

(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2003-61956

(P2003-61956A)

(43)公開日 平成15年3月4日(2003.3.4)

(51) Int.Cl⁷
A 6 1 B 8/00
5/055
G 0 1 R 33/32
G 0 6 T 1/00
3/00

識別記号

290
100

F I
A 6 1 B 8/00
G 0 6 T 1/00
3/00
15/00
17/40

テ-マコード⁸ (参考)
4 C 0 9 6
4 C 3 0 1
4 C 6 0 1
5 B 0 5 0
5 B 0 5 7

審査請求 未請求 請求項の数 90 L (全 19数) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願2001-261833(P2001-261833)

(22)出願日 平成13年8月30日(2001.8.30)

特許法第30条第1項適用申請有り 平成13年4月16日
発行の「日本超音波医学会第74回 学術集会プログラ
ム・講演抄録集 超音波医学 VOL.28, NO.3」に発表

(71)出願人 000003078

株式会社東芝

東京都港区芝浦一丁目1番1号

(72)発明者 橋本 敬介

栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株
式会社東芝那須工場内

(74)代理人 100058479

弁理士 鈴江 武彦 (外6名)

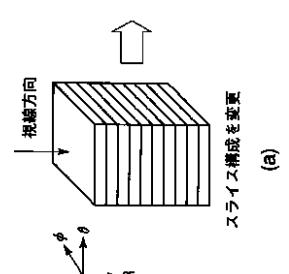
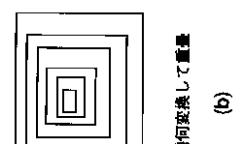
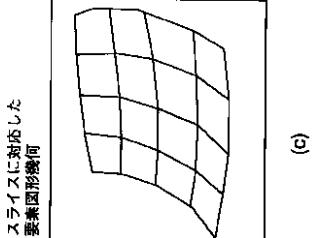
最終頁に続く

(54)【発明の名称】超音波診断装置、医用診断装置及び画像処理方法

(57)【要約】

【課題】 比較的簡易な処理によって従来よりも少ない
データ量にて高画質な三次元画像を生成する超音波診断
装置、及び画像処理方法を提供すること。

【解決手段】 収集座標のボリュームデータを所定の視
線方向に基づいて定義される面に沿って分割し、複数の
スライスデータを生成するスライスデータ生成する。当該複数のスライスデータに基づいて、当該各スライスデータ
を表示座標に変換するための幾何情報を演算し、こ
の幾何情報に基づいて、複数のスライスデータを変換し
表示座標の複数の表示画像データを生成する。各表示画
像データを幾何変換し、各データ上の各画素値が累積加
算された累積強度を有する三次元表示画像を生成する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】超音波プローブによって収集された3次元空間内の超音波ボリュームデータを記憶する記憶手段と、

前記超音波ボリュームデータから複数のスライス面の超音波スライスデータを生成するスライスデータ生成手段と、

前記超音波ボリュームデータから表示画像を生成する際の視線方向を設定する視線方向設定手段と、

前記視線方向及び前記スライス面の位置に基づいて、複数の要素図形で構成される幾何情報を求める幾何情報生成手段と、

前記超音波スライスデータ中の前記要素図形に対応する部分のデータに基づいて前記要素図形内部の値を求め、これに基づいて表示画像を生成する表示画像生成手段とを備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】前記表示画像生成手段は、前記幾何情報に基づいて複数のスライス面それぞれに対応する中間画像を求め、その中間画像を累積加算することにより表示画像を生成するものであることを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項3】前記記憶手段は、前記超音波ボリュームデータの空間位置を距離R₁、2つの異なる方向に対応する角度θ₁、θ₂の収集座標に対応して記憶しており、

前記スライスデータ生成手段は、R₁、θ₁、θ₂の1つが同じ値であるスライス面のデータを超音波スライスデータとして出力するものであることを特徴とする請求項1又は請求項2のいずれか1項記載の超音波診断装置。

【請求項4】前記表示画像生成手段は、

前記複数のスライスデータのうち、近接するスライスデータの強度勾配から法線ベクトルを算出し、当該法線ベクトルを表示座標に変換する法線ベクトル演算手段と、前記表示座標の法線ベクトルを利用してシェーディング処理を行うシェーディング処理手段を有することを特徴とする請求項1乃至請求項3のいずれか1項記載の超音波診断装置。

【請求項5】前記スライス生成手段は、収集された近接実サンプルより補間スライスを生成することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項6】前記表示画像生成手段は、不透明度或いは透明度に基づいて画素輝度を補正する手段を有することを特徴とする請求項1乃至請求項5のうちいずれか1項記載の超音波診断装置。

【請求項7】前記表示画像生成手段は、所定の領域のデータが表示されないように、その領域に対して他の領域と異なる処理を施すクリッピング手段を有することを特徴とする請求項1乃至請求項4のうちいずれか1項記載の超音波診断装置。

【請求項8】収集された3次元空間内のボリュームデータを記憶する記憶手段と、

*前記ボリュームデータから複数のスライス面のスライスデータを生成するスライスデータ生成手段と、前記ボリュームデータから表示画像を生成する際の視線方向を設定する視線方向設定手段と、

前記視線方向及び前記スライス面の位置に基づいて、複数の要素図形で構成される幾何情報を求める幾何情報生成手段と、

前記スライスデータ中の前記要素図形に対応する部分のデータに基づいて前記要素図形内部の値を求め、これに基づいて表示画像を生成する表示画像生成手段とを備えることを特徴とする医用診断装置。

【請求項9】収集された3次元空間内のボリュームデータを記憶するステップと、前記ボリュームデータから複数のスライス面のスライスデータを生成するステップと、

前記ボリュームデータから表示画像を生成する際の視線方向を設定するステップと、前記視線方向及び前記スライス面の位置に基づいて、複数の要素図形で構成される幾何情報を求めるステップと、

前記スライスデータ中の前記要素図形に対応する部分のデータに基づいて前記要素図形内部の値を求め、これに基づいて表示画像を生成するステップとを備えることを特徴とする画像処理方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、被検体の三次元ボリュームをイメージングする超音波診断装置及び医用診断装置、又、被検体の三次元ボリュームをイメージングするための画像処理方法に関する。

【0002】

【従来の技術】近年の画像処理技術によって、画像処理の高速化や解像度の向上が進み、例えば医療用画像分野においては、有用な臨床情報としての画像の提供に利用されている。現在では、超音波診断装置、X線CTスキャン、磁気共鳴診断装置等、当該画像処理機能を内蔵した医療用画像機器が、多くの病院、検査機関等に普及しており、例えば画像による疾患の把握や、手術前のシミュレーション等に有効利用されている。

【0003】例えば、従来の超音波診断装置による三次元画像処理では、収集した断層画像(二次元画像)から、一旦ボクセルからなる3次元ボリュームデータを形成し、当該ボクセルボリュームデータに基づいて三次元画像を生成している。その処理の一例を簡単に述べると、以下の様である。

【0004】図16は、従来の超音波診断装置の概略構成を示した図である。図16に示す様に、従来の超音波診断装置は、超音波プローブ500、送信ユニット501、受信ユニット502、整相加算器503、検波ユニット504、EPRcessor；B/W輝度信号処理部505、

理ユニット) 505、FP (Flow PRocessoR ; 血流信号検出・処理ユニット) 506、DSC (Digital Scan ConveRteR ; スキャン変換ユニット) 507、RTC (Real Time ContRolleR ; 送受信制御回路) 508、CPU (制御回路) 509、ボクセルボリュームジェネレータ 510、3Dレンダリングエンジン 511、CRT (画像表示ユニット) 512、ユーザインタフェース 513 から成る。

【0005】(超音波プローブ) 超音波プローブ 500 10 は、被検体(患者)内に撮影用超音波を送波し、当該被検体からの反射波を受波するための探触子であり、圧電素子等により形成されている。一般的には、圧電素子は走査方向に垂直な方向にカットされており、複数のチャネルを構成している。

【0006】超音波プローブ 500 をスキャン断面に対して垂直、あるいは略垂直な方向に手動あるいは、機械的に走査することによって、三次元超音波ボリュームを収集する。手動あるいは機械的走査位置の検出は、図示はされていないが、磁気センサーやエンコーダによるものが一般的である。また、当該走査位置情報は、図示されていないが、RTC 508 に入力し、ヘッダ情報に附加されて超音波データと共にボクセルボリュームジェネレータに伝送される。

【0007】(RTC) RTC 508 は、CPU 509 より入力されるスキャン制御パラメータに基づいて、超音波信号の送受信を行うためのタイミング制御を行う。当該制御パラメータには、B/Wあるいはカラードプラスキャンといった超音波収集モード、スキャン領域、走査線密度、超音波データ収集繰り返し周期等が含まれる。RTC 508 は当該超音波データ収集繰り返し周期情報 30 に基づいてタイマーを動作させ、周期的に発生するタイマーの出力を基準に超音波送信基準信号を生成する。

【0008】RTC 508 は、当該ビームアドレスの他に、ビームアドレスや超音波ビームがB/Wデータであるか、カラードデータであるかを識別するためのビームタイプ、データ収集距離等のビームの処理に必要な情報をヘッダ情報として生成する。生成された当該ヘッダ情報は、後述する受信ユニット 502 でデータに付加され、データと共に後段の処理を行うユニットに伝送される。後段のユニットは、受信したヘッダ情報を基に、ビームタイプの識別やビーム処理の内容とパラメータを決定し、必要な処理を行った後、更に後段のユニットにヘッダ情報と超音波ビームデータを組み合わせて転送する。

【0009】(送信ユニット) 送信ユニット 501 は、図示されていないが、基本パルス発生器、遅延回路及び高圧パルス発生回路(パルサ回路)を有している。送信ユニット 501 は、RTC 508 より入力した当該超音波送受信基準信号を基準にして、送信パルス発生信号を基本パルス発生器で生成し、所望の超音波ビームを形成す 50

るための遅延時間を遅延回路でチャネル毎に対して付加し、当該パルサ回路で増幅して、超音波プローブ 500 の各チャネルを構成する圧電素子に印加する。

【0010】(受信ユニット) 受信ユニット 502 は、図示していないが、プリアンプ、A/D変換器、受信遅延回路を有している。受信ユニット 502 は、RTC 508 の制御に基づいて、超音波プローブ内部のチャネル毎に被検体からの超音波反射パルスを受信し、当該プリアンプで振幅を増幅した後、当該A/D変換器でデジタル信号に変換する。

【0011】(整相加算器) 整相加算器 503 は、受信ユニット 502 から入力した各受信チャネルの信号を、図示されていないデジタル遅延整相加算器を用いて受信指向性を決定するために必要な遅延処理を施した後に加算処理することにより、走査線毎の超音波ビームを形成する。整相加算器において同時に複数のビームを形成することにより、所謂複数同時ビーム受信を行うことが可能となり、その結果超音波ボリュームのスキャニング時間を短縮することができる。

