

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4711775号  
(P4711775)

(45) 発行日 平成23年6月29日 (2011. 6. 29)

(24) 登録日 平成23年4月1日 (2011. 4. 1)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/08

請求項の数 3 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2005-231566 (P2005-231566)  
 (22) 出願日 平成17年8月10日 (2005. 8. 10)  
 (65) 公開番号 特開2007-44231 (P2007-44231A)  
 (43) 公開日 平成19年2月22日 (2007. 2. 22)  
 審査請求日 平成20年3月21日 (2008. 3. 21)

(73) 特許権者 000153498  
 株式会社日立メディコ  
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号  
 (72) 発明者 脇 康治  
 東京都千代田区内神田一丁目1番14号  
 株式会社日立メディコ内  
 (72) 発明者 村山 直之  
 東京都千代田区内神田一丁目1番14号  
 株式会社日立メディコ内

審査官 東 治企

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

探触子に備えられた超音波振動子群からの反射エコー信号から前記被検体の断層像を生成する手段と、隣接する2フレームの前記断層像から画像相関により各部位の変位を演算する第1変位演算手段と、前記変位に基づいて、各部位毎の歪みを演算する第1歪み演算手段と、前記演算された歪みに応じた色調変調を行うカラー化手段と、前記色調変調された画像を、1フレーム毎に生成される前記断層像に重ねて表示させる画像合成手段と、

前記断層像の前記被検体の部位に低周波振動波を前記被検体に照射する低周波振動体と、前記低周波振動波に基づく反射エコー信号から歪みを演算する第2歪み演算手段と、前記歪みから低周波振動波の伝搬速度を算出する伝搬速度検出手段と、前記低周波振動波の伝搬速度から前記部位の弾性率を算出する弾性率演算手段と、前記低周波振動波の照射方向に沿ったラインに、前記弾性率演算手段により算出された前記弾性率に応じた色付けを行うグラフィック手段とを備え、前記画像合成手段は、前記歪みに応じて色調変調された画像が重ねられた断層像に前記弾性率に応じて色付けされたラインを重ねて表示することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記弾性率を前記断層像にフィードバックさせる手段を備え、前記歪みに応じて色調変調された画像が重ねられた断層像に、前記弾性率を付加することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記第2歪み演算手段で演算される前記探触子からの深さ方向の変位量と経過時間から、前記低周波振動波の照射方向に沿った低周波信号の速度勾配を表示することを特徴とする請求項1、2のいずれかに記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波を利用して被検体内の生体組織の超音波反射率を計測し、それを輝度に対応づけることで診断部位における断層像を表示することができる。

10

【0003】

そして、近年では、画像相関による演算によって、各部位における変位、歪みを計測し、また、該被検体に手動等によって付加される圧力を加味して弾性率を計測し、それらを前記断層像に重ねて表示することが知られるに至っている。

【0004】

このようにして得られる画像は、生体組織の比較的硬い部分を明確に表示でき、その部分が腫瘍になっていること、その腫瘍がどれぐらいの広がりをもって形成されているかが容易に判断できる効果を奏する。

【0005】

20

なお、このような技術はたとえば下記特許文献1等に詳細な開示がなされている。

【特許文献1】特開2000-60853号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、上記特許文献1に開示される超音波診断装置は、たとえば腫瘍等の個所における弾性率の計測にあつて、被検体に付加される圧力は、超音波探触子进行操作する操作者が該超音波探触子を被検体に加える力（該超音波探触子に備えられた圧力センサ等が検知する）に基づいてなされ、この力は操作者によって異なってしまうことから、再現性が乏しいということが指摘されるに至っている。

30

【0007】

また、やはり腫瘍等の個所における弾性率の計測にあつて、その正確な値まで算出することは演算処理上困難性がともない、いまだ実現されていないものとなっている。

【0008】

腫瘍等の関心部位における弾性率の計測において再現性の向上を図ること、また、正確な数値まで演算することは、高フレームレートの必要を余儀なくされるという不都合をともなうものであった。

【0009】

本発明は、このような事情に基づいてなされたものであり、その目的は、高フレームレートを必要とすることなく、画像と対応づけた部位の弾性率を再現性よく、正確に検出し、かつ表示できる超音波診断装置を提供することにある。

40

【課題を解決するための手段】

【0010】

本願において開示される発明のうち、代表的なものの概要を簡単に説明すれば、以下のとおりである。

【0011】

(1) 本発明による超音波診断装置は、たとえば、探触子に備えられた超音波振動子群からの反射エコー信号から前記被検体の断層像を生成する手段と、隣接する2フレームの前記断層像から画像相関により各部位の変位を演算する第1変位演算手段と、前記変位に基づいて、各部位毎の歪みを演算する第1歪み演算手段と、前記演算された歪みに応じた色

50

調変調を行うカラー化手段と、前記色調変調された画像を、1フレーム毎に生成される前記断層像に重ねて表示させる画像合成手段と、

前記断層像の前記被検体の部位に低周波振動波を前記被検体に照射する低周波振動体と、前記低周波振動波に基づく反射エコー信号から歪みを演算する第2歪み演算手段と、前記歪みから低周波振動波の伝搬速度を算出する伝搬速度検出手段と、前記低周波振動波の伝搬速度から前記部位の弾性率を算出する弾性率演算手段と、を備え、

前記画像合成手段は、前記歪みに応じて色調変調された画像が重ねられた断層像と共に、前記弾性率を表示することを特徴とする。

【0012】

(2) 本発明による超音波診断装置は、たとえば、(1)の構成を前提に、前記弾性率を前記断層像にフィードバックさせる手段を備え、前記歪みに応じて色調変調された画像が重ねられた断層像に、前記弾性率を付加することを特徴とする。

