

(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2003 - 339703

(P2003 - 339703A)

(43)公開日 平成15年12月2日(2003.12.2)

(51)Int.Cl⁷

識別記号

F I

テ-マ-コ-ト^{*} (参考)

A 6 1 B 8/00

A 6 1 B 8/00

4 C 6 0 1

審査請求 有 請求項の数 4 O L (全 13数)

(21)出願番号 特願2003 - 148199(P2003 - 148199)
 (62)分割の表示 特願平5 - 222410の分割
 (22)出願日 平成5年9月7日(1993.9.7)

(71)出願人 000000376
 オリンパス光学工業株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
 (72)発明者 長崎 達夫
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリン
 パス光学工業株式会社内
 (72)発明者 清水 初男
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリン
 パス光学工業株式会社内
 (74)代理人 100058479
 弁理士 鈴江 武彦 (外3名)

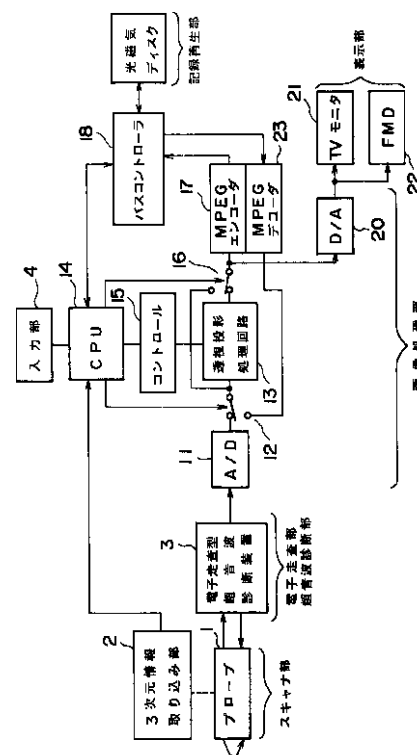
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波画像信号処理装置及び超音波画像信号処理システム

(57)【要約】

【課題】従来の超音波診断装置は、画像から物体の断面の情報を得られるが断面が正面画像となり、観察者の視点とは異なる場合があり好ましくない。立体再構成を行なうシステムは装置規模が大きく膨大な演算が必要とされている。

【解決手段】本発明は、電子走査型プローブ1と機械的連結する3次元情報取り込み部2からなるスキャナ部と、電子走査型超音波診断装置3と、得られたビデオ信号をデジタル化するA/D変換器11と、取込まれた画像信号が光磁気ディスク19からの画像信号を選択するスイッチ12と、選択画像信号を透視投影するための座標変換処理する透視投影処理回路13と、透視投影処理又は未処理の画像信号をMPEGフォーマットに圧縮するMPEGエンコーダ17と、処理済、未処理の画像信号を表示するTVモニター21やFMD22、圧縮画像信号を記録する光磁気ディスク19とからなる超音波画像信号処理装置及びそのシステムをである。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 複数フィールド又は複数フレームにわたって取り込まれた超音波画像信号を処理する装置であって、

各フィールド又はフレームの画像信号より生成される複数のフレームデータと、各フィールド又はフレームの 3 次元空間内での位置に係る複数のデータを動画画像圧縮する圧縮手段と、

動画画像圧縮データを記録する記録手段と、を有したことを特徴とする超音波画像信号処理装置。

【請求項 2】 前記圧縮手段が M P E G 形式にて前記動画画像圧縮を行うものであることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像信号処理装置。

【請求項 3】 被検査物体に近接し、移動するプローブから複数フレーム又は複数フィールドにわたって 3 次元空間内での位置情報と共に超音波画像信号として取り込むスキャナ手段と、

前記スキャナ手段からの超音波画像信号を画像信号に変換する超音波診断手段と、

各フレーム又はフィールドの画像信号より生成される複数のフレームデータと、各フィールド又はフレームの 3 次元空間内での位置に係る複数のデータを動画画像圧縮する圧縮手段と、

動画画像圧縮データを記録する記録手段と、を有することを特徴とする超音波画像信号処理システム。

【請求項 4】 前記圧縮手段が M P E G 形式にて前記動画画像圧縮を行うものであることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波画像信号処理システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は超音波画像信号を用いて、観察する物体の断層面を 3 次元的に表示する装置及びそのシステムに関する。

【0002】

【従来の技術】一般に超音波診断装置は、そのプローブの形状により、リニア、コンベックス、セクタと呼ばれるタイプに大別することができるが、いずれのタイプの装置も観察物体の内部を非侵襲的に観察することができるのが特徴であり、特に医療の分野で広く診断に用いられてきている。

【0003】また、光学式エンコーダを使用した 3 次元スキャナにより得られた超音波診断装置からのビデオ信号をデジタル変換してメモリボードに取り込み、3 次元画像の作成に必要なデータを選び出し演算して、立体再構成を行ない表示させるようなシステムがある。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかし、前述した従来の超音波診断装置では、その画像により物体の断面の情報を得ることができるが、その画像はあくまでも断面を正面から見たような画像となっており、観察者の視点で

の見え方とは多少異なっている場合があり、診断上好ましくないこともあった。

【0005】また、立体再構成を行なうシステムにおいては、再構成に必要な大量な画像データを蓄積しなければならなかったために装置規模が大きくなり、かつ膨大な演算が必要とされたために処理時間が長くなってしまい、リアルタイムでの観察は行なえなかった。

【0006】そこで本発明は、超音波診断画像をリアルタイムで 3 次元的に表示することを可能とし、再構成に必要な大量の画像データを蓄積しても装置規模が大きくなりすぎない超音波画像信号処理装置及びそのシステムを提供することを目的とする。

【0007】

【課題を解決するための手段】本発明は上記目的を達成するために、複数フィールド又は複数フレームにわたって取り込まれた超音波画像信号を処理する装置であって、各フィールド又はフレームの画像信号より生成される複数のフレームデータと、各フィールド又はフレームの 3 次元空間内での位置に係る複数のデータを動画画像圧縮する圧縮手段と、動画画像圧縮データを記録する記録手段とを有する超音波画像信号処理装置を提供する。前記圧縮手段は、M P E G 形式にて動画画像圧縮を行う。

【0008】また、被検査物体に近接し、移動するプローブから複数フレーム又は複数フィールドにわたって 3 次元空間内での位置情報と共に超音波画像信号として取り込むスキャナ手段と、前記スキャナ手段からの超音波画像信号を画像信号に変換する超音波診断手段と、各フレーム又はフィールドの画像信号より生成される複数のフレームデータと、各フィールド又はフレームの 3 次元空間内での位置に係る複数のデータを動画画像圧縮する圧縮手段と、動画画像圧縮データを記録する記録手段とで構成される超音波画像信号処理システムを提供する。

【0009】以上のような構成の超音波画像信号処理装置は、プローブの位置及び傾き情報又は観察者の観察条件に係る情報を付加してデジタルで記録されている。即ち、国際標準方式の M P E G で記録し、各フレームの 3 D 座標データつまり、左上隅座標と法線ベクトルはコード化された後、記録される。透視投影変換が施された画像もビデオ信号として、そのまま V T R 等に記録することが可能であるが、やはり検索性等の面からデジタル化されたデータとして記録される。

