

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2001 - 292995

(P2001 - 292995A)

(43)公開日 平成13年10月23日(2001.10.23)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マ-ド* (参考)
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	4 C 3 0 1
G 0 6 T 1/00	290	G 0 6 T 1/00	290 D 5 B 0 5 7

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 10数)

(21)出願番号 特願2000 - 114920(P2000 - 114920)

(22)出願日 平成12年4月17日(2000.4.17)

(71)出願人 000121936

ジーイー横河メディカルシステム株式会社
東京都日野市旭が丘4丁目7番地の127

(72)発明者 李 太宝

東京都日野市旭ヶ丘4丁目7番地の127 ジー
イー横河メディカルシステム株式会社内

(74)代理人 100095511

弁理士 有近 紳志郎

F タ-ム (参考) 4C301 CC02 DD04 DD09 DD11 EE11
EE20 FF28 JB29 JB32 JC13
KK22

5B057 AA07 BA05 CA13 CB13 DA06
DA17

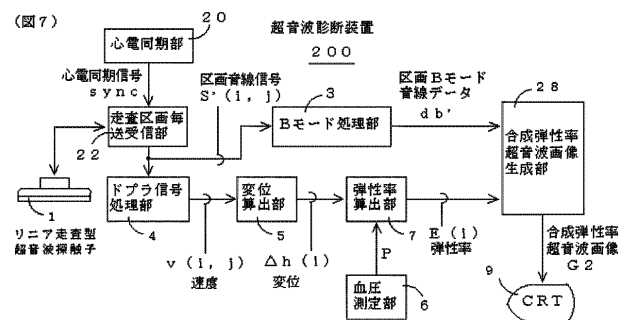
(54)【発明の名称】 画像生成方法、画像生成装置および超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】 被検体内のある部分の弾性率を認識できるようにする。被検体内の様子を詳細に観察できるようにする。

【解決手段】 超音波診断装置 2 0 0 は、所望走査範囲を複数の走査区画に分割し心電同期信号syncに合わせて各走査区画について被検体内を超音波で走査するリニア走査型超音波探触子 1 および走査区画毎送受信部 2 2 と、血圧 P の変化およびある部分の変位 $h(i)$ に基づいて該部分の弾性率 $E(i)$ を算出する弾性率算出部 7 と、弾性率 $E(i)$ により輝度を決めた画素からなる区画弾性率超音波画像を生成すると共に各区画弾性率超音波画像を前記走査区画の位置に対応させて合成した如き合成弾性率超音波画像 G 2 を生成する合成弾性率超音波画像生成部 2 8 と、C R T 9 とを具備する。

【効果】 弾性率の分布状況を一目で認識できる。超音波画像を高画質化できる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被検体内のある部分に加わる圧力の変化および前記部分の変位に基づいて該部分の弾性率を算出し、その弾性率を対応する画素値に反映させた弾性率画像を生成することを特徴とする画像生成方法。

【請求項 2】 請求項 1 に記載の画像生成方法において、所望走査範囲を複数の走査区画に分割し、各走査区画について被検体を超音波で走査して区画弾性率超音波画像を生成し、それら区画弾性率超音波画像を前記走査区画の位置に対応させて合成した如き合成弾性率超音波画像を生成することを特徴とする画像生成方法。

【請求項 3】 請求項 2 に記載の画像生成方法において、前記圧力の周期的変動に同期させて前記各走査区画の走査を行うことを特徴とする画像生成方法。

【請求項 4】 所望走査範囲を複数の走査区画に分割し、各走査区画について被検体を超音波で走査して区画超音波画像を生成し、それら区画超音波画像を前記走査区画の位置に対応させて合成した如き合成超音波画像を生成することを特徴とする画像生成方法。

【請求項 5】 被検体内のある部分に加わる圧力の変化および前記部分の変位に基づいて該部分の弾性率を算出する弾性率算出手段と、前記弾性率を対応する画素値に反映させた弾性率画像を生成する弾性率画像生成手段とを具備したことを特徴とする画像生成装置。

【請求項 6】 請求項 5 に記載の画像生成装置において、所望走査範囲を複数の走査区画に分割し各走査区画について被検体を超音波で走査して区画弾性率超音波画像を生成する区画弾性率超音波画像生成手段と、各区画弾性率超音波画像を前記走査区画の位置に対応させて合成した如き合成弾性率超音波画像を生成する合成弾性率超音波画像生成手段とを具備したことを特徴とする画像生成装置。

【請求項 7】 請求項 6 に記載の画像生成装置において、前記区画弾性率超音波画像生成手段は、前記圧力の周期的変動に同期させて前記各走査区画の走査を行うことを特徴とする画像生成装置。

【請求項 8】 所望走査範囲を複数の走査区画に分割し各走査区画について被検体を超音波で走査して区画超音波画像を生成する区画超音波画像生成手段と、各区画超音波画像を前記走査区画の位置に対応させて合成した如き合成超音波画像を生成する合成超音波画像生成手段とを具備したことを特徴とする画像生成装置。

【請求項 9】 超音波探触子と、請求項 5 から請求項 8 の少なくとも 1 つの画像生成装置とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、画像生成方法、画像生成装置および超音波診断装置に関し、さらに詳しくは、被検体内のある部分の弾性率を認識できる画像を

