

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2009-50720

(P2009-50720A)

(43) 公開日 平成21年3月12日(2009.3.12)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)F1
A61B 8/08テーマコード (参考)
4C601

審査請求 有 請求項の数 6 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2008-283581 (P2008-283581)
(22) 出願日 平成20年11月4日 (2008.11.4)
(62) 分割の表示 特願2002-304491 (P2002-304491)
の分割
原出願日 平成14年10月18日 (2002.10.18)

(71) 出願人 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
(74) 代理人 100098017
弁理士 吉岡 宏嗣
(72) 発明者 小野寺 正一
東京都千代田区外神田四丁目14番1号
株式会社日立メディ
コ内
(72) 発明者 村山 直之
東京都千代田区外神田四丁目14番1号
株式会社日立メディ
コ内

最終頁に続く

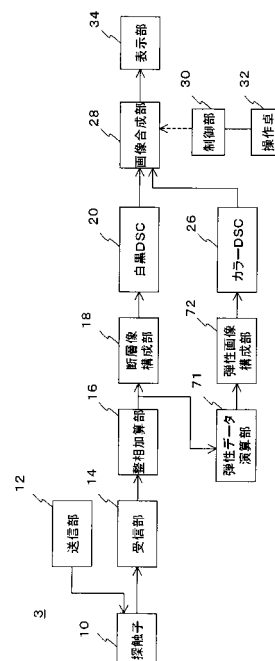
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波診断画像で生体組織の濃淡画像（特に生体組織の形態）と生体組織のカラー画像（特に生体組織の弾性）との関係を的確に診断する。

【解決手段】 超音波診断装置1は、被検体から発生する反射エコー信号を受信して濃淡断層像を構成する断層像構成部18と、時系列の反射エコー信号に基づいて被検体の生体組織の弾性を求めてカラー弾性画像を構成する弾性画像構成部72と、濃淡断層像とカラー弾性画像を合成する画像合成部28と、画像を表示する表示部34とを備え、画像合成部は、濃淡断層像とカラー弾性画像を合成するにあたって、濃淡断層像の輝度情報とカラー弾性画像の輝度情報とを調整して加算する。

【選択図】 図7



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に時間間隔をおいて超音波を繰り返し送信し、該超音波の送信に対応する時系列の反射エコー信号を受信して濃淡画像を構成する濃淡画像構成部と、前記時系列の反射エコー信号に基づいて前記被検体の生体組織のカラー画像を構成するカラー画像構成部と、前記濃淡画像と前記カラー画像を合成する画像合成部と、該合成された画像を表示する表示部とを備え、

前記画像合成部は、前記濃淡画像と前記カラー画像を合成するにあたって、前記濃淡画像の輝度情報と前記カラー画像の輝度情報とを調整して加算することの特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記濃淡画像構成部は、濃淡断層像を構成するものであり、前記カラー画像構成部は、前記時系列の反射エコー信号に基づいて前記被検体の生体組織の変位を計測して弾性情報を求めてカラー弾性画像を構成するものであ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】

前記画像合成部は、前記濃淡断層像の輝度情報と前記カラー弾性画像の輝度情報とを設定割合で加算するものであって、前記設定割合を任意に設定する設定部を備えることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記表示部は、前記合成された画像とともに、前記設定部により設定された前記被検体の生体組織の弾性と色相との対応関係を表す色変換マップを表示することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記濃淡画像構成部は、濃淡 M モード画像を構成するものであり、前記カラー画像構成部は、前記時系列の反射エコー信号に基づいて前記被検体の生体組織の運動速度を求めてカラー速度画像を構成するものであ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 6】

前記濃淡画像構成部は、濃淡断層像を構成するものであり、前記カラー画像構成部は、前記時系列の反射エコー信号に基づいて前記被検体の生体組織の運動速度を求めてカラー速度画像を構成するものであることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

30

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波診断装置に係り、具体的には被検体の断層画像と生体組織の運動部位の運動速度を表す速度画像又は被検体の生体組織の硬さや柔らかさ等を表す弾性画像とを重ねて表示する技術に関する。

【背景技術】

40

【0002】

超音波診断装置は、被検体に当接させた探触子を介して被検体に時間間隔をおいて超音波を繰り返し送信し、被検体から発生する時系列の反射エコー信号を受信し、その反射エコー信号に基づいて濃淡断層像例えば白黒断層像を得る装置である。

【0003】

このような超音波診断装置において、被検体から発生する時系列の反射エコー信号に基づいて生体組織の運動部位の運動速度を演算し、演算された運動速度の大きさに応じて運動速度の画像を構成する技術が知られている（例えば、特許文献 1 参照）。

【0004】

【特許文献 1】特公平 05 - 76302 号公報

50

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところで、現在、カラー速度画像を濃淡断層像に重畳表示する試みがなされている。つまり、カラー速度画像と濃淡断層像を別々に表示すると、観者例えば医師は、目線をずらして両方の画像を対比観察しなければならないから、カラー速度画像を断層像に重畳表示して対応させることにより、被検体の生体組織の形態変化とその運動速度を把握することができる。

【0006】

しかし、カラー速度画像を濃淡断層像に重畳表示すると、重ねられた部分ではどちらか一方の画像が表示されないことになる。つまり、カラー速度画像が優先して表示されると、同一部位の断層像が表示されないことになるから、生体組織の形態変化とその部位の運動速度を対比して視察することができない。例えば、心臓の弁を観察して血管の動脈硬化を診断する場合、弁が所定の形状で動いているかという点と所定の速度で動いているかを対応付けて観察したい場合があるが、このような要望には対応できない。

【0007】

このような問題は、濃淡Mモード像にカラー速度画像を重畳表示させる場合も同様に生じる。つまり、Mモード像とは、被検体から発生する反射エコー信号に基づいて構成した画像であって、モニタ画面に横軸を時間軸として縦軸に例えば心臓の弁の形態変化を時系列的に表示したものであり、これに弁の形態変化の速度（運動速度）を重ねて表示する場合が相当する。

【0008】

さらに、カラー速度画像に代えてカラー弾性画像を濃淡断層像に重畳表示させる場合も同様な問題が生じる。つまり、反射エコー信号から弾性情報例えば生体組織の硬さ、軟らかさ及び歪み並びに弾性率など求めて弾性画像を構成し、その弾性画像と断層像を重畳表示すると、重ねられた部分ではどちらか一方の画像が表示されないことになる。したがって、生体組織の形態と弾性とを的確に対応付けて把握したい場合があるが、このような要望には対応できない。