【0010】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施形態を詳細に説明する。図 1 には、本発明による第 1 の実施形態としての超音波画像信号処理装置の概略的な構成を示し説明する。この超音波画像信号処理装置は、大別して、スキャナ部、電子走査型超音波診断部、画像処理部、記録再生部、表示部から構成される。

【0011】前記スキャナ部は、電子走査型プローブ 1 と機械的に連結された 3 次元情報取り込み部 2 によって

構成される。ここで、前記3次元情報取り込み部2は、従来の技術で述べた3次元スキャナの場合では、光学式エンコーダであり、各フレームの3次元空間内での位置及び面の傾きを知ることができる。

【0012】前記電子走査型超音波診断部は、電子走査型超音波診断装置3からなり、電子走査型プローブ1へパルスを供給すると共に、受信したエコー波をアナログビデオ信号に変換し出力する。また入力部4は、本システムで用いるパラメータの設定又は変更を行い、テキスト等を入力するものであり、マウス等のポインティング 10 デバイスが接続されている。この画像処理装置は、超音波診断装置からのアナログビデオ信号を、後述する処理を施した後、記録再生装置や表示装置をインターフェイスする。

【0013】まず、電子走査型超音波診断装置3で得られたアナログビデオ信号は、A/D変換器11でデジタルデータに変換され、スイッチ12を介して画像メモリを含む透視投影処理回路13に入力される。このスイッチ12の切換えはCPU14によって制御され、後の処理をA/D変換器11からの入力信号に施すか、後述 20 する記録再生部から読み出した画像信号に施すかを切り換えるものである。

【0014】また、透視投影処理回路13による透視投影するための座標変換処理が画像メモリ上で行なわれる。この座標変換処理は、3次元情報取り込み部2から出力される3次元位置、角度情報を基にCPU14によって演算が行なわれ、透視投影コントローラ15からの制御信号によって制御される。

【0015】そしてCPU14に制御されるスイッチ16の切換えによって、透視投影処理回路13を介するか 30 省くか、すなわち、透視投影処理を施すか、施さないかを選択した後、記録再生部及び表示部へ伝送するための処理を行なう。次に記録する場合には、MPEGエンコーダ17によって動画像の国際標準圧縮方式であるMPEGフォーマットに圧縮した後、バスコントローラ18でCPU14からのデータを付加して記録再生部の光磁気ディスク(MO)19に記録する。

【0016】また、データ表示は、D/A変換器20によってアナログ信号に変換した後、TVモニタ21やFMD(フェイス・マウンテッド・ディスプレイ)22に 40 表示される。さらに、光磁気ディスク19に記録されたデータを読み出す場合には、バスコントローラ18によって、ヘッダデータを読み出した後、MPEGデコーダ23によってデータを伸張し、スイッチ12を介して透視投影処理回路13に送出される。

【0017】なお、本実施形態では超音波診断装置と画像処理装置を分けた構成で説明したが、これらを一体化することも可能であり、その場合は電子走査型超音波診断装置3からデジタル信号を直接取り出せるため、A/D変換器11は不要であり、よりシンプルな装置とな 50

る。

【0018】次に前述した3次元スキャナにより得られる一連の超音波画像について説明する。例えば、図2に示す装置は医療用で、内部に破線で示すような可動なプローブを備えており、底面は観察しようとする患者の体に密着させる部分であり、球面の形状をしている。このプローブを矢印方向に一定速度で動かしながら超音波画像を取り込んでいる。

【0019】この時、プローブの位置は正確に判っているので、各画像により切り出されている断面の位置も正確に把握できる。本装置のプローブは通常的位置から前後にそれぞれ30度の角度で傾けられるようになっており、端から端までの60度を毎秒30フレームづつ4秒間でスキャンするようになっている。

【0020】こうして得られた120枚の画像を再び3次元空間に並べ直したものを、見やすくするためにフレームを間引いて鳥瞰図的に観察すると図3に示すようになっている。このように本発明は、3次元空間内に配置されている各フレームの位置関係を実感的に把握し易くするために、これを適当な位置から観察したように表示させる透視投影を行なっている。

【0021】図4は、視点変更のための透視投影を行なうときの情報を表している。図4において、1フレームの超音波画像について考えると、その超音波画像の3次元空間内での座標を特定するためのデータとしては、その画像の面の方程式が判っていて、画像中の少なくとも1点の位置が特定されていることが必要である。そこで、画像中の左上隅の3次元空間内の座標31と、画像を含む平面の法線ベクトル32を与える。

【0022】一方、その面を観察する条件としては、観察者の位置と、視線と、視野角を定める必要がある。そのほかに、観察者が首を傾けながら観察している場合の表示が行なえるようにするために、観察時の上方向を定める必要があるが、本発明においては画像の自然さが求められているため、観察時の上方向を超音波画像の上方向と一致させている。

【0023】そこで、観察者の視点33と、視線を決定するために観察者が注目している点34と、視野角35を与える。ただし、視野角35は注目点から水平方向にどこまで離れた点が視野に入るのかを角度で表したものである。ここで、座標系は、一般的に右手系と呼ばれるものを使用しており、即ち、水平方向右向きをx軸、鉛直方向上向きをy軸、そして手前向きをz軸のそれぞれの正としている。これらの条件が与えられれば、画像の透視投影を行なうことができ、あたかも指定した観察位置から観察しているような画像を再生させることができるようになる。以下に投影の考え方について簡単に説明する。

【0024】まず、視点33から視野に入る空間の中に、視線と直角に位置する投影平面36を考え、この投

影平面36の視野に入る部分を画像の画素数に応じて分割する。そして、その視野に入る部分の各画像と視点とを結ぶ直線を求め、各直線と超音波画像の平面との交点を求める。この各交点における画像の値を投影後の画像の値とする。

【0025】次に本発明において超音波画像を表示する装置の一例として、眼鏡型ディスプレイ(以下FMD)について説明する。例えば、特願平3-295874号の「像観察装置」に開示されているFMDは図5に示すような構成となっている。この図では、使用者の頭部41、眼球42a、42bを表しており、部品43a、b~48a、bによる構成で顔面に保持するメガネ型のヘッドホン付きディスプレイである。スピーカ内蔵の信号処理部43a、bでは音声信号を再生しながら、画像信号を自己発光型二次元表示素子44a、bに表示させ、それを結像レンズ45a、b、光軸屈曲用くさび型プリズム46a、b、開口絞り47a、b、及び非球面型凹面鏡48a、bを用いて眼球内部に投影される。

【0026】この画像及び音声信号処理は右、左それぞれに独立して行なわれるようになっているので、立体映像及びステレオサウンドとして再生させることができる。本装置は、眼球の視度に合わせて非球面型凹面鏡48a、bの作る虚像の位置を適当な位置にできるよう、自己発光型二次元表示素子44a、bの位置を光軸方向に移動調整できる機能を有している。また、非球面型凹面鏡48a、bは、その反射率を変えることができ、スイッチの切り替えによって素通しでFMDの外部を見るいわゆるシースルー観察を行なうことも可能である。