【0012】(検波ユニット) 検波ユニット 504 は、整相加算器 503 での遅延加算処理により形成された超音波ビームデータに対して、直交検波処理を施し、当該処理後の信号をイメージングモードに応じてEP 505、あるいはFP 506 に伝送する。

【0013】(EP) EP 505 は、所謂生体組織より反射される組織構造を反映したB/W組織画像を生成するために必要な信号処理を行うユニットである。具体的には、EP 505 は、包絡線検波処理によって組織にて反射された超音波信号の強度を映像化し、組織構造に対応した画像データを生成するために適した高域遮断フィルタ処理等を行う。

【0014】(FP) FP 506 は、血流等の動きを映像化するために必要な信号処理を行うユニットであり、具体的には、カラードプラ法により速度、パワー、分散等のパラメータを算出する。

【0015】(DSC) DSC 507 は、各超音波走査線の幾何情報に基づいて、EP 505 より入力したデータからB/W組織画像を、FP 506 より入力したデータからカラー血流画像を生成し、両者を重み付けにより加算して表示画像データを生成する。血流速度に代表される折り返り(エイリアシング)が発生するデータに対しては一般的に知られるエイリアシング補正を伴った補間処理により2D画像を生成する。

【0016】(ボクセルボリュームジェネレータ) ボクセルボリュームジェネレータ 510 は、DSC 507 より入力した複数の断層画像を当該走査断面位置情報に基づいて、等方なボクセルで構成されるボリュームに変換する。補間処理には、着目ボクセルを取り囲む周囲8個の超音波サンプルより直線補間処理(Tri-Line aR補間処理)を用いる。血流速度に代表されるエイ

アシングが生じるデータに対しては、前述したエイリアシング補正を伴うT R i - L i n e a R 補間処理を行う。

【0017】(3Dレンダリングエンジン)3Dレンダリングエンジン511は、ボクセルボリュームジェネレータ510が生成する当該ボクセルボリュームを受取り、CPUに設定されたボリュームレンダリング、サーフェースレンダリング、MPR等のレンダリングモード、視線方向、オパシティ、色付け(カラー)方法等の画像生成パラメータに基づいて3次元レンダリング画像を生成する。3次元画像生成のためのアルゴリズムには、様々な手法が提案されているが、一般的に知られているものとしてレイ・トレーシング法がある。

【0018】(CRT)CRT512は、ブラウン管モニタあるいはLCDによって構成され、DSC507が生成したB/W組織画像、カラー血流画像等の2D超音波画像を表示し、ユーザの診断に用いられる。また、CRT512は、3Dレンダリングエンジン511にて生成される3次元レンダリング画像を、3次元レンダリング画像単独、あるいは、DSCで生成された当該2D超音波画像と同時にCRTにて表示する。ユーザは表示された当該超音波画像によって3次元情報を得られるため、疾患の有無や病変部の大きさ等を容易に把握することができる。

【0019】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上述した通り、収集した超音波サンプルデータよりボクセルボリュームデータを生成してから3次元画像生成処理を行うため、当該処理手順には次に挙げる問題点が存在する。

【0020】(1)ボクセルボリュームサイズに起因するH/W規模増大、記録容量増大

ボクセルボリュームのサイズはX、Y、Z方向に各々256×256×256であるため、1ボリューム当たり16MBのサイズとなる。ボリュームを記録保持するためのバッファメモリが必要になる。当該バッファメモリは、所謂ダブルバッファの構成をとり、入力段、出力段、また、処理の過程において必要となるため、大容量のメモリが多く必要になる。当該メモリはASICやFPGAに内蔵できるサイズではないため、個別のメモリデバイスが必要になり、装置コストの上昇や装置サイズの大型化の要因となっている。

【0021】(2)データ伝送時間に起因するリアルタイム低下

前述した通りボクセルボリュームサイズが大きいため、データ伝送時間が増大する。また、収集された超音波ボリュームデータに対してボクセル変換処理を行った後に3次元画像生成処理を行うために処理過程が長くなり、収集から表示までの時間が増大する。特に、スキャン収集時間が小さく高速にボリューム収集ができるシステム

では、表示のリアルタイム性が劣化する。

【0022】(3)ボクセルボリューム変換処理負荷
一秒間に10個のボクセルボリュームを生成するためには、160M個のボクセルに対して演算を行う必要がある。この様に1秒間に多数のボクセルを処理する必要がある。また、DSC、ボクセルボリュームジェネレータ、3Dレンダリングエンジンの各ユニットにおいて補間処理が各々必要になる。従って、上記の理由などからハードウェア規模の増大や装置のコスト上昇といった問題が生じている。

【0023】(4)補間処理に伴う画質劣化

補間処理には、画像に対するボケが伴うため、多くの補間処理を繰り返し実施することにより、画質劣化が生じる。また、ボリュームの一部を拡大表示する場合には、リサンプリングにより微妙な組織の凹凸等の情報が欠落してしまっているため、拡大像の画質が劣化するという要因となっている。

【0024】

【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、次のような手段を講じている。

【0025】本発明に係る請求項1記載の超音波診断装置は、超音波プローブによって収集された3次元空間内の超音波ボリュームデータを記憶する記憶手段と、前記超音波ボリュームデータから複数のスライス面の超音波スライスデータを生成するスライスデータ生成手段と、前記超音波ボリュームデータから表示画像を生成する際の視線方向を設定する視線方向設定手段と、前記視線方向及び前記スライス面の位置に基づいて、複数の要素図形で構成される幾何情報を求める幾何情報生成手段と、前記超音波スライスデータ中の前記要素図形に対応する部分のデータに基づいて前記要素図形内部の値を求め、これに基づいて表示画像を生成する表示画像生成手段とを備えることを特徴とするものである。

【0026】本発明に係る請求項8記載の医用診断装置は、収集された3次元空間内のボリュームデータを記憶する記憶手段と、前記ボリュームデータから複数のスライス面のスライスデータを生成するスライスデータ生成手段と、前記ボリュームデータから表示画像を生成する際の視線方向を設定する視線方向設定手段と、前記視線方向及び前記スライス面の位置に基づいて、複数の要素図形で構成される幾何情報を求める幾何情報生成手段と、前記スライスデータ中の前記要素図形に対応する部分のデータに基づいて前記要素図形内部の値を求め、これに基づいて表示画像を生成する表示画像生成手段とを備えることを特徴とするものである。

【0027】本発明に係る請求項9記載の画像処理方法は、収集された3次元空間内のボリュームデータを記憶するステップと、前記ボリュームデータから複数のスライス面のスライスデータを生成するステップと、前記ボリュームデータから表示画像を生成する際の視線方向を

設定するステップと、前記視線方向及び前記スライス面の位置に基づいて、複数の要素図形で構成される幾何情報を求めるステップと、前記スライスデータ中の前記要素図形に対応する部分のデータに基づいて前記要素図形内部の値を求め、これに基づいて表示画像を生成するステップとを備えることを特徴とするものである。

【0028】このような構成によれば、従来に比して簡易な処理によって、従来よりも少ないデータ量にて高画質な三次元画像を生成する超音波診断装置、及び画像処理方法を実現することができる。その結果、エコー信号収集から三次元画像表示までの遅延時間が少なくなり、高いリアルタイム性を実現することができる。また、従来と比してハードウェア・リソースを小規模にすることができる、その結果低コストにて装置を提供することが可能となる。

【0029】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

【0030】(第1の実施の形態)先ず、本実施形態にかかる超音波診断装置10のブロック構成を図1(a)に示す。

【0031】図1(a)に示す様に、超音波診断装置10は、超音波プローブ12、送信ユニット14、RTC16、CPU18、ユーザインタフェース20、受信ユニット22、整相加算器24、検波ユニット26、EP28、FP30、スライス処理ユニット32、シェーディングベクトル演算ユニット34、スライスレンダリングユニット36、CRT38を具備している。

【0032】(超音波プローブ)超音波プローブ12は、被検体(患者)内に撮影用超音波を照射し、当該被検体からの反射波を受波するための探触子であり、圧電素子等により形成されている。なお、本実施形態においては、当該超音波プローブ12は、圧電素子がマトリックス(格子)状に配置された2次元超音波アレイプローブとし、プローブ表面より放射状に広がる形状のボリュームデータを超音波スキャンにより収集するものとする。収集される超音波サンプルの空間的位置は、超音波スキャンのスキャン形態に対応した収集座標を用いて表現される。本第1の実施の形態では、収集座標としてR, , の3つのパラメータを有する極座標を用いて表現する方法が最も好適であり、以下の説明は極座標を用いるものとして説明する。

【0033】図2(a)は、超音波プローブ12を用いて収集されるボリュームの幾何形状を示している。点Oは超音波プローブ12表面の中心点であり、点Oにおける当該プローブ表面に垂直な線をX軸と定義する。また、X軸に対して垂直で互いに垂直となるY軸とZ軸を図2に示す様に設定する。全ての超音波ビームは、点O

50 (5) 8

より放射状に形成されるため、超音波ビームを構成する超音波サンプルデータは極座標により表現するのが最好適である。そこで、図2(B)、(C)に示す通り、超音波ビームをX-Y平面に投影して得られる投影超音波ビームとY軸がなす角度を、同様にZ-Y平面に投影した時に投影超音波ビームとY軸がなす角度をとする。また、このとき極座標と直交座標の関係は次のようになる。

【0034】直交座標系から極座標系への変換

$$10 R = (x^2 + y^2 + z^2)^{1/2} \\ = \tan^{-1}(x/y) \\ = \tan^{-1}(z/y)$$

極座標系から直交座標系への変換

$$x = R \times \tan^{-1} \{ 1 / (1 + \tan^2 + \tan^2) \}^{1/2}$$

$$y = R / (1 + \tan^2 + \tan^2)^{1/2}$$

$$z = R \times \tan^{-1} \{ 1 / (1 + \tan^2 + \tan^2) \}^{1/2}$$

但し、*は積算を意味する。

20 【0035】(RTC) RTC16は、スキャン制御パラメータに基づいて、超音波信号の送受信を行うためのタイミング制御を行う。スキャン制御パラメータは、ユーザインタフェース20に対する操作者の入力に基づいてCPU18が求めたものを用いる。RTC16は、図示していないが、内部にタイマーと順序回路あるいはプログラムを有しており、CPU18により設定されたスキャン制御パラメータに基づいて、B/Wあるいはカラードプラスキャンといった超音波収集モード、あるいは、超音波データ収集繰り返し周期等の情報に基づいて、タイマーを動作させ、タイマーの出力を基準に周期的に発生される超音波送信基準タイミング信号を生成する。収集される超音波データのボリューム内での位置を示すビームアドレスは、超音波プローブ12のプローブ表面に垂直な方向に対する互いに直交する方向の角度(行)と(列)によって特定される。つまり、超音波ビームは、2次元配列の形式で、[行ビームアドレス、列ビームアドレス]で表現できる。