【0009】

本発明の第1の目的は、超音波断層像で生体組織の形態変化とその運動速度との関係を的確に把握することにある。

【0010】

また、第2の目的は、超音波Mモード像で生体組織の形態変化とその運動速度との関係を的確に把握することにある。

【0011】

さらに、第3の目的は、超音波断層像で生体組織の形態とその弾性との関係を的確に診断可能にすることにある。

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記第1の目的を達成するため、本発明の超音波装置は、被検体に時間間隔をおいて超音波を繰り返し送信し、超音波の送信に対応する時系列の反射エコー信号を受信して濃淡断層像を構成する断層像構成部と、時系列の反射エコー信号に基づいて前記被検体の生体組織の運動速度を求めてカラー速度画像を構成する速度画像構成部と、濃淡断層像と前記カラー速度画像を合成する画像合成部と、合成された画像を表示する表示部とを備え、画像合成部は、濃淡断層像とカラー速度画像を合成するにあたって生体組織の形態と運動速度の分布の双方を認識可能に輝度と色相を調整して合成することの特徴とする。

【0013】

これによれば、合成画像は、異なる生体組織の境界や生体組織の動き及び形状変化などが表示されると同時に、それら組織の各部位における運動状態つまり運動速度の変化がカラー画像に重ねて表示されるから、生体組織とその運動状態との関係を的確に把握するこ

10

20

30

40

50

とができる。つまり、合成画像の各画素の輝度情報及び色相情報は、濃淡断層像とカラー速度画像の画素情報が加算されて両方の画像の情報を含んだものとなる。

【0014】

その結果、例えば、心臓の弁を診断する場合、カラー速度画像上に、弁の形態がうっすらと描出されるから、その弁の輪郭と組織の動きを同一画像で同時に観察できるので、弁が所定の形態を保持したまま所定の速度で動いているかどうかを確認することができる。したがって、血管の動脈硬化などの診断を的確に行うことが可能になる。

【0015】

この場合において、濃淡断層像とカラー速度画像をそれぞれ重み付けして加算することにより、合成画像の原色信号すなわちRGB信号を所定範囲内に調整するようにしてもよい。これによれば、濃淡断層像の輝度の値が大きい場合でも、その断層像とカラー速度画像とを合成した画像の原色信号すなわちRGB信号を視覚的に認識しやすいように調整することができる。また、濃淡断層像の輝度情報を光の3原色とみなすことにより、設定割合でカラー速度画像の色相情報と加算することができる。

10

【0016】

ところで、カラー速度画像の信号は輝度と色相を含むRGB信号であるから、その信号に濃淡断層像の輝度を加算すると、カラー速度画像の輝度の変化に呼応して色相が変わることがある。つまり、色相が示す運動速度が実際の生体組織の運動速度とは異なるものになるおそれがある。そこで、カラー速度画像の色相情報を輝度情報と色差情報に変換し、変換された輝度情報に濃淡断層像の輝度情報を加算して合成画像を作成することにより、カラー速度画像の色相を変化させずに、輝度だけを変化させて合成画像を作成することが望ましい。すなわち、カラー速度画像の信号を輝度信号と色差信号とに変換して分離し、その輝度信号にのみ断層像の輝度信号を加算すれば、色差信号すなわち色相に影響を与えず、カラー速度画像の輝度のみを調整することが可能となる。このとき、カラー速度画像の輝度と濃淡断層像の輝度を設定割合で加算することにより、合成画像の輝度を視覚的に見易い輝度に調整するようにしてもよい。

20

【0017】

さらに、カラー速度画像は予め設定された関心領域内について作成するようにしてもよい。生体組織全体についてカラー速度画像を構成する場合に比べ、カラー画像の構成時間を短縮することができ、表示画像のフレームレートを向上させることができる。

30

【0018】

また、組織の運動速度と色相との対応関係を容易に把握するために、色変換マップを表示部に表示させてもよい。また、重み付け、設定割合及び関心領域並びに色変換マップは、それぞれ可変設定するようにしてもよい。これにより、例えば生体組織の性質に応じて各パラメータを任意に設定することが可能となる。

【0019】

次に、上記第2の目的を達成するため、本発明の超音波診断装置は、濃淡断層像にカラー速度画像を加算合成することに代えて、被検体からの反射エコー信号に基づいて濃淡Mモード像を構成するMモード構成部を設け、速度画像を生体組織の形態変化とその形態変化の速度の双方を認識可能に濃淡Mモード像とカラー速度画像の輝度と色相を調整して合成するようにしてもよい。

40

【0020】

これによれば、合成画像の各画素の輝度情報及び色相情報は、濃淡Mモード画像とカラー速度画像の画素情報を加算したものとなるから、両方の画像の情報を含んだ合成画像となる。したがって、合成画像には、生体組織の形態変化が時系列的に表示されると同時に、それら組織の各部位における運動速度の変化がカラー画像により重ねて表示される。その結果、カラー速度画像上に生体組織の形態がうっすらと描出されるので、その組織の輪郭など視認することができ、Mモードにおいて生体組織の形態とその運動状態との対応関係を的確に把握することができる。

【0021】

50

この場合において、Mモード像とカラー速度画像をそれぞれ重み付けして加算することが好ましい。また、Mモード像の輝度情報を光の3原色とみなすことにより、設定割合でカラー速度画像の色相情報と加算することができる。また、カラー速度画像の色相情報を輝度情報と色差情報に変換し、変換された輝度情報にMモード像の輝度情報を加算して合成画像を作成することが望ましい。このとき、カラー速度画像の輝度情報とMモード像の輝度情報を設定割合で加算するようにしてもよい。

【0022】

また、カラー速度画像は予め設定された関心領域内について作成するようにしてもよい。さらに、色変換マップを前記表示部に表示させてもよい。また、重み付け、設定割合及び関心領域並びに色変換マップは、それぞれ可変設定するようにしてもよい。

10

【0023】

そして、上記第3の目的を達成するため、本発明の超音波診断装置は、濃淡断層像にカラー速度画像を加算合成することに代えて、被検体からの反射エコー信号に基づいて生体組織の弾性例えば歪みや弾性率を表すカラー弾性画像を構成する弾性画像構成部を設け、速度画像を生体組織の形態と弾性の双方を認識可能に輝度と色相を調整して合成するようにしてもよい。