【0027】次に観察倍率を決定する視野角の決定方法について説明する。まず、超音波画像内の見かけの大きさと実際の物体の大きさとの関係とを求めるとする。図6(a)に示すように大きさhの物体51を、距離dだけ離れた視点52で観察しているように表示させる場合を考える。この物体の画像を図6(b)のFMD53を用いて表示させる時、図で表されるように、FMDの片側視野角が16度で、表示領域54の中に360画素が存在すると、物体51がディスプレイ上で下式のxで表される画素数で領域55の大きさに表示されている時に、見かけの大きさが一致する。

$$\text{【0028】} \quad x = (360 \times h) / (\tan 16^\circ \times d)$$

つまり、hの大きさの物をdの距離から実際に観察しているときに感じる大きさと、ディスプレイ上でx画素で表示されているものを見たときに感じる大きさとが一致することになる。

【0029】例えば、等倍で表示させるとき、撮影時に取り込まれる画素数がディスプレイの画素数と等しいとすれば、透視投影のときの視野角を16度として観察距離をdとなるように視点を定めてやればよいことになる。

【0030】一方、実際の観察よりも倍率を大きくして表示したり、遠近感を強調したりしたいときなどに、見かけの大きさを異ならせて表示させる必要があるが、その場合には視野角と観察距離を適当な値にしてやればよい。つまり、透視投影処理で用いる観察条件のパラメータを操作しながら投影変換を行なうことで、同時に倍率を変化させて表示することができるので、ハード上の兼用化が可能となり電子的ズームイン・ズームアウトのために新たに手段を設ける必要がない。

【0031】本発明では図1に示したCPU14に対して、入力部4によりこれらを任意の値に設定することができる。次に立体画像の再生可能な装置への出力画像の生成方法について説明する。

【0032】視点を左目と右目の両方について用意し、それらから透視投影により求めた左画像と右画像をそれぞれ作成し、左右の目で別々に観察できるように表示させる。例えば、FMDを利用するとき、左右の目で見る画像を偶フィールド、奇フィールドのそれぞれに割り当てられる場合、左画像と右画像を偶フィールドと奇フィールドのそれぞれに記録する。そしてFMDでは、偶フィールドの画像を左目用の表示素子に出力し、奇フィールドの画像を右目用の表示素子に出力する。このとき、左目と右目のそれぞれの視線は、注目点と両眼で異なった視点とを結んだものになるので当然それぞれ異なったものになり、再生画像が視差を持つことにより立体視され、より空間的配置を理解し易くなる。

【0033】FMDのような3次元画像表示装置に出力する場合には、前述の視点から眼幅の半分の距離だけ左の位置を左目視点とし、逆に右の位置を右目視点とする。そして、この2つの視点と注目点とを結んだ左目視線と右目視線とで透視投影を行なうが、この眼幅を変えることで立体視するときの視差を変化させることができ、例えば、実際の3次元空間内での位置関係よりも、奥行き感を強調したような表示にすることも可能である。

【0034】この奥行き強調も、透視投影のパラメータを変更するだけで実現でき、このために新たに手段を設ける必要がないのは前述した電子的ズームイン・ズームアウトの場合と同様である。そこで、本発明では前述した入力部4より眼幅を操作者の好みにより変化させることができるようになっている。

【0035】本発明では、より立体的感覚を把握し易くするために、表示画面の中に3次元方向のスケール(3次元スケール)を併せて表示させることができるようになっている。以下の3次元スケールを表示させる機能を有した第2の実施形態について図を用いて説明する。

【0036】例えば、図7(a)は4枚のフレームの画像が3次元的に表示されている状態で、x軸61、y軸62a、z軸63aのそれぞれの座標軸に実寸の目盛りが付けられて、スケールとして表示されている。この座

標軸は空間内の任意の位置を原点として作成されるようになっており、図においては3軸の正の値をとる座標だけが表示されているが、負の値についても表示させることが可能で、また、指定した座標軸だけを表示させるようにすることもできるようになっている。

【0037】この座標軸の内、表示させる軸を決定させる方法としては、操作者が入力する以外に、視点の位置によってそれぞれの座標軸を表示させた場合の効果を判断し、効果があると判断されたもののみを表示することが可能である。例えば図7(a)の場合、x軸61は画像と重なってしまい、観察するには、むしろ無い方が好ましいと判断できる。また、y軸およびz軸の値の範囲は超音波画像の存在する範囲を充分カバーできる大きさのものであることが望ましい。

【0038】このようにして座標軸の表示を決定した例が図7(b)である。前述したように決定された座標軸を実際に図7(b)のように表示させる方法について、図8に示す構成を用いて以下に述べる。

【0039】まず座標軸を画面のどこに配置するかを決定するために、座標軸の原点を決定する。次に、前述したように決定した大きさの座標軸をスケール作成部71により2値画像として作成し、超音波画像と同様に投影変換処理部72にて透視投影を行なった画像にした後、合成部73にて超音波画像にオーバーレイさせている。そして、合成された画像信号は圧縮手段等を備えた記録部74に記録され、表示部75に送られて表示される。

【0040】この座標軸は多値画像のものでよく、CPU76からの指示により合成部73はこのスケールを指定した色を付けて表示させたり、超音波画像とのエクスクルーシブオア(XOR)をとるようにしたり、観察者の好みにより点滅させたり、表示を停止させたりすることができる。また、スケールはCPU76に接続されているマウス77によって画面内の任意の位置へ移動させることができる。

【0041】このスケールを表示させることによって、物体の大きさやフレーム毎の位置が測定し易くなる他に、FMDでの観察の場合フレーム内に左右の視差の基準点ができて、より立体的感覚を得易くなるといった効果が生ずる。尚、本実施形態で説明した機能と、図1で示した実施形態との対応は、図8に示すスケール作成部71、投影変換処理部72、合成部73は図1における透視投影処理回路13に含まれる。また、記録部74と表示部75は、図1におけるMPEGエンコーダ17、バスコントローラ18、光磁気ディスク19とD/A変換器20、TVモニタ21、FMD22とMPEGデコーダ23にそれぞれ対応している。

【0042】次に、この様な装置による画像信号の記録方法について説明する。

【0043】まず図9にはMPEGのデータ構造例を示し簡単に説明する。シーケンス層は複数のGOP層と呼

ばれる画像データの集合から構成されている。そしてこのGOP層は、ある枚数のピクチャ層と呼ばれるフレームのデータから構成されている。このとき各層はその層の先頭に各層のデータに関する情報をヘッダとして記録している。図9で81はシーケンスヘッダであり画像のサイズや量子化マトリクスなどのデータが書込まれる。82はGOPヘッダでタイムコード等を含んでいる。83、85及び87はピクチャヘッダで、符号化のタイプや動ベクトルに関する情報が書込まれる。そして、84、86、88はそれぞれがフレームのデータであり、上述の各ヘッダにはそれぞれユーザが定義できる領域が含まれている。