【0036】RTC16は、当該ビームアドレスの他に、ビームアドレスや超音波ビームがB/Wデータであるか、カラードデータであるかを識別するためのビームタイプ、データ収集距離等のビームの処理に必要な情報をヘッダ情報として生成する。生成された当該ヘッダ情報は、後述する受信ユニット22でデータに付加され、データと共に後段の処理を行うユニットに伝送される。

【0037】後段のユニットは、受信したヘッダ情報を基に、ビームタイプの識別やビーム処理の内容とパラメータを決定し、必要な処理を行った後、更に後段のユニットにヘッダ情報と超音波ビームデータを組み合わせて転送する。

【0038】(送信ユニット)送信ユニット14は、図示していないが、基本パルス発生器、遅延回路及び高圧パルス発生回路(パルサ回路)を有している。送信ユニット14は、RTC16より入力した当該超音波送受信基準信号を基準にして、送信パルス発生信号をトリガ発生器で生成し、所望の超音波ビームを形成するための遅延時間を遅延回路でチャネル毎に対して付加し、当該パルサ回路で増幅して、超音波プローブ12の各チャネルを構成する圧電素子に印加する。

【0039】(受信ユニット)受信ユニット22は、図示していないが、プリアンプ、A/D変換器、受信遅延回路を有している。受信ユニット22は、RTC16の制御に基づいて、超音波プローブ12内部のチャネル毎に被検体からの超音波反射パルスを受信し、当該プリアンプで振幅を増幅した後、当該A/D変換器にてデジタル信号に変換する。

【0040】(整相加算器)整相加算器24は、受信ユニット22から入力した各受信チャネルの信号を、図示されていないディジタル遅延整相加算器を用いて受信指向性を決定するために必要な遅延時間を勘案して加算処理し、これに得られたRF(Radio Frequency)超音波信号を出力する。このRF超音波信号は、遅延加算処理により形成された走査線毎の超音波ビームに対応したものとなる。当該整相加算器24において同時に複数の超音波ビームを形成することにより、所謂並列同時受信を行うことが可能となり、その結果超音波ボリュームのスキャニング時間を短縮することができる。

【0041】(検波ユニット)検波ユニット26は、整相加算器24で加算処理により形成されたRF超音波信号に対して、直交検波処理を施し、当該処理後の信号をイメージングモードに応じてEP28、あるいはFP30に伝送する。

【0042】(EP)EP28は、所謂生体組織より反射される組織構造を反映したB/W組織画像を生成するために必要な信号処理を行うユニットである。具体的には、当該EP28は、包絡線検波処理によって組織にて反射された超音波信号の強度を映像化し、組織構造に対応した画像データを生成するために適した高域遮断フィルタ処理等を行う。

【0043】(FP)血流信号検出・処理ユニット(FP)30は、血流等の動きを映像化するために必要な信号処理を行うユニットであり、具体的には、カラードップラ法により速度、パワー、分散等のパラメータを算出する。当該EP28あるいはFP30の出力は超音波ビームの方向に沿ったサンプル位置毎のデータ(以下、超音波サンプルデータという)であり、この超音波サンプルデータにより構成される3次元ボリュームを超音波ボリュームデータ(元は超音波ベクトルデータセットでした)と呼ぶ。

【0044】(UI)ユーザインターフェース20は、操作パネル、マウス等所定の指示入力をための装置である。例えば、スキャンや表示に関する条件は、当該操作パネル上に配置されるスイッチの操作、或いは当該マウスによって画像表示ユニット(CRT)38に表示されたウィンドウ内のメニューを選択することにより入力される。また、超音波ボリュームデータに対する回転操作、表示ウィンドウレベルやオパシティ/カラーの設定等には当該マウスの上下左右移動による。

【0045】(CPU)CPU18は、ユーザインターフェース20を介してユーザにより入力されたスキャン或いは表示に関する条件を解釈し、装置全体の制御に必要なパラメータを設定することにより全体の制御を行う。装置全体へのパラメータ設定が完了すると、当該CPU18はRTC16に対して、超音波信号の送受信開始を指示する。

【0046】また、CPU18は、ユーザインターフェース20を介してユーザにより逐次入力されるボリュームに対する回転操作等の3次元画像に対する操作入力に対して、逐次判断を行い、必要なパラメータを後述するスライス処理部32、シェーディングベクトル演算部34、スライスレンダリング部36に設定することにより3次元画像の表示に関する制御を行う。

【0047】あるいは、CPU18は当該パラメータをRTC16に伝送し、RF超音波信号に付属するヘッダ情報として伝送する方式をとっても良い。ただし、この方式の場合には、超音波スキャンが停止した際にRF超音波信号が伝送されないために、ヘッダ情報が伝送されないという状況が生じ得る。この問題の回避としては、空(ダミー)のRF超音波信号を受信ユニット14で生成する、ヘッダ情報のみを伝送することを行えばよい。

【0048】(スライス処理ユニット)スライス処理ユニット32は、図示されていないが、入力したEP28あるいはFP30より入力した超音波サンプルデータを並び替えるためのメモリ及び制御回路を有し、CPU18が設定するスライス構成情報に基づいて、超音波サンプルデータの並び替え処理を行うことにより、スライス面上にある全ての超音波サンプルデータで構成されるデータ群(以下、超音波スライスデータという)を出力する。

【0049】尚、スライス面とは、図11に示される通り、同一のビーム始点距離Rとする場合、同一の偏向角とする場合、同一の偏向角とする場合のいずれかに限定したものであり、平面あるいは球面を構成する。

【0050】図11(a)はRを同一とするR-スライス面、図11(b)はRを同一とするR-スライス面、図11(c)はRを同一とするR-スライス面を表している。X軸、Y軸、Z軸の内で視線方向ベクトルと最も並行になる軸を求め、X軸が最も平行な場合はR-スライス面、Y軸が最も平行な場合はR-スライス面。

ス面、Z軸が最も平行な場合はR - スライス面をスライス面とする。

【0051】以下、スライス処理ユニット32の詳細構成について述べる。

【0052】スライス処理ユニット32の構成を図3に示す。図3に示す様に、スライス処理ユニット32は、FIFOメモリ(FIRST In FIRST Out Memory)320及び328、メモリコントローラ321、サブシステムコントローラ322、CPUインターフェース323、第1のメモリ324、第2のメモリ325、第3のメモリ326、第4のメモリ327より成る。

【0053】<ビーム入力とメモリへの書き込み>EP28あるいはFP30より入力する超音波サンプルデータは、一旦、FIFOメモリ320に記憶される。メモリコントローラ321は、当該超音波サンプルデータに付属するヘッダ情報内のビーム位置情報を解読し、行/列ビームアドレスに対応した第1のメモリ324乃至第4のメモリ327にデータを書き込む。第1のメモリ324乃至第4のメモリ327は、論理的な3次元メモリ空間内で格子を形成しており、書き込みと読み込みを同時に実行して処理速度を高速化するため(R -)に対応する超音波ボリュームデータを2つ分記憶できるように構成されている。

【0054】尚、第1のメモリ324及び第2のメモリ325は第1のボリュームデータの偶数ビームアドレスに対応するデータと奇数ビームアドレスに対応するデータをそれぞれ記憶し、第3のメモリ326及び第4のメモリ327は第2のボリュームデータの偶数ビームアドレスに対応する超音波サンプルデータと奇数ビームアドレスに対応する超音波サンプルデータをそれぞれ記憶する。

【0055】<メモリからの読み出し>サブシステムコントローラ322は、CPUインターフェース323を介してCPU18により設定される読み出し制御パラメータに基づいて、第1のメモリ324乃至第4のメモリ327よりデータを読み出す。

【0056】データ読み出しは、R - スライス面(R軸と軸に平行な面)、 - スライス面(軸と軸に平行な面)、 - Rスライス面(軸とR軸に平行な面)のいずれかに平行なスライス面の超音波スライスデータを構成するよう行われる。R - スライス面を構成する場合には、先ず、超音波ボリュームデータの端部よりR方向にデータを読み出す。

【0057】1ビーム分のデータを読み出したら、行アドレスを優先してデータを読み出し、行アドレスが超音波ボリュームデータの端部に到達した時点で列アドレスを変更する。R - スライス面を構成する場合には、逆に列アドレスを優先してデータを読み出し、列アドレスが超音波ボリュームデータの端部に到達した時点で行ア

レスを変更する。 - スライス面の場合には、Rが最も優先度の低い読み出しどり、行/列アドレスを順次変更し、1スライス分のデータを読み出した時点でR方向のアドレスを変化させる。

【0058】上記の方法で読み出したデータは、R - 、 - 、 - Rのいずれかのスライス面を構成しており、順次、FIFOメモリ328でタイミングを調整しながら次ユニットに伝送する。

【0059】<読み出し/書き込み制御回路>メモリコントローラ321は、第1のメモリ324乃至第4のメモリ327へのデータ書き込みと読み出しはで同時に実行する、メモリサイクルを読み出しと書き込みの2つのサイクルに分割して交互に実行するように制御を行う。又、第1のメモリ324乃至第4のメモリ327はDRAMで構成することが多いが、この場合、メモリリフレッシュ等のオーバーヘッドが必要になる。このため、FIFOメモリ320に一旦入力データを記憶することにより当該オーバーヘッドに起因するメモリ読み出しと書き込みサイクルの干渉を緩和する。

【0060】(シェーディングベクトル演算ユニット)シェーディングベクトル演算ユニット34は、スライス処理部32の出力する超音波スライスデータに基づいて、各超音波サンプルデータの持つ濃度値の勾配を演算し、シェーディングに必要な3次元的な法線ベクトルを求める。

【0061】図4は、シェーディングベクトル演算ユニット34が行う、極座標の法線ベクトルを直交座標に変換する変換処理を説明するための概念図である。

【0062】図4(a)は、シェーディングベクトル演算ユニット34に入力される極座標での超音波スライスデータを表しており、R - スライス面上で直線的に血管が走行しており、隣接する組織との間に濃度勾配が存在しているものとする。図4(b)は、図4(a)に示された極座標の超音波スライスデータを直交座標で表したものであり、超音波ビーム始点から等距離の位置に同心円状に血管が走行しており、隣接する組織との間に濃度勾配が存在している。図4(c)は、シェーディングベクトル演算ユニット34の出力データの概念図であり、シェーディングベクトル演算ユニット34は、R - の極座標で表されるスライス面の各点に対応する直交座標の法線ベクトル(以下、法線ベクトルスライスデータという)を出力する。