【0024】

これによれば、合成画像の各画素の輝度情報及び色相情報は、濃淡断層像とカラー弾性画像の画素情報を加算したものとなるから、両方の画像の情報を含んだ合成画像となる。したがって、合成画像には、異なる生体組織の境界や生体組織の動き及び形状変化などが表示されると同時に、それら組織の各部位の弾性情報がカラー画像により重ねて表示される。その結果、カラー速度画像上に生体組織の形態がうっすらと描出されるので、その組織の輪郭などを視認することができ、生体組織の形態とその弾性との対応関係を的確に把握することができる。

20

【0025】

この場合において、カラー弾性画像の色相情報を輝度情報と色差情報に変換し、変換された輝度情報に濃淡断層像の輝度情報を加算して合成画像を作成することが望ましい。また、カラー弾性画像の輝度情報と濃淡断層像の輝度情報を設定割合で加算するようにしてもよい。また、予め設定された関心領域に特定させてカラー弾性画像を作成することが好ましい。さらに、色変換マップを表示部に表示するようにしてもよい。設定割合及び関心領域並びに色変換マップは、それぞれ可変設定するようにしてもよい。

30

【発明の効果】

【0026】

本発明の1つによれば、超音波診断画像で生体組織の形態とその運動状態との関係を的確に把握することができる。

【0027】

また、本発明の他の1つによれば、超音波診断画像でMモード像により表示される生体組織の形態とその運動状態との関係を的確に把握することができる。

【0028】

さらに、本発明の他の1つによれば、超音波診断画像で生体組織の形態とその弾性との関係を的確に診断することができる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0029】

(実施形態1)

最初に、本発明を適用してなる超音波装置の最も好ましい実施形態を説明する。すなわち、カラー速度画像の色相情報(RGB)を輝度情報(Y)と色差情報(U、V)に変換して白黒断層像に合成する第1の実施形態を図1乃至図3を参照して説明する。図1は本発明を適用した超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。図2は画像合成部の構成を示す概念図である。図3は合成画像の具体的な表示例である。

【0030】

50

図 1 に示すように、超音波診断装置 1 には、被検体に当接させて用いる探触子 10 と、探触子 10 を介して被検体に時間間隔をおいて超音波を繰り返し送信する送信部 12 と、被検体から発生する時系列の反射エコー信号を受信する受信部 14 と、受信された反射エコーを整相加算して受波信号を時系列に生成する整相加算部 16 とが設けられている。

【0031】

また、整相加算部 16 からの受波信号に基づいて被検体の濃淡断層像例えば白黒断層像を構成する断層像構成部 18 と、構成された断層像信号をテレビ同期で読み出すための信号に変換する白黒 DSC 20 が備えられている。また、整相加算部 16 の受波信号から被検体の生体組織の運動速度を求める速度演算部 22 と、求められた運動速度に基づいてカラー速度画像を構成する速度画像構成部 24 と、構成されたカラー速度画像の信号を表示用の信号に変換するカラー DSC 26 とが備えられている。

10

【0032】

そして、白黒 DSC 20 の白黒断層像とカラー DSC 26 のカラー速度画像とを合成する画像合成部 28 と、合成された画像を表示する表示部 34 が設けられている。また、画像合成部 28 には、制御部 30 を介して操作卓 32 が備えられている。

【0033】

このように構成される超音波診断装置の動作について説明する。超音波診断装置 1 は、被検体に当接させた探触子 10 を介して被検体に時間間隔をおいて送信部 12 により超音波を繰り返し送信し、被検体から発生する時系列の反射エコー信号が受信部 14 により受信されて整相加算部 16 で受波信号として整相加算され、その受波信号は断層像構成部 18 と白黒 DSC 20 により白黒断層像に変換して表示される。この表示される白黒断層像は、生体組織の境界、生体組織の動き及び形状などの生体組織の形態分布を示すものとなる。

20

【0034】

また、整相加算部 16 からの受波信号は複素信号に変換され、その複素信号は複素関係にある他の受波信号とに混合されて生体組織の運動に係る運動速度が速度演算部 22 により算出される。算出された運動速度は速度画像構成部 24 とカラー DSC 18 によりカラー速度画像に変換して表示される。このカラー速度画像は、生体組織の運動状態すなわち運動速度の変化を示すカラー画像となる。例えば、組織の動きが速い部位には赤色 (R) コードが付与され、遅い部位には青色 (B) コードが付与された画像となる。そして、変換された白黒断層像とカラー速度画像は画像合成部 28 により合成すなわち混合され、合成画像は表示部 34 に表示される。

30

【0035】

ここで、本発明の画像合成部 28 について詳細に説明する。図 2 に示すとおり、画像合成部 28 は、画像データを格納するフレームメモリ 40 と、格納された画像の信号を変換する信号変換部 42 と、画像信号を合成する信号合成部 44 とを含んで構成されている。

【0036】

まず、白黒 DSC 20 からの白黒断層像とカラー DSC 26 からのカラー速度画像がフレームメモリ 40 に格納される。このとき、格納されたカラー速度画像の色相信号は輝度情報と色相情報を含む原色信号 (RGB 信号) である。次に、その RGB 方式の信号は信号変換部 42 により輝度信号 (Y) と色差信号 ($U = B - Y$ 、 $V = G - Y$) からなる YUV 方式の信号に変換される。そして、変換された YUV 方式のカラー速度画像は、輝度信号 (Y) と色差信号 (U, V) に分離され、分離した信号のうち輝度信号 (Y) にのみ制御部 30 の指令に応じた設定割合すなわち合成比率に基づいて白黒断層像の輝度信号が加算される。

40

【0037】

すなわち、カラー速度画像の RGB 信号をその方式のまま断層像の輝度信号に混合すると、RGB 信号は輝度情報と色相情報を含んだ信号であるから、輝度を変化させると、その変化に呼応して色相も変化する場合がある。その変化を調整するためには、入力されるデータに応じて動的に画像の合成比率を調整する複雑な制御が必要である。そこで、本発

50

明の画像合成部 28 は、カラー速度画像の RGB 信号を輝度情報 (Y) と色相情報 (U, V) に変換し、その輝度情報 (Y) にのみ断層像の輝度情報を信号合成部 44 により加算することとしている。したがって、カラー速度画像の色相を変化させずに、カラー速度画像の輝度だけを変化させて生体組織の形態分布と運動速度分布の両方を反映させた合成画像を得ている。