【0044】次に、本発明の超音波画像信号処理装置による実際の記録動作について説明する。透視投影変換を行なう前のオリジナル画像はビデオ信号として出力されているので、そのままVTR等に記録することもできるが、3次元データを記録しておくことや検索性および記録性等から、プローブの位置及び傾き情報又は観察者の観察条件に係る情報を付加してデジタルで記録されていることが望ましい。つまり、シーケンスを動画像圧縮記録の国際標準方式であるMPEGで記録し、各フレームの3D座標データつまり、左上隅座標と法線ベクトルはコード化した後、ピクチャヘッダに記録するようにしている。

【0045】一方、透視投影変換を行なった画像もビデオ信号としてそのままVTR等に記録することが可能であるが、やはり検索性等の面からデジタル化されたデータとして記録されていることが望ましい。この記録の際に、オリジナル画像を取り込んだ装置に関する情報や、透視投影後の画像であることを示すフラグと投影時の視点、注目点、視野角に関する情報は、シーケンスヘッダに記録するようにしている。

【0046】この変換前の画像と変換後の画像のどちらを記録するのかを切り替えるのは、図1に示したスイッチ16により行なっている。また、再生時にはスイッチ12を切り替えて、読み出された信号を透視投影処理部13に送っている。そして記録されていた信号が変換前のオリジナル画像であった場合は、スイッチ16を切り替えて透視投影処理部13からの出力を表示部へ送り、変換後の信号であった場合は透視投影処理部13を通さずに表示させるようにスイッチ16を切り替えている。

【0047】また、前述した3次元方向のスケールはオーバーレイされた画像を記録することもできるが、オーバーレイせずに、超音波画像のみを画像データとして記録し、スケールは符号化してシーケンスヘッダのユーザデータ領域に記録するようにすることもできる。この時、図8に示す合成部73では、オーバーレイした画像を表示部75に出力し、オーバーレイしていない変換後の超音波画像を記録部74に出力している。そして、C

PU76にてスケールに関する情報を符号化した信号を作成して、記録部74に送っている。記録部74は送られた信号からヘッダを作成し、画像信号を符号化してMOや磁気テープ等の媒体に記録する。

【0048】前述したスケールの符号化方法は、画面上での始点と終点および目盛りの間隔を記録しているが、再生装置にてスケールを再構成することができるだけの情報が記録されているならば、どのような方法であっても構わない。

【0049】このように、透視投影前後の画像をそれぞれ記録する機能を有するのは、投影前の画像を記録しておけば、超音波画像取り込み装置からのオリジナルの最も解像度の高い画像を残しておくことができ、さらに本発明の透視投影再生装置を利用することで、観察位置を任意に変更した透視投影画像を得ることができる。

【0050】一方、透視投影後の画像を記録しておけば、透視投影機能のない通常の再生装置にて再生が可能となるからである。

【0051】次に、この超音波画像信号処理装置において、記録されるフレームについて考えてみる。通常、超音波画像は画像と垂直な方向に対して有限な解像度を持っており、ここで1フレームで分解できる最小の厚さの値を r [mm]とし、プローブが幅 w [mm]を時間 t [秒]だけ掛けて、1秒毎に s フレーム [フレーム/秒]の画像を取り込んでいるとすると、 $r > w / (s t)$ [mm/フレーム]

の場合オーバーサンプリングである。ここで、本発明において観察部位の動きの少ない場合、 $w / (r s t)$ の比率でフレームをリサンプリングして記録情報量を減らすことができるようになっている。

【0052】図10に、その判断を行うフローチャートを示し説明する。まず、記録媒体節約モードがオンか否か判断し(ステップS1)、オンである場合(YES)、次に $r > w / (s t)$ か否か判断し(ステップS2)、その結果が真であるとき(YES)、 $(r s t) / w$ を小数点以下切捨てを行って整数化した値 i を求める(ステップS4)。前記ステップS1でオフ、ステップS2で偽であった場合には(NO)、値 $i = 1$ に設定し(ステップS3)、後述するステップS6に移行する。

【0053】次にステップS4で求めた値 i に基づき、観察画像の動きの早さからそのフレームレートの最小値 m を求め、その値が s / i 以下であるか否か判断し(ステップS5)、真であれば(YES)、 s / i [フレーム/秒]のフレームレートで記録を行なう(ステップS6)。もし偽であれば(NO)、 i は条件を満足する最大の整数を求めるために i から1を減じ(ステップS7)、ステップS5に戻る。ここで、最小フレームレート m は図1の入力部4のキーボードからの入力によるものでも構わないが、例えば、圧縮回路の動きベクトル検

出回路を用いてブロック毎に動きベクトルを求めて、それらの動きベクトルの中で、最も大きいものを利用して最小フレームレートを自動的に決定するようにしても良い。

【0054】これまでプローブを機械的に移動させて連続的に超音波画像を取り込んだ場合の例を示してきたが、本発明による第3の実施形態として、超音波画像信号処理装置に用いられる超音波画像の取り込みに関する他の例について説明する。

【0055】ここで、図1に示した3次元情報取り込み部2の例として、3D(3次元)マウスについて説明する。

【0056】図11は磁気方式の3Dマウスの概念的な構成を示したものである。

【0057】この3Dマウスにおいて、ソース91は x 、 y 、 z 3軸にコイルを巻いた直交コイルであり、ドライブ回路92に駆動されて、所定の磁界を発生する。この磁界中でソース91に対峙させ、複数の直交コイルからなるセンサ95を置くと、センサ95の各コイルに電流が誘起される。この誘起された電流は、磁界の強度に比例するため、検出回路94で電圧に変換された後、CPU93によって距離・角度情報として出力される。

【0058】この距離・角度情報とは、図12に示すように、 x 、 y 、 z で表される位置及び、 Q_x 、 Q_y 、 Q_z で表される各軸での角度である。従来、3次元位置センサを3個使用して3次元情報を取り込んでいたが、この3Dマウス1個で実現できるようになり、装置が非常にコンパクトに設計できるようになる。

【0059】この3Dマウスを超音波プローブに取り付けた場合、プローブを移動させながら超音波画像を取り込み、その各フレーム毎の基準座標と法線ベクトルを同時に得ることが可能である。このプローブを用いれば、操作者が自由にプローブを移動させたり、傾けたりしながら取り込んだ超音波画像でも透視投影を行なった観察が可能なのは言うまでもなく、前述したように3D座標データをヘッダに付加した記録を行なうことで、診察が終わった後でも、その映像がプローブをどのように動かしながら取り込んだものかが判る。

【0060】前述した3Dマウスのついたプローブを超音波による断面と同一平面内を移動させて取り込んだ超音波画像は、一部重なり合う部分を持って並んでいる。これをプローブの位置情報によって連続した広画角の画像を得られる。

【0061】例えば、図13に示すように2つの画像96、97が並んでいる場所から取り込まれたとすると、通常観察では、どちらか一方だけしか表示させることができなかった。しかし、この2枚の画像から1枚の画像98を作ることにより、従来はプローブの大きさにより制限されてしまっていた観察領域の範囲を広げることが可能となった。つまり、観察したい範囲に応じて必要