成し、また、被検体内の様子を詳細に観察できる画像を生成する画像生成方法、画像生成装置および超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】初期の無症状性動脈硬化の診断技術として、超音波断層法で被検体内を撮影して B モード画像を表示し、アテローマ (atheroma) の存在や大きさを鑑別する技術が知られている。なお、前記アテローマは、一般に、動脈などの血管の内壁における脂質の沈積を意味する。撮影対象の血管としては、動脈硬化の多発部位であり且つ高画質の B モード画像を得やすい頸動脈が採用される場合が多い。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】上記従来の超音波断層法では、血管壁やアテローマの弾性率を認識し難い問題点がある。なお、前記弾性率は、アテローマが血管壁から剥離して血管を詰まらせる可能性を評価するパラメータとして有用である。また、上記従来の超音波断層法では、被検体内の様子を詳細に観察できず、頸動脈壁厚の違いから健常者と初期の動脈硬化患者とを正確に判別することが難しい問題点がある。数値例を挙げれば、超音波パルスの繰り返し周波数 PRF (Pulse Repetition Frequency) を 7 ~ 10 MHz とした場合の IMT (頸動脈管壁の中内膜の厚み) の測定誤差は 0.1 mm 程度なので、30 才代の健常者の統計上の平均 IMT である 0.53 mm 程度と、初期の動脈硬化患者の統計上の平均 IMT である 0.75 mm 程度とを区別し難い。そこで、本発明の第 1 の目的は、被検体内のある部分の弾性率を認識できる画像を生成する画像生成方法、画像生成装置および超音波診断装置を提供することにある。また、本発明の第 2 の目的は、被検体内の様子を詳細に観察できる画像を生成する画像生成方法、画像生成装置および超音波診断装置を提供することにある。

【0004】

【課題を解決するための手段】第 1 の観点では、本発明は、被検体内のある部分に加わる圧力の変化および前記部分の変位に基づいて該部分の弾性率を算出し、その弾性率を対応する画素値に反映させた弾性率画像を生成することを特徴とする画像生成方法を提供する。上記第 1 の観点による画像生成方法では、前記弾性率画像の各画素の輝度や色を比較することで、被検体内のある部分の弾性率の差を認識できるようになる。

【0005】第 2 の観点では、本発明は、前記第 1 の観点の画像生成方法において、所望走査範囲を複数の走査区画に分割し、各走査区画について被検体を超音波で走査して区画弾性率超音波画像を生成し、それら区画弾性率超音波画像を前記走査区画の位置に対応させて合成した如き合成弾性率超音波画像を生成することを特徴とする画像生成方法を提供する。上記第 2 の観点による画像生成方法では、走査方向の音線数を増やして音線密度を

高めた場合でも、各走査区画についての走査に要する時間は比較的短くて済む。したがって、被検体内のある部分に動きがある場合でも、所望走査範囲に対応する領域の全体に亘って、ブレが小さく且つ高分解能の合成弾性率超音波画像を生成することが出来る。

【0006】第3の観点では、本発明は、前記第2の観点の画像生成方法において、前記圧力の周期的変動に同期させて前記各走査区画の走査を行うことを特徴とする画像生成方法を提供する。上記第3の観点による画像生成方法では、被検体内のある部分が圧力の周期的変動により動く場合でも、時相を揃えて各走査区画を走査することが可能となり、合成弾性率超音波画像における各区画弾性率超音波画像の接合部に段差が生じることを抑制できる。

【0007】第4の観点では、本発明は、所望走査範囲を複数の走査区画に分割し、各走査区画について被検体を超音波で走査して区画超音波画像を生成し、それら区画超音波画像を前記走査区画の位置に対応させて合成した如き合成超音波画像を生成することを特徴とする画像生成方法を提供する。上記第4の観点による画像生成方法では、走査方向の音線数を増やして区画超音波画像の分解能を高めた場合でも、各走査区画についての走査に要する時間は比較的短くて済む。したがって、被検体内のある部分に動きがある場合でも、所望走査範囲に対応する領域の全体に亘って、ブレが小さく且つ高分解能の合成超音波画像を生成することが出来る。これにより、被検体内の様子を詳細に観察できるようになり、例えば健康者と初期の動脈硬化患者とをいっそう正確に判別することが可能となる。

【0008】第5の観点では、本発明は、被検体内のある部分に加わる圧力の変化および前記部分の変位に基づいて該部分の弾性率を算出する弾性率算出手段と、前記弾性率に対応する画素値に反映させた弾性率画像を生成する弾性率画像生成手段とを具備したことを特徴とする画像生成装置を提供する。上記第5の観点による画像生成装置では、前記第1の観点による画像生成方法を好適に実施できる。

【0009】第6の観点では、本発明は、前記第5の観点の画像生成装置において、所望走査範囲を複数の走査区画に分割し各走査区画について被検体を超音波で走査して区画弾性率超音波画像を生成する区画弾性率超音波画像生成手段と、各区画弾性率超音波画像を前記走査区画の位置に対応させて合成した如き合成弾性率超音波画像を生成する合成弾性率超音波画像生成手段とを具備したことを特徴とする画像生成装置を提供する。上記第6の観点による画像生成装置では、前記第2の観点による画像生成方法を好適に実施できる。

【0010】第7の観点では、本発明は、前記第6の観点の画像生成装置において、前記区画弾性率超音波画像生成手段は、前記圧力の周期的変動に同期させて前記各

走査区画の走査を行うことを特徴とする画像生成装置を提供する。上記第7の観点による画像生成装置では、前記第3の観点による画像生成方法を好適に実施できる。

【0011】第8の観点では、本発明は、所望走査範囲を複数の走査区画に分割し各走査区画について被検体を超音波で走査して区画超音波画像を生成する区画超音波画像生成手段と、各区画超音波画像を前記走査区画の位置に対応させて合成した如き合成超音波画像を生成する合成超音波画像生成手段とを具備したことを特徴とする画像生成装置を提供する。上記第8の観点による画像生成装置では、前記第4の観点による画像生成方法を好適に実施できる。

