

(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2005-328957

(P2005-328957A)

(43) 公開日 平成17年12月2日(2005.12.2)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 8/00

F I

A61B 8/00

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2004-148834 (P2004-148834)

(22) 出願日 平成16年5月19日 (2004.5.19)

(71) 出願人 390029791

アロカ株式会社

東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号

(74) 代理人 100075258

弁理士 吉田 研二

(74) 代理人 100096976

弁理士 石田 純

(72) 発明者 赤羽 睦弘

東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB03 EE07 JB55 JC02 JC26
JC29 KK22 LL02 LL06

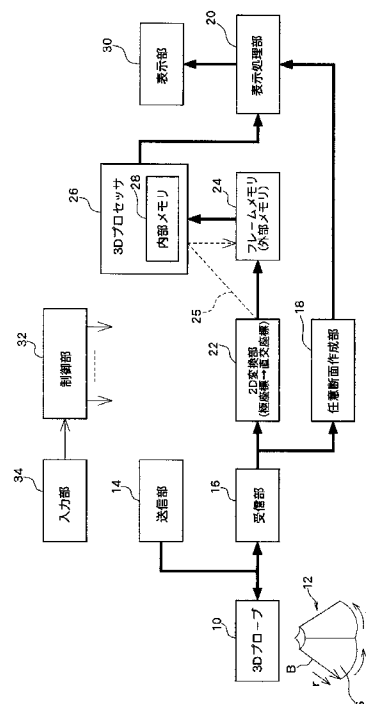
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びエコーデータ処理方法

(57) 【要約】

【課題】超音波診断装置において、外部メモリから3Dプロセッサ内にデータを転送してボリュームレンダリング演算を実行する場合において、ボリュームレンダリング演算を損なうことなくデータ転送効率を高める。

【解決手段】フレームメモリ24上にはエコーデータが格納される。そのエコーデータはフレーム単位で内部メモリ28へ転送される。3Dプロセッサ26はデータ転送ごとにボクセル演算実行可能なレイを判断し、そのレイについて、転送されたエコーデータからレイ上のボクセルデータを補間処理で求めて、ボクセル演算実行可能なところまでボクセル演算を進行させる。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

三次元空間に超音波を送受波して走査面を形成し、複数の走査面に対応した複数のフレームデータを取得する送受波手段と、

前記複数のフレームデータが格納されるフレームメモリと、

所定のデータ集合を転送単位とするデータ転送を繰り返し実行し、前記フレームメモリから複数のフレームデータを転送するデータ転送手段と、

前記転送された複数のフレームデータに基づいて三次元画像を形成する三次元画像形成手段と、

を有し、

10

前記三次元画像形成手段は、

前記三次元空間に対応するデータ空間に対して複数のレイを設定するレイ設定部と、

前記繰り返し実行されるデータ転送に従って段階的に転送される複数のフレームデータから前記設定された複数のレイ上のボクセルデータを段階的に演算し、各レイごとにボクセル演算を進行させるボクセル演算部と、

を含み、

前記各レイごとの最後のボクセル演算の結果として前記三次元画像が構成されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

20

前記各フレームデータは、複数のエコーデータで構成され、

前記所定のデータ集合は、前記フレームメモリ内において連続的に格納された複数のエコーデータで構成される、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記所定のデータ集合は、1 または複数のフレームデータで構成される、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

30

前記三次元画像形成手段は、前記複数のフレームデータから補間処理によってボクセルデータを算出する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波診断装置において、

前記三次元画像形成手段は、前記複数のフレームデータを走査面の位置に応じて前記データ空間内に配置した際に隣接して配置される二枚のフレームデータから、それらのフレームデータのフレーム間領域に存在するボクセルデータを算出する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

40

請求項 5 に記載の超音波診断装置において、

前記三次元画像形成手段は、前記二枚のフレームデータに含まれるエコーデータであってボクセル座標の近傍に存在するエコーデータから、そのボクセル座標に対応するボクセルデータを算出する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 6 に記載の超音波診断装置において、

前記三次元画像形成手段は、

前記各レイごとに、それが前記データ空間に対して最初に通過する点として、前記データ空間における第 1 軸上の初期座標、第 2 軸上の初期座標及び第 3 軸上の初期座標を演算

50

する初期座標演算部と、

前記第 1 軸の刻み成分、前記第 2 軸の刻み成分及び前記第 3 軸の刻み成分を演算する刻み成分演算部と、

前記各レイごとに、前記第 1 軸上の初期座標、前記第 2 軸上の初期座標及び前記第 3 軸上の初期座標に対して、それぞれ前記第 1 軸上の刻み成分、前記第 2 軸上の刻み成分及び前記第 3 軸上の刻み成分を累積的に加算することにより、前記各レイ上におけるボクセル演算対象座標を特定する対象座標特定部と、

複数のフレームデータの段階的な転送に伴って段階的に移動する前記フレーム間領域の各移動位置ごとに、フレーム間領域内において前記ボクセル演算対象座標に該当するボクセルデータを前記補間処理により生成する補間処理部と、

10

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 7 に記載の超音波診断装置において、

前記三次元画像形成手段は、並列動作する複数の三次元画像形成モジュールを含み、

前記複数のレイが複数のグループに区分され、

前記各三次元画像形成モジュールがそれに対応付けられたグループについてボクセル演算を担当する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

複数の走査面に対応した複数のフレームデータが格納されたフレームメモリから画像処理プロセッサ内の内部メモリへ前記複数のフレームデータを転送する転送工程と、

20

前記転送された複数のフレームデータを用いて、ボリュームレンダリング法に基づいて三次元画像を形成する画像形成工程と、

を有し、

前記転送工程は、前記各フレームデータを構成する複数のエコーデータであって前記フレームメモリ内において連続的に格納された複数のエコーデータからなるデータ集合を転送単位とするデータ転送の工程を含み、