な枚数の画像を取り込むことにより、例えば肝臓の様に大きな臓器を一枚の超音波画像の中に表示することができるようになった。

【0062】また、複数のプローブを用いて、各プローブからの信号を上記方法と同じようにして広画角超音波画像を得ることもできる。従って、プローブの移動にかかる時間を短縮することができるため、動きのある部分の観察にも画像のずれが生じることがない。

【0063】次に第4の実施形態として、本出願人が提案した特願平4-89092号の「撮像装置」および特願平4-94473号の「電子カメラ」に開示されている画像の合成アルゴリズムを本発明に適用した例について説明する。

【0064】図14に示すように、互いにエリアの一部が重なるように、取り込まれた2つの画像信号の画像1と画像2が画像記憶部101に一時的に記憶される。画像記憶部101から読み出された重なり領域の画像信号に基づいて、変位量検出部102で検出された変換係数（回転量R、ずれ量S）により、各画像の相対的な画素位置が特定される。補間部103は、複数の画像の画素値に補間演算を順次、用いて画素値を補正し、重ね合わせのための補間画像信号を得る。この補間画像信号と、画像記憶部101の信号を合成部104で合成し広画角の画像として出力している。

【0065】この方法によれば、3Dマウスによる3D座標情報の値の精度があまり高くない場合でも、重なり部分の信号から2つの画像の相対的な位置関係を精度良く求めることができるので、合成された画像の接続部分が、不連続にならないといった特徴を持つ。ここでは入力画像を2枚用いた場合について説明したが、さらに多くの画像を用いることでさらに広画角な投影画像を得ることができるようになる。

【0066】さらに、前述した3Dマウスを観察者の動きの検出に用いた場合、3DマウスとFMDとを組み合わせ、観察者の頭部の動きを検出するようにして頭部の動きに連動して画面をスクロールする機能を持たせることも可能である。つまり、前述の広画角画像を観察する際に、その一部を画面に表示させておき、画面内に入り切らない部分はそちらに顔を向けることで画面がスクロールされて画面に入ってくるように表示させる。これにより、FMDの視野に入らない大きさの画像も仮想的に画像の空間を広げて取り扱えるようになる。

【0067】次に本発明の超音波画像信号処理装置による第5の実施形態として、超音波画像から特定の臓器を抽出して形状を測定したり、特殊な観察を行なう例について説明する。

【0068】図15は超音波画像に対して、画像の形状解析に使われる手法として一般的な境界抽出処理や、輪郭線抽出処理を施して、胆嚢等の臓器の領域を抽出した例であり、超音波画像111の中からテクスチャーの不

連続部分を探し出してその境界線画像112を得ている。この境界線は臓器の表面の一部であり、複数のフレームから抽出された境界をワイヤフレームで表示させたり、補間を行いながらつなぎ合わせて臓器の表面を取り出し、ハッチング処理等を行って表示させることができる。

【0069】図16に、このような処理を実施するための回路の構成例を示している。前述した3次元スキャナを用いた例で、スキャナ部113から取り込まれた120フレームの超音波画像シーケンスはメモリ部114に一旦記録される。この信号は2つに分けられて一方はこれまで説明してきた透視投影部115にて投影変換される。そしてもう一方の信号は臓器表面抽出処理部116にて各フレーム毎に臓器表面の抽出を行い、それを立体再構成部117にて3次元空間内でのワイヤフレームにして、透視投影部118にて投影変換を行う。

【0070】これらの2つの投影変換後の信号は、信号合成部119にて合成された後、表示部120のFMDに表示される。このワイヤフレーム化された臓器情報はシーケンス中で不変であるが、各フレームにて超音波画像の断面と交叉する位置が異なっている。そこで、合成するときに、超音波画像面よりも観察者側の部分のワイヤフレームを実線で表示させ、向こう側の部分を破線で表示させるようにしている。

【0071】この手法において表示は、120フレームのシーケンスを繰り返し再生するようにしているので、臓器部分の3次元再構成がリアルタイムに行うことができなかつたとしても、再構成が完了し次第合成するようにしている。このときの、繰り返し読み出されるシーケンスを記憶しているメモリ部114については、媒体は半導体の他に、光磁気ディスク等で構成しても構わない。

【0072】本発明の第6の実施形態としての超音波画像信号処理装置において、更に入力されるシーケンスに対して、時間的に前のフレームの信号をたし合わせて残像効果を与えるような処理を行なうこともできる。図17はこの残像処理を行なったものを透視投影して表示させる場合の信号の処理を表している。画像入力部121からのシーケンスは透視投影部122にて変換された後、乗算器123にて係数aを乗じられ、メモリ部125の信号に乗算器126にて係数bを乗じた信号と加算器124でたし合わされる。

【0073】この結果は、次のフレームの信号とたし合わせるためにメモリ部125に書き込まれるものと、表示部127に送られるものとに分けられる。ただし、ここで用いられる係数a及びbは、フレームの重みを表すもので、bの値が大きくなるほど残像効果が強くなり、両者はたすと1となるように定められたものである。こ

の構成を用いることで、画像のフレーム間の変化を残像として見るができるようになり、空間的な配置を更に把握しやすくなる。

【0074】これまで投影変換のパラメータを変更することで1つのオリジナルシーケンスから様々な状態で観察しているような画像を作成することができることを説明してきたが、これらを同時に見たいという要望もある。

【0075】第7の実施形態として、例えば図18で入力画像が透視投影処理部131に送られ、そこで正面、左、右、上からの4つの視点からの観察画像を作成し、その4つの画像をマルチ画面作成部132にて、それぞれを図19に示す如く画面の第1象限から第4象限に表示させるマルチ画面140とし、表示部133に送るようにする。このとき表示画面を4分割しているので、1つの画面は4分の1の大きさに縮小されているのだが、先に説明したように、透視投影変換のパラメータを入力部134によって適当な値にしてやることによって同時に縮小された画像にすることができるので、縮小画像を作成するための回路は必要ない。そして、適当な位置から観察しているように変換するためのパラメータの計算及びこれらパラメータの設定や、マルチ画面のレイアウトの情報の提供も、CPU135により行なわれる。また、透視投影処理は、各パラメータ毎に独立で処理されているので、分割数が多くなって1つの透視投影処理部だけでは計算が間に合わなくなった場合は、透視投影処理部を平行に複数接続してそれぞれに計算させるようにすることも可能である。図18の破線で囲まれている部分はそのような時に、透視投影処理部131a、131b、...のように増設していった場合の例で、通常は必要ない。

【0076】以上説明した本発明の超音波画像信号処理装置を医療分野で超音波画像を観察しながら処置を行う場合の一例を述べる。例えば、注射針状の器具を腹部の内部に挿入し、同時に超音波画像でその位置を確認しながら目標組織の細胞を採取して検査を行ったり、癌組織に直接抗癌剤を注射することが行なわれている。そのような処置では、針の先端の位置と組織との位置関係をリアルタイムに得られることが望まれている。そのような場合に本発明の超音波画像信号処理装置の映像をFMDを用いて観察することで、立体的に針の先端と目標組織とを見ながら作業が行なえるため、非常に正確で、安全に組織の細胞を採取することができるようになる。このときFMDのシースルー切り替えスイッチにフットスイッチ等を用いれば、シースルー機能を利用して超音波画像と実際の作業をしている手元を見ることを、FMDの取り外しを行わずにかつ作業を中断することなく切り替えることができ、非常に安全でかつ便利である。

