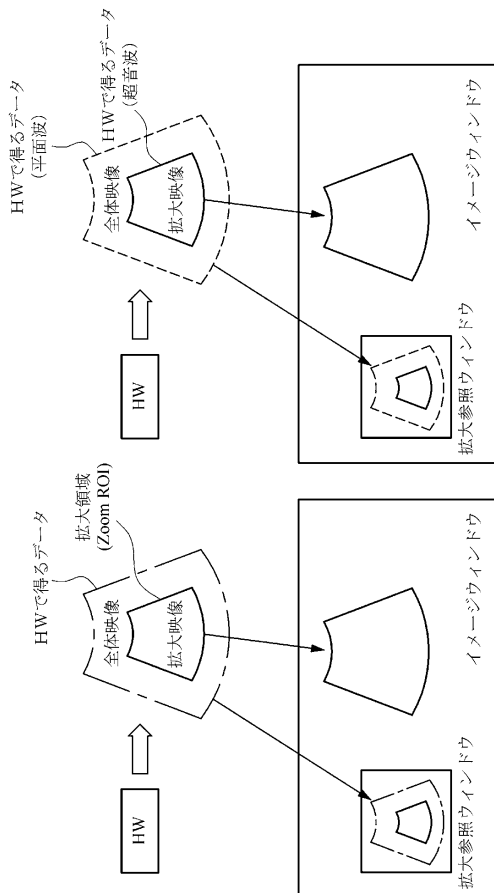
100	超音波医療装置	110	トランスデューサー
120	送受信スイッチ	132	送信部
134	受信部	140	ビームフォーマ
150	アナログ・デジタルコンバーター	170	信号処理部
182	走査変換部	184	拡大処理部
190	ディスプレイ部		