前記画像形成工程は、

データ空間に対して複数のレイを設定する工程と、

繰り返し実行されるデータ転送に従って段階的に転送される複数のフレームデータから前記設定された複数のレイ上のボクセルデータを段階的に演算し、各レイごとにボクセル演算を進行させ、これにより、各レイごとの最後のボクセル演算の結果として前記三次元画像を構成する画素値を求める工程と、

30

を含む、

ことを特徴とするエコーデータ処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波診断装置及びエコーデータ処理方法に関し、特に、メモリに格納されたエコーデータから得られるボリュームデータに基づいて三次元画像を形成する技術に関する。

40

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置において三次元超音波画像を形成する場合、生体内の三次元送受波空間に対して超音波が送受波されてフレームデータが取得され、さらに、複数のフレームデータからボリュームデータが取得される。ボリュームデータは、複数のボクセルデータによって構成されるものである。そのようなボリュームデータを用いて三次元超音波画像を形成する場合、例えば、ボリュームレンダリング法が用いられる。

【0003】

この手法では、一般には、三次元データ空間（ボリュームデータが存在するデータ空間

50

）を挟むように、視点とスクリーンとが定義され、また視点からスクリーンへ複数のレイ（視線）が定義される。そして、三次元データメモリから、各レイごとにそのレイ上に存在するボクセルデータが逐次的に読み出され、各ボクセルデータに対してボクセル演算（ここでは、ボリュームレンダリング法に基づくオパシティを利用した出力光量演算）が逐次的に実行される。最終的なボクセル演算結果（出力光量）が画素値に変換され、各レイごとの画素値をスクリーン上にマッピングすれば、三次元超音波画像が構成される。

【 0 0 0 4 】

従来において、三次元画像を形成する各種の演算に当たっては専用のハードウェア（機能が固定された高速演算器）を設計し、そのハードウェアで上記ボクセル演算などを実行させていた。

10

【 0 0 0 5 】

その一方において、近時、プログラマブルな汎用プロセッサ（例えば、DSP（デジタル・シグナル・プロセッサ））の処理速度が向上し、機能設計やその変更が容易であることなどから、そのような汎用プロセッサを利用することが要請されている。

【 0 0 0 6 】

上記の三次元画像処理を汎用プロセッサで実現する場合、一般には、 (r, θ, ϕ) 座標系の複数のフレームデータから補間処理等により (x, y, z) 座標系のボリュームデータ（複数のボクセルデータ）を生成し、生成したボリュームデータを三次元データメモリ（外部メモリ）上に格納し、汎用プロセッサからその三次元データメモリへアクセスし、各レイごとにボクセル演算に必要なボクセルデータをその都度特定してそれを汎用プロセッサに取り込む必要がある。任意位置に視点を設定できる場合、各レイはほとんどの場合にボリュームデータを斜めに通過することになるが、その場合において、各レイごとにボクセル演算を同時進行させると、複数のレイについてのボクセル演算に必要なボクセルデータ群はボリュームデータ上で様々に分布し、すなわち、三次元データメモリに対して必要なボクセルデータを得るためにランダムアクセスをする必要がある。

20

【 0 0 0 7 】

SRAMのようなメモリデバイスが三次元データメモリとして用いられる場合にはそのようなランダムアクセスを高速に行うことができるが、一般には安価且つ集積度が高いDRAMあるいはSDRAMなどが用いられ、それらのメモリデバイスの場合にランダムアクセスを行おうとすると、読み出し時間が増大し、高速転送の要請に反する結果となる。

30

【 0 0 0 8 】

下記の特許文献1には超音波診断装置においてボリュームレンダリング法を基礎として三次元超音波画像を形成する技術が開示されている。しかし、データ転送の方式や各レイごとにどのようにボクセル演算を進行させるのかについては具体的に開示されていない。また、下記の特許文献2には、キャッシュミスの発生を防止するために、特定のアドレス関係にあるデータブロックを単位として、三次元データ空間（メインメモリ）から画像処理プロセッサ内へデータ転送を行う装置が開示されている。この装置では、データの読み出し時に特別な演算を行って読み出しアドレス集合を求めており、ランダムアクセスの必要性を指摘できる。

40

【 0 0 0 9 】

【特許文献1】特許第2883584号

【特許文献2】特開平9-134447号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 0 】

本発明の目的は、ボリュームデータに基づく三次元超音波画像の形成を能率的に行えるようにすることにある。

【 0 0 1 1 】

本発明の他の目的は、外部のメモリから画像処理用のプロセッサへデータ転送を簡便かつ迅速に行えるようにすることにある。

50

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記目的を達成するために、本発明の好適な態様である超音波診断装置は、三次元空間に超音波を送受波して走査面を形成し、複数の走査面に対応した複数のフレームデータを取得する送受波手段と、前記複数のフレームデータが格納されるフレームメモリと、所定のデータ集合を転送単位とするデータ転送を繰り返し実行し、前記フレームメモリから複数のフレームデータを転送するデータ転送手段と、前記転送された複数のフレームデータに基づいて三次元画像を形成する三次元画像形成手段と、を有し、前記三次元画像形成手段は、前記三次元空間に対応するデータ空間に対して複数のレイを設定するレイ設定部と、前記繰り返し実行されるデータ転送に従って段階的に転送される複数のフレームデータから前記設定された複数のレイ上のボクセルデータを段階的に演算し、各レイごとにボクセル演算を進行させるボクセル演算部と、を含み、前記各レイごとの最後のボクセル演算の結果として前記三次元画像が構成されることを特徴とする。

10

【0013】

上記構成によれば、フレームメモリから画像形成手段へのデータ転送が所定のデータ集合を単位として行われ、そのデータ転送ごとに実行可能なボクセル演算が遂行される。例えば、繰り返し実行されるデータ転送に従って段階的に転送される複数のフレームデータから、複数のレイの中でボクセル演算実行可能なレイが判定され、そのレイについてボクセル演算実行可能な座標までボクセル演算が遂行される。これにより、転送されたデータの内容に応じた極めて能率的な演算処理を実現できる。