【0012】第9の観点では、本発明は、超音波探触子と、前記第5の観点から第8の観点の少なくとも1つの画像生成装置とを具備したことを特徴とする超音波診断装置を提供する。上記第9の観点による超音波診断装置では、前記第1の観点による画像生成方法から前記第4の観点による画像生成方法の少なくとも1つを好適に実施できる。

【0013】なお、前記ある部分に加わる圧力の変化および前記部分の変位は、直接に計測してもよいし、別の計測パラメータから間接的に算出してもよい。一例を挙げれば、前記部分の変位は、該部分の速度と時間との積により算出し得る。また、前記圧力の周期的変動との同期は、該圧力の変動を直接に検出して行ってもよいし、別の検出パラメータを利用して間接的に行ってもよい。一例を挙げれば、血圧の周期的変動との同期は、心電同期により行い得る。

【0014】

【発明の実施の形態】以下、図に示す実施の形態により本発明をさらに詳しく説明する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。

【0015】 - 第1の実施形態 -

図1は、本発明の第1の実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。この超音波診断装置100は、リニア走査型超音波探触子1と、被検体内の所望の走査範囲に超音波パルスを送信しそれに対応するエコーを受信することを反復して音線信号 $S(i, j)$ を出力する送受信部2と、前記音線信号 $S(i, j)$ からBモード音線データ db を生成するBモード処理部3と、被検体内のある部分が動く速度 $v(i, j)$ を算出して出力するドプラ信号処理部4と、前記速度 $v(i, j)$ に基づいて前記ある部分の変位 $h(i)$ を算出する変位算出部5と、被検体の上腕部の血圧 P を連続測定する血圧測定部6と、前記ある部分の弾性率 $E(i)$ を算出する弾性率算出部7と、前記弾性率 $E(i)$ によりBモード画像の輝度を決めた画素からなる弾性率超音波画像 $G1$ を生成する弾性率超音波画像生成部8と、前記弾性率超音波画像 $G1$ を表示するCRT9とを具備して構成されている。なお、 i は、超音波パルスおよびエコーの音線番

号である。j は、前記音線番号 i ごとの走査回数である。

【0016】次に、上記超音波診断装置100により前記弾性率超音波画像G1を表示する動作について詳しく説明する。まず、前記リニア走査型超音波探触子1を被検体の体表に当て、頸動脈を走査する。例えば、パルス繰り返し周波数PRF=12kHzの超音波パルスを用いて、図2に示すように、所望の走査範囲R（一般に10mm～30mm幅で、例えば18mm幅）を36音線で1000回走査する。1000回の走査には、3秒を要する。Wは、頸動脈管壁である。は、アテロームである。すると、前記送受信部2は、音線信号S(i, j)として、S(1, 1), S(2, 1), ..., S(36, 1), S(1, 2), S(2, 2), ..., S(36, 2), ..., S(1, 1000), S(2, 1000), ..., S(36, 1000)を順に出力する。この場合、走査方向の音線密度は、2音線/mmである。

【0017】前記ドブラ信号処理部4は、前記音線信号S(i, j)を処理して、頸動脈管壁Wやアテロームが動く速度v(i, j)=v(1, 1), v(2, 1), ..., v(36, 1), v(1, 2), v(2, 2), ..., v(36, 2), ..., v(1, 1000), v(2, 1000), ..., v(36, 1000)を順に出力する。

【0018】前記変位算出部5は、音線番号i=1～36、走査回数j=1～999のそれぞれについて、変位h(i)を、

$$h(i) = |v(i, j) + v(i, j+1)| / \{2 \times PRF\}$$

により算出する。変位h(i)の特性の具体例を説明するため、図3に、破線で示すように、前記音線信号S(i, j)の取得時刻t1における状態を想定し、実線で示すように、前記音線信号S(i, j+1)の取得時刻t2における状態を想定する。この場合の変位h(i)の特性を、図4に例示する。第1領域Z1は、前記変位h(i)が小さい領域である。第2領域Z2は、前記変位h(i)がやや大きい領域である。第3領域Z3は、前記変位h(i)が大きい領域である。第4領域Z4は、前記変位h(i)がやや大きい領域である。第5領域Z5は、前記変位h(i)が小さい領域である。

【0019】前記弾性率算出部7は、図5に示すように、前記取得時刻t1の血圧をp1とし、前記取得時刻t2の血圧p2とするとき、仮決定弾性率e(i)を、 $e(i) = h(i) / |p2 - p1|$ により算出する。そして、各仮決定弾性率e(i)の平均値を弾性率E(i)として決定し、出力する。このように、多数の仮決定弾性率e(i)の平均値を採用することで、弾性率E(i)の算出精度を高めると共に、耐雑音性を向上できる。

【0020】前記弾性率超音波画像生成部8は、前記Bモード音線データdbに基づくBモード画像の各画素の輝度を前記弾性率E(i)に基づいて決定して弾性率超音波画像G1を生成し、CRT10へ送る。例えば前記弾性率E(i)が大きいほど高輝度とする。前記CRT9は、前記弾性率超音波画像G1を表示する。図6に、弾性率超音波画像G1を例示する。背景は黒である。第1領域Z1は暗い白で見え、第2領域Z2はやや明るい白で見え、第3領域Z3は明るい白で見え、第4領域Z4はやや明るい白で見え、第5領域Z5は暗い白で見える。よって、第3領域Z3の弾性率が最も高く、次いで第2領域Z2および第4領域Z4の弾性率が高く、第1領域Z1および第5領域Z5の弾性率が低いことが判る。