【0038】

その結果、例えば、心筋を診断する場合、合成画像を視察するだけで、心筋の形態と運動速度との対応関係を的確に把握することができる。つまり、カラー速度画像上に心筋の形状がうっすらと描出されるので、その心筋の輪郭や動きを運動速度と同時に観察できる。したがって、心筋がどのような形状で動いているかという点とどのような速度で動いているかという点を同一画面上で対比観察することができ、的確な診断を行うことができる。

10

【0039】

ここで、本実施形態における白黒断層像とカラー速度画像を合成する処理の一例について説明する。まず、数 1 式に示すように、カラー速度画像の RGB 信号 (原色信号) を YUV 信号に変換する。そして、YUV 方式に変換されたカラー速度画像の輝度信号 (Y) と白黒断層像の輝度信号とを設定割合 (k) で加算する。その結果、数 3 式に示すような合成画像の YUV 信号が得られる。なお、RGB 方式から YUV 方式への変換係数を a1 乃至 a9 としており、また、断層像の輝度信号を BW としている。また、k は操作卓 32 から任意に設定される合成割合であり、ゼロより大きく 1 より小さい値である。

20

【0040】

(数 1)

カラー速度画像の輝度信号 (Y)
 $= a1 \times \text{原色信号 R} + a2 \times \text{原色信号 G} + a3 \times \text{原色信号 B}$
 カラー速度画像の色差信号 (U)
 $= a4 \times \text{原色信号 R} + a5 \times \text{原色信号 G} + a6 \times \text{原色信号 B}$
 カラー速度画像の色差信号 (V)
 $= a7 \times \text{原色信号 R} + a8 \times \text{原色信号 G} + a9 \times \text{原色信号 B}$

【0041】

(数 2)

合成画像の輝度信号 (Y_{out})
 $= a1 \times \{ (1 - k) \text{原色信号 R} + k \times \text{BW} \}$
 $+ a2 \times \{ (1 - k) \text{原色信号 G} + k \times \text{BW} \}$
 $+ a3 \times \{ (1 - k) \text{原色信号 B} + k \times \text{BW} \}$
 合成画像の色差信号 (U_{out})
 $= a4 \times \text{原色信号 R} + a5 \times \text{原色信号 G} + a6 \times \text{原色信号 B}$
 合成画像の色差信号 (V_{out})
 $= a7 \times \text{原色信号 R} + a8 \times \text{原色信号 G} + a9 \times \text{原色信号 B}$

30

数 1 式と数 2 式から分かるように、合成画像の YUV 信号は、カラー速度画像の輝度信号 (Y) のみに断層像の輝度信号 (BW) を混合したものとなっている。したがって、合成画像は、色相の値を変化させずに輝度のみを変化させて断層像とカラー速度画像の両方の情報を反映させたものとなる。その結果、合成画像は、生体組織分布と正確な組織速度分布との両方を表示するから、生体組織の形態とその運動状態との関係を的確に把握することができる。

40

【0042】

このように合成される画像の表示例を図 3 を参照して説明する。図 3 には、白黒断層像と、カラー速度画像と、重畳画像と、合成画像とが示されている。図 3 A に示すように、白黒断層像は心筋 58 の形態を表示している。また、図 3 B に示すように、カラー速度画像は関心領域における心筋 58 の運動速度にカラーを付した画像 51 を表示している。また、図 3 C に示すように、重畳画像は白黒断層像にカラー速度画像 51 を重ねた画像を表

50

示している。そして、図 3 D に示すように、合成画像には、白黒断層像とカラー速度画像を画像構成部 2 8 により合成した画像が表示されている。

【 0 0 4 3 】

図 3 C の重畳画像では、白黒断層像とカラー速度画像とが重ねられた部分では、カラー速度画像 5 1 が優先して表示されているので、その部分では心筋 5 8 の画像が上書きされて表示されない。したがって、この重畳画像を視察するだけでは、心筋 5 8 の形態つまり境界、動き、形状変化と心筋の運動速度とを対応付けて視察することができない。

【 0 0 4 4 】

一方、図 3 D の合成画像 5 3 では、白黒断層像とカラー速度画像とが重ねられた部分では、カラー速度画像 5 1 上にうっすらと心筋 5 8 の形態が表示される。したがって、この合成画像を視察するだけで、心筋 5 8 の形態とその運動速度との関係を的確に把握することができる。なお、合成画像 5 3 には、操作卓 2 8 により設定された色変換マップ 5 9 が表示されている。この色変換マップ 5 9 により心筋 5 8 の運動速度と色相との対応関係を容易に把握することができる。

【 0 0 4 5 】

また、本実施形態では、画像合成部 2 8 により合成処理する領域を予め設定された関心領域に特定して処理している。例えば、速度画像構成部 2 4 は、カラー速度画像を構成する際、画像の構成範囲を制御部 3 0 の指令に応じて予め設定した関心領域内に特定する。これにより、構成されるカラー速度画像は、被検体の関心領域内の生体組織のみに特定した画像となる。したがって、被検体の生体組織全体に渡ってカラー速度画像を構成する場合に比べ、画像構成時間を短縮することができ、表示画像のフレームレートを向上させることができる。なお、設定される関心領域は、表示画面上でユーザインターフェース例えば操作卓 3 2 を用いて任意に設定変更される。

【 0 0 4 6 】

(実施形態 2)

次に、第 2 の実施形態について説明する。すなわち、白黒断層像の輝度情報を R G B 信号に変換してカラー速度画像の色相情報 (R G B) と合成する例を図 4 を参照して説明する。

【 0 0 4 7 】

図 2 の実施形態の画像合成部 2 8 では、カラー速度画像の R G B 信号を Y U V 信号に変換して合成する信号変換部 4 2 を備えていたが、図 4 に示す画像構成部は白黒断層像の輝度信号を R G B 信号に変換して合成する信号変換部 4 2 a を備えている。

【 0 0 4 8 】

図 4 に示すように、画像構成部 2 8 は、フレームメモリ 4 0 と信号変換部 4 2 a と信号合成部 4 4 a とを含んで構成されている。まず、白黒 D S C 2 0 からの白黒断層像データとカラー D S C 2 6 からのカラー速度画像データがフレームメモリ 4 0 に格納される。格納された白黒断層像データの輝度信号が信号変換部 4 2 a により R G B 方式の信号に変換される。そして、変換された信号は、制御部 3 0 の指令に応じた設定割合で信号合成部 4 4 a によりカラー速度画像の R G B 信号に加算合成される。したがって、白黒断層像とカラー速度画像との合成画像が得られる。