10

【0013】

(3) 本発明による超音波診断装置は、たとえば、(1)、(2)のいずれかの構成を前提に、前記第2歪み演算手段で演算される前記探触子からの深さ方向の変位量と経過時間から、前記低周波振動波の照射方向に沿った低周波信号の速度勾配を表示することを特徴とする。

(4) 本発明による超音波診断装置は、たとえば、(1)乃至(3)の内の何れかの構成を前提に、前記低周波振動波の照射方向に沿ったラインに、前記弾性率演算手段により算出された前記弾性率に応じた色付けを行うグラフィック手段を備え、前記色付けされたラインを前記断層像に重ねて表示することを特徴とする。

20

(5) 本発明による超音波診断装置は、たとえば、(1)乃至(3)の内の何れかの構成を前提に、一端から他端にかけて色が変化する色調ベルトに予め設定された範囲の弾性率を対応させる色調ベルト画像を生成すると共に、

前記カラー化手段により色調変調領域を、前記弾性率演算手段により算出された前記弾性率に対応する色調で色付けするグラフィック手段を備え、

前記色調ベルトに対応する画像を、前記断層像に重ねて表示させる。

【0014】

なお、本発明は以上の構成に限定されず、本発明の技術思想を逸脱しない範囲で種々の変更が可能である。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

以下、本発明による超音波診断装置の一実施例を図面を用いて説明をする。

【0016】

図1は、本発明による超音波診断装置の全体構成の一実施例を示すブロック図である。

【0017】

本発明による超音波診断装置は、大別すると、被検体5に当接させて用いられる超音波探触子1と、この超音波探触子1からの反射エコー信号によってたとえば断層画像等の情報を構成する装置本体2と、この装置本体2によって得られる前記断層画像等の情報を表示する画像表示器3と、から構成されている。なお、前記装置本体2には、前記断層画像等の情報を得るための制御等に必要となる情報等を入力させるキーボード(操作卓)4が備えられている。

40

【0018】

そして、この超音波診断装置は、上述のようにして画像表示器3上に得られるたとえば断層画像等にその部位に応じた歪み情報を重ねて表示できる機能を備えたものとなっている。

【0019】

すなわち、まず、前記超音波探触子1は、図2にその詳細を示すように、その本体の被検体5と当接する面において一方向に並設される多数の超音波振動子からなる超音波振動子群110を備えている。そして、たとえば該超音波振動子群110のほぼ中央部に低周

50

波振動体 120 を備え、また、この低周波振動体 120 にはこの低周波振動体 120 からの低周波の反射エコー信号を検知する低周波振動子 120a が備えられている。しかし、以下の説明にあっては、この低周波振動子 120a を備えた低周波振動体 120 を便宜上単に低周波振動体 120 と称する。

【0020】

ここで、前記超音波探触子 1 は、必要な時に被検体 5 に圧迫を加えて用いられ、この場合、少なくとも 2 フレームの断層像を得るようにして操作されるようになっている。これにより、前記超音波振動子群 110 からは、断層像とこの断層像の各部位における生体歪みに関する情報が得られるようになっている。

【0021】

超音波探触子 1 の前記超音波振動子群 110 は、図 1 に示すように、第 1 超音波送受信部 201 によって超音波を被検体 5 内に発し、その反射エコー信号をとらえ、該第 1 超音波送受信部 201 に送出するようになっている。なお、この第 1 超音波送受信部 201 には前記反射エコー信号を整相加算して RF 信号データを時系列的に生成する回路を備えたものとなっている。該第 1 超音波送受信部 201 からの RF 信号データは B/W デジタルスキャンコンバータ部 202 に入力され、この B/W デジタルスキャンコンバータ部 202 によって、白黒からなる濃淡を表す断層像情報が形成されるようになっている。この断層像情報は各フレームごとに合成部 203 に送出され、後に詳述する他の画像と合成されるようになっている。

【0022】

一方、前記第 1 超音波送受信部 201 からの RF 信号データは、第 1 変位演算部 204 に入力されるようになっており、この第 1 変位演算部 204 によって、隣接する 2 フレームの断層像を用いた画像相関により各部位の変位を演算するようになっている。また、さらに第 1 歪み演算部 205 に入力され、この第 1 歪み演算部 205 によって、前記変位に基づいて各部位の歪みを演算するようになっている。そして、カラーデジタルスキャンコンバータ部 206 に入力され、このカラーデジタルスキャンコンバータ部 206 によって、前記歪みの値に応じた色相変調を施し、この色相変調された情報は前記合成部 203 に送出され、前記断層像に重ねて表示されるようになっている。この表示は前記画像表示器 3 によってなされるようになっている。

【0023】

なお、前記超音波振動子群 110 から得られる前記画像は、超音波探触子 1 との位置関係で示す図 3 (a) に示すように、断層像 301 のうち比較的歪みの小さい部位（硬化の程度が大きな部位）において、すなわち腫瘍 TM に該当する部分において、たとえば色が付された像として表示されるようになる。この断層像 301 は、組織歪みの差異を明瞭に描出でき、いわゆるリアルタイム表示に優れたものとして表示される。なお、図 3 (a) にあって超音波探触子 1 には前記低周波振動体 120 の図示を省略して描画している。低周波振動体 120 の駆動によって得られる情報については次に説明する。

【0024】

超音波探触子 1 に備えられている前記低周波振動体 120 は、図 3 (b) に示すように、画像表示器 3 に表示された断層像 301 を観察しながら、該断層像 301 内の腫瘍 TM に低周波信号が照射されるように、駆動されるようになっている。なお、図 3 (b) に示す断層像 301 は、該低周波振動体 120 との位置関係で示しており、超音波探触子 1 の本体と前記超音波振動子群 110 はその図示を省略して描画している。