20

【0014】

一般に、各レイごとに同じ進行度合いでボクセル演算を実行させ、あるいは、各レイごとにその都度必要なデータを特定してそれを順次取得してボクセル演算を遂行させる場合には、どうしても複雑なアドレス演算が必要になる。これに対し、上記構成によれば、転送されたデータ集合に依拠して実行可能なボクセル演算を実行させるだけでよいので、データ転送が簡素化され、データ転送のための複雑なアドレス演算を逐次行う必要がない。

【0015】

上記構成において、送受波手段は、電子走査と機械走査とを併用する送受波器、二次元的に電子走査を行う送受波器などで構成される。フレームメモリはデータのブロック転送に適するメモリで構成されるのが望ましい。複数のレイは、互いに平行に設定されてもよいし、非平行に設定されてもよい。所定のデータ集合は、望ましくはデータがメモリ上で連続するデータブロックであるが、データ転送ごとにボクセル演算を実行して最終的に三次元画像を構成できる限りにおいて、1又は複数の不連続部分を有するものであってもよい。ここで、1又は複数のフレームデータを転送単位とするのが望ましいが、三次元のデータ空間あるいはメモリアドレス空間において抜けがなく連続的に読み出しを行える限りにおいて、例えば1.5個分のフレームデータを転送単位とすることも可能である。上記の三次元画像形成手段はプログラム動作型のプロセッサで構成されるのが望ましく、その場合に、データ転送手段はそのプロセッサの機能として実現してもよい。

30

【0016】

望ましくは、前記各フレームデータは、複数のエコーデータで構成され、前記所定のデータ集合は、前記フレームメモリ内において連続的に格納された複数のエコーデータで構成される、ことを特徴とする。望ましくは、前記所定のデータ集合は、1または複数のフレームデータで構成される、ことを特徴とする。

40

【0017】

望ましくは、前記三次元画像形成手段は、前記複数のフレームデータから補間処理によってボクセルデータを算出する、ことを特徴とする。望ましくは、前記三次元画像形成手段は、前記複数のフレームデータを走査面の位置に応じて前記データ空間内に配置した際に隣接して配置される二枚のフレームデータから、それらのフレームデータのフレーム間領域に存在するボクセルデータを算出する、ことを特徴とする。望ましくは、前記三次元画像形成手段は、前記二枚のフレームデータに含まれるエコーデータであってボクセル座

50

標の近傍に存在するエコーデータから、そのボクセル座標に対応するボクセルデータを算出する、ことを特徴とする。

【0018】

望ましくは、前記三次元画像形成手段は、前記各レイごとに、それが前記データ空間に対して最初に通過する点として、前記データ空間における第1軸上の初期座標、第2軸上の初期座標及び第3軸上の初期座標を演算する初期座標演算部と、前記第1軸の刻み成分、前記第2軸の刻み成分及び前記第3軸の刻み成分を演算する刻み成分演算部と、前記各レイごとに、前記第1軸上の初期座標、前記第2軸上の初期座標及び前記第3軸上の初期座標に対して、それぞれ前記第1軸上の刻み成分、前記第2軸上の刻み成分及び前記第3軸上の刻み成分を累積的に加算することにより、前記各レイ上におけるボクセル演算対象座標を特定する対象座標特定部と、複数のフレームデータの段階的な転送に伴って段階的に移動する前記フレーム間領域の各移動位置ごとに、フレーム間領域内において前記ボクセル演算対象座標に該当するボクセルデータを前記補間処理により生成する補間処理部と、を含むことを特徴とする。

10

【0019】

望ましくは、前記三次元画像形成手段は、並列動作する複数の三次元画像形成モジュールを含み、前記複数のレイが複数のグループに区分され、前記各三次元画像形成モジュールがそれに対応付けられたグループについてボクセル演算を担当することを特徴とする。

【0020】

また上記目的を達成するために、本発明の好適な態様であるエコーデータ処理方法は、複数の走査面に対応した複数のフレームデータが格納されたフレームメモリから画像処理プロセッサ内の内部メモリへ前記複数のフレームデータを転送する転送工程と、前記転送された複数のフレームデータを用いて、ボリュームレンダリング法に基づいて三次元画像を形成する画像形成工程と、を有し、前記転送工程は、前記各フレームデータを構成する複数のエコーデータであって前記フレームメモリ内において連続的に格納された複数のエコーデータからなるデータ集合を転送単位とするデータ転送の工程を含み、前記画像形成工程は、データ空間に対して複数のレイを設定する工程と、繰り返し実行されるデータ転送に従って段階的に転送される複数のフレームデータから前記設定された複数のレイ上のボクセルデータを段階的に演算し、各レイごとにボクセル演算を進行させ、これにより、各レイごとの最後のボクセル演算の結果として前記三次元画像を構成する画素値を求める工程と、を含む、ことを特徴とする。

20

30

【発明の効果】

【0021】

以上説明したように、本発明によれば、ボリュームデータに基づく三次元超音波画像の形成を能率的に行える。本発明によれば、外部のメモリから画像処理用のプロセッサへデータ転送を簡便かつ迅速に行える。

【発明を実施するための最良の形態】

【0022】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【0023】

図1には、ボリュームレンダリング法の原理が示されている。三次元データ空間36は、超音波ビームを二次元走査することによって取得されたボリュームデータを有し、超音波診断装置内において仮想的に構築される。ここでは、三次元データ空間36は、X、Y、Zの互いに直交する座標軸を有し、三次元データ空間36内の各座標にはボクセルデータ（エコーデータ）が存在する。なお、三次元の超音波送受波空間が r 、 θ 、 ϕ の極座標空間として構成される場合には、各ボクセルデータに対して、それが有する (r, θ, ϕ) の座標を (X, Y, Z) の座標に変換される。