【0063】シェーディングベクトル演算ユニット34に入力する超音波サンプルデータは極座標(R -)上に配置されているため、同心円状の当該血管は、極座標において図4(a)のように直線として表現される。従って、極座標で行われる濃度勾配は全て同一R方向を向き、互いに平行なベクトルとして表現される。つまり、求められた法線ベクトルは、極座標においては全て同じ方向であることを意味している。一方、3次元画

像を生成する論理的な画像生成空間は、直交座標（X、Y、Z）であり、図4（B）に示す如く、ある曲率を持った曲線として当該血管は表示されるべきであり、濃度勾配は超音波ビーム始点を指向する。

【0064】そこで、シェーディングベクトル演算ユニット34は、次の如く直交座標表記の法線ベクトルを演算する。先ず、必要な超音波サンプルデータを当該メモリに記録する。次に当該メモリより必要な超音波サンプルデータを読み出して、差分による濃度値の勾配を得る。最後に、勾配を演算した点の極座標で表された法線ベクトルを直交座標で表される法線ベクトルに変換する。3次元レンダリング画像生成における視線方向への反射光線量計算には、法線ベクトルが正規化されていると演算が容易になるため、当該座標変換後、法線ベクトルの長さを1とする正規化処理を行う。

【0065】尚、超音波を用いた映像化方法では一般に知られたスペックルと呼ばれる雑音に対して法線ベクトルが影響を受けにくくするために、近傍の法線ベクトルと重み付け加算処理してもよい。

【0066】当該直交座標法線ベクトルは、スライス処理ユニット32から順次入力するスライスを構成する超音波サンプルデータから演算するため、当該入力と同様のスライスを構成する法線ベクトルスライスデータを構成する。また、当該法線ベクトルスライスデータは3次元空間に配置されており、1つのボリュームに対応する当該法線ベクトルの集合を法線ベクトルボリュームと呼ぶ。

【0067】以下、シェーディングベクトル演算ユニット34の詳細構成について述べる。

【0068】シェーディングベクトル演算ユニット34は、図5に示す様に、データの書き込み及び読み出し時にデータ授受の緩衝機能を行うFIFOメモリ340及び345、着目する近傍のサンプルを保持するためのメモリA1、A2、A3、B1、B2、B3、各メモリを制御するメモリコントローラ341、濃度勾配より検出した面の法線ベクトルの算出を行う演算器342、着目する超音波サンプルデータのアドレスに対応する極座標位置を計算する極座標アドレス発生器343、極座標で表された法線ベクトルを直交座標で表した法線ベクトルに変換すると共に法線ベクトルの正規化を行う座標変換器344から成る。

【0069】シェーディングベクトル演算部34は、EP28あるいは、FP30より入力された超音波サンプルデータから、影付けを行うために必要な法線ベクトルの演算処理を行う。

【0070】<超音波ビームデータの入力>先ず、入力した超音波ビームデータは、FIFOメモリ340に一旦記憶され、メモリコントローラ341が行う所定の制御のもと、メモリA1、A2、A3、B1、B2、B3のいずれかに書き込まれる。メモリA1、A2、A3（メモリA群）とメモリB1、B2、B3（メモリB群）

は、一方が書き込み処理を行う時、他方が読み出し処理を行う様に構成されており、メモリコントローラ341が1ボリュームの収集が完了する度に読み出しと書き込みが入れ替わるように制御する。この方法は、広くダブルバッファ構成として知られているものである。

【0071】今、メモリA群が書き込み側に設定されているものと仮定する。この時、メモリコントローラ341は、超音波サンプルデータに付属するヘッダ情報に含まれるビーム位置を特定するためのビーム位置情報を取得し、ビーム番号に応じた書き込みアドレスや書き込み制御信号を当該メモリA1、A2、A3のいずれかに出力する。当該メモリA1、A2、A3のいずれに書き込むかは、ビームアドレスの行ビームアドレスを用いて決定する。

【0072】前述した通り、入力される超音波サンプルデータは、3次元ボリューム内の位置に対応した列と行で表現されるビーム番号で特定する。入力される超音波サンプルデータの行列アドレスの持つ値を用いて、書き込まれるメモリを順次切り替えていく。具体的には、メモリA群が書き込み側に設定されている場合には、アドレスを3の剰余演算を行い、割り切れる場合には、メモリA1に書き込む。余りが1の場合には、メモリA2に、2の場合には、メモリA3に書き込む。一方、列アドレスに対しては補正等の処理を行わず、メモリ内部の書き込みオフセットに用いられる。

【0073】今、超音波ビーム1本分の超音波サンプルデータは1024サンプルにより構成されていると仮定する。この場合、行アドレスにより、メモリを選択し、列アドレスにより当該選択メモリ内のオフセットを決定する。オフセットに対して、書き込んだ超音波サンプルデータの個数を順に付加することにより、最終的なサンプルに対するメモリ配置位置が決定される。以上のようにして、入力した超音波サンプルデータを分散されたメモリの内部にデータが配置する。

【0074】前述した通り、今、メモリA群が書き込み側に設定されている。超音波ボリュームデータ全体が収集されて、メモリA群への超音波ベクトルデータセットの書き込みが完了した時点で、当該メモリコントローラはメモリの読み出し／書き込み設定を切り替え、メモリB群を書き込みに、メモリA群を読み出しに設定する。次に収集する超音波ボリュームデータに対しては、メモリA1をメモリB1、メモリA2をメモリB2、メモリA3をメモリB3として同様に処理を行う。

【0075】<メモリコントローラ読み出し制御>シェーディングは、注目する超音波サンプルデータと近傍の超音波サンプルデータとの間に濃度勾配が作る境界面を表示対象物の持つ面とし、光源からの投射光の反射成分を計算することにより、3次元画像に影付けを行うものである。濃度勾配を求めるためには、注目する超音波サンプ

ルデータの近傍超音波サンプルデータが必要になる。ここでは、当該注目超音波サンプルデータを含む $3 \times 3 \times 3 = 27$ サンプルより濃度勾配を求める方法を用いる。当該着目超音波サンプルデータ当たり27サンプルを読み出す方法では、データ書込み時に對して27倍のデータ読み出し量が必要となるため、近接した超音波サンプルデータを順次処理していくことにより、読み出した超音波サンプルデータを再度利用できるようになり、従って、メモリ読み出し量を削減できる。

【0076】メモリコントローラ341は、メモリA1、A2、A3から同時に近接超音波サンプルデータを読み出せるよう、各メモリに対して同時に制御できるようになっている。具体的には、アドレスを次の様に制御する。先ず、当該メモリコントローラ341が発生する行アドレスに対しては、3で除した商（整数部）により基本アドレスを求める。次に、余りによって基本アドレスに対する補正を行う。当該補正は、当該基本アドレスに対して1を減算する、1を加算する、そのまま（無補正）のいずれかの補正処理となる。行アドレスの当該余りが0の場合、メモリA1、A2に対しては無補正、メモリA3には1を減算の補正を行う。また、当該余りが1の場合、メモリA1、A2、A3の全てに対して無補正とする。当該余りが2の場合には、メモリA1に対してのみ1を加算し、メモリA2、A3に対しては無補正とする。

【0077】例えば、行ビームアドレス10の超音波サンプルデータを処理する場合には、次の通りになる。10を3で除した結果は、3であるため、基本アドレスは3となる。今、余りは、1であるから、全てのアドレスに対して補正が不要である。行アドレスに3を与えることにより、行ビームアドレス9、10、11の超音波サンプルデータが同時にメモリA1、A2、A3より読み出される。

【0078】別の例として、行ビームアドレスが11の場合を考える。先ほどの例と同様に基本アドレスは、3であるが、余りが2であるため、メモリA1に対してアドレスを1だけ加算する。こうすることによって、メモリA1には行アドレス4、メモリA2、A3には行アドレス3が与えられ、行ビームアドレス10、11、12の超音波サンプルデータが読み出される。

【0079】列アドレスを1ずつ増して、着目する列ビームアドレスとその前後1スライス分のデータを読み出す。以上のように順次必要な超音波サンプルデータを読み出して、着目する超音波サンプルデータ及び近傍の超音波サンプルデータを得る。当該読み出し超音波サンプルデータは、演算器342にて超音波サンプルデータの濃度値の勾配を差分により求め、法線ベクトルを得る。この演算は、従来装置で行われていた演算法と同一のものを用いることができるため、詳細な説明は省略する。

座標変換器344は、演算器342から出力された極座

標表記の法線ベクトルを直交座標表記に変換すると共に法線ベクトルの正規化を行い、FIFOメモリ345経由で出力する。

【0080】（スライスレンダリングユニット）スライスレンダリングユニット36は、スライス処理ユニット32より超音波スライスデータを入力、シェーディングベクトル演算ユニット34より法線ベクトルスライスデータを入力し、両者を用いて3次元ボリュームレンダリング画像を生成する。

10 【0081】図6に示す通り、スライスレンダリングユニット36は、メモリサブシステム36-1とSBCシステム36-2より成り、両者はSBCシステムに付属するバス3610を介して接続される。

【0082】<メモリサブシステム>メモリサブシステム36-1は、FIFOメモリ360、スライスメモリ361、362、DMAコントローラ363より成る。DMAコントローラ363は、メモリサブシステム36-1内のデータ伝送制御を行うものである。先ず、DMAコントローラ363は、スライス生成ユニット32あるいはシェーディングベクトル演算ユニット34より超音波スライスデータ及び法線ベクトルスライスデータを入力し、FIFOメモリ360にて一次記録する。

【0083】次に、FIFOメモリ360に記録された当該データをFIFOメモリ360より読み出して、DRAMにより構成される複数スライスメモリを記録できるスライスメモリ361に記録する。必要なスライス分データを記録すると、スライスメモリ361よりデータを読み出して、SBCシステム36-2に伝送する。スライスメモリ361、362は、所謂ダブルバッファ構成になっており、スライスメモリ361よりメインメモリ369に伝送している間に、スライスメモリ362は、スライス生成ユニット32及びシェーディングベクトル演算ユニット34より新たなデータを記録する。

【0084】<SBCシステム>SBCシステムは、MPU368、システムコントローラ366、メインメモリ369、グラフィックコントローラ365、フレームメモリ364、CPUインターフェース3610、バス3611より成る。メモリサブシステム36-1より伝送されたデータは、バス3611及びシステムコントローラ366を介してメインメモリ369のデータ領域に伝送される。MPU368は、メインメモリ369に別途確保したプログラム領域に記憶されたプログラムに従って処理を行う。MPU368は、グラフィックコントローラ365との協調動作により3次元画像を生成し、フレームメモリ364に当該画像を一旦格納する。グラフィックコントローラ365は、規定の表示タイミング信号に基づいて当該3次元画像データを読み出し、CRT38に伝送する。