30

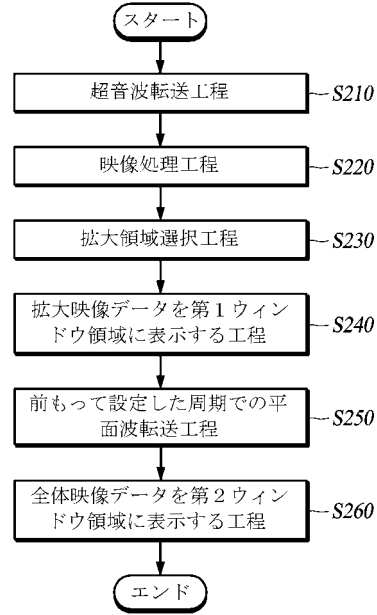
【図 1】



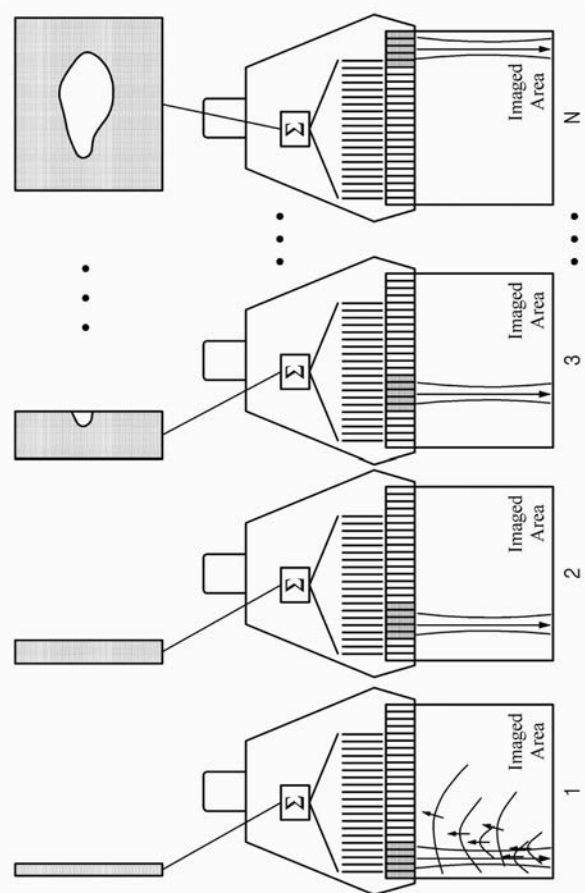
【図 3】



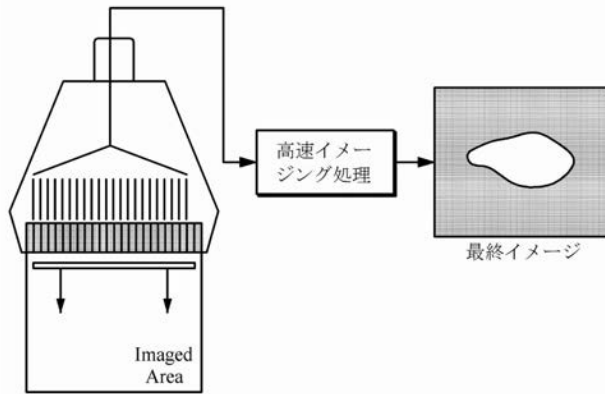
【図 2】



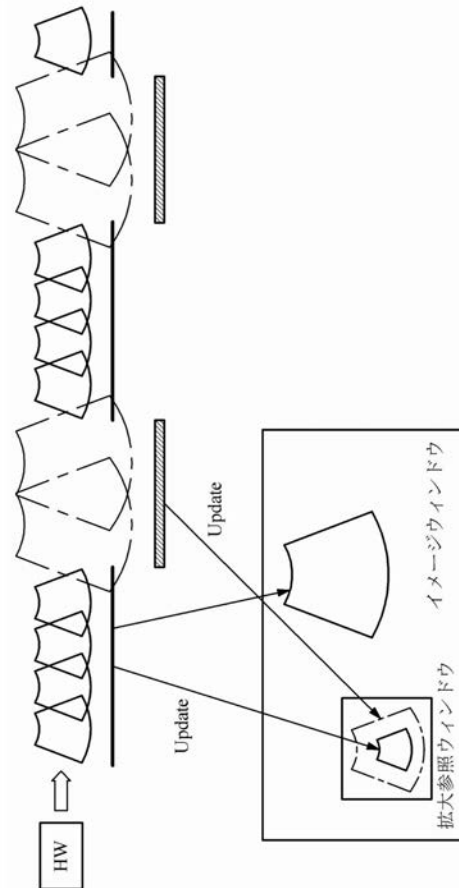
【図 4】



【図 5】



【図 6】



【手続補正書】

【提出日】平成27年11月10日(2015.11.10)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

入力拡大 (Write Zoom) 命令により対象体の拡大領域に超音波を送信し、該拡大領域から該超音波に対応する第 1 反射信号を受信するトランスデューサー (Transducer) と、

前記第 1 反射信号をディスプレイ (Display) するために拡大映像データに変換し、備えられたディスプレイ部上の第 1 ウィンドウ領域に該拡大映像データが表示されるようにする走査変換部 (Scan Converter) と、

前もって設定した一定周期で前記対象体に平面波を送信するように前記トランスデューサーを制御し、前記対象体から受信した第 2 反射信号を全体映像データに変換し、前記ディスプレイ部上の第 2 ウィンドウ領域に該全体映像データが表示されるようにする拡大処理部と、

を備える、

超音波医療装置。

【請求項 2】

前記拡大処理部は、前記第 1 ウィンドウ領域であるイメージウィンドウ (Image Window) 領域に前記拡大映像データが表示されるようにするとともに、前記第 2 ウィンドウ領域である拡大参照ウィンドウ (Zoom Reference Window)