【0021】以上の第1の実施形態にかかる超音波診断装置100によれば、弾性率超音波画像G1の各画素の輝度から、頸動脈管壁Wやアテロームの弾性率の分布状況を一目で認識できる。

【0022】- 第2の実施形態 -

図7は、本発明の第2の実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。なお、前記第1の実施形態にかかる超音波診断装置100と同じ構成要素には同じ参照符号を付している。この超音波診断装置200は、リニア走査型超音波探触子1と、心電同期信号syncを出力する心電同期部20と、被検体内の所望の走査範囲を複数の走査区画に分割し前記心電同期信号syncのタイミングに合わせて各走査区画について超音波パルスを送信しそれに対応するエコーを受信することを反復して区画音線信号S'(i, j)を出力する走査区画毎送受信部22と、前記走査区画に対応する区画Bモード音線データdb'を生成するBモード処理部3と、ドブラ信号処理部4と、変位算出部5と、血圧測定部6と、被検体内のある部分の弾性率E(i)を算出する弾性率算出部7と、前記弾性率E(i)により区画Bモード画像の輝度を決めた画素からなる区画弾性率超音波画像(図9のG21, G22, G23)を生成すると共にそれら区画弾性率超音波画像を前記走査区画の位置に対応させて合成した如き合成弾性率超音波画像G2を生成する合成弾性率超音波画像生成部28と、前記合成弾性率超音波画像G2を表示するCRT9とを具備して構成されている。

【0023】図8は、前記リニア走査型超音波探触子1による走査原理を示す模式図である。走査区画r1, r2, r3は、所望の走査範囲Rを3層に分割したときの1区画である。前記走査区画r1, r2, r3は、それぞれ、例えば6mm幅である。まず、図8の(a)に示すように、前記心電同期信号syncのタイミングに合わせて、前記走査区画r1を規定走査回数だけ走査する。次に、図8の(b)に示すように、前記心電同期信号syncのタイミングに合わせて、前記走査区画r2を規定走査回数だけ走査する。次に、図8の(c)に示すように、

前記心電同期信号syncのタイミングに合わせて、前記走査区画 r_3 を規定走査回数だけ走査する。走査区画 r_1 , r_2 , r_3 ごとの走査時間は、前記走査範囲 R の全体を一度に走査する場合の $1/3$ で済む。例えば、パルス繰り返し周波数 $PRF = 12\text{ kHz}$ の超音波パルスを用いて、12音線で1000回走査するのに要する時間は、それぞれ、1秒ですむ。

【0024】図9は、前記合成弾性率超音波画像 G_2 の例示図である。なお、撮影対象は、前記第1の実施形態と同じとする。この合成弾性率超音波画像 G_2 は、前記走査区画 r_1 に対応する区画弾性率超音波画像 G_{21} と、前記走査区画 r_2 に対応する区画弾性率超音波画像 G_{22} と、前記走査区画 r_3 に対応する区画弾性率超音波画像 G_{23} とを合成した如き画像である。前記走査範囲 R を一度に走査する場合に比べて、前記走査区画 r_1 , r_2 , r_3 の走査時間が短いので、走査時間内の頸動脈管壁 W およびアテローマのブレが小さくて済み、区画弾性率超音波画像 G_{21} , G_{22} , G_{23} を高分解能化できる。また、各走査区画 r_1 , r_2 , r_3 を心電同期信号syncに合わせて走査するので、各区画弾性率超音波画像 G_{21} , G_{22} , G_{23} の接合部に段差が生じることを抑制できる。

【0025】以上の第2の実施形態にかかる超音波診断装置200によれば、区画弾性率超音波画像 G_{21} , G_{22} , G_{23} を合成した如き高分解能の合成弾性率超音波画像 G_2 を表示することが出来る。

【0026】- 第3の実施形態 -

図10は、本発明の第3の実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。なお、前記第2の実施形態にかかる超音波診断装置200と同じ構成要素には同じ参照符号を付している。この超音波診断装置300は、リニア走査型超音波探触子1と、心電同期部20と、走査区画毎送受信部22と、区画音線信号 $S'(i, j)$ から走査区画ごとの区画CFM音線データ d_c を生成するCFMモード処理部33と、前記走査区画ごとの区画CFM画像(図11の G_{31} , G_{32} , G_{33})を生成しそれら区画CFM画像を前記走査区画の位置に対応させて合成した如き合成CFM画像 G_3 を生成する合成CFM画像生成部38と、前記合成CFM画像 G_3 を表示するCRT9とを具備して構成されている。

【0027】図11は、前記合成CFM画像 G_3 の例示図である。なお、撮影対象は、前記第1の実施形態と同じとする。この合成CFM画像 G_3 は、前記走査区画 r_1 に対応する区画CFM画像 G_{31} と、前記走査区画 r_2 に対応する区画CFM画像 G_{32} と、前記走査区画 r_3 に対応する区画CFM画像 G_{33} とを合成した如き画像である。第1領域 Z_1 は前記リニア走査型超音波探触子1に低速で近づく(図3, 図4参照)ことから暗い赤で見え、第2領域 Z_2 は前記リニア走査型超音波探触子1にやや高速で近づくことからやや明るい赤で見え、第