【0085】CRT38は、ブラウン管モニタあるいはLCDにより構成され、スライスレンダリングユニット

36で生成された当該3次元画像データを表示する。

【0086】[超音波ボリュームデータの収集及び画像生成処理の流れ]図7、図8は、第1の実施の形態にかかる超音波診断装置10の超音波ボリュームデータ及び画像生成処理の概念を表している。

【0087】図7は、視線方向をZ軸方向とした場合について記載しており、得られた超音波ボリュームデータから超音波スライスデータ群を生成し、当該超音波スライスデータを幾何変換してレンダリング処理により重畠して表示画像を生成する。

【0088】また、図8は、視線方向をR方向にした場合であり、超音波ボリュームデータの上方からの超音波スライスデータ群を生成し、当該超音波スライスデータを幾何変換してレンダリング処理により重畠して表示画像を生成する。

【0089】図9は、超音波診断装置10による超音波ボリューム収集・画像生成の手順を概念的に示したフローチャートである。図9において、先ず、CPU18により予め設定された超音波ボリューム収集条件、表示画像サイズ、視線方向及び幾何情報等の制御情報が対応する各ユニットに対して初期設定される。(ステップS1)。当該初期設定は、電源投入後等における自動的に設定する構成、あるいは、ユーザインターフェース20からユーザがマニュアル的に入力し設定する構成であっても良い。

【0090】続いて、RTC16による制御の下、超音波プローブ12の表面より放射線状に広がる超音波ボリュームのスキャンが実行され、当該スキャンによって収集されたボリュームデータは、受信ユニット22、整相加算器24、検波回路26、EP28、FP30の各ユニットにおいて、前述した所定の処理が実行される(ステップ2)。

【0091】続いて、スライス処理ユニット32は、EP28及びFP30から出力された超音波ボリュームデータを、R-Sライス面、R-Sライス面、-Sライス面のいずれかに平行な複数の超音波スライスデータ群に分割して出力する(ステップS3)。ステップS3の詳細については後述する。

【0092】次にシェーディングベクトル演算ユニット34は、スライス処理ユニット32から出力された超音波スライスデータ群に基づいて各超音波サンプルデータの持つ濃度値の勾配を演算し、シェーディングに必要な3次元的な法線ベクトルを求めて法線ベクトルスライスデータとして出力する(ステップS4)。

【0093】スライスレンダリングユニット36は、スライス処理ユニット32の出力した超音波スライスデータ及びシェーディングベクトル演算ユニット34の出力した法線ベクトルスライスデータに基づいて、テクスチャマッピング法を用いたポリゴン処理を行い3次元画像を生成する(ステップS5、ステップS6)。ステップ50

(10) 18

S5ではステップS4にて生成されたスライスデータ群に対して最終的な表示に合わせた角度補正、拡大・縮小を含む幾何変換処理を行い、ステップS6では3次元画像生成に必要なオパシティやカラー補正あるいは必要に応じてシェーディング処理を行って中間画像を生成し、この中間画像を累積加算して累積加算画像を生成する。この累積加算画像は、超音波ボリュームデータを3次元的に投影した画像となる。CRT38は、スライスレンダリングユニット36で生成した累積加算画像を表示する(ステップS7)。

【0094】表示が完了した後、処理の終了をするかどうかの判断をする(ステップS8)。処理を継続する場合には、視線方向等を含む表示パラメータの変更があつたかどうかの判定を行う(ステップS9)。当該パラメータに変更がない場合には、再びステップS2に戻って前述した一連の処理を繰り返す。パラメータに変更があつた場合には、必要なパラメータを各ユニットに設定をして再びステップS2に戻る。

【0095】尚、当該処理を複数のボリュームに対して逐次適応することにより時系列的に3次元画像が得られ、心臓の壁や弁といった臓器の動態観察あるいはコントラスト剤やカラードプラデータによる血流動態の観察が可能になる。

【0096】(超音波スライスデータ生成処理)図10は、ステップS3の超音波スライスデータ生成処理を詳述したフローチャートである。以下のこのフローチャートを用いてステップS3の処理を説明する。

【0097】スライス処理部32は、CPU18から収集される超音波ボリュームのサイズ、データ種類等の処理に必要なパラメータを初期設定情報として入力する(ステップ31)。当該処理は、電源投入時に予め設定される場合、あるいは、当該パラメータが変更される度に実行される。

【0098】続いて、視線方向を示す視線ベクトルをCPU18より入力し、ステップ31にて入力した当該初期設定情報に基づいて、最も垂直な面を決定するための視線方向ベクトルの方向判定前処理を行う(ステップ32)。具体的には、ボリュームの向きを表現するボリューム方向ベクトルと視線ベクトルの内積演算を行う。当該ボリューム方向ベクトルは、ビーム始点位置において、超音波プローブ12の表面に垂直な方向のY軸ベクトル、互いに直交するX軸ベクトルとZ軸ベクトルとして表現する。当該3ボリューム方向ベクトルと視線方向ベクトルは、いずれも、単位ベクトルとして表現する。

【0099】続いて、ステップS32において得られた内積演算の結果に基づいて、最も垂直な面を判定するために、視線方向ベクトルと最も並行である軸をX軸、Y軸、Z軸の内から判定する(ステップ33)。具体的には内積演算の値が最も小さい軸を選択する。ステップS33での判定によって決定されたスライス方向に従つ

て、超音波スライスデータ群を生成する。視線方向に対して最も平行な軸がX軸である場合には、図11(a)に示される通り、R-面をスライス面として超音波スライスデータ群が形成される(ステップ34a)。また、Z軸が最も平行である場合には図11(B)のようにR-面で超音波スライスデータが形成され(ステップ34B)、Y軸が最も平行である場合には図11(c)のように-面でスライスが形成される(ステップ34c)。

【0100】尚、図10には明示していないが、S34a、S34B、S34cのスライス生成において、視線方向とスライス面の角度が大きくなり、スライス間隔が表示ピクセルよりも大きくなる場合には、複数のスライスより中間スライスを補間処理に生成することを行ってもよい。この場合、スライス幾何を新たに生成してもよいが、近接するスライスのどちらか一方の幾何情報を用いることにより、処理演算量を低減することを行ってもよい。

【0101】続いて、視線方向の入力を行い(ステップS35)、視線方向の変更がユーザより指示されたかどうかの判定を行う(ステップS36)。ステップS36において視線方向に変更がないと判断場合には、再度ステップS35に戻り、ユーザからの視線変更指示を待つ。視線変更があると判断された場合には、ステップS32に戻り、前述した処理手順を繰り返すことになる。

【0102】尚、変更される視線方向が僅かである場合には、リアルタイム性を向上させる観点から、再びステップS32に戻って新たな超音波スライスデータを生成する手順あるいは構成とせず、既に得られた(すなわち、ステップS34a、S34B、S34cのいずれかで得られた)超音波スライスデータを再処理する構成であってもよい。この様に既存の超音波スライスデータを再処理するか、或いは超音波スライスデータを生成するかの判別は、視線方向の変化量が所定の閾値を越えるか否かによって実行することが出来る。

【0103】本フローチャートには、処理の終了が明記されていないが、3次元表示処理を停止、あるいは終了させる場合、ステップS35において視線方向を入力する直前にCPU18からの停止指示の有無を判定する構成であってもよいし、即時に処理を停止する構成であってもかまわない。

【0104】(補間スライスの生成)拡大表示、あるいは視線角度が大きくなった場合、ボリューム端部にギザギザ状のアーチファクトが発生する可能性がある。このアーチファクトを低減するために、補間スライスを生成しレンダリングすることで、画質をさらに向上させる構成であってもよい。

【0105】この補間スライス生成は、スライスレンダリングユニット36に入力されたスライスデータと法線ベクトルスライスから、補間が必要な部位における近接

するスライス群を選び、直線補間にによりスライス面方向に補間データを生成する。複数のスライスデータは、メインメモリ369のデータ記録部に蓄えられているので、MPU368がこれを読み出し、演算することで実現される。

【0106】(スライスレンダリング処理)図12は、ステップS5及びステップS6で行われるスライスレンダリング処理について詳述したフローチャートである。以下、このフローチャートを用いてステップS5及びステップS6の処理を説明する。前述した通り、スライスデータ群と法線スライス群は、既にメインメモリ369内のデータ領域にシェーディングベクトル演算ユニット34より伝送されているものとして説明する。

【0107】先ず、MPU368は、CPU18よりCPU_I/F3610を介してスライス処理S3にて決定された視線方向に基づいて、各超音波スライスデータに対応した基本幾何情報を求める(ステップS601)。基本幾何情報は、超音波スキャン形状を3角形あるいは4角形(以下、要素図形という)の集合として表現したものであり、超音波スライスデータの各部分と基本幾何の各部分を同数の要素図形により対応付けられている。この基本幾何情報は、後述するスライス幾何情報の生成に使用する。基本幾何情報は超音波スライスデータのR-スライス面、R-スライス面、-スライス面にそれぞれ対応する形状のものが予め記憶されており、スライス面に応じた幾何情報がステップS601で選択される。

【0108】次に、MPU368は、最初の超音波スライスデータに対応するスライス幾何情報を求める(ステップS602)。スライス幾何情報は、表示画像に対応した2次元座標(表示座標)で表された幾何情報であり、超音波スライスデータの表示画像上での形状を要素図形の集合として表現したものである。スライス幾何情報は、ステップS601で求めた基本幾何情報の要素図形の頂点座標に対して視線方向に応じた回転、視点からの距離に応じた拡大/縮小、平行移動を含む座標変換処理を施すことにより求める。この座標変換処理は、一般的に知られた4×4行列による行列乗算処理により実現する。

【0109】図13は、R-スライス面及びR-スライス面の超音波スライスデータに対して実行される幾何変換を示しており、4角形を用いて対応関係を表現した場合の例である。

【0110】R-スライス面及びR-スライス面は、直交座標空間上で扇上の平面であるため、この扇形状を2次元座標で定義した基本幾何情報を用いてスライス幾何情報を求める。また、図14は、-スライス面のスライスデータに対する幾何変換を示している。この場合も同様に4角形を用いて対応関係を表現している。-スライス面は直交座標空間上で超音波ビーム