【0077】また本発明は、前述した実施形態に限定されるものではなく、他にも発明の要旨を逸脱しない範囲

で種々の変形や応用が可能であることは勿論である。

【0078】

【発明の効果】以上詳述したように本発明によれば、各フィールド又はフレームの画像信号により生成される複数のフレームデータと、各フィールド又はフレームの3次元空間内での位置に係る複数のデータを圧縮して記録するように構成したので、再構成に必要な大量の画像データを蓄積しても装置規模が大きくなりすぎない超音波画像信号処理装置及びそのシステムを提供することができる。又、超音波診断画像を3次元的に表示することを可能とし、立体的な形状および位置を感覚的にも容易に獲得可能な超音波画像信号処理装置及び超音波画像信号処理システムを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による第1の実施形態としての超音波画像信号処理装置の概略的な構成を示す図である。

【図2】3次元スキャナの構成例を示す図である。

【図3】図3に示した3次元スキャナによるスキャン状態を鳥瞰図的に示した図である。

【図4】視点変更のための透視投影を行なうときの情報を表す図である。

【図5】像観察装置（眼鏡型ディスプレイ）の構成例を示す図である。

【図6】超音波画像の見かけの大きさと実際の物体の大きさとの関係を示す図である。

【図7】本発明の第2の実施形態としての3次元スケールを表示させる機能を説明するための図である。

【図8】本発明の第3の実施形態としての超音波画像信号処理装置の概略的な構成を示す図である。

【図9】MPEGのデータ構造例を示す図である。

【図10】第3の実施形態の超音波画像信号処理装置の動作を説明するためのフローチャートである。

【図11】超音波画像信号処理装置に用いられる磁気方式の3Dマウスの具体的な構成を示す図である。

【図12】3Dマウスにおける距離・角度情報を説明するための図である。

【図13】3Dマウスを用いて取り込んだ画像の状態を説明するための図である。

【図14】第4の実施形態としての超音波画像信号処理装置の構成を示す図である。

【図15】本発明による第5の実施形態としての超音波画像信号処理装置による境界抽出処理や輪郭線抽出処理を施して特定領域を抽出する例を示す図である。

【図16】第5の実施形態の超音波画像信号処理装置の構成を示す図である。

【図17】本発明による第6の実施形態としての超音波画像信号処理装置の構成を示す図である。

【図18】本発明による第7の実施形態としての超音波画像信号処理装置の構成を示す図である。

【図19】第7の実施形態により観察される画像例を示す

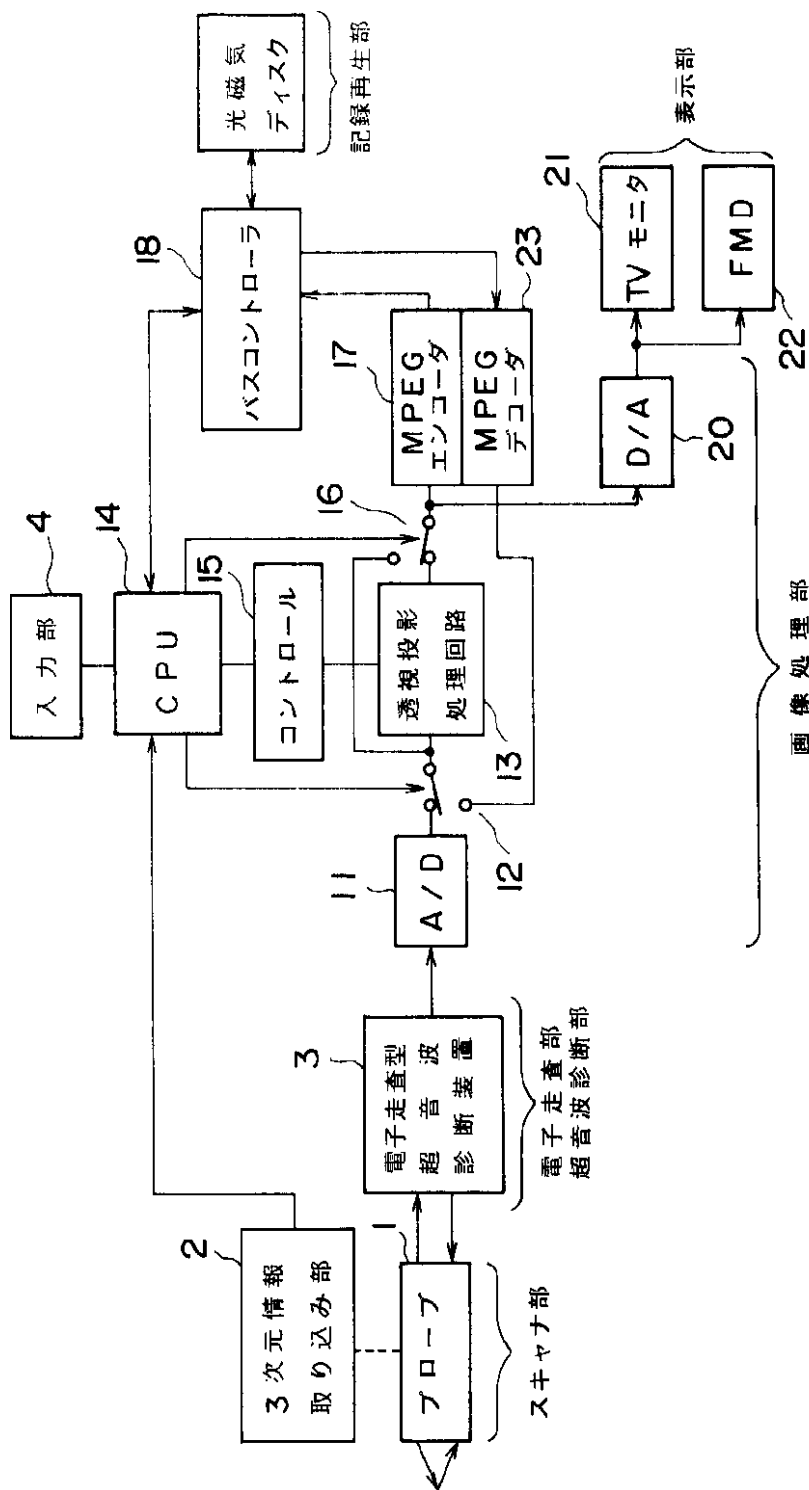
す図である。

【符号の説明】

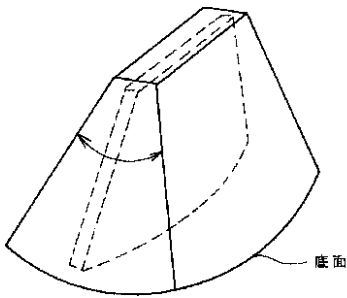
1...電子走査型プローブ、2...3次元情報取り込み部、
 3...電子走査型超音波診断装置、4...入力部、11...A
 /D変換器、12、16...スイッチ、13...透視投影処