【 0 0 4 9 】

このとき、得られた合成画像の各画素の輝度情報及び色相情報は、白黒断層像とカラー速度画像の画素情報を加算したものとなるから、両方の画像の情報を含んだものとなる。その結果、合成画像には、生体組織の形態などが表示されると同時に、それら組織の各部位における運動速度の変化が重ねて表示される。

【 0 0 5 0 】

さらに、本実施形態の画像合成部 2 8 は、複雑な信号変換処理を必要としないので、画像合成の加算処理を高速に行うことができるとともに、加算制御回路を簡素化することができる。すなわち、白黒断層像とカラー速度画像を合成する場合、カラー速度画像の色相変化が許容範囲にある場合には本実施形態を適用することが有用となる。

【 0 0 5 1 】

ここで、本実施形態における白黒断層像とカラー速度画像を合成する処理の一例について説明する。数 3 式に示すように、白黒断層像の輝度信号を信号変換部 4 2 a により R G B 方式の信号に変換する。そして、数 4 式に示すように、白黒断層像の R G B 信号とカラー速度画像の R G B 信号を信号合成部 4 4 a によりそれぞれの属性を有する信号毎に設定割合 (k_r 、 k_g 、 k_b) で加算する。したがって合成画像を得ることができる。なお、 k_r 、 k_g 、 k_b は操作卓 3 2 から任意に設定される合成割合であり、それぞれゼロより大きく 1 より小さい値である。

【 0 0 5 2 】

(数 3)

断層像信号 (R) = 断層像輝度信号 (B W)

断層像信号 (G) = 断層像輝度信号 (B W)

断層像信号 (B) = 断層像輝度信号 (B W)

【 0 0 5 3 】

(数 4)

合成画像信号 (R_{out})

= ($1 - k_r$) × カラー速度信号 (R) + k_r × 断層像信号 (R)

合成画像信号 (G_{out})

= ($1 - k_g$) × カラー速度信号 (G) + k_g × 断層像信号 (G)

合成画像信号 (B_{out})

= ($1 - k_b$) × カラー速度信号 (B) + k_b × 断層像信号 (B)

このとき、数 4 式からわかるように、合成画像 (R_{out} 、 G_{out} 、 B_{out}) は、カラー速度画像と断層像画像にそれぞれ重み付けを加味して加算されたものとなる。このように重み付けをすれば、合成画像の原色信号すなわち R G B 信号を所定範囲内に調整することが可能となる。つまり、濃淡断層像の輝度の値が大きい場合、その輝度をカラー速度画像に加算すると、合成された画像の R G B 信号は所定範囲を越える場合があり、視覚的に見え難い画像となることがある。そこで、合成画像の R G B 信号を所定範囲になるように断層像とカラー速度画像とにそれぞれ重み付けを施して加算すれば、視認し易い画像を得ることができる。

【 0 0 5 4 】

(実施形態 3)

第 3 の実施形態について説明する。図 1 に示す超音波診断装置 1 では、白黒断層像とカラー速度画像とを合成する例を説明したが、本実施形態では白黒 M モード像とカラー速度画像とを合成する例を図 5 及び図 6 を用いて説明する。

【 0 0 5 5 】

図 5 は白黒 M モード像とカラー速度画像とを合成する超音波診断装置 2 の構成例を示すブロック図である。図 6 は本実施形態の合成画像の具体的な表示例を示している。図 5 に示すとおり、超音波診断装置 2 には、図 1 に示す超音波診断装置 1 の断層像構成部 1 8 に代えて M モード像構成部 6 0 が設けられている。

【 0 0 5 6 】

この M モード像構成部 6 0 は、整相加算部 1 6 からの受波信号に基づいて被検体の白黒 M モード像を構成するものである。ここで、M モード像は、モニタ画面に、横軸を時間軸として縦軸に例えば心臓の弁の形態変化を時系列に表示するものであって、モニタ画面に横軸を時間軸として縦軸に例えば心臓の弁の形態変化を時系列的に表示したものである。この M モード像に弁の形態変化の速度 (運動速度) が重ねられて表示される。すなわち、この超音波診断装置 2 では、M モード像構成部 6 0 により構成された白黒 M モード像が白黒 D S C 2 0 により表示信号に変換され、変換された M モード像信号はカラー D S C 2 6 からのカラー速度画像と画像合成部 2 8 により合成されて合成画像を得ている。

【 0 0 5 7 】

このように得られた合成画像の表示例を図 6 を参照して説明する。図 6 には、白黒 M モ

10

20

30

40

50

ード像と、カラー速度画像と、重畳画像と、合成画像とが示されている。図 6 A に示すように、白黒 M モード像は心臓の弁 6 8 の形態変化を時系列的に表示している。また、図 6 B に示すように、カラー速度画像は心臓の弁 6 8 の動きにカラーを付した運動速度の画像 6 9 を表示している。また、図 6 C に示すように、重畳画像は M モード像にカラー速度画像を重ねて表示されたものである。そして、図 6 D に示すように、合成画像 6 3 は M モード像とカラー速度画像を画像合成部 2 8 により合成して表示されたものである。なお、ここで、各表示画面の横軸は時間の経過を示しており、縦軸は被検体内の深度を示している。

【 0 0 5 8 】

図 6 C の重畳画像では、M モード像とカラー速度画像とが重ねられて表示される際、カラー速度画像が優先して表示されているので、弁 6 8 の画像が運動速度画像 6 9 に上書きされて表示されていない。したがって、弁 6 8 の形態変化とその変化の速度とを対応付けて視察することができない。

【 0 0 5 9 】

一方、図 6 D の合成画像は、M モード像とカラー速度画像が画像合成部 2 8 により合成されたものであるから、運動速度画像 6 9 上にうっすらと弁 6 8 の形態が表示されている。したがって、合成画像を視察するだけで、弁 6 8 の形態とその運動状態との対応関係を的確に把握することができる。その結果、弁が所定の形態を保持したまま所定の速度で動いているかどうかを確認することができるので、血管の動脈硬化などの診断を的確に行うことが可能になる。

【 0 0 6 0 】

なお、合成画像には、操作卓 2 8 により設定された色変換マップ 6 5 が表示されている。この色変換マップ 6 5 により弁の運動速度と色相との対応関係を容易に把握することができる。なお、本実施形態における画像合成処理は第 1 の実施形態で説明した処理を適用することができる。すなわち、本実施形態は第 1 の実施形態の断層像構成部 1 8 に代えて M モード像構成部 6 0 を適用した例であるから、他の構成及び動作については第 1 の実施形態と同様である。

【 0 0 6 1 】

(実施形態 4)