40

【0024】

ボリュームレンダリングに際しては、通常、三次元データ空間36の外側に仮想的に視点が設定され、三次元データ空間を間に介して、視点と反対側に二次元平面としてのスク

50

リーン 40 が仮想的に設定される。その視点を基準として複数のレイ（視線）が定義される（図 1 には 1 つのレイ 38 が代表として示されている）。レイ 38 は、三次元データ空間 36 を貫通し、このため、レイ 38 には複数のボクセルデータからなるボクセルデータ列が対応することになる。レイ 38 に沿って、視点側から各エコーデータごとにボリュームレンダリング法に基づくボクセル演算を逐次的に実行すると、最終のボクセル演算の結果として画素値が決定される。その画素値がスクリーン上における当該レイ 38 に対応する座標 P にマッピングされる。

【 0 0 2 5 】

スクリーンは、 X_s 、 Y_s の座標軸を有し、すなわち各座標は X_s 、 Y_s の座標で定義される。各座標ごとにレイが設定されており、上記のように、各レイについて求められた画素値をスクリーン 40 上にマッピングすることにより、そのスクリーン上に三次元画像が形成される。なお、複数のレイが互いに平行の場合もあるが、複数のレイが互いに非平行となる場合もある。

【 0 0 2 6 】

ボリュームレンダリング法において、各エコーデータごとのボクセル演算の演算式としては各種のものが知られている。基本的には、いずれの演算式においても、各エコーデータのボクセル演算ごとに、不透明度（オパシティ）がパラメータとして利用される。そのようなパラメータを利用して、各ボクセル演算ごとに出力光量（出力値）が求められ、それが次のボクセル演算において入力光量（入力値）として利用される。そして、これが繰り返され、演算終了条件を満たした時点での出力光量が画素値に変換される。つまり、媒体中を光が散乱、減衰しながら伝搬するモデルを基礎とするものである。本実施形態では、ボクセル演算の演算式として、例えば、次の（1）式が用いられる。

【 0 0 2 7 】

【 数 1 】

$$C_{outi} = C_{ini} + E_i * \alpha_i * (1 - \alpha_{ini})$$

$$\alpha_{outi} = \alpha_{ini} + \alpha_i * (1 - \alpha_{ini})$$

C_{outi} : i 番目のボクセルの出力値

C_{ini} : i 番目のボクセルへの入力値

E_i : i 番目のボクセルのエコー値

α_i : i 番目のボクセルの不透明度

エコー値と関係づけられ、 $0.0 \leq \alpha_i \leq 1.0$ の値を取る

α_{ini} : i 番目のボクセルへの不透明度入力値

α_{outi} : i 番目のボクセルからの不透明度出力値

もちろん、上記の（1）式以外を用いるようにしてもよく、例えば、上記特許文献 1 に記載されたような演算式を用いてもよい。各レイごとのボクセル演算は、例えば、その対象座標が三次元データ空間を越えた場合、又は、各ボクセル演算で用いた不透明度の累積加算値が所定値（例えば 1）を越えた場合など、所定の条件を満たす場合に終了する。そして、演算終了時点の出力光量が画素値に対応付けられる。

【 0 0 2 8 】

なお、本実施形態に係るデータ転送及び処理方法は、上記のようなボリュームレンダリング法による画像処理を行う場合に特に好適であるが、各レイに沿って逐次演算を行う画像処理法にも適用可能である。例えば、積算法、最大値や最小値の検出法などである。

【 0 0 2 9 】

図 2 には、本実施形態に係る超音波診断装置の全体構成がブロック図として示されてい

る。３Ｄプローブ１０は、三次元エコーデータ取得用の超音波探触子である。この３Ｄプローブ１０は、体表面上に当接して用いられ、あるいは体腔内に挿入して用いられる。この３Ｄプローブ１０によって超音波ビームが形成され、この超音波ビームは二次元走査される。この超音波ビームの二次元走査によって三次元の送受波空間１２が形成される。

【００３０】

送受波空間１２は、ここでは r 、 θ 、 φ の３つの座標によって定義される三次元空間であり、例えば超音波ビームＢを θ 方向に走査すると走査面Ｓが形成され、この走査面Ｓを φ 方向に走査すると三次元の送受波空間１２が構成される。３Ｄプローブ１０は、電子走査と機械走査とを組み合わせたものであってもよいし、超音波ビームを二次元的に電子走査するものであってもよい。後者の場合には公知の２Ｄアレイ振動子が用いられる。なお、図２においては角錐形状をもった送受波空間１２が示されているが、その送受波空間１２の形態は立方体であってもよく、あるいはそれ以外であってもよい。

10

【００３１】

送信部１４は送信ビームフォーマーとして機能する。すなわち、送信部１４はアレイ振動子を構成する複数の振動素子の各々に対して送信信号を供給する。また、受信部１６は受信ビームフォーマーとして機能し、アレイ振動子を構成する複数の振動素子の各々からの受信信号に対して整相加算処理を実行する。これによって各超音波ビームごとに受信部１６から受信信号が出力される。受信部１６はＡ／Ｄ変換器を有しており、受信部１６から出力される整相加算後の受信信号はデジタルデータである。ここで、各データはボクセルデータ（エコーデータ）に相当する。

20

【００３２】

任意断面作成部１８は、走査面Ｓに対応する二次元断層画像（Ｂモード画像）を形成するモジュールである。この任意断面作成部１８は例えば従来から用いられているデジタルスキャンコンバータなどによって構成される。任意断面作成部１８は任意の走査面Ｓにおいて r 、 θ 座標を x 、 y 座標に変換する処理、その他の補間処理などを実行する。この任意断面作成部１８により形成された二次元断層画像のデータは表示処理部２０へ出力される。