【0025】

前記低周波振動体 120 は、図 4 (a) に示すように、たとえば 100 Hz 以下の低周波振動波 401 が照射され、それによって生体内の組織に歪みを与えることができるようになっている。また、図 4 (a) では、該低周波振動波 401 を腫瘍 TM の方向に 1 ライン分照射していることを示している。そして、この低周波振動波 401 は、図 4 (b) に示すように、通常の生体内でたとえば約 1 m/s の速度で、硬化した組織内ではたとえば約 20 m/s の速度で伝搬し、それらの速度差は大きなものとなる。このことは、組織の

10

20

30

40

50

硬度具合を低周波振動波の速度によって精度よく検出できることを意味する。

【 0 0 2 6 】

そして、この低周波振動体 1 2 0 は、図 1 に示すように、第 2 超音波送受信部 2 0 7 によって該低周波振動波を被検体内に発し、その反射エコー信号を該第 2 超音波受信部 2 0 7 がとらえるようになっている。

【 0 0 2 7 】

第 2 超音波送受信部 2 0 7 に入力された反射エコー信号は、第 2 変位演算部 2 0 8 に入力されるようになっており、この第 2 変位演算部 2 0 8 によって、隣接する R F 信号から少なくとも前記部位の変位を演算するようになっている。図 4 ( c ) は、連続して入力される前記 R F 信号を示しており、その周波数はたとえば 5 M H z であり、また、P R F はたとえば 5 k となっている。このうちたとえば R F 信号 S 1、S 2 の相関演算によって変位が算出されるようになっている。また、さらに第 2 歪み演算部 2 0 9 に入力され、この第 2 歪み演算部 2 0 9 によって、前記変位に基づいて前記部位の変位の歪みを演算するようになっている。そして、伝播速度検出部 2 1 0 に入力されるようになっており、この伝播速度検出部 2 1 0 によって、前記低周波振動波の伝搬速度  $V_s$  を算出するようになっている。さらに、弾性率演算部 2 1 1 に入力されるようになっており、この弾性率演算部 2 1 1 によって、前記部位（前記腫瘍 T M に該当する部位）の弾性率を算出するようになっている。この弾性率演算部 2 1 1 において、入力される伝搬速度  $V_s$  に対して弾性率 E は次式 ( 1 ) に示す演算によって算出できるようになっている。

【 0 0 2 8 】

$$E = 3 \quad V_s^2 \quad \dots \dots (1)$$

ここで、 $E$  は当該部位における粘性密度である。

【 0 0 2 9 】

図 5 は、本発明による超音波診断装置において、その画像表示器 3 に映像される画像の一態様を示した説明図である。

【 0 0 3 0 】

該画像表示器 3 の画面には、図 5 ( a ) に示す画像、図 5 ( b ) に示す画像、図 5 ( c ) に示す画像が並設されて表示されるようになっている。

【 0 0 3 1 】

図 5 ( a ) に示す画像は、いわゆる圧迫歪み 2 次元表示画像を示すもので、たとえば体表から 5 0 m m 以内の部分の断面像が表示され、この断面像のほぼ中央部には組織が硬い部分（腫瘍 T M）も映像されている。図 1 に示した B / W デジタルスキャンコンバータ ( D S C ) 2 0 2 およびカラー D S C 2 0 6 からの各情報が合成部 2 0 3 によって合成された画像として表示されるものである。また、この実施例では、該圧迫歪み 2 次元表示画像内において深さ方向に前記腫瘍 T M を横切って歪み M モードライン 5 0 1 が設定されている。この歪み M モードライン 5 0 1（破線部）は、歪み M モード表示に対応する位置を示す。

【 0 0 3 2 】

図 5 ( b ) に示す画像は、前記歪み M モード表示を示すもので、前記歪み M モードライン 5 0 1 に沿った低周波信号の速度勾配を示している。図 1 に示した伝搬速度検出部 2 1 0 によって検出された速度値と、グラフィック部 2 2 0 によって作成されたグラフィック画像とが合成部 2 0 3 によって合成された画像として表示されるものである。

【 0 0 3 3 】

図 5 ( c ) に示す画像は、弾性率表示を示すもので、前記歪み M モード表示上の伝搬速度に対応して弾性率の値が横軸に反映して表示されるようになっている。図 1 に示した弾性率演算部 2 1 1 によって検出された弾性率値と、グラフィック部 2 2 0 によって作成されたグラフィック画像とが合成部によって合成された画像として表示されるものである。

【 0 0 3 4 】

また、図 5 ( c ) の弾性率情報を図 5 ( a ) に示す画像にフィードバックして表示させることができる。制御演算部 2 2 2 は、図 5 ( c ) の弾性率が大きい m ( k p a ) の部位

をたとえば青色、弾性率が小さい $n$  (kpa)の部位をたとえば赤色として設定する。そして、画像表示部3に表示される図5(a)ライン501上に色付けをする。

【0035】

このように弾性率情報を2次元表示画像にフィードバックさせ、歪み、弾性率の両者の情報を得ることにより、各部位に対する弾性率分布及びその特性が判る。よって、診断の定量性を向上させることができる。

【0036】

図6は、本発明による超音波診断装置において、その画像表示器3に映像される画像の他の態様を示した説明図である。

【0037】

該画像表示器3の画面には、図6(a)に示す画像、図6(b)に示す画像が並設されて表示されるようになっている。

【0038】

図6(a)は、前述の図5(a)に示した表示と同様に圧迫歪み2次元表示画像を示しているが、該図5(a)の場合と異なり、その腫瘍TMの部分に施されている色は該腫瘍TMの部分において検出された弾性率の値に対応する色として表示されるようになっている。