3領域 Z_3 は前記リニア走査型超音波探触子1に高速で近づくことから明るい赤で見え、第4領域 Z_4 は前記リニア走査型超音波探触子1にやや高速で近づくことからやや明るい赤で見え、第5領域 Z_5 はリニア走査型超音波探触子1に低速で近づくことから暗い赤で見える。また、図2の例では血流方向と音線方向とが直交するので、血流領域が黒く見える(直交しない場合には、血流速度に応じた輝度で着色される)。よって、第3領域 Z_3 の弾性率が最も高く、次いで第2領域 Z_2 および第4領域 Z_4 の弾性率が高く、第1領域 Z_1 および第5領域 Z_5 の弾性率が低いことが判る。前記走査範囲 R を一度に走査する場合に比べて、前記走査区画 r_1 , r_2 , r_3 の走査時間が短いので、走査時間内の頸動脈管壁 W およびアテローマのブレが小さくて済み、区画CFM画像 G_{31} , G_{32} , G_{33} を高分解能化できる。また、各走査区画 r_1 , r_2 , r_3 を心電同期信号syncに合わせて走査するので、各区画CFM画像 G_{31} , G_{32} , G_{33} の接合部に段差が生じることを抑制できる。

【0028】以上の第3の実施形態にかかる超音波診断装置300によれば、区画CFM画像 G_{31} , G_{32} , G_{33} を合成した如き高分解能の合成CFM画像 G_3 を表示することが出来る。これにより、頸動脈管壁 W およびアテローマが動く速度の微妙な違いを認識することが可能となり、弾性率の分布状況を推定できる。

【0029】- 他の実施形態 -

(1) 上記第1の実施形態および第2の実施形態では、弾性率 $E(i)$ によって輝度を変えたが、表示色を変えてもよい。

(2) 上記第2, 第3の実施形態では、走査範囲 R 内を3つの走査区画 r_1 , r_2 , r_3 に分割したが、2つの走査区画に分割してもよいし、4以上の走査区画に分割してもよい。例えば、18mm厚の走査範囲を、2mm幅の9層の走査区画に分割し、各走査区画をパルス繰り返し周波数 $PRF = 4\text{ kHz}$ の超音波パルスを用いて4音線で走査することを1000回行い、合成弾性率超音波画像 G_2 または合成CFM画像 G_3 を生成してもよい。また、24mm厚の走査範囲を、6mm幅の4層の走査区画に分割し、各走査区画をパルス繰り返し周波数 $PRF = 12\text{ kHz}$ の超音波パルスを用いて12音線で走査することを1000回行い、合成弾性率超音波画像 G_2 または合成CFM画像 G_3 を生成してもよい。

(3) 上記第1~第3の実施形態では、リニア走査型超音波探触子1を用いたが、これ以外のタイプの超音波探触子(セクタ電子走査型超音波探触子, メカニカルセクタ走査型超音波探触子, コンベクス走査型超音波探触子など)を用いてもよい。

【0030】

【発明の効果】本発明の画像生成方法、画像生成装置および超音波診断装置によれば、被検体内のある部分に關し弾性率により画素値を変えた弾性率画像を生成するの

で、弾性率の分布状況を一目で認識できるようになる。
また、複数の走査区画についての区画超音波画像を前記走査区画の位置に対応させて合成した如き合成超音波画像を生成することで、超音波画像を高画質化することが出来る。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。