第 4 の実施形態について説明する。図 1 に示す超音波診断装置 1 では、白黒断層像とカラー速度画像とを合成する例を説明したが、本実施形態では、白黒断層像とカラー弾性画像とを合成する例を図 7 及び図 8 を用いて説明する。

【 0 0 6 2 】

図 7 は白黒 M モード像とカラー弾性画像とを合成する超音波診断装置 3 の構成例を示すブロック図である。図 8 は本実施形態における合成画像の具体的な表示例を示している。図 7 に示すとおり、超音波診断装置 3 には、図 1 に示す超音波診断装置 1 の速度演算部 2 2 に代えて弾性データ演算部 7 1 が設けられとともに、速度画像構成部 2 4 に代えて弾性画像構成部 7 2 が設けられている。

【 0 0 6 3 】

この弾性データ演算部 7 1 は、整相加算部 1 6 から時系列に生成される受波信号から 1 組の受波信号を選択し、その 1 組の信号を 1 次元又は 2 次元相関処理して生体組織の変位を求め、求められた変位から弾性データ例えば生体組織の歪みや弾性率を算出するものである。また、弾性画像構成部 7 2 は、弾性データ演算部 7 1 により算出された弾性データに基づいて弾性画像を構成するものである。すなわち、この超音波診断装置 3 では、白黒 D S C 2 0 からの白黒断層像とカラー D S C からのカラー弾性画像とが画像合成部 2 8 で合成して合成画像を得ている。

【 0 0 6 4 】

このように得られた合成画像の表示例を図 8 を参照して説明する。図 8 には、白黒断層像と、カラー弾性画像と、重畳画像と、合成画像とが示されている。図 8 A に示すように、白黒断層像は腫瘍 8 4 を含む生体組織の形態を示している。また、図 8 B に示すように

10

20

30

40

50

、カラー弾性画像は、生体組織の歪みや弾性率に関する弾性分布を示しており、腫瘍 8 4 の周囲の生体組織において硬化した部位である硬化領域 8 5 を含んで表示されている。また、図 8 C に示すように、重畳画像には、白黒断層像にカラー弾性画像が重ねられて表示されている。そして、図 8 D に示すように、合成画像には、白黒断層像とカラー弾性画像とが画像合成部 2 8 により合成して表示されている。

【 0 0 6 5 】

図 8 C の重畳画像では、白黒断層像とカラー弾性画像とを重ねて表示する際、カラー弾性画像が優先して表示されているので、腫瘍 8 4 の画像は硬化領域 8 5 の画像によって上書きされ、腫瘍 8 4 の画像が表示されていない。したがって、この重畳画像を観察しただけでは、腫瘍 8 4 の大きさと硬化領域 8 5 の広がり具合を対応付けて視察することができない。

10

【 0 0 6 6 】

一方、図 8 D の合成画像では、白黒断層像とカラー弾性画像とが画像合成部により合成されているので、硬化領域 8 5 の画像上にうっすらと腫瘍 8 4 の形態が表示されている。したがって、合成画像を視察するだけで、腫瘍 8 4 の大きさと硬化領域 8 5 の広がりを相対的に把握することができるから、手術による摘出範囲を的確に決めることが可能になる。

【 0 0 6 7 】

このとき、合成画像 8 4 には、操作卓 2 8 により設定された色変換マップ 8 6 が表示されている。この色変換マップ 8 6 により生体組織の弾性と色相との対応関係を容易に把握することができる。

20

【 0 0 6 8 】

なお、本実施形態における画像の合成処理は第 1 の実施形態で説明した処理を適用することができる。すなわち、本実施形態は第 1 の実施形態の速度演算部 2 2 と速度画像構成部 2 4 とに代えて弾性データ演算部 7 1 と弾性画像構成部 7 2 を適用した例であるから、他の構成及び動作については第 1 の実施形態と同様である。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 6 9 】

【図 1】本発明を適用した超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。

【図 2】本発明の画像合成部の構成を示す概念図である。

【図 3】第 1 の実施形態における合成画像の具体的な表示例を示している。

30

【図 4】第 2 の実施形態における画像構成部の構成を示す概念図である。

【図 5】第 3 の実施形態における超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。

【図 6】第 3 の実施形態における合成画像の具体的な表示例を示している。

【図 7】第 4 の実施形態における超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。

【図 8】第 4 の実施形態における合成画像の具体的な表示例を示している。

【符号の説明】

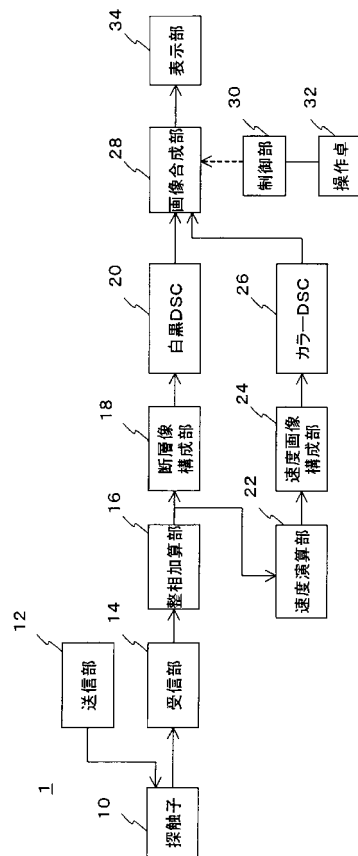
【 0 0 7 0 】

- 1 超音波診断装置
- 1 8 断層像構成部
- 2 0 白黒 D S C
- 2 4 速度画像構成部
- 2 6 カラー D S C
- 2 8 画像構成部
- 3 2 操作卓
- 3 4 表示部
- 4 2 信号変換部
- 4 4 信号合成部
- 6 0 M モード像構成部
- 7 1 弾性データ演算部
- 7 2 弾性画像構成部