【００３３】

２Ｄ変換部２２は、受信部１６から出力される各走査フレームごとの複数のエコーデータ、つまりフレームデータに対して二次元の座標変換を実行する。各エコーデータは r 、 θ で定義される極座標を有しており、その座標を x 、 y の直交座標に変換する。座標変換後のフレームデータはフレームメモリ２４上に格納される。

30

【００３４】

フレームメモリ２４は、後述する３Ｄプロセッサ２６においてボクセルデータを生成するために必要なフレームデータを格納するメモリである。フレームメモリ２４の各アドレスは、後に図３を利用して詳述するフレームデータ空間における各座標に対応付けられている。そして、入力される各フレームデータ内のエコーデータはそれが有する三次元座標に対応付けられたアドレスに格納される。フレームメモリ２４は、後述する３Ｄプロセッサ２６との関係から見れば外部メモリに相当しており、このフレームメモリは例えばＤＲＡＭなどによって構成され、特にＳＤＲＡＭなどによって構成されるのが望ましい。すなわち、後述するように記憶されたデータを所定データ単位でブロック転送可能なメモリを用いるのが望ましい。この場合においてブロック転送の方式としてはＤＭＡ転送方式を用いることができる。

40

【００３５】

３Ｄプロセッサ２６は、本実施形態においてはプログラム動作するＣＰＵやＤＳＰ（デジタル・シグナル・プロセッサ）などによって構成されるものであり、その内部には内部メモリ２８が設けられている。内部メモリ２８は、３Ｄプロセッサ２６内におけるキャッシュメモリとして機能し、３Ｄプロセッサ２６はその内部メモリ２８に対して高速でアクセスすることが可能である。その一方において、フレームメモリ２４から内部メモリ２８へのデータ転送は一般にあまり高速に行うことができない。

50

【 0 0 3 6 】

3 D プロセッサ 2 6 は、本実施形態において D M A コントローラを内蔵しており、その D M A コントローラによってフレームメモリ 2 4 から内部メモリ 2 8 へデータを D M A 転送することができる。符号 2 5 で示すように、3 D プロセッサ 2 6 がフレームメモリ 2 4 へのデータの書き込みを制御するようにしてもよく、その場合においては 2 D 変換部 2 2 から出力されるフレームデータが一旦 3 D プロセッサ 2 6 に取り込まれた後に、それを經由してフレームメモリ 2 4 へ格納される。もちろん、フレームメモリ 2 4 へのデータの書き込みは他のプロセッサが行ってもよく、図 2 に示される制御部 3 2 の機能としてそれを実現するようにしてもよい。

【 0 0 3 7 】

10

本実施形態においては、後に詳述するように、フレームメモリ 2 4 から内部メモリ 2 8 へのデータ転送は所定のデータ集合、具体的にはフレームデータを単位として実行されており、その場合においてはレイの向きなどが考慮され、ボクセル演算に必要なフレームデータが適切に選択される。3 D プロセッサ 2 6 においては、従来のように各レイごとにボクセル演算を同時進行で進めるのではなく、送られてきたフレームデータを用いて補間演算により各レイ上のボクセルデータを算出することにより実行可能なボクセル演算が順次実行される。したがって、三次元データ空間とレイの交差関係にもよるが、通常は、各レイごとにボクセル演算の進行度合いは区々である。

【 0 0 3 8 】

このような手法を用いることにより、フレームメモリ 2 4 から内部メモリ 2 8 への転送単位を画一的に設定することができ、その上で得られたボクセルデータを用いて各レイごとにボクセル演算を進行させることができる。3 D プロセッサ 2 6 は内部メモリ 2 8 に対して高速にアクセスすることができるため、内部メモリ 2 8 へのランダムアクセスは格別動作上の負担とはならないが、一般的には、3 D プロセッサ 2 6 からフレームメモリ 2 4 へのランダムアクセスはデータ転送レートが低いなどの理由から画像処理上のボトルネックとなる。これに対し、本実施形態の手法によれば、フレームメモリ 2 4 から内部メモリ 2 8 へのデータのブロック転送を行わせることによりそのような問題を回避しつつ、能率的に画像処理を進めることが可能となる。さらに本実施形態の手法によれば、レイが通過するボクセルデータのみが補間処理により生成されるため、三次元空間内の全てのボクセルデータを補間処理で生成する場合に比べて、補間処理の演算量を低減することができる。なお、本実施形態の手法については後にさらに詳述する。

20

30

【 0 0 3 9 】

本実施形態において、3 D プロセッサ 2 6 はボクセル演算の演算式として例えば上記 (1) 式に示したものを利用している。したがって、各レイごとにその演算式が順次実行され、終了条件を満たした時点での出力値が画素値に変換される。その画素値は 3 D プロセッサ 2 6 から表示処理部 2 0 に設けられたメモリ上に格納される。もちろん、そのようなメモリを 3 D プロセッサ 2 6 内に設けることも可能である。いずれにしても、各レイごとにボクセル演算を繰り返し実行することによりスクリーン上に三次元画像が構成されることになる。

【 0 0 4 0 】

40

表示処理部 2 0 は画像データとグラフィックデータの合成機能やその他の表示処理機能を有しており、装置の動作モードに応じて、表示部 3 0 に対して二次元断層画像のデータあるいは三次元画像のデータを出力する。表示部 3 0 は二次元断層画像及び三次元画像の両方又は一方が表示されることになる。

【 0 0 4 1 】

制御部 3 2 は C P U 及びそのための動作プログラムによって構成され、図 2 に示される各構成の動作制御を行っている。その制御部 3 2 には操作パネルによって構成される入力部 3 4 が接続されている。ユーザーはその入力部 3 4 を用いてモードの選択やパラメータの指定などの各種の入力操作を行うことができる。ちなみに、ドブラ処理を行う構成などに関しては図 2 において図示省略されている。以下、図 2 に示した部分には図 2 の符号を