始点を中心とした同心円の椀形状であるため、この椀形状を3次元座標で定義した基本幾何情報を用いてスライス幾何情報を求める。

【0111】図13に示されるように超音波スライスデータの各部分とスライス幾何情報の各部分を同数の要素図形により対応付けられている。超音波スライスデータの4角形内部には、例えば $10 \times 10 = 100$ 個の超音波サンプルデータが割り当てられており、この100個の超音波サンプルデータに基づいて求められたデータがスライス幾何情報の4角形の部分にテクスチャとして嵌め込まれる(ステップS603乃至ステップS611)。テクスチャの嵌め込みは、超音波スライスデータに対応する4角形の内部位置とスライス幾何情報に対応する4角形内部の位置を各4角形の頂点座標の距離の比率に基づいて対応付けたデータを処理することにより行い、光線強度補正、不透明度/カラー処理、シェーディング処理等の処理を含む。

【0112】次に1ボリュームの全スライス面の処理が完了したかを判定し、終了していなければステップS603に戻り次のスライス面のデータを処理する(ステップS612)。ステップS612で全スライス面の処理が完了したと判断された場合は、新たな超音波ボリュームデータの入力あるか判断し、新たな超音波ボリュームデータの入力があった場合はステップS601に戻ってその新たな超音波ボリュームデータについて表示画像の生成処理を行う(ステップS613)。

【0113】<補間サンプル位置取得～RasteRlizati on>当該座標変換処理後の要素図形を表示画像のピクセル単位にリサンプルし、処理を行うべきサンプル点座標を得る(ステップS603)。

【0114】<位置座標変換>次に、ステップS603で得られた当該サンプル点座標をステップS602で行った座標変換処理の逆操作を行い、スライス幾何における対応点を得る(ステップS604)。

【0115】<サンプル取得>次にステップS604で得られた当該スライス幾何サンプル位置を含む要素図形の頂点座標の比率から、当該スライス幾何サンプル位置に対応するスライスデータ内のサンプル位置を特定する。そして、当該サンプル位置を取り囲む近傍4サンプルをスライスデータより取得する(ステップS605)。

【0116】<Bi-lineaR補間>ステップS605にて取得された当該4スライスサンプルを当該スライスデータ位置が当該近傍4サンプルとの距離を比率として補間処理(Bi-LineaR補間)を行い、当該位置におけるサンプル値を得る(ステップS606)。

【0117】<光線強度取得>次に、MPU368は、ステップS604で得られた表示ウィンドウ内の当該座標変換処理後位置に対応する入射光線の強度を取得する(ステップS607)。当該入射光線強度は、表示画像

10 内のピクセル位置に対応したテーブルとして、メインメモリ369内に実装する。ステップS601において、当該テーブルは1.0に初期化しておき、最初のスライスに対しては、当該初期値が用いられる。後述するよう 20 に当該テーブルは、処理を行う度にステップS611において入射光線強度値の補正が行われる。

【0118】<不透明度/カラー>次に、ステップS606で得られた当該サンプル値に対応する不透明度(オ 20 パシティ)と色付けのためのカラーテーブルを参照して、光線の反射率あるいは透過率と3次元画像に累積するための赤、緑、青に対応したRGB光量を得る(ステップS608)。ステップS608においては、当該カラーテーブルにより得られらRGB光量に対して、当該オパシティテーブルにより得られる不透明度により決定される反射率、ステップS607で得られた当該入射光線強度による反射光量補正を行い、後述する累積加算のためのデータフォーマットであるRGBAでメインメモリ369に格納する。当該RGBAフォーマットにおいて、RGBは反射光の赤、緑、青の各色の成分を、Aは後述する累積加算時にRGBに乗算する重みである。当該反射光量補正に用いられた重み(乗算係数)をAに設定する。尚、オパシティ及びカラーテーブルはメインメモリ369内のデータ領域に配置されており、CPU18がシステムの初期設定値あるいはユーザがユーザIFを介して設定した値を設定する。

【0119】<シェーディング>次に、MPU368は、ステップS605と同様に当該サンプル位置を取り囲む4つの法線ベクトルから平均により当該位置における法線ベクトルを求め、光源から照射される光線が当該30 サンプル位置において視線方向に反射される反射光量を算出する。ここで用いる法線ベクトルは既に直交座標に変換されているため、一般的に知られている処理を用いればよく、ここでは詳細については省略する。当該反射光量は、赤、緑、青に対応したRGB光量であり、ステップS608で得られた反射光量に加算する。(ステップS609)。

【0120】<累積加算>ステップS609で得られた最終的な当該反射光量は、システムコントローラ366を介してグラフィックコントローラ365に伝送される。グラフィックコントローラ365は、反射光量データのA値をRGBに重み付け(乗算)した中間画像を生成し、累積加算画像に画素毎に対応させて累積加算する(ステップS610)。この中間画像は1つのスライス面に対応するスライス幾何情報にテクスチャマッピングしたものとなり、累積加算画像は1ボリューム中の各スライス面に対応した中間画像を累積加算したものとなる。

【0121】<透過光線光度演算>ステップS607で取得した光線強度に1.0からステップS608で求めた不透明度を減算した値を乗算して次フレームに入射す

る光線強度を補正する(ステップS611)。このステップで求められた当該補正光線強度は、前述の光線強度テーブルに書き戻され、次のスライス処理時に用いる。

【0122】<終了判定>ステップS612において、スライス内の全てのサンプル点に対して処理を完了したかどうかの判断を行い、完了していない場合には、ステップS602に戻り、当該スライス内のみ処理データに對して当該処理を繰り返し実行する。完了した場合には、ステップS613にてボリューム内部の全てのスライスデータに對して処理が完了したかどうかを判定する。処理が未完了である場合には、ステップS602に戻り、次に処理を行うスライスデータに對して当該処理を繰り返し実行する。処理が完了した場合には、当該処理を終了する。ボリュームが連續的に入力される場合には、新しいボリュームデータに對して、当該処理を連續的に行うことにより、時間的に連續した3次元画像データを作成することが可能になる。

【0123】尚、ここで述べた処理は、B/W輝度データとカラー血流データの區別を明確にせず説明を行ったが、両者において処理の明確な差は存在しないことは明白である。また、両者のデータから1つの3次元画像を生成するフュージョン画像生成についても、B/W輝度データと血流データを交互に演算することで実行できることは、説明するまでもない。

【0124】<クリッピング>ボリュームの一部を切り取ることにより内部の構造をより詳細に把握することができるクリッピング処理の実現方法には、以下の3通りの実現方法があり、いずれかを用いて実現する。

【0125】(1)スライス処理ユニットにおいてクリッピング領域に含まれる超音波サンプルデータ値を0にすることにより、表示されないようにする。

【0126】(2)スライスレンダリングユニット内のオパシティ/カラー設定処理においてクリッピング領域内の画像データが持つRGB値を0に設定する。

【0127】(3)スライスレンダリングユニット内のシェーディング処理において乃至は3次元画像生成のための累積加算処理時に加算重みである前記を0とする。

【0128】(超音波画像収集・生成処理のタイムチャート)図15は、以上述べた超音波画像収集・生成処理のタイムチャートを示している。図15において、NはN番目のボリュームデータを示している。収集された超音波ボリュームデータは、次の超音波ボリュームデータ収集期間中にスライス処理及び法線ベクトル演算処理を施され、更に次の超音波ボリュームデータ収集期間中にスライスレンダリング処理を施され、更に次の超音波ボリュームデータ収集期間中に表示される。

【0129】続いて、図9に示すようにステップS7にて診断画像を表示し、終了のための入力があった場合には当該処理を終了し、終了しない場合にはステップS9

に移行する(ステップS8)。ステップS9では、条件の変更があるか否かを判別し、変更がない場合には、同一の条件にて繰り返し同様の処理がなされる。一方、スキャン条件の変更等新たな超音波画像収集・生成処理を開始する指示入力があった場合には、新たな条件設定、すなわちパラメータの変更を行い、当該設定に従った処理が実行される。

【0130】(第2の実施の形態)前述したスライス処理ユニットの出力を極座標のデータのままでせず、DSC(Digital Scan Converter)35によってスキャン変換することにより実現してもよい。このような超音波診断装置は、図1(a)のEP28、FP30以後の回路構成を図1(b)に示すようにすることで実現できる。また、処理手順としては、スライスレンダリング処理における補間サンプル位置を取得するステップS603、位置座標変換を行うステップS604、スライスより対応サンプルを取得するステップS605、Biplane補間処理を行うステップS606はDSC35において実行する。

【0131】以上述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

【0132】X、Y、Z軸方向沿ったいの方向からのレンダリング処理を迅速に行うことができる。これにより、あらゆる方向からのレンダリング画像を生成することができ、より有効な診断画像を提供することができる。また、直交座標のボリュームデータを作成していないため、従来よりも少ないデータ量にて高画質な三次元画像を生成することができる。その結果、エコー信号収集から三次元画像表示までの遅延時間が少くなり、高いリアルタイム性を実現することができる。また、従来と比してハードウェア・リソースを小規模にすることができる、その結果低コストにて装置を提供することが可能となる。こうしたリアルタイム性の向上は、臨床技術の可能性を広げるものである。例えば、本超音波診断装置によれば、高いリアルタイム性が必要とされる一穿針等のインターベンショナル等も困難なく実行することができる。

【0133】また、直交座標に変換する前のデータに基づいて表示画像を生成しているため、直交座標のデータに変換する際に生じるデータの潰れによる影響が無く、例えば、超音波プローブ近傍の走査線密度の高い部分のデータを拡大した場合にも良好な表示画像を得ることができる。

【0134】以上、本発明を実施形態に基づき説明したが、本発明の思想の範疇において、当業者であれば、各種の変更例及び修正例に想到し得るものであり、それら変形例及び修正例についても本発明の範囲に属するものと了解される。例えば、本発明の技術的思想は、超音波診断装置への適用に限定されず、ボリュームデータを取得し処理する機能を持つ他の医療用画像機器(例えば、

X線診断装置、X線CT装置、磁気共鳴診断装置、核医学診断装置等)、及び画像処理装置に対して適用することが可能である。

【0135】

【発明の効果】以上本発明によれば、従来よりも少ないデータ量にて高画質な三次元画像を生成する超音波診断装置、及び画像処理方法を実現することができる。その結果、エコー信号収集から三次元画像表示までの遅延時間が少なくなり、高いリアルタイム性を実現することができる。また、従来と比してハードウェア・リソースを小規模にすることができる、その結果低コストにて装置を提供することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】図1(a)、(b)は、超音波診断装置10のブロック構成図を示している。