【0039】

また、図6(b)は、一端から他端にかけて色の变化を示す色調ベルト601が表示され、その色は前記色調ベルト601の一端から他端にかけて弾性率が小さい側から大きい側へと変化していることを示している。すなわち、弾性率の大小が色に対応して示されているもので、たとえば、前記色調ベルト601上の各色のうち図中矢印で示す色が、図6(a)の腫瘍の部分に施されている色と同じ場合、該腫瘍TMの弾性率が前記色調ベルト601上に表された弾性率の範囲内においてどのへんに位置づけられるかが感覚的に容易に判明できるようになる。

【0040】

なお、図1において、超音波診断装置の装置本体2には、キーボード4によって情報が入力される制御演算部222を備え、この制御演算部222は前記キーボード4からの情報に基づいて第1超音波送受信部201、第2超音波送受信部207、B/Wデジタルスキャンコンバータ(DSC)202、グラフィック部220、カラースケール発生部221等を制御するように構成されている。

【0041】

図7は、本発明による超音波診断装置の他の実施例を示す構成図である。上述した超音波診断装置と異なる構成は、まず、図7(a)に示すように、超音波探触子1にある。すなわち、該超音波探触子1は、いわゆる電子スキャン式3Dプローブを備えた構成からなり、その被検体5に当接する面に形成される超音波振動子群110は、図7(b)に示すように、一方向(図中y方向)に並設される多数の振動子からなる振動子群110aが、該一方向に交叉する方向(図中x方向)へ順次並列された構成からなっている。

【0042】

図7(a)に示すように、一の振動子群110aからは一の断層像701に相当する情報が得られ、これら各断層像701は、それらの面と垂直方向に多数並設された位置関係で得られるようになる。

【0043】

このため、各振動子群110aによって得られる反射エコー信号から3次元画像情報702を得ることができ、この3次元画像情報702を、被検体5に対する超音波探触子1の圧迫前の断層像群701(b)と圧迫後の断層像群701(a)からそれぞれ作成し、これらの各3次元画像情報702の相関から各部位の歪みを演算し、被検体内の硬化部を強調する3次元画像情報702を構成することができる。この3次元画像情報702において、前記硬化部以外の部分を透明あるいは透明に近い情報とするとにより、該硬化部のみが浮き上がって映像でき、該硬化部(腫瘍TM)の位置を明確化させることができる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 4 4 】

被検体 5 内の硬化部を強調する前記 3 次元画像情報 7 0 2 の構成後は、視点を变えて目視できる 2 次元画像として前記画像表示器 3 に表示されるようになっている。

## 【 0 0 4 5 】

なお、上述した前記 3 次元画像情報 7 0 2 の構成は、図 1 に示す B / W デジタルスキャンコンバータ ( D S C ) 2 0 2 によってなされ、該 3 次元画像情報 7 0 2 の視点を变えて目視できる 2 次元画像の画像表示器 3 への表示は、キーボード 4 からの入力に基づく制御演算部 2 2 2 を介した前記 B / W デジタルスキャンコンバータ ( D S C ) 2 0 2 への制御によってなされるようになっている。

## 【 0 0 4 6 】

一方、前記超音波探触子 1 には、図 7 ( a ) に示すように、その周辺の一部において低周波振動体 1 2 0 が取り付けられ、その低周波振動体 1 2 0 の低周波照射方向は、図 8 ( a ) に示すように、前記 3 次元画像情報 7 0 2 が得られる領域のほぼ中央を指向するようになっている。かつ、該方向は若干の範囲で変更できるように構成されている。低周波振動体 1 2 0 の低周波照射方向の可変は被検体 5 の前記硬化部 ( 腫瘍 T M ) の所定の個所への照射がなされるためである。このため、前記電子スキャン式 3 D プローブによって得られる 3 次元画像情報 7 0 2 において、前記低周波振動体 1 2 0 の位置と該低周波振動体 1 2 0 からの低周波照射方向とを算出することにより、該 3 次元画像情報 7 0 2 を視点を变えて表示させる前記画像表示器 3 の画像面に前記低周波振動体 1 2 0 の低周波照射方向をグラフィック的に表示させることで、該低周波振動体 1 2 0 の被検体 5 内の前記硬化部 ( 腫瘍 T M ) への低周波照射を正確に行うことができるようになる。

## 【 0 0 4 7 】

このようにして、被検体 5 内の硬化部の所定の部位に低周波を照射するようにできることから、その反射エコー信号の受信によって、前記所定の部位において、該低周波の照射方向に沿った該低周波の速度はいうまでもなく、弾性率をも算出することができるようになる。図 8 ( b ) は、低周波振動体 1 2 0 の深さ方向に対する低周波の速度特性 8 1 を示す図で、その腫瘍 T M の個所に相当する中途部において速度が大きく変化していることが認められる。

## 【 0 0 4 8 】

図 9 は、上述した超音波診断装置に用いられる超音波探触子 1 の一実施例を示す構成図である。

## 【 0 0 4 9 】

この超音波探触子 1 は、図 9 ( a ) に示すように、超音波振動子 1 1 0 と低周波振動体 1 2 0 を備える本体 ( プローブ ) 9 0 1 に、いわゆる圧迫補助板 9 0 2 が着脱自在に取り付けられて構成されている。