領域に前記全体映像データが表示されるようにする、

請求項 1 に記載の超音波医療装置。

【請求項 3】

前記拡大処理部は、前記拡大参照ウィンドウ領域に前記全体映像データが実時間でアップデートされるようにする、

請求項 2 に記載の超音波医療装置。

【請求項 4】

前記拡大参照ウィンドウ領域は、前記イメージウィンドウ領域内に含まれる、

請求項 2 に記載の超音波医療装置。

【請求項 5】

前記拡大処理部は、前もって設定した時間または前もって設定したフレームを基準として前記対象体に前記平面波を送信するように前記トランスデューサーを制御する、

請求項 1 に記載の超音波医療装置。

【請求項 6】

前記拡大処理部は、前もって設定した秒単位で前記対象体に前記平面波を送信するように前記トランスデューサーを制御する、

請求項 5 に記載の超音波医療装置。

【請求項 7】

前記拡大処理部は、前もって設定したフレームを基準とし、前もって設定した任意のフレーム当りの回数で前記対象体に前記平面波を送信するように前記トランスデューサーを制御する、

請求項 5 に記載の超音波医療装置。

【請求項 8】

前記トランスデューサーは、前もって設定したスキャンライン (Scan line) に沿って前記拡大領域に前記超音波を転送した後、前記拡大領域から前記第 1 反射信号を受信するか、前もって設定したスキャンライン全体を用いて前記対象体に前記平面波を転送した後、前記対象体から前記第 2 反射信号を受信する、

請求項 1 に記載の超音波医療装置。

【請求項 9】

前記第 1 反射信号または前記第 2 反射信号をデジタル信号に変換するアナログ・デジタルコンバーター (ADC) と、

前記拡大領域に前記超音波を集束 (Focusing) するのに必要な第 1 遅延時間を生成した後、または前記対象体に前記平面波を集束するのに必要な第 2 遅延時間を生成した後に、該第 1 遅延時間または該第 2 遅延時間を適用した前記デジタル信号を一つの信号に組み合わせた組合信号を生成するビームフォーマと、

をさらに備える、

請求項 1 に記載の超音波医療装置。

【請求項 10】

前記拡大処理部は、前記対象体に複数の角度で前記平面波を送信し、それによる前記第 2 反射信号をそれぞれ受信するように前記トランスデューサーを制御し、受信した信号を合成して前記全体映像データを生成する、

請求項 1 に記載の超音波医療装置。

【請求項 11】

前記拡大処理部は、前記入力拡大命令により前記超音波を前記拡大領域に連続的に転送し、前もって設定した一定周期ごとに前記超音波の送信を一時中断して前記平面波を前記対象体に送信するように前記トランスデューサーを制御する、

請求項 1 に記載の超音波医療装置。

【請求項 12】

超音波医療装置で映像を拡大する方法において、

入力拡大命令により対象体の拡大領域に超音波を送信し、該拡大領域から該超音波に対

応する第 1 反射信号を受信する受信工程と、

前記第 1 反射信号をディスプレイ（D i s p l a y）するために拡大映像データに変換し、備えられたディスプレイ部上の第 1 ウィンドウ領域に該拡大映像データが表示されるようにする走査工程と、

前もって設定した一定周期で前記対象体に平面波を送信し、前記対象体から受信した第 2 反射信号を全体映像データに変換し、前記ディスプレイ部上の第 2 ウィンドウ領域に該全体映像データが表示されるようにする拡大処理工程と、

を備える、

映像拡大方法。

【請求項 1 3】

前記拡大処理工程は、前記第 1 ウィンドウ領域であるイメージウィンドウ領域に前記拡大映像データが表示されるようにするとともに、前記第 2 ウィンドウ領域である拡大参照ウィンドウ領域に前記全体映像データが表示されるようにする工程を含む、