50

付して本実施形態の手法について詳述する。

【0042】

図3には、フレームメモリ24上に仮想的に構築されるフレームデータ空間37が示されている。このフレームデータ空間37は複数のフレームデータによって形成され、複数のフレームデータのエコーデータがそれに対応付けられた座標に格納されている。つまり、各フレームデータにおいてx軸方向に並ぶエコーデータのアドレスが $0 \sim n-1$ で定義され、y軸方向に並ぶエコーデータのアドレスが $0 \sim m-1$ で定義され、さらに、フレームを特定するアドレスが $0 \sim k-1$ で定義されている。なお、フレームメモリ24には、図1の三次元データ空間36内の全てのフレームデータが格納される必要はなく、3Dプロセッサ26においてボクセルデータを生成するために必要な枚数分のフレームデータのみが格納されてもよい。図3に示す例は、k枚のフレームデータに相当する。

10

【0043】

図4には、フレームメモリ24のアドレス構造39が示されており、図示のように各エコーデータはアドレス構造39上に連続的に格納される。ここでフレーム0およびフレーム $k-1$ は、それぞれ、フレームデータに相当している。すなわち、図3においてフレームを特定するアドレス $0 \sim k-1$ で特定される1枚のxy平面内のエコーデータに相当する。本実施形態では、一枚分のフレームのフレームデータをブロック転送の単位としてフレームメモリ24から内部メモリ28へデータ転送されることが望ましいが、複数枚分のフレームデータを1つのブロックとして、それを単位として転送を行うようにしてもよい。いずれにしても、アドレス構造39上で連続するデータをそのままブロック転送することにより、先頭のアドレスと転送容量（あるいは終了アドレス）を指定するだけで対象となるデータ集合を迅速かつ容易にブロック転送することが可能となる。したがって、ランダムアクセス方式に比べて、データ転送レートを数倍から数十倍に高速化することも可能である。

20

【0044】

本実施形態において、3Dプロセッサ26は、各フレームを仮想的ボリウム空間である三次元データ空間内に配置し、各フレームのエコーデータから仮想ボリウム内のレイ上のボクセルデータを算出してボリウムレンダリング法による演算を行う。

【0045】

図5には、三次元データ空間36とフレームとの対応関係が示されており、図示のように、複数のフレーム（ $0 \sim k-1$ ）の各々が、電子走査による取得位置に応じて三次元データ空間36内に仮想的に配置される。三次元データ空間36内のレイ上のボクセルデータは、フレーム（ $0 \sim k-1$ ）内のエコーデータから補間処理して生成される。

30

【0046】

図6には、フレームとレイとの対応関係が示されている。図示のように、三次元データ空間36に配置されたフレーム（ f ， $f+1$ ）を貫いてレイ38が仮想的に設定される。そして、レイ38上のボクセルデータ P_c が、フレーム（ f ， $f+1$ ）上のフレームデータ（エコーデータ）から補間処理によって算出される。

【0047】

図7には、ボクセルデータを生成する際の補間処理の概念図が示されており、図7は、図6の三次元データ空間36についてのXY断面における一部拡大図に相当する。なお、図7では3本のレイ38が示されている。レイ38上の各ボクセルデータは、そのボクセルデータの近傍に位置する4つのエコーデータから生成される。例えば、図7において、ボクセルデータ P_c は、その近傍の4つのエコーデータ P_1 ， P_2 ， P_3 ， P_4 から補間処理によって生成される。エコーデータはフレーム上のフレームデータである。つまり、エコーデータ P_1 ， P_2 はフレーム f 上のフレームデータであり、エコーデータ P_3 ， P_4 はフレーム $f+1$ 上のフレームデータである。また、補間処理としては、例えば、4つのエコーデータ P_1 ， P_2 ， P_3 ， P_4 の各々に補間係数を掛けて加算する処理などが挙げられる。各エコーデータごとの補間係数は、例えば、各エコーデータとボクセルデータとの相対位置に応じて設定される。

40

50

【 0 0 4 8 】

補間処理に利用されるエコーデータ P 1 ~ P 4 は、二つの隣接するフレームデータ内のエコーデータ列であるため、3 D プロセッサ 2 6 は、フレームメモリ 2 4 から二つのフレームデータを D M A 転送によりまとめて読み出し、補間処理を行ってボクセルデータを生成し、ボリュームレンダリング法に基づくボクセル演算を実行することができる。以下、3 D プロセッサ 2 6 で実行されるボクセル演算について詳述する。

【 0 0 4 9 】

図 8 には、単位レイベクトル V が示されている。この単位レイベクトル V は、レイの向きを判定し、また各レイにおいて演算対象となる座標を逐次的に求めるために用いられる。この単位レイベクトルは複数のレイが平行に設定される場合にはそれらについて共通に 1 つだけ設定され、複数のレイがそれぞれ非平行に設定される場合には、各レイごとに設定される。もちろん、その場合でも、代表として 1 つの単位レイベクトルを設定してもよい。例えば、ある代表レイについて、その向きと同一で大きさが 1 のベクトルとして、この単位レイベクトル V が定義される。単位レイベクトルの各座標軸上の成分は ΔX , ΔY , ΔZ である。単位レイベクトルの大きさは 1 であるため、各成分 (ΔX , ΔY , ΔZ) の最大値は 1 である。3 D プロセッサ 2 6 は、例えば、各成分を s 7 . 8 (符号 1 bit、整数部 7 bit、小数部 8 bit) 型の固定小数点型などで表現することにより、演算処理を高速化することができる。

【 0 0 5 0 】

図 9 には、三次元データ空間 3 6 に対して複数のレイが設定された状態が示されている。三次元データ空間 3 6 は、三次元空間ではあるが、図 9 においては説明のために平面的に表されている。