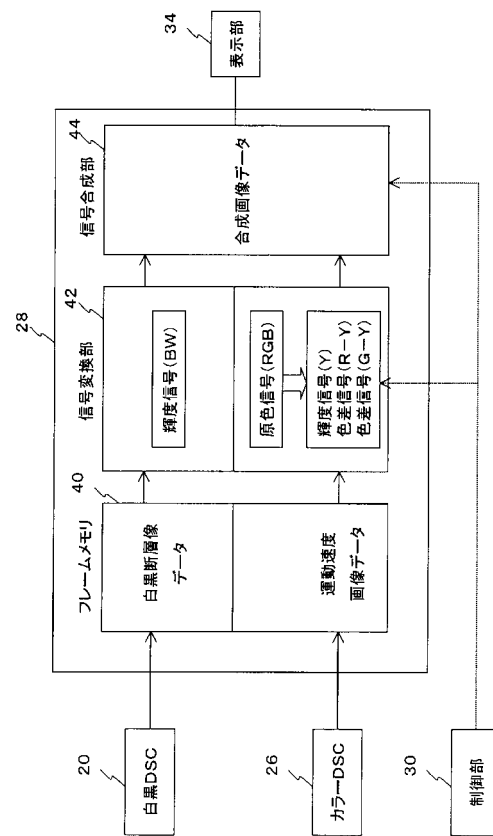
40

50

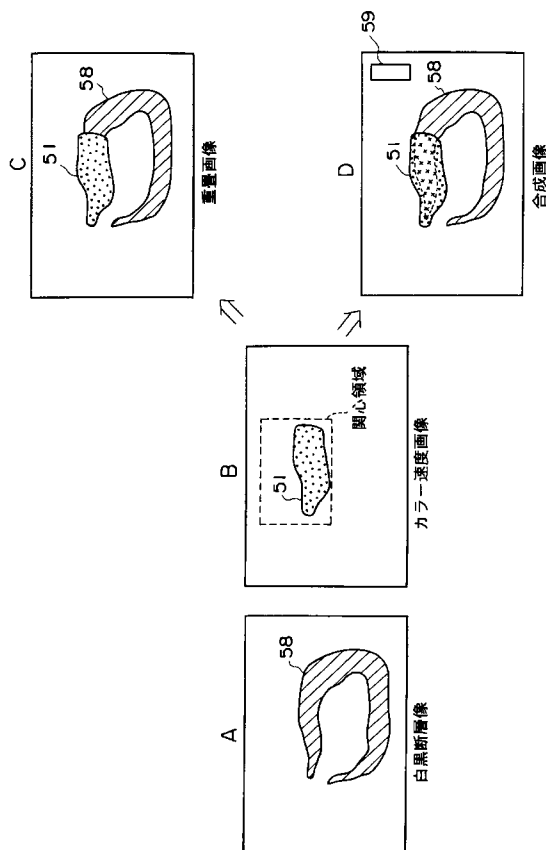
【図 1】



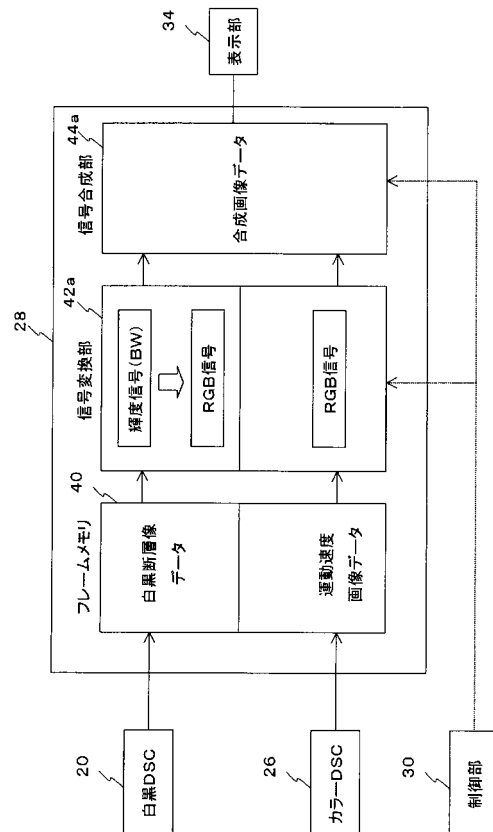
【図 2】



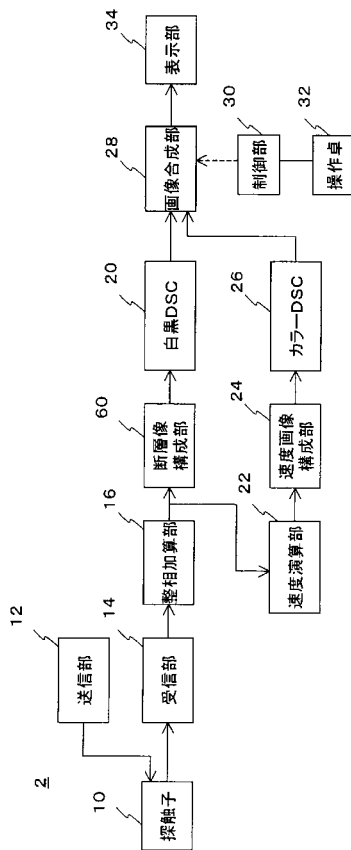
【図 3】



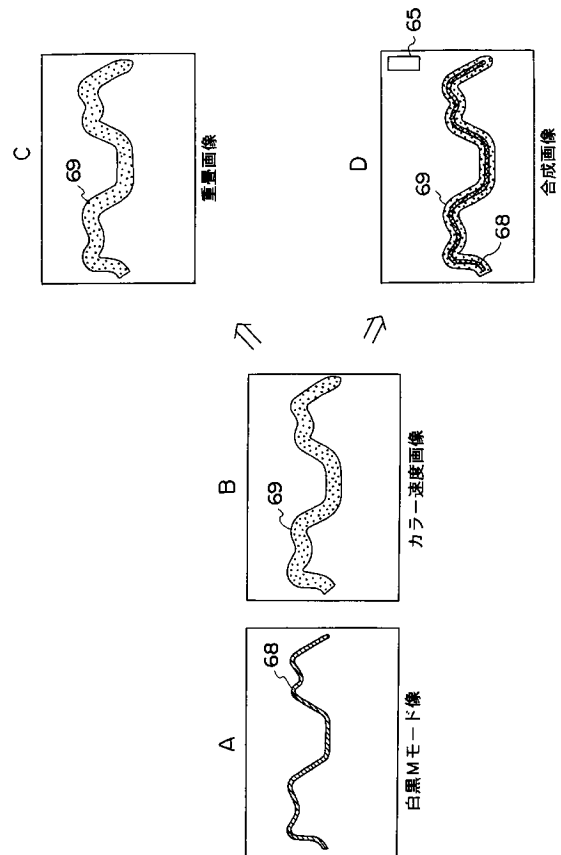
【図 4】



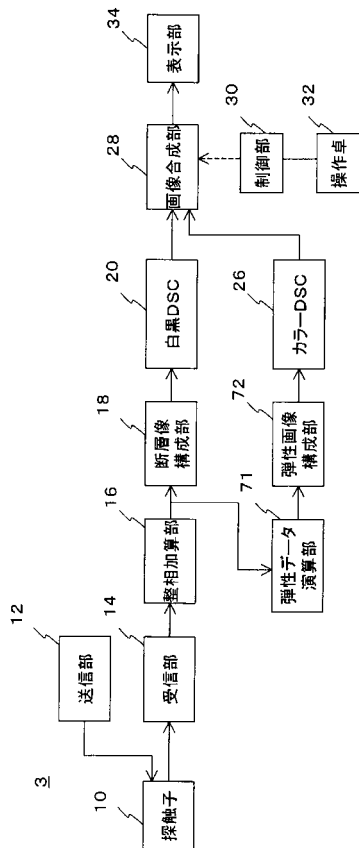
【図 5】



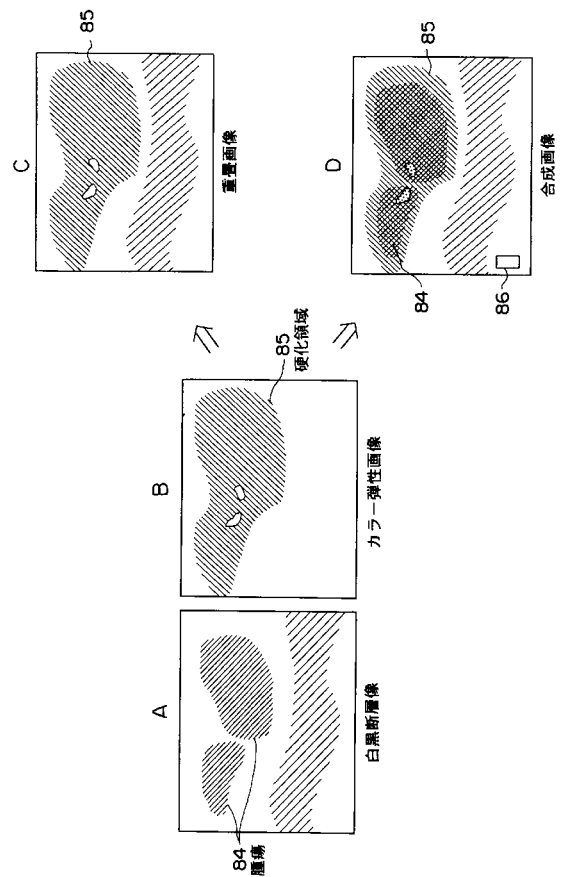
【図 6】



【図 7】



【図 8】



【手続補正書】

【提出日】平成20年11月18日(2008.11.18)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0009

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0009】

本発明の課題は、超音波診断像で生体組織の濃淡画像と生体組織のカラー画像との関係を的確に把握することにある。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0010

【補正方法】削除

【補正の内容】

【手続補正 3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0011

【補正方法】削除

【補正の内容】

【手続補正 4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0012

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0012】

上記課題を達成するため、本発明の超音波装置は、被検体に時間間隔をおいて超音波を繰り返し送信し、超音波の送信に対応する時系列の反射エコー信号を受信して濃淡画像を構成する濃淡画像構成部と、時系列の反射エコー信号に基づいて被検体の生体組織のカラー画像を構成するカラー画像構成部と、濃淡画像とカラー画像を合成する画像合成部と、合成された画像を表示する表示部とを備え、画像合成部は、濃淡画像とカラー画像を合成するにあたって、濃淡画像の輝度情報とカラー画像の輝度情報とを調整して加算すること
を特徴とする。

【手続補正 5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0013

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0013】

濃淡画像構成部は濃淡断層像を構成するものとし、カラー画像構成部は時系列の反射エコー信号に基づいて被検体の生体組織の運動速度を求めてカラー速度画像を構成するもの
とすることができる。これによれば、合成画像は、異なる生体組織の境界や生体組織の動き及び形状変化などが表示されると同時に、それら組織の各部位における運動状態つまり運動速度の変化がカラー画像に重ねて表示されるから、生体組織とその運動状態との関係を的確に把握することができる。つまり、合成画像の各画素の輝度情報及び色相情報は、濃淡断層像とカラー速度画像の画素情報が加算されて両方の画像の情報を含んだものとなる。

【手続補正 6】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0019