【図2】図2は、超音波プローブにより収集する超音波ボリュームデータの幾何形状を示している。

【図3】図3は、スライス処理部32のブロック構成図を示している。

【図4】図4は、シェーディングベクトル演算部34が行う、極座標の法線ベクトルを直交座標に変換する変換処理を説明するための概念図である。

【図5】図5は、シェーディングベクトル演算部34のブロック構成図を示している。

【図6】図6は、スライスレンダリング部36のブロック構成図を示している。

【図7】図7は、視線方向を軸方向とした場合の画像生成処理の概念を示した図である。

【図8】図8は、視線方向をR軸方向とした場合の画像生成処理の概念を示した図である。

【図9】図9は、超音波診断装置10による超音波画像収集・生成処理を示したフローチャートである。

【図10】図11は、スライス処理部32が行うスライス処理を説明するためのフローチャートである。

【図11】図11は、視線方向とスライス面の関係を示す図である。

【図12】図12は、スライスレンダリング部36において実行される処理を説明するためのフローチャートである。

【図13】図13は、R-スライス面及びR-スライス面超音波スライスデータとスライス幾何情報の対応

関係を示す図である。

【図14】図14は、-スライス面超音波スライスデータとスライス幾何情報の対応関係を示す図である。

【図15】図15は、本超音波診断装置が行う画像収集・生成処理のタイムチャートを示している。

【図16】図16は、従来の超音波診断装置の概略構成を示した図である。

【符号の説明】

10...超音波診断装置

12...超音波プローブ

14...受信ユニット

16...RTC

18...CPU

20...ユーザインタフェース

22...受信ユニット

24...整相加算器

26...検波回路

28...EP

30...FP

32...スライス処理部

34...シェーディングベクトル演算部

35...DSC

36...スライスレンダリング部

38...CRT

320...FIFOメモリ

321...メモリコントローラ

322...サブシステムコントローラ

323...CPUインタフェース

324~327...第1~第4のメモリ

340...FIFOメモリ

341...メモリコントローラ

342...演算器

343...極アドレス発生器

344...座標変換器

345...FIFOメモリ

360...FIFOメモリ

361、362...スライスマメモリ

363...DMAコントローラ

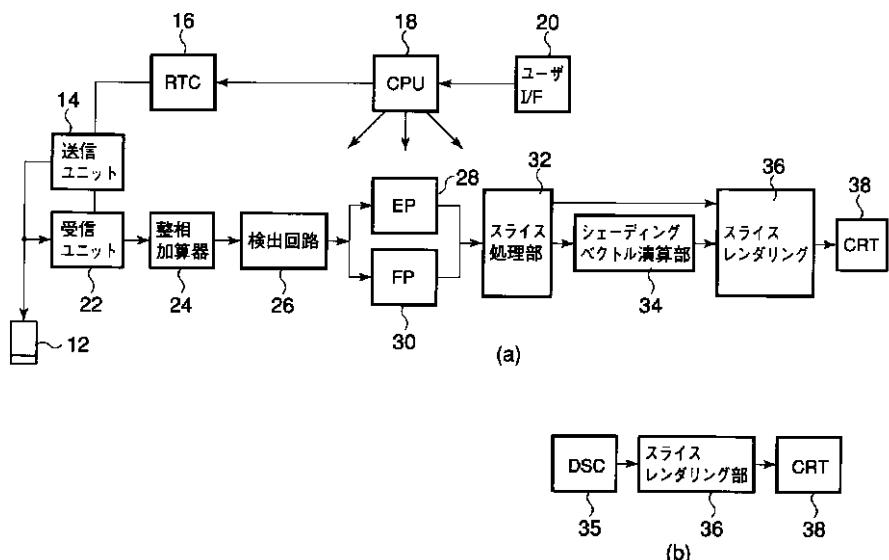
364...フレームメモリ

365...グラフィックコントローラ

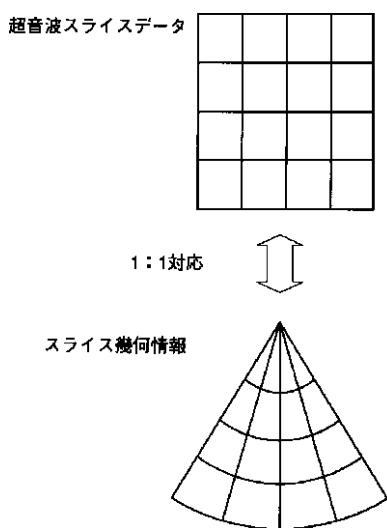
368...MPU

40

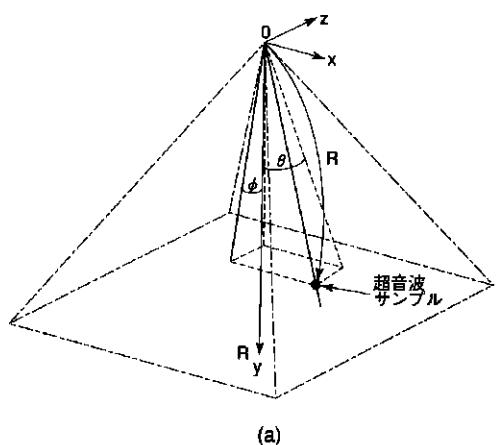
【図1】



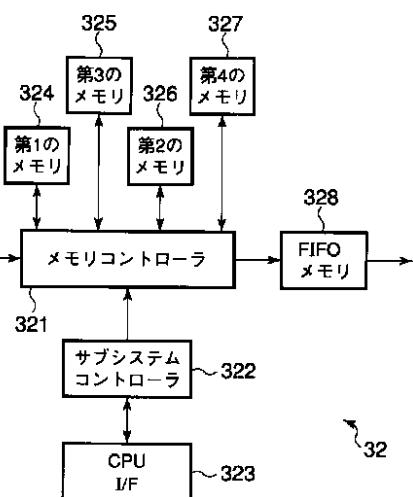
【図13】



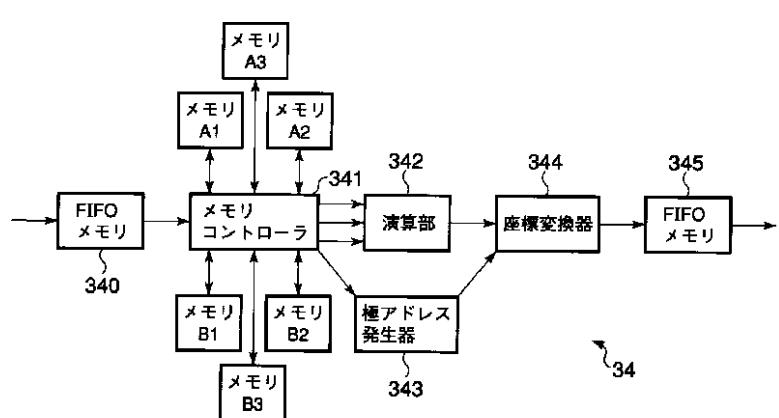
【図2】



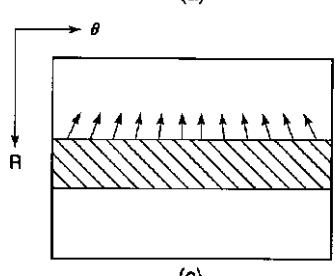
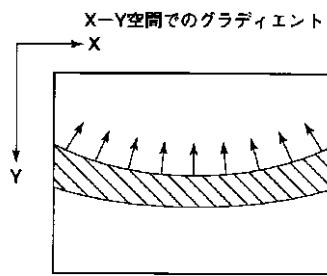
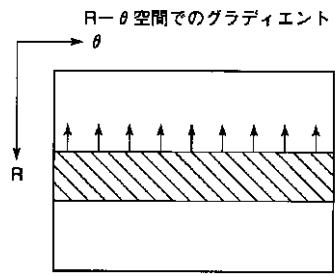
【図3】