【図 2】リニア走査型超音波探触子を用いて頸動脈を走査する状態を示す説明図である。

【図 3】心拍による血压の変化を示すグラフである。

【図 4】頸動脈管壁およびアテローマの変位を示す説明図である。

【図 5】頸動脈の位置ごとの変位の特性図である。

【図 6】弾性率超音波画像の例示図である。

【図 7】本発明の第 2 の実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。

【図 8】図 7 の超音波診断装置による走査原理を示す模式図である。

【図 9】合成弾性率超音波画像の例示図である。

【図 10】本発明の第 3 の実施形態にかかる超音波診断*

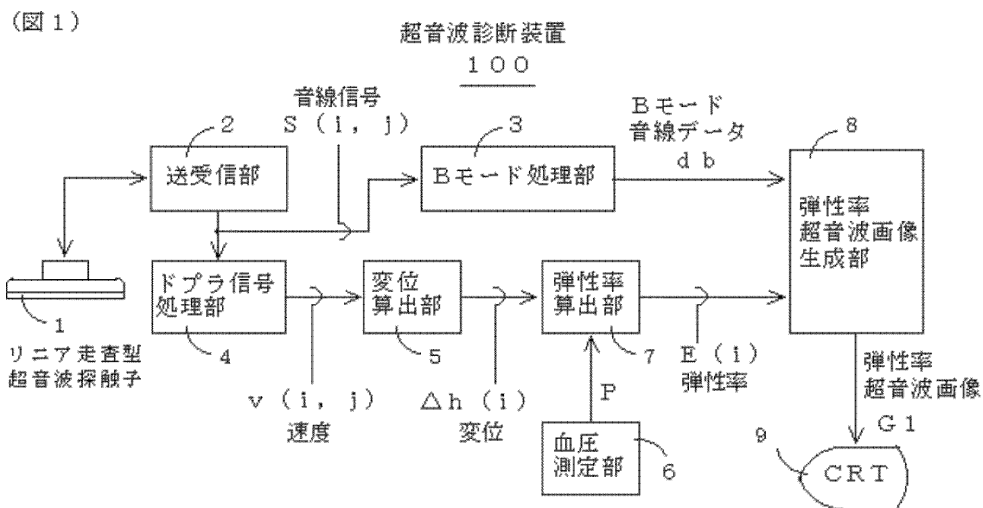
*装置を示す構成図である。

【図 11】合成 C F M 画像の例示図である。

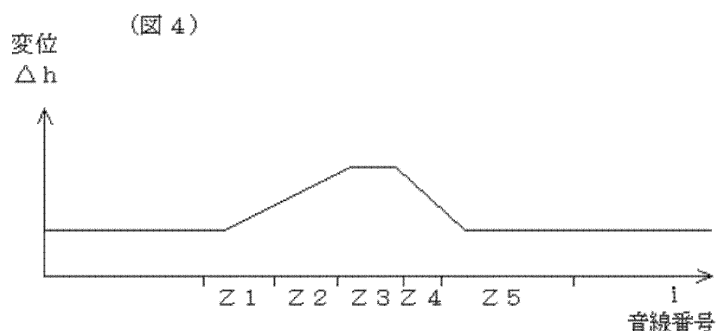
【符号の説明】

- | | |
|-----|----------------|
| 1 | リニア走査型超音波探触子 |
| 2 | 送受信部 |
| 3 | B モード処理部 |
| 4 | ドプラ信号処理部 |
| 5 | 変位算出部 |
| 6 | 血压測定部 |
| 7 | 弾性率算出部 |
| 8 | 弾性率超音波画像生成部 |
| 9 | C R T |
| 20 | 心電同期部 |
| 22 | 走査区間毎送受信部 |
| 28 | 合成弾性率超音波画像生成部 |
| 33 | C F M 処理部 |
| 38 | 合成 C F M 画像生成部 |
| 100 | 超音波診断装置 |
| 200 | 超音波診断装置 |
| 300 | 超音波診断装置 |

【図 1】

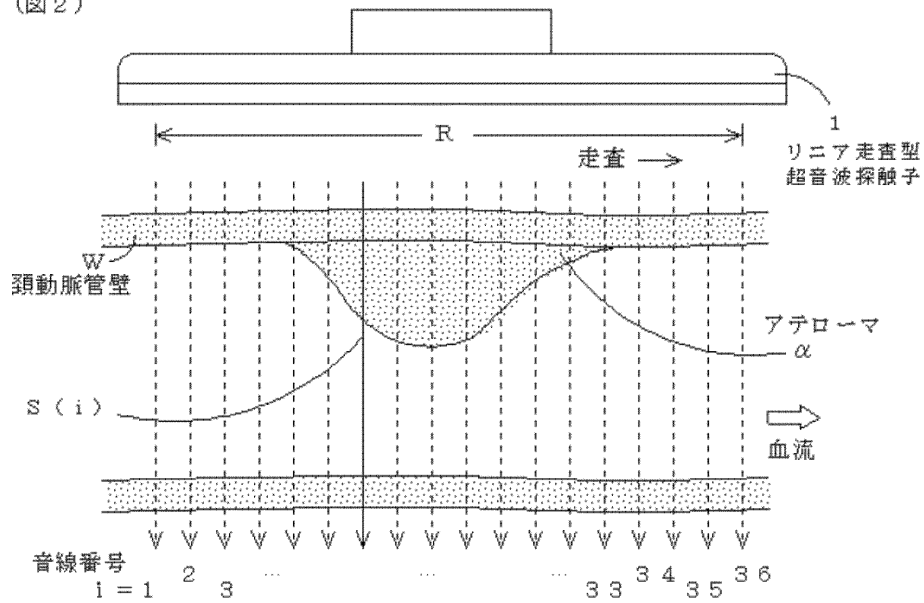


【図 4】



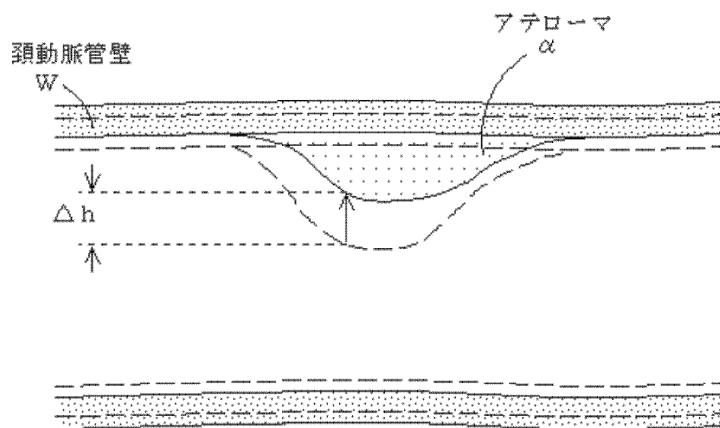
【図2】

(図2)



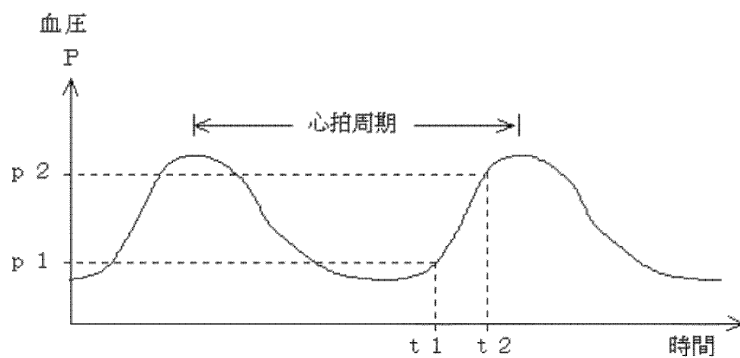
【図3】

(図3)