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0019】

また、濃淡画像構成部は濃淡Mモード画像を構成するものとし、カラー画像構成部は時系列の反射エコー信号に基づいて被検体の生体組織の運動速度を求めてカラー速度画像を構成するものとすることができる。

【手続補正7】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0023

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0023】

また、濃淡画像構成部は濃淡断層像を構成するものとし、カラー画像構成部は時系列の反射エコー信号に基づいて被検体の生体組織の変位を計測して弾性情報を求めてカラー弾性画像を構成するものとすることができる。

【手続補正8】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0026

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0026】

本発明によれば、超音波診断像で生体組織の濃淡画像と生体組織のカラー画像との関係を的確に把握することができる。

【手続補正9】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0027

【補正方法】削除

【補正の内容】

【手続補正10】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0028

【補正方法】削除

【補正の内容】

フロントページの続き

(72)発明者 松村 剛

東京都千代田区外神田四丁目 1 4 番 1 号

株式会社日立メディコ内

Fターム(参考) 4C601 DD15 DD19 JC21 KK02 KK12 KK13 KK19 KK24

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2009050720A	公开(公告)日	2009-03-12
申请号	JP2008283581	申请日	2008-11-04
[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		
[标]发明人	小野寺正一 村山直之 松村剛		
发明人	小野寺 正一 村山 直之 松村 剛		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD15 4C601/DD19 4C601/JC21 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK13 4C601/KK19 4C601/KK24		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：用超声诊断图像准确诊断活组织的灰度图像（尤其是活组织的形式）和活组织的彩色图像（尤其是活组织的弹性）之间的关系。超声波诊断装置（1）包括：断层图像形成单元（18），其基于从时间序列的反射回波信号，接收从被检体产生的反射回波信号而形成灰度的断层图像；以及被检体的生物组织。弹性图像形成单元72，其通过获得图像的弹性来形成彩色弹性图像；图像合成单元28，其将灰度断层图像和彩色弹性图像进行合成；以及显示单元34，其显示图像，以及图像合成单元，在合成灰度断层图像和颜色弹性图像时，调整并添加灰度断层图像的亮度信息和颜色弹性图像的亮度信息。[选择图]图7