## 【 0 0 5 0 】

図 9 ( b ) は、前記圧迫補助板 9 0 2 を本体 9 0 1 から取り外した状態を示した斜視図である。該圧迫補助板 9 0 2 はそれによって被検体 5 に均一な圧迫を施せるようにたとえばほぼ楕円形の板板として構成されている。この圧迫補助板 9 0 2 の材料としては生体適合性を有する素材であるたとえばノリル等が用いられている。

## 【 0 0 5 1 】

そして、該圧迫補助板 9 0 2 には、その表面の長軸方向 ( 楕円形の長軸方向 ) にほぼ一致づけられて長孔 1 1 0 a が形成され、また、該長孔 1 1 0 a のほぼ中央部において該長孔 1 1 0 a に隣接して小孔 1 2 0 a が形成されている。

## 【 0 0 5 2 】

この圧迫補助板 9 0 2 に前記本体 9 0 1 を装着させた場合、該本体 9 0 1 に設けられている超音波振動子 1 1 0 および低周波振動体 1 2 0 が、それぞれ、前記圧迫補助板 9 0 2 の長孔 1 1 0 a および小孔 1 2 0 a に位置づけられて配置されるようになる。

## 【 0 0 5 3 】

このように構成された超音波探触子 1 によれば、弾性像の取得のためのプローブと弾性

10

20

30

40

50

率の算出のためのプローブを備えたものが得られるようになる。

【 0 0 5 4 】

図 1 0 は、上述した超音波診断装置に用いられる超音波探触子 1 の他の実施例を示す構成図である。図 1 0 に示す超音波探触子 1 は圧迫(手動もしくは機械的)を用いた弾性画像の取得と加振による弾性率の算出を同一のプローブで実現するようにしたものである。

【 0 0 5 5 】

図 1 0 ( a )、( b ) に示すように超音波探触子 1 の被検体 5 と当接する面には複数の超音波振動子(図示せず)が並設されて構成されている。なお、図 1 0 ( a )、( b ) はいずれも被検体 5 の同一個所に配置され、それぞれ時間を異ならしめて駆動される超音波探触子 1 を示している。

10

【 0 0 5 6 】

圧迫を用いた弾性画像の取得においては各超音波振動子 1 からの送波は、図 1 0 ( a ) に示すように複数ラインを形成するようにしてなされる。この場合、各超音波振動子 1 の反射エコー信号の受信から弾性画像の形成までにあって、スキャン時間、演算時間がかかり、フレームレートが低下する。

【 0 0 5 7 】

そして、加振による弾性率の算出においては前記ラインは一つあるいは数本に限定して行い、また、超音波パルスの繰り返し周波数 P R F ( Pulse Repetition Frequency ) もたとえば 5 k 程度としている。加振による弾性率の計測には高フレームレートを必要とするからである。

20

【 0 0 5 8 】

そして、圧迫を用いた弾性画像の取得における各超音波振動子のスキャンと、加振による弾性率の算出における超音波振動子のスキャンとは分離されてなされ、図 1 0 ( a ) に示すようにスキャンを行って弾性画像を取得した後に、図 1 0 ( b ) に示すようにスキャンを行い、加振を付加させることにより伝搬速度、弾性率を取得するようにする。

【 0 0 5 9 】

なお、この場合の加振としては、たとえば図 1 1 ( a ) に示すように圧迫補助用のカブラ 1 1 1 に結合された振動体 1 1 2 によって行うか、あるいは図 1 1 ( b ) に示すように探触子保持部に付属させた振動体 1 1 3 によって行う手法が採られる。

【 0 0 6 0 】

30

図 1 2 ( a )、( b ) は、前記図 1 0 ( a )、( b ) にそれぞれ対応した図であり、図 1 0 ( a )、( b ) に示した超音波探触子 1 を用いて圧迫を用いた弾性画像の取得、および加振による弾性率の算出を行う場合において、まず、加振における歪み M モードの画像のガイドライン 1 2 1 をユーザが任意に切り換える(選択する)ことができるように構成されている。そして、上述のように指定されたラインを中心としたチャンネルの振動子にて送波を行い一ライン(伝播速度検出用のライン)のビームを形成できるように構成され、弾性率を計測できるようになっている。このように構成することにより、プローブ(超音波探触子 1 )を被検体 5 上でわざわざ移動させる必要がなくなるという効果を奏する。

【 0 0 6 1 】

また、この手法で得られる弾性率情報を画像表示部 3 に示される画像にフィードバックして表示させることができる。制御演算部 2 2 2 は、弾性率が大きい部位をたとえば青色、弾性率が小さい部位をたとえば赤色として設定する。そしてガイドライン 1 2 1 に対応する部位をカラーで画像表示部 3 に表示する。

40

【 0 0 6 2 】

このガイドライン 1 2 1 は任意に選択することができるため、歪み 2 次元表示画像より被検体 5 の硬化部(腫瘍 T M )と認識した個所にガイドライン 1 2 1 を操作者が設定し、そして、そのガイドライン 1 2 1 上に対応する弾性率をカラー表示する。

【 0 0 6 3 】

また、ガイドライン 1 2 1 を硬化部(腫瘍 T M )の上に自動設定し、弾性率を表示してもよい。たとえば、歪み 2 次元表示画像において硬化部(腫瘍 T M )は緑色～青色で示さ

50



れている。そこで、歪み２次元表示画像において硬化部（腫瘍ＴＭ）（緑色～青色）が表示されている個所を制御演算部２２２が認識し、その個所にガイドラインぬ１２１を複数設定する。その複数ガイドライン１２１に対応する弾性率を２次元表示画像にカラー表示する。また、全てのスキャンライン上にガイドライン１２１を設定し、全てのスキャンライン上において、２次元表示画像に弾性率をカラー表示してもよい。