【 0 0 5 1 】

図 9 に示されるように、複数のレイが三次元データ空間 3 6 の X 軸及び Y 軸に対して交差する斜め方向に設定された場合、各レイに注目すると、各レイが最初にフレームと交差する座標が図 9 において黒丸で示されている。各黒丸は同時にボクセルデータに相当するものである。図 9 に示されるように、各レイの位置に応じてフレームと交差する最初の座標はそれぞれ異なっている。例えば、レイ L 3 ~ L 1 2 までの 1 0 本のレイについては進入位置が三次元データ空間 3 6 内において、X 座標の原点側に最も近いフレーム (フレーム番号 0) のフレーム上に存在し、それがボクセルデータ e 1 ~ e 1 0 で表されている。その一方、レイ L 1 , L 2 については X 座標の終端側に近い二つのフレームに進入しており、その最初の進入位置にあるボクセルデータが図 9 において e 1 1 , e 1 2 で表されている。ちなみに、スクリーン 4 0 上における各座標 (X s , Y s) ごとに 1 つのレイが対応付けられており、また、図 9 の例では、各レイは平行であって、便宜上、レイ L 1 上に単位レイベクトル V が表されている。

【 0 0 5 2 】

3 D プロセッサ 2 6 は、各レイが最初にフレームに交差する座標である演算開始点をレンダリングレイの本数分だけ算出してアドレステーブルに保存する。処理を高速化するために、アドレステーブルは頻繁にアクセスを行うので、内部メモリ 2 8 に保持することが望ましい。本実施形態の装置においては、各レイ上に存在する複数のボクセルデータ (つまり、ボリュームデータ) が上述したように、各フレームのエコーデータから補間処理によって算出される。そこで、3 D プロセッサ 2 6 は、まず X 座標における原点側に最も近い 0 番目のフレームとその隣の 1 番目のフレームの二つのフレームデータをフレームメモリ 2 4 から内部メモリ 2 8 に読み込む。そして、3 D プロセッサ 2 6 は、この二つのフレームデータから算出されるボクセルデータ (つまり、図 9 におけるボクセルデータ e 1 ~ e 1 0) を含むレイに対して、前記 (1) 式に基づくボクセル演算を行う。その際、演算に利用されるボクセルデータはフレームデータから補間処理して生成される。

【 0 0 5 3 】

ボクセル演算の出力値 $C_{out i}$ 、 $\alpha_{out i}$ は一時バッファに保持され、演算を行ったレンダリングレイはアドレステーブルの値にレイ単位ベクトルの各要素を加算し、次のボクセル

データを示すアドレスが生成される。生成された次データを示すアドレスが、0番目のフレームと1番目のフレームの間と各フレーム上を含む領域（以下、フレーム間領域）に存在するレンダリングレイは、そのフレーム間領域から抜け出すまでこの演算を繰り返す。全てのレンダリングレイが0番目のフレームと1番目のフレームの間のフレーム間領域のアドレスを持つデータを処理し終えた場合、または、三次元データ空間36のサイズを超えた場合にそのフレーム間領域における処理を完了する。

【0054】

さらに、1番目のフレームと2番目のフレーム、2番目のフレームと3番目のフレーム、3番目のフレームと4番目のフレーム、・・・の順にフレーム間領域を移動させ、フレームデータを段階的に取得しながらボクセル演算を行い、最後のフレームのフレームデータの処理が完了した時点における C_{out} の値をスクリーン40上の投影データとして出力する。出力結果は表示処理部20において輝度変換され表示部30に出力される。その結果スクリーン40上に三次元画像を投影した表示画像が表示部30に表示される。

10

【0055】

図10には、ボクセル演算の実行過程が段階的に示されており、(a)、(b)、(c)、(d)の順で工程が進行する。すなわち、まず(a)に示される、0番目のフレームと1番目のフレームの間のフレーム間領域E1を通るレイL3～レイL12についてボクセルデータが生成されてボクセル演算が実行される。この時点において、それ以外のレイL1、L2についてのボクセル演算は見送られる。さらに(b)に示すようにフレーム間領域E2について、フレーム間領域E2を通るレイL3～レイL12についてボクセルデータが生成されてボクセル演算が実行される。同様に(c)、(d)に示すように、フレーム間領域E3、E4に関してボクセル演算が実行される。

20

【0056】

図示しないが、(d)以降もフレーム間領域が段階的に移動しながら、各移動位置においてそのフレーム間領域を通過するレイに関してボクセル演算が実行され、このような過程が繰り返されると、最終的に全レイについて必要なボクセル演算を行うことができ、その結果としてスクリーン40上に三次元画像を構築することが可能となる。ちなみに、各レイごとのボクセル演算の終了条件として、例えば、ボクセル演算の対象となる対象座標が三次元データ空間36から外れたこと、又は、累積加算した不透明度の値が所定値を超えたことなどが設定されており、そのような終了状況を満たした時点で各レイごとに個別的にボクセル演算が終了する。

30

【0057】

ちなみに、図10に示した例では、左上から右下の方向に各レイの向きが定められていたが、それとは逆に例えば、右上から左下の方向に各レイの向きが設定されているような場合には、ボクセル演算がX方向における負方向（最大フレーム番号からフレーム番号が減少する方向）に順次進行する。また、各レイの向きが例えばY方向あるいはZ方向に一致した場合でも、レイの進行方向に沿ってフレーム間領域を段階的に移動させてボクセル演算が順次進行する。本実施形態においては、レイの向きに関係なく、レイ全体の中でボクセル演算実行可能なレイについてボクセル演算実行可能なところまでボクセル演算を進行させる。

40

【0058】

図11には、複数のレイが三次元データ空間36のY軸に対して微小角度もって交差した状態が示されている。このような場合においても、(a)に示されるように、まずフレーム間領域E1を通過するレイL1～L4についてボクセルデータが生成されてボクセル演算が実行される。この時点において、それ以外のレイL5～L9についてのボクセル演算は見送られる。さらに(b)に示されるように、フレーム間領域E2においてレイL1～L4についてボクセルデータが生成されてボクセル演算が実行される。