請求項 1 2 に記載の映像拡大方法。

【請求項 1 4】

前記拡大処理工程は、前もって設定した時間または前もって設定したフレームを基準として前記対象体に前記平面波を送信するようにする工程を含む、

請求項 1 2 に記載の映像拡大方法。

【請求項 1 5】

前記拡大処理工程は、前記入力拡大命令により前記超音波を前記拡大領域に連続的に転送し、前もって設定した一定周期ごとに前記超音波の送信を一時中断して前記平面波を前記対象体に送信するようにする工程を含む、

請求項 1 2 に記載の映像拡大方法。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/KR2013/003763

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B 8/14(2006.01)i, G01N 29/24(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 8/14; G06T 3/00; A61B 8/00; G01N 29/24 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: ultrasonic waves, image, expansion, transducer		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2006-0111634 A1 (WU, Tony) 25 May 2006 See abstract, paragraphs [0020]-[0032], claim 1 and figures 1, 4.	1-15
A	KR 10-2012-0053626 A (SAMSUNG MEDISON CO.,LTD.) 29 May 2012 See abstract, page 7, claim 1 and figures 8-9.	1-15
A	KR 10-0350025 B1 (SAMSUNG MEDISON CO.,LTD.) 24 August 2002 See abstract, pages 8-9, claim 1 and figures 4-6.	1-15
A	KR 10-2013-0032163 A (POSTECH ACADEMY-INDUSTRY FOUNDATION) 01 April 2013 See abstract, paragraphs [0057]-[0076], claim 1 and figure 4.	1-15
A	US 5782766 A (LEE, Weng et al.) 21 July 1998 See abstract, column 11, line 17 - column 13, line 60, claims 1-4, 11-13 and figures 8-9.	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 "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 JANUARY 2014 (24.01.2014)		Date of mailing of the international search report 24 JANUARY 2014 (24.01.2014)
Name and mailing address of the ISA/KR  Korean Intellectual Property Office Government Complex-Daejeon, 189 Seonsa-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/KR2013/003763

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member	Publication date
US 2006-0111634 A1	25/05/2006	CN 1781460 A	07/06/2006
		CN 1781460 B	29/02/2012
		CN 1781460 C0	07/06/2006
		US 8016758 B2	13/09/2011
KR 10-2012-0053626 A	29/05/2012	EP 2455754 A2	23/05/2012
		EP 2455754 A3	24/04/2013
		US 2012-0130244 A1	24/05/2012
KR 10-0350025 B1	24/08/2002	NONE	
KR 10-2013-0032163 A	01/04/2013	US 2013-0077445 A1	28/03/2013
US 05782766 A	21/07/1998	JP 08-280688 A	29/10/1996
		JP 3345257 B2	18/11/2002
		US 05575286 A	19/11/1996
		US 05655535 A	12/08/1997
		US 05782766 A	21/07/1998
		US 05899861 A	04/05/1999

국제조사보고서		국제출원번호 PCT/KR2013/003763
A. 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC)) A61B 8/14(2006.01)i, G01N 29/24(2006.01)i		
B. 조사된 분야 조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재) A61B 8/14; G06T 3/00; A61B 8/00; G01N 29/24 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: 초음파, 이미지, 확대, 트랜스듀서		
C. 관련 문헌		
카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항
A	US 2006-0111634 A1 (WU TONY) 2006.05.25 요약, 문단번호 [0020]-[0032], 청구항 1 및 도면 1,4 참조.	1-15
A	KR 10-2012-0053626 A (삼성메디슨 주식회사) 2012.05.29 요약, 페이지 7, 청구항 1 및 도면 8-9 참조.	1-15
A	KR 10-0350025 B1 (메디슨 주식회사) 2002.08.24 요약, 페이지 8-9, 청구항 1 및 도면 4-6 참조.	1-15
A	KR 10-2013-0032163 A (포항공과대학교 산학협력단) 2013.04.01 요약, 문단번호 [0057]-[0076], 청구항 1 및 도면 4 참조.	1-15
A	US 5782766 A (WENG LEE 외 2명) 1998.07.21 요약, 컬럼 11, 라인 17 - 컬럼 13, 라인 60, 청구항 1-4, 11-13 및 도면 8-9 참조.	1-15
☐ 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 2014년 01월 24일 (24.01.2014)		국제조사보고서 발송일 2014년 01월 24일 (24.01.2014)
ISA/KR의 명칭 및 우편주소 대한민국 특허청 (302-701) 대전광역시 서구 청사로 189, 4동 (둔산동, 정부대전청사) 팩스 번호 +82-42-472-7140		심사관 김태훈 전화번호 +82-42-481-8407