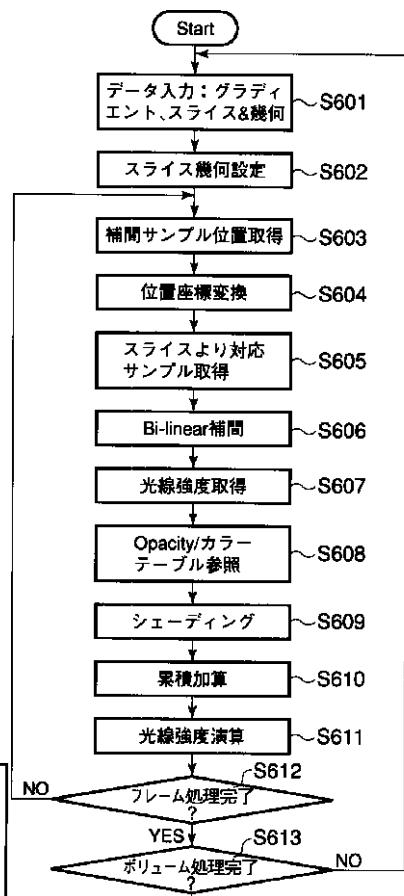
【図5】



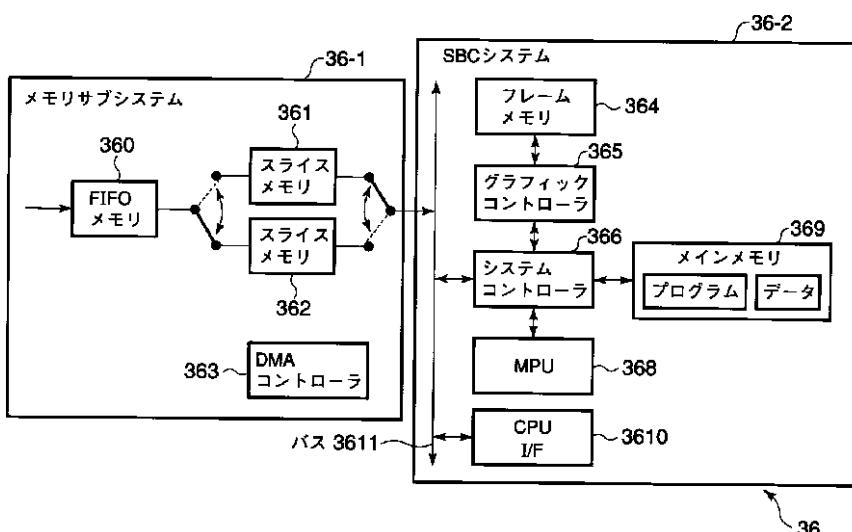
【図4】



【図12】



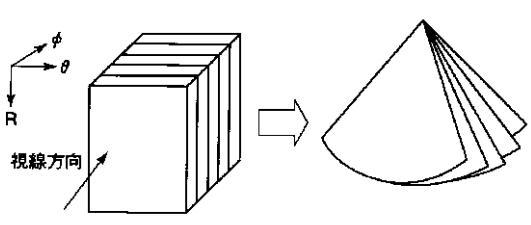
【図6】



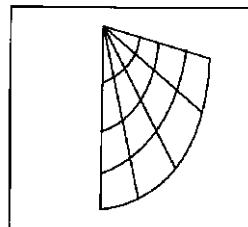
【図7】

超音波サンプルデータにおける例

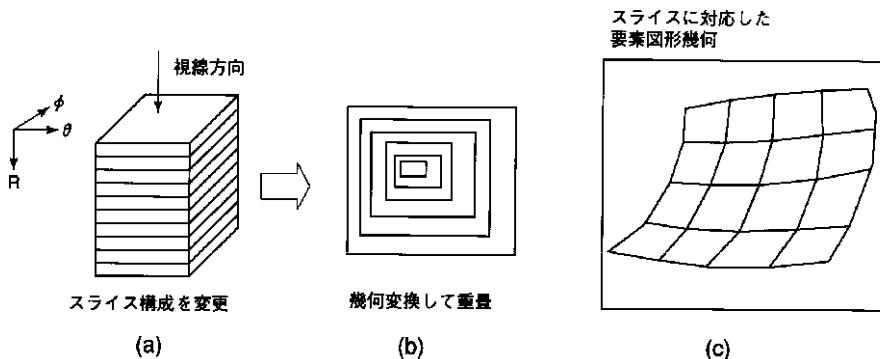
観察する場合



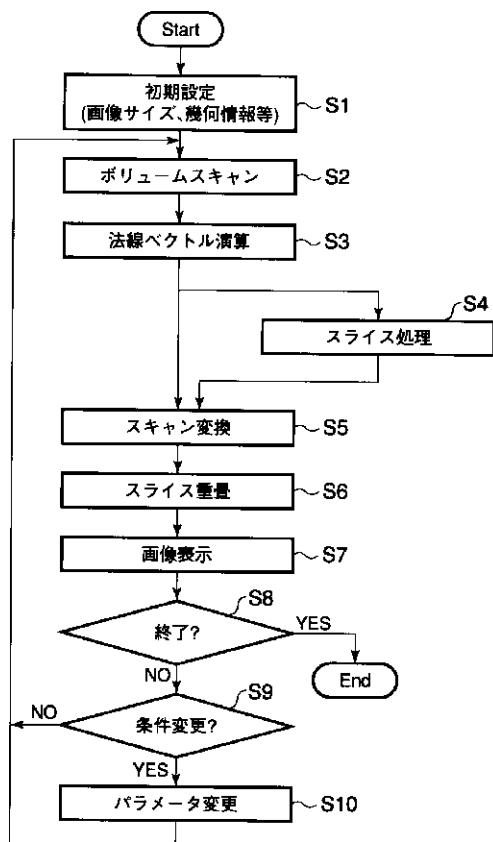
幾何変換して重畳



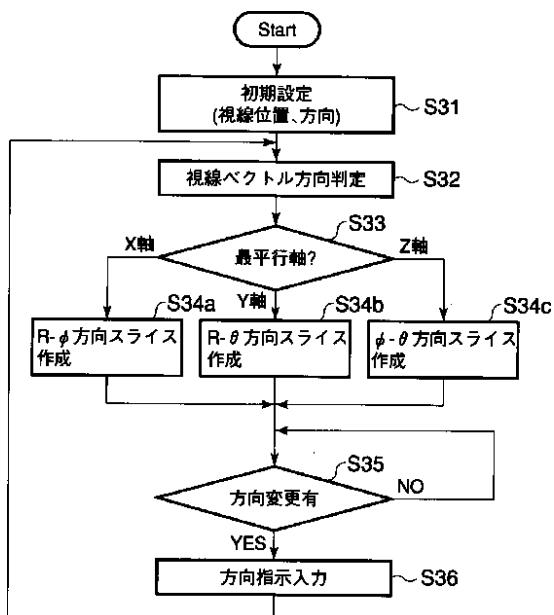
【図8】



【図9】

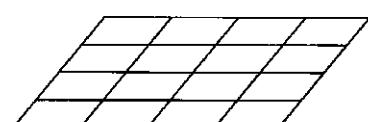


【図10】



【図14】

スライスサンプルデータ



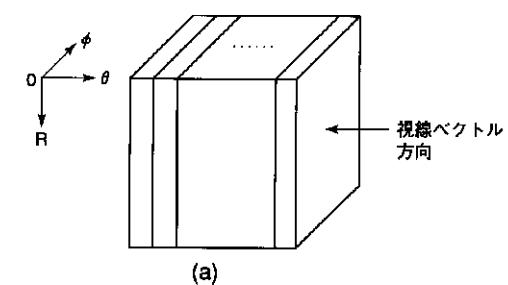
1:1対応



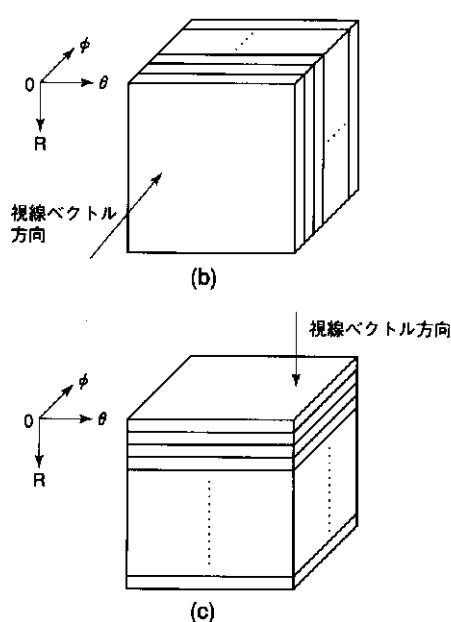
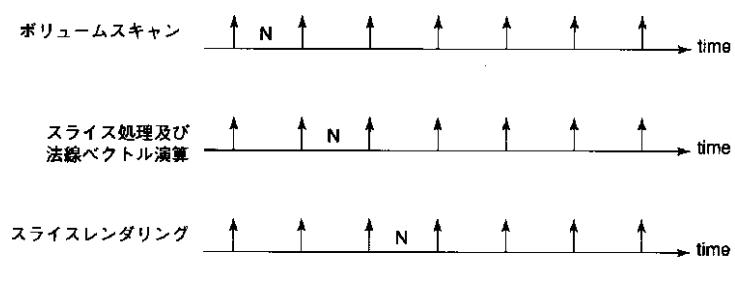
スライス幾何情報



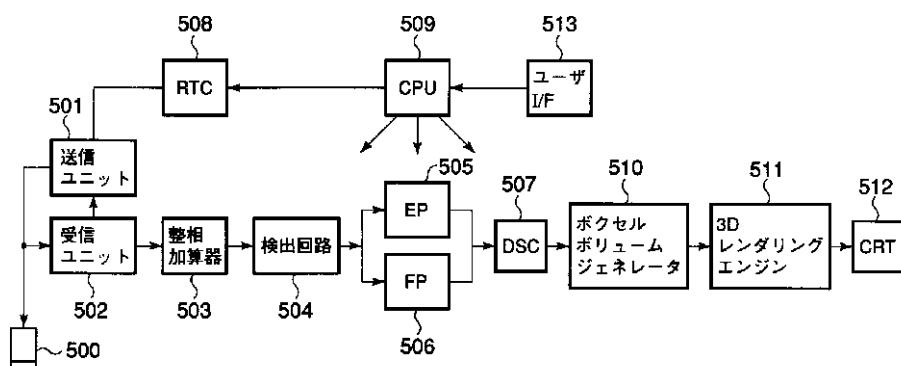
【図11】



【図15】



【図16】



フロントページの続き

(51) Int.CI.⁷G 0 6 T 15/00
17/40

識別記号

2 0 0

F I

A 6 1 B 5/05
G 0 1 N 24/02

テマコード(参考)

3 8 0 5 B 0 8 0
5 2 0 Y

F ターム(参考) 4C096 AB27 AD14 DC36
4C301 EE07 EE10 EE15 JB30 JC13
KK17 LL03 LL04
4C601 EE04 EE07 EE12 JB34 JB46
JB55 JC15 JC20 JC25 JC26
KK21 KK22 LL01 LL02 LL04
5B050 AA02 BA04 DA07 EA07 EA17
EA26 FA02 FA09 FA19
5B057 AA07 BA05 CA13 CB12 CD06
CD14 CH01 CH11 DA16
5B080 BA05 DA07 FA15 GA15

| | | | |
|----------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声波诊断装置，医疗诊断装置和图像处理方法 | | |
| 公开(公告)号 | JP2003061956A | 公开(公告)日 | 2003-03-04 |
| 申请号 | JP2001261833 | 申请日 | 2001-08-30 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 株式会社东芝 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 东芝公司 | | |
| [标]发明人 | 橋本敬介 | | |
| 发明人 | 橋本 敬介 | | |
| IPC分类号 | G01R33/32 A61B5/055 A61B8/00 G06T1/00 G06T3/00 G06T15/08 G06T19/00 G06T15/00 G06T17/40 | | |
| FI分类号 | A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T3/00.100 G06T15/00.200 G06T17/40.A A61B5/05.380 G01N24/02.520.Y A61B5/055.380 G01N24/00.520.Y G01R33/32 G06T15/08 G06T15/00.A G06T3/00.725 G06T7/00.612 | | |
| F-TERM分类号 | 4C096/AB27 4C096/AD14 4C096/DC36 4C301/EE07 4C301/EE10 4C301/EE15 4C301/JB30 4C301/JC13 4C301/KK17 4C301/LL03 4C301/LL04 4C601/EE04 4C601/EE07 4C601/EE12 4C601/JB34 4C601/JB46 4C601/JB55 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC25 4C601/JC26 4C601/KK21 4C601/KK22 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL04 5B050/AA02 5B050/BA04 5B050/DA07 5B050/EA07 5B050/EA17 5B050/EA26 5B050/FA02 5B050/FA09 5B050/FA19 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA13 5B057/CB12 5B057/CD06 5B057/CD14 5B057/CH01 5B057/CH11 5B057/DA16 5B080/BA05 5B080/DA07 5B080/FA15 5B080/GA15 4C601/JC29 4C601/LL27 5L096/AA09 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA22 5L096/EA23 5L096/EA28 5L096/EA33 5L096/FA02 5L096/FA38 5L096/FA41 5L096/FA66 5L096/FA67 5L096/FA69 5L096/GA02 5L096/GA19 5L096/GA41 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断装置和图像处理方法，该超声波诊断装置和图像处理方法通过相对简单的处理来生成数据量小于常规数据的高质量三维图像。沿着基于预定视线方向定义的平面划分收集坐标的体数据，以生成用于生成多个切片数据的切片数据。基于多个切片数据，计算用于将每个切片数据转换为显示坐标的几何信息，并且基于该几何信息，转换多个切片数据以显示多个显示坐标的显示图像数据。产生。对每个显示图像数据进行几何变换以生成三维显示图像，该三维显示图像具有通过将每个像素值累加在每个数据上而获得的累加强度。

スライスに對応した
要素圖形幾何