【００６４】

このようにガイドライン１２１の弾性率情報を２次元表示画像にフィードバックさせ、歪み、弾性率の両者の情報を得ることにより、各部位に対する弾性率分布及びその特性が判る。よって、診断の定量性を向上させることができる。

【００６５】

なお、上述した実施例では、図１に示すように、超音波振動子群１１０が得た反射エコー信号からは、第１変位演算部２０４によって変位を、第１歪み演算部２０５によって歪みを演算し、この歪みに関する情報を画像表示器３に表示するようにしたものである。したがって、該歪みから導かれる弾性率を演算しない構成としたものである。しかし、第１歪み演算部２０５の後段に弾性率演算部を設け、この弾性率演算部によって得られた弾性率に関する情報を画像表示器３に表示するようにしてもよいことはいうまでもない。

【００６６】

上述した各実施例はそれぞれ単独に、あるいは組み合わせて用いても良い。それぞれの実施例での効果を単独であるいは相乗して奏することができるからである。

【図面の簡単な説明】

【００６７】

【図１】本発明による超音波診断装置の一実施例を示すブロック構成図である。

【図２】本発明による超音波診断装置に用いられる超音波探触子の一実施例を示す構成図である。

【図３】本発明による超音波診断装置に用いられる超音波探触子の機能を示した図で、超音波振動子の機能と低周波振動体の機能とを分けて示している。

【図４】本発明による超音波診断装置に用いられる超音波探触子であって、低周波振動体の機能をより詳細に示した図である。

【図５】本発明による超音波診断装置の画像表示器に表示される表示の一態様を示した図である。

【図６】本発明による超音波診断装置の画像表示器に表示される表示の他の態様を示した図である。

【図７】本発明による超音波診断装置に用いられる超音波探触子の他の実施例と、その超音波探触子によって得られる３次元画像との関係を示す構成図である。

【図８】図７に示した３次元画像と低周波振動体との関係を示した図である。

【図９】本発明による超音波診断装置に用いられる超音波探触子の他の実施例を示す構成図である。

【図１０】本発明による超音波診断装置に用いられる超音波探触子の他の実施例を示す構成図である。

【図１１】本発明による超音波診断装置に用いられる超音波探触子の他の実施例を示す構成図である。

【図１２】本発明による超音波診断装置に用いられる超音波探触子の他の実施例を示す構成図である。

【符号の説明】

【００６８】

１……超音波探触子、２……装置本体、３……画像表示器、４……キーボード、５……被検体、１１０……超音波振動子群、１２０……低周波振動体、２０１……第１超音波送受信部、２０２……Ｂ／Ｗデジタルスキャンコンバータ、２０３……合成部、２０４……第１変位演算部、２０５……第１歪み演算部、２０６……カラーＤＳＣ、２０７……第２超音波送受信部、２０８……第２変位演算部、２０９……第２歪み演算部、２１０……伝搬

10

20

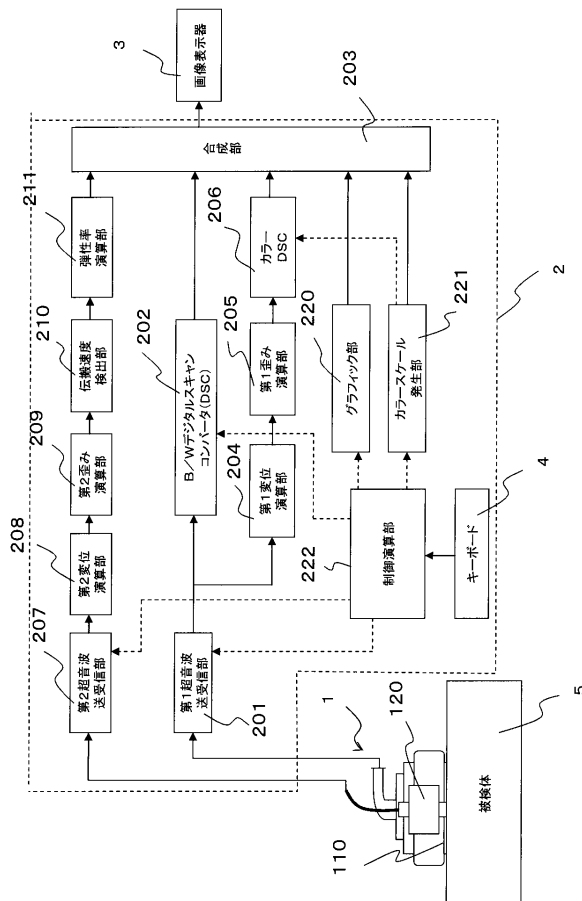
30

40

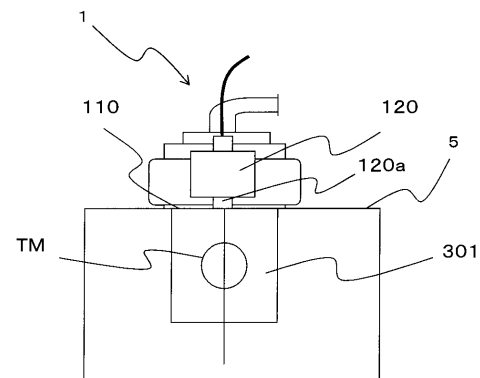
50

速度検出部、211.....弾性率演算部、220.....グラフィック部、221.....カラスケール発生部、222.....制御演算部、301.....断層像、401.....低周波、501...  
 ...歪みMモードライン、601.....色調ベルト、702.....3次元画像情報、901.....  
 プローブ、902.....圧迫補助板、110a.....長孔、120a.....小孔、TM.....腫瘍  
 。