서식 PCT/ISA/210 (두 번째 용지) (2009년 7월)

국제조사보고서
대응특허에 관한 정보

국제출원번호

PCT/KR2013/003763

국제조사보고서에서 인용된 특허문헌	공개일	대응특허문헌	공개일
US 2006-0111634 A1	2006/05/25	CN 1781460 A CN 1781460 B CN 1781460 C0 US 8016758 B2	2006/06/07 2012/02/29 2006/06/07 2011/09/13
KR 10-2012-0053626 A	2012/05/29	EP 2455754 A2 EP 2455754 A3 US 2012-0130244 A1	2012/05/23 2013/04/24 2012/05/24
KR 10-0350025 B1	2002/08/24	없음	
KR 10-2013-0032163 A	2013/04/01	US 2013-0077445 A1	2013/03/28
US 05782766 A	1998/07/21	JP 08-280688 A JP 3345257 B2 US 05575286 A US 05655535 A US 05782766 A US 05899861 A	1996/10/29 2002/11/18 1996/11/19 1997/08/12 1998/07/21 1999/05/04

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,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,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,IS,JP,KE,KG,KM,KN,KP,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,PA,PE,PG,PH,PL,PT,QA,RO,RS,RU,RW,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN

(74)代理人 100154070

弁理士 久恒 京範

(74)代理人 100158964

弁理士 岡村 和郎

(72)発明者 チェ, スピョン

大韓民国 402-206, インチョン, ナムグ, ジュアン 6ードン, 975-1, ドンウォン
チョンヘ アpartment, 1-503

(72)発明者 チョ, ヒュンチュル

大韓民国 426-749, ギョンギード, アンサンーシ, サンロクーグ, サ 2ードン, ヨジン
アpartment, 214-301

(72)発明者 ソン, コンホ

大韓民国 463-440, ギョンギード, ブンダング, ソンナムーシ, ウンジュンードン, 9
56, プーヨン アpartment, 804-1503

(72)発明者 チャン, スンヨブ

大韓民国 122-010, ソウル, ウンピョング, ベンニョンサンーロ, 38, 209-90
2

Fターム(参考) 4C601 HH15 KK10 KK25

专利名称(译)	图像放大方法和超声医疗设备		
公开(公告)号	JP2016517744A	公开(公告)日	2016-06-20
申请号	JP2016511660	申请日	2013-04-30
[标]申请(专利权)人(译)	铝齿轮医疗系统有限责任公司 爱飞纽医疗机械贸易有限公司		
申请(专利权)人(译)	铝齿轮医疗系统有限责任公司		
[标]发明人	チェスピョン チヨヒュンチュル ソンコンホ チャンスンヨブ		
发明人	チェ,スピョン チヨ,ヒュンチュル ソン,コンホ チャン,スン-ヨブ		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/145 A61B8/4483 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/54 G01N2291/02475 G01S7/52065 G01S7/52074 G01S7/52085		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/HH15 4C601/KK10 4C601/KK25		
代理人(译)	泉 通博 冈村和夫		
优先权	1020130048827 2013-04-30 KR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种图像放大方法和用于实现该方法的超声医疗设备。一种图像放大方法，可通过使用光缩放方法实时更新放大参考窗口中的整个图像来提高诊断效率，该方法是超声医疗设备的两种类型的放大方法（超前缩放和光缩放）之一。以及用于实现该超声波医疗设备的超声波医疗设备。