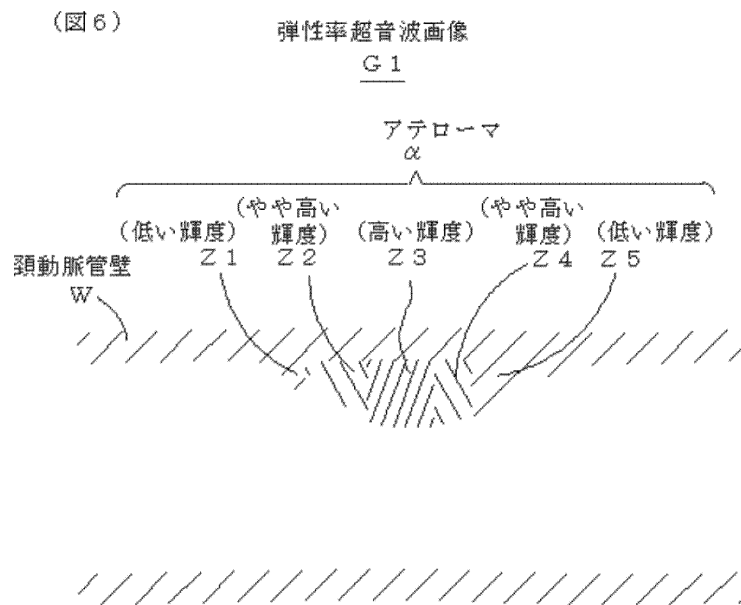


【図5】

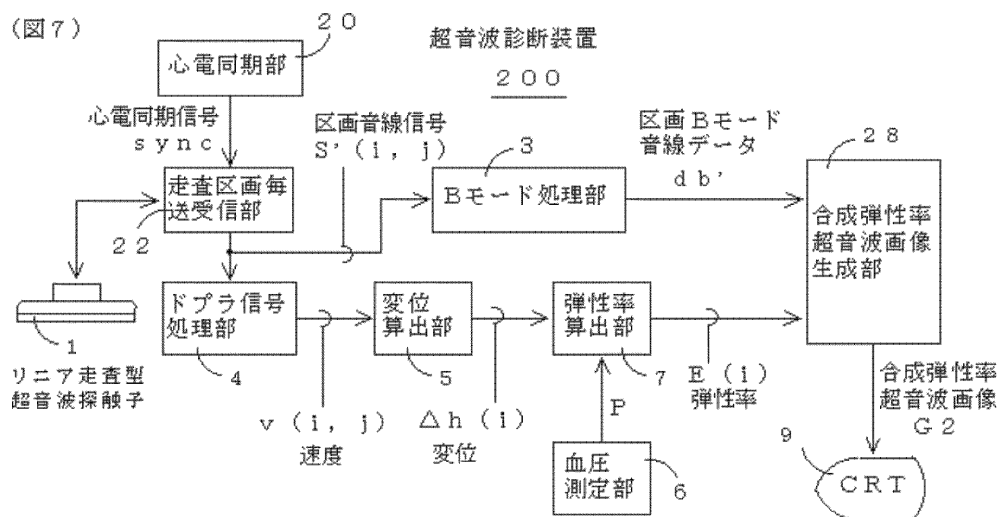
(図5)