理回路、14...CPU、15...透視投影コントローラ、
 17...MPEGエンコーダ、18...バスコントローラ、
 19...光磁気ディスク(MO)、20...D/A変換器、
 21...TVモニタ、22...FMD(フェイス・マウンテ
 ッド・ディスプレイ)、23...MPEGデコーダ。

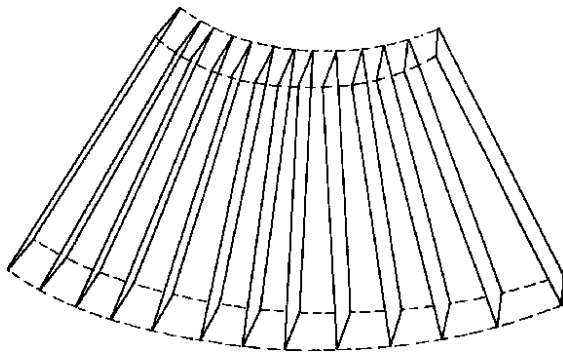
【図1】



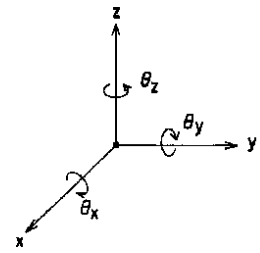
【図2】



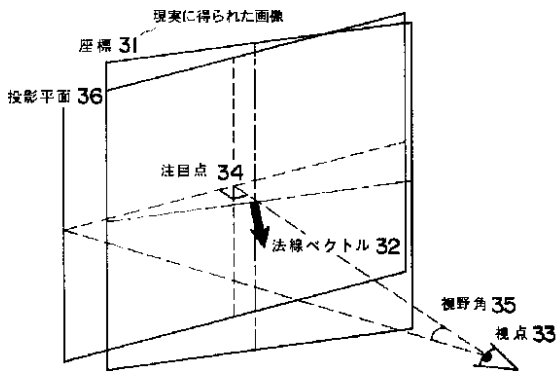
【図3】



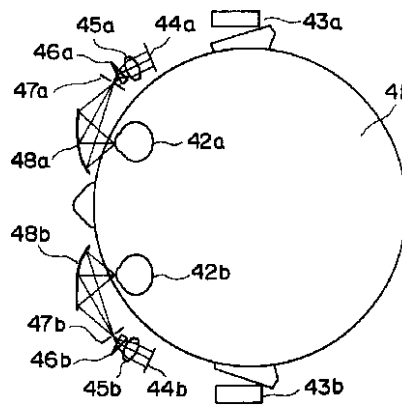
【図12】



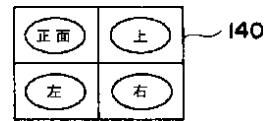
【図4】



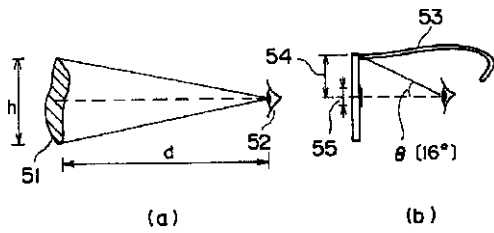
【図5】



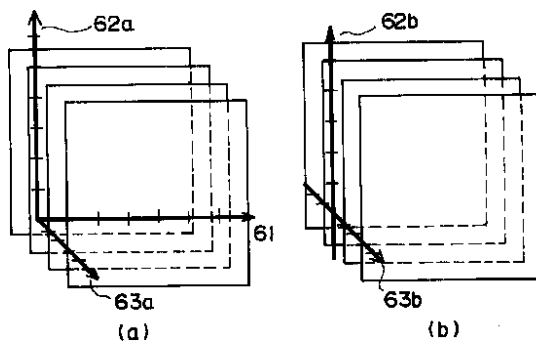
【図19】



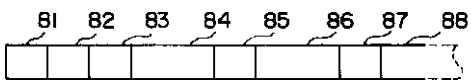
【図6】



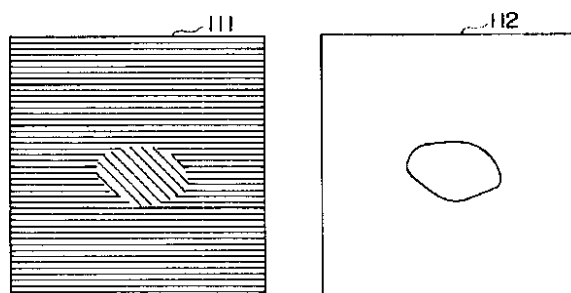