【0059】

次に(c)に示されるように、フレーム間領域E3を通過するレイL2～L4についてボクセルデータが生成されてボクセル演算が実行される。この時点において、それ以外の

50

レイ L 1 およびレイ L 5 ~ L 9 についてのボクセル演算は見送られる。さらに (d) に示されるように、フレーム間領域 E 4 を通過するレイ L 3 ~ L 5 についてボクセルデータが生成されてボクセル演算が実行される。この時点において、それ以外のレイ L 1 , L 2 およびレイ L 6 ~ L 9 についてのボクセル演算は見送られる。

【 0 0 6 0 】

このように、本実施形態によれば、三次元データ空間 3 6 に対して任意の位置に視点を設定した場合においても、ボクセル演算の進行方向に沿ってフレーム間領域を移動させながらボクセルデータを生成すれば、各レイについてのボリュームレンダリング演算 (ボクセル演算) を適切に行うことが可能となる。

【 0 0 6 1 】

本実施形態においては、単位レイベクトルによってレイ方向における基本長が定義されており、その基本長が対象座標の間隔すなわちピッチとされている。このような方式によれば、各レイの向きによらずにボクセル演算の回数あるいは密度を均一化することができるので、視点を異ならせた場合において、ボクセル演算のピッチが不定の場合に生ずる画質の相違あるいは画像内容の変化といった問題を未然に防止することが可能となる。

【 0 0 6 2 】

次に、図 1 2 ~ 図 1 5 を用いて、図 2 に示した超音波診断装置の動作、特に 3 D プロセッサの動作について説明する。図 1 2 にはメインルーチンが示されており、S 1 0 1 では、図 1 3 に示される初期化プロセスが実行される。S 1 0 2 では、単位レイベクトルの成分 ΔX の符号を用いて、ボクセル演算の方向が選択され、すなわち S 1 0 3 のプロセスを実行するか、S 1 0 4 のプロセスを実行するかが選択される。

【 0 0 6 3 】

S 1 0 3 では、X 方向における正方向がボクセル演算の方向として指定され、フレーム番号が増加する方向に順次フレームデータが読み出され、ボクセルデータが生成されて画像処理が実行される。これについては後に図 1 4 を用いて詳述する。その一方において、S 1 0 4 においては X 方向における負方向がボクセル演算の方向として指定され、フレーム番号が減少する方向に順次フレームデータが読み出され、それに基づいた画像処理が実行される。S 1 0 3 のプロセスと S 1 0 4 のプロセスは基本的には同一であるがそこで設定されるパラメータがいくつか異なっている。これについては後に説明する。S 1 0 5 では、上記のいずれかのプロセスによって生成された三次元画像が 3 D プロセッサから表示処理部へ転送される。

【 0 0 6 4 】

図 1 3 には、図 1 2 に示した S 1 0 1 の初期化プロセスがフローチャートとして示されている。まず、S 2 0 1 では、正規化された視線 (単位レイ) ベクトルについて各軸ごとの成分すなわち要素 ΔX , ΔY , ΔZ が演算される。単位レイベクトルはその長さが 1 で、視点からスクリーンを見た方向として定義される。S 2 0 2 では、パラメータ Y_{sc} に 0 が代入され、S 2 0 3 ではパラメータ X_{sc} に 0 が代入される。

【 0 0 6 5 】

S 2 0 4 では、スクリーン座標 X_{sc} , Y_{sc} で特定されるレイについて、それが最初に三次元データ空間と交わる点 (X_s , Y_s , Z_s) が最初のボクセル演算の対象となる対象座標として演算される。そして、S 2 0 5 では、その対象座標が内部メモリ上に構成されるアドレステーブルに格納される。

【 0 0 6 6 】

S 2 0 6 では、パラメータ X_{sc} が 1 つインクリメントされ、S 2 0 7 では、 X_{sc} がその最大値を越えたか否かが判断され、越えていなければ、S 2 0 4 からの各工程が実行される。

【 0 0 6 7 】

また、S 2 0 8 では、パラメータ Y_{sc} が 1 つインクリメントされ、S 2 0 9 ではパラメータ Y_{sc} がその最大値を越えたか否かが判断され、越えていなければ S 2 0 3 からの各工程が繰り返し実行される。すなわちパラメータ X_{sc} 及び Y_{sc} をそれぞれ 1 つずつ

10

20

30

40

50

変えながら、スクリーン上の全ての座標の各々に対応するレイについて最初の対象座標が演算され、それがアドレステーブルに格納されることになる。

【 0 0 6 8 】

図 1 4 には、図 1 2 に示した S 1 0 3 のプロセスの具体的な内容がフローチャートとして示されている。S 3 0 1 では、フレーム番号に相当するパラメータ f に 0 が代入される（図 1 2 に示した S 1 0 4 の場合には、 $f = k - 1$ （ f の最大値）が代入される）。ちなみに、S 3 0 1 においてパラメータ f に 0 が代入され、後述するようにその f は 1 つずつインクリメントされ、フレーム番号が増加する方向に処理が順次移動することで本プロセスが進行する。

【 0 0 6 9 】

S 3 0 2 では、フレームデータの転送が行われる。すなわち、 f 番目および $f + 1$ 番目のフレームのフレームデータが外部メモリから内部メモリへブロック転送される。そして転送されたフレームデータを利用してボリュームデータが補間処理によって生成される。S 3 0 2 で転送される二つのフレームデータは図 4 を利用して説明したようにメモリ空間上で連続しているデータ集合である。このようなデータ集合を転送単位とすることによりランダムアクセスは不要となり、必要なデータを一括して転送できるという利点がある。

【 0 0 7 0 】

S 3 0 3 ではパラメータ Y_{sc} に 0 が代入され、S 3 0 4 ではパラメータ X_{sc} に 0 が代入される。S 3 0 5 では、 X_{sc} 及び Y