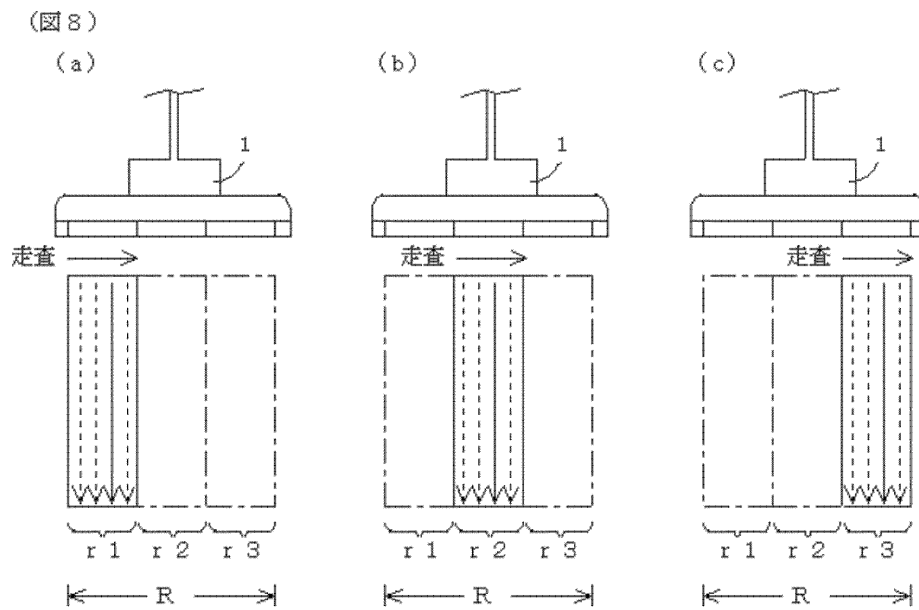
【図6】



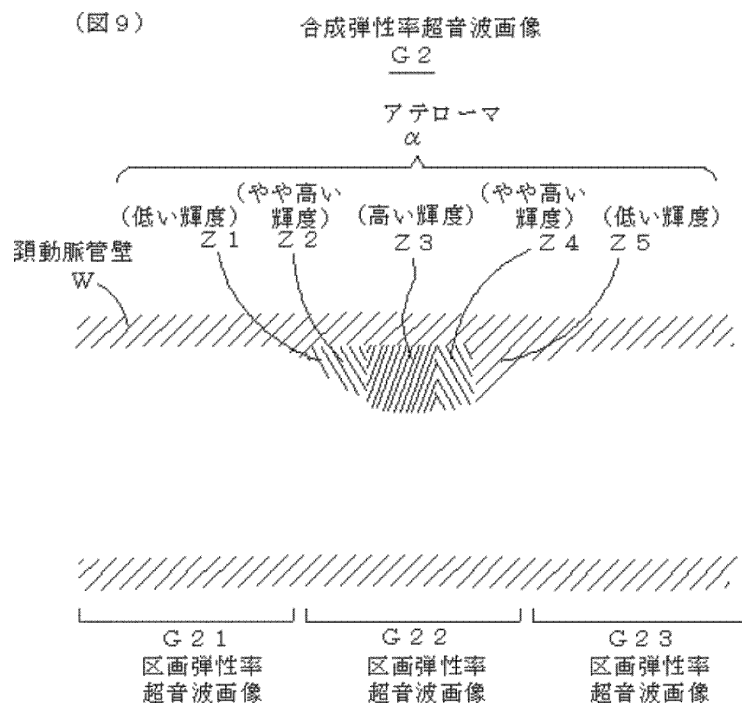
【図7】



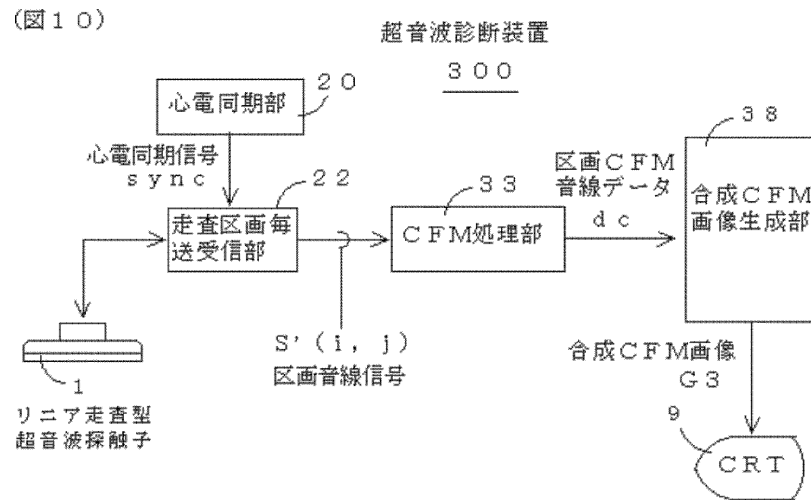
【図8】



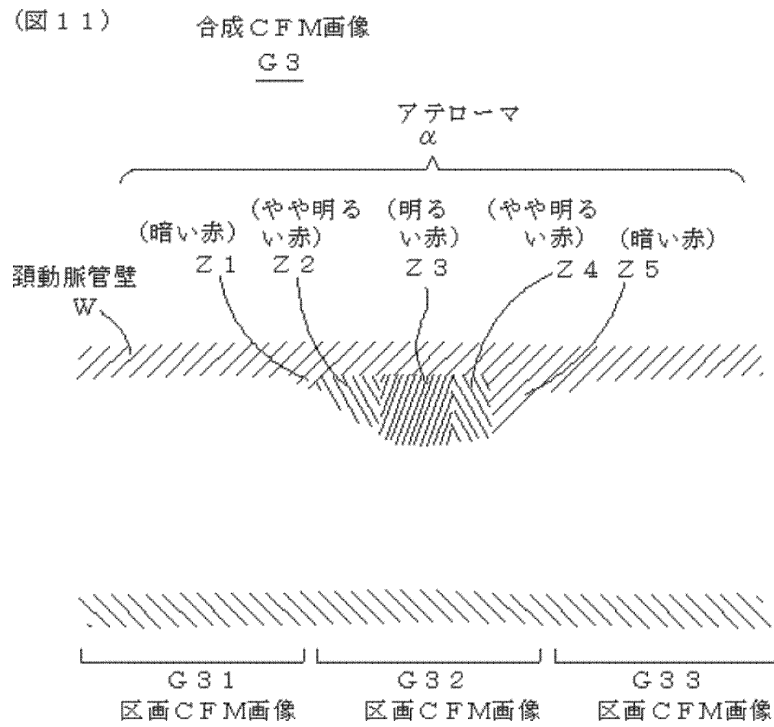
【図9】



【図10】



【図11】



专利名称(译)	图像生成方法，图像生成装置和超声波诊断装置		
公开(公告)号	JP2001292995A	公开(公告)日	2001-10-23
申请号	JP2000114920	申请日	2000-04-17
[标]申请(专利权)人(译)	通用电器横河医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	ジーイー横河メディカルシステム株式会社		
[标]发明人	李太宝		
发明人	李 太宝		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D A61B8/14 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C301/CC02 4C301/DD04 4C301/DD09 4C301/DD11 4C301/EE11 4C301/EE20 4C301/FF28 4C301/JB29 4C301/JB32 4C301/JC13 4C301/KK22 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA13 5B057/CB13 5B057/DA06 5B057/DA17 4C601/DD05 4C601/DD06 4C601/DD14 4C601/DD19 4C601/DE01 4C601/DE03 4C601/EE09 4C601/EE30 4C601/FF08 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JB47 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/KK12 4C601/KK18 4C601/KK19		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：使其能够识别对象中某个部位的弹性模量。为了能够详细观察对象的内部。超声诊断设备（200）是线性扫描超声探头，该线性扫描超声探头将期望的扫描范围划分为多个扫描部分，并根据心电图同步信号sync在每个扫描部分中用超声波扫描对象的内部。儿童1和扫描部发送/接收部22，弹性模量计算部7，该弹性模量计算部7基于血压P的变化和该特定部位的位移 $\Delta h(i)$ ，计算该部位的弹性模量 $E(i)$ ，以及弹性模量 $E(i)$ 生成由其亮度确定的像素组成的截面弹性模量超声图像，并且还生成合成的弹性模量超声图像G2，就好像每个截面弹性模量超声图像对应于扫描部分的位置被合成一样。提供复合弹性模量超声图像生成单元28和CRT 9。[效果]弹性模量的分布一目了然。可以获得高质量的超声图像。