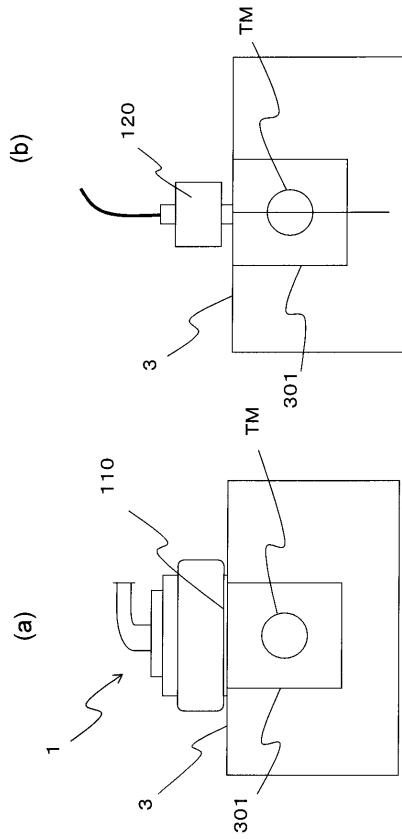
【図1】



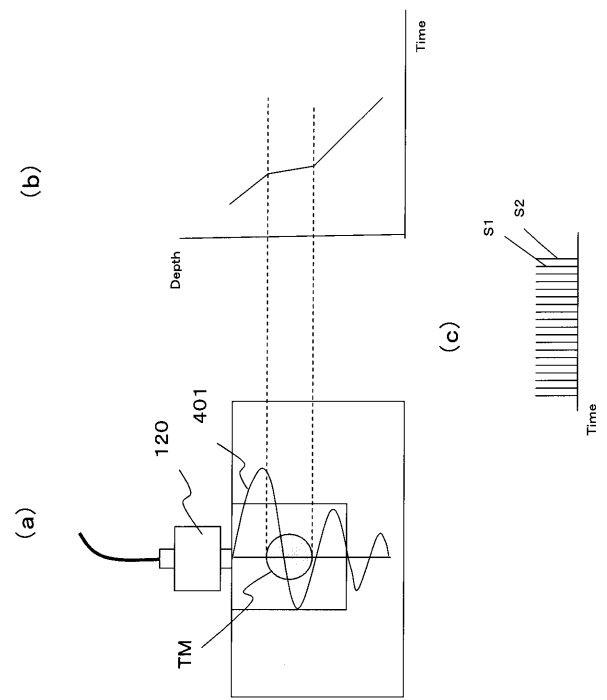
【図2】



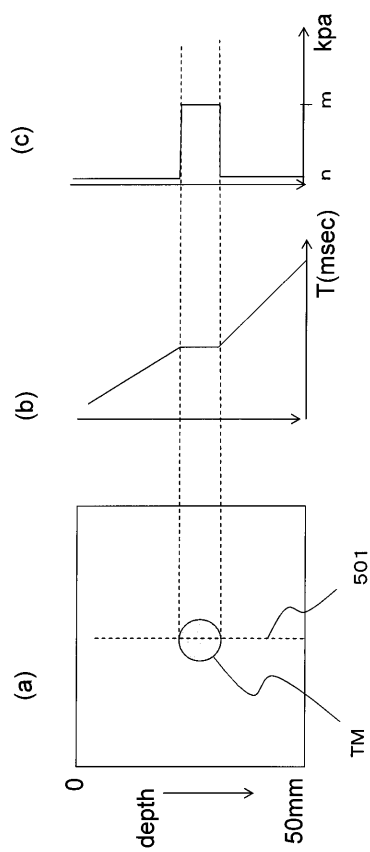
【図 3】



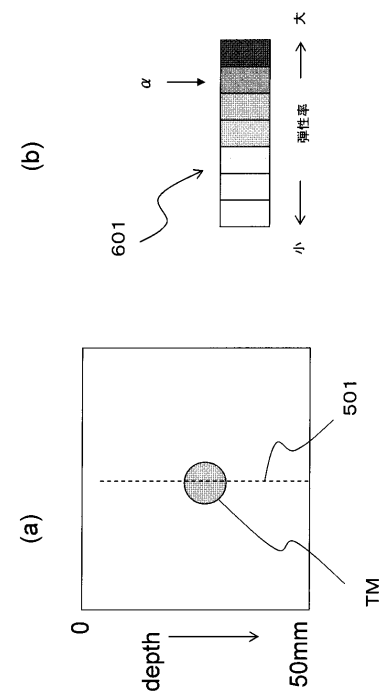
【図 4】



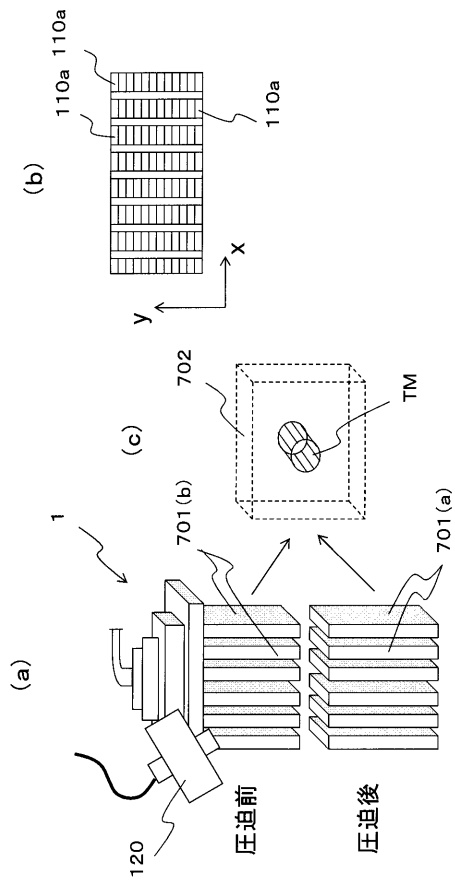
【図 5】



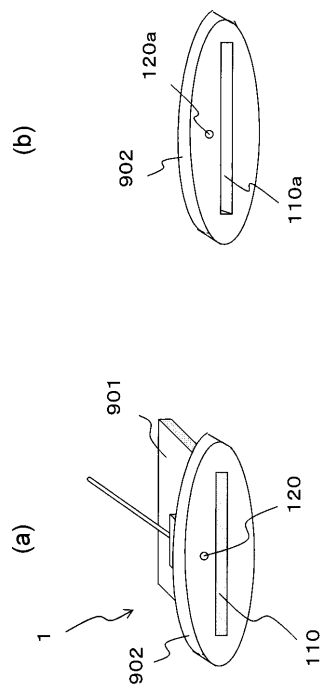
【図 6】



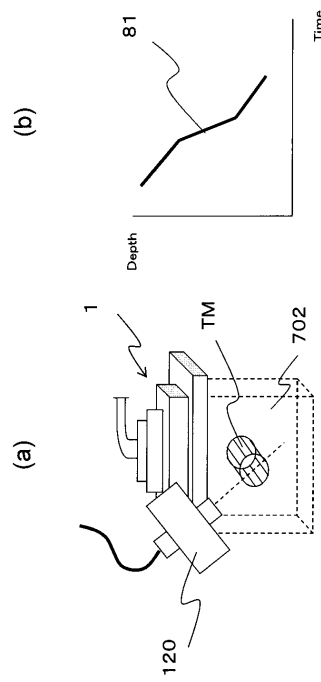
【図 7】



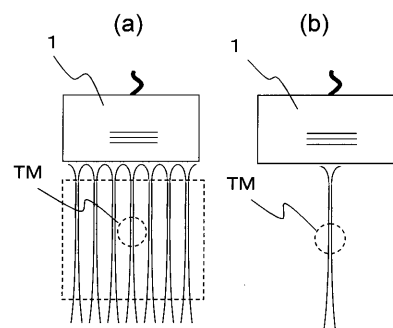
【図 9】



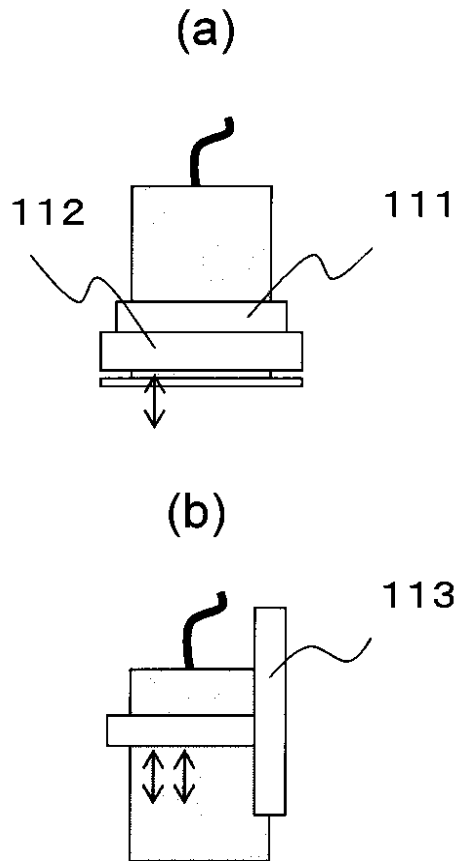
【図 8】



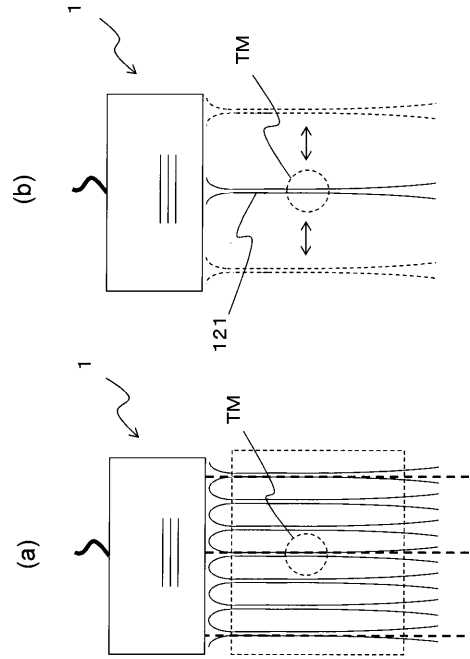
【図 10】



【図 1 1】



【図 1 2】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 国際公開第2004/016176(WO,A2)  
特開2000-060853(JP,A)  
特表2002-538911(JP,A)  
特表2003-530941(JP,A)  
国際公開第2004/021888(WO,A2)  
特開2004-057653(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)  
A61B 8/00  
G01N 29/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP4711775B2</a>	公开(公告)日	2011-06-29
申请号	JP2005231566	申请日	2005-08-10
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	脇康治 村山直之		
发明人	脇 康治 村山 直之		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/EE30 4C601/KK24		
其他公开文献	JP2007044231A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断装置，其能够以高再现性精确地检测和显示与图像相关联的部分的弹性模量，而不需要高帧速率。一种用于显示断层图像信息的装置，通过压缩被检体，通过来自探头中提供的超声换能器组的反射回波信号至少添加失真信息，和用于将低频振荡波从低频振荡器照射到断层图像的对象部位并通过其反射回波信号计算部位的弹性模量的装置。点域1

【 図 1 】