【図7】



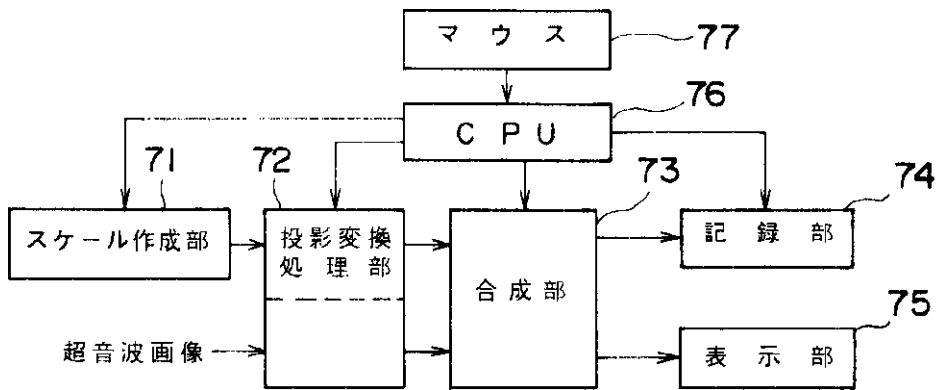
【図9】



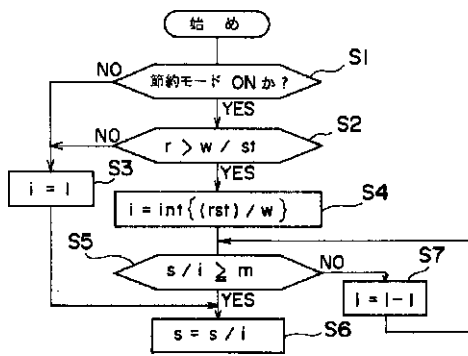
【図15】



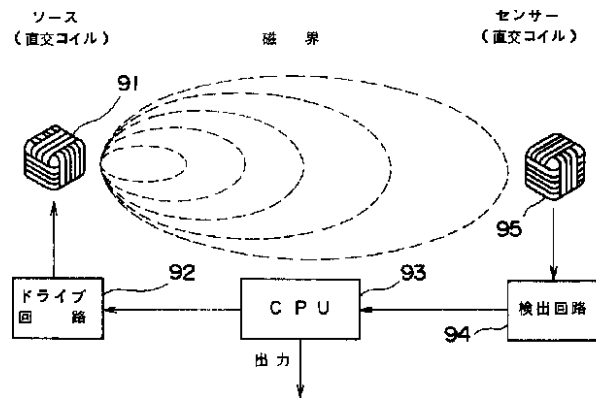
【図8】



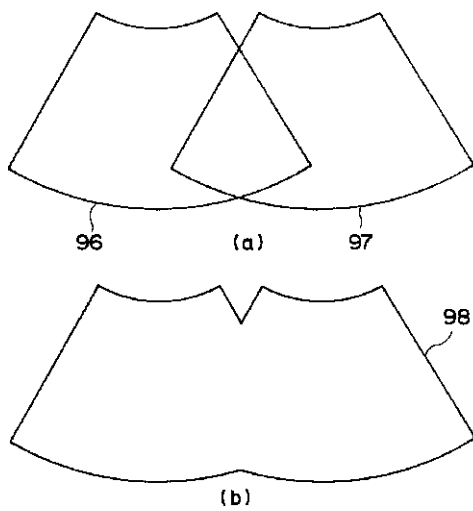
【図10】



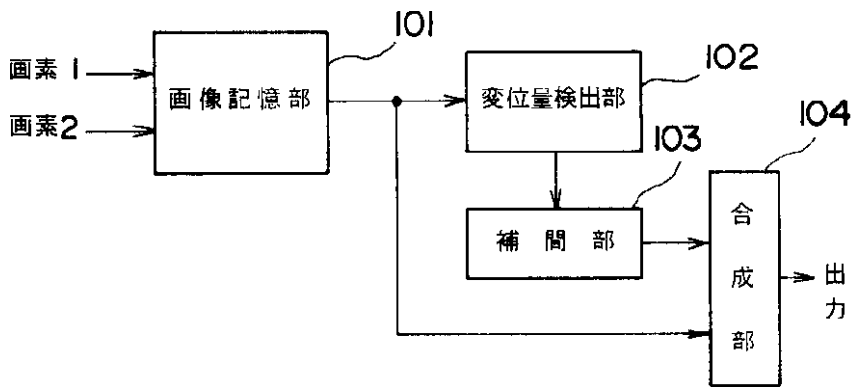
【図11】



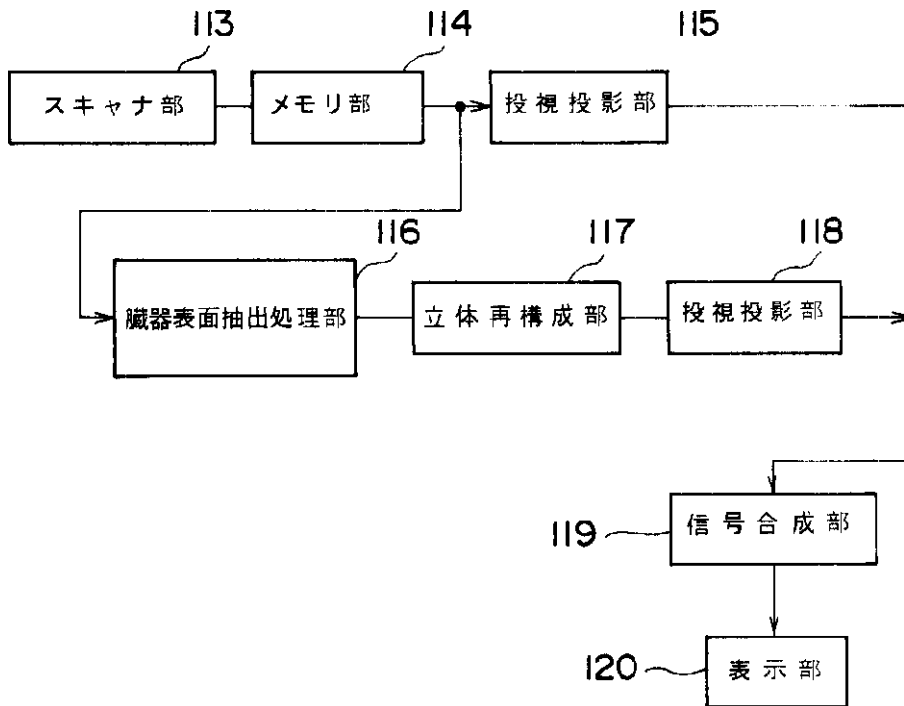
【図13】



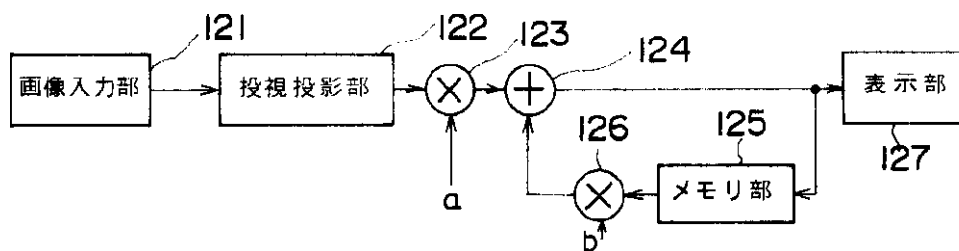
【図14】



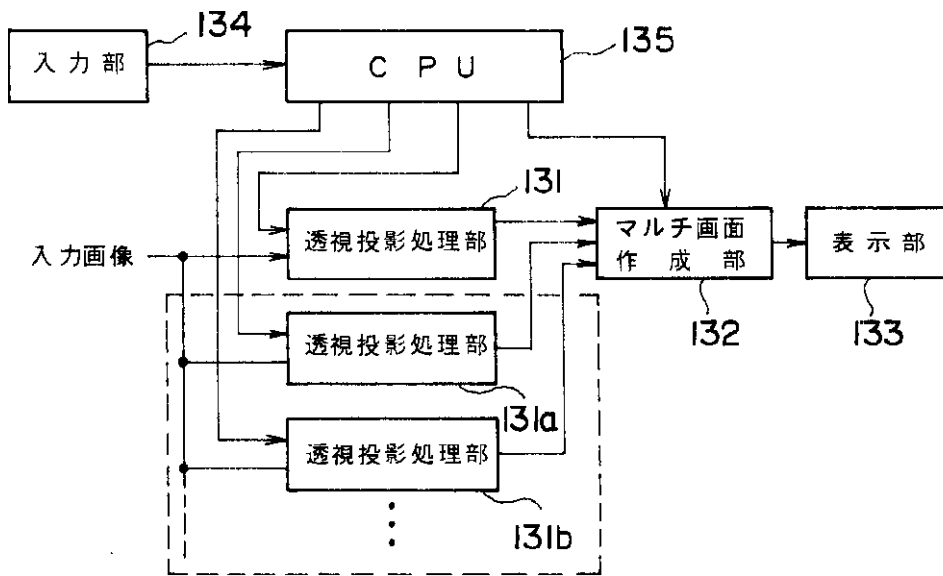
【図16】



【図17】



【図18】



フロントページの続き

(72)発明者 渡部 洋之
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 福田 弘之
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB16 EE12 JC25 KK21
LL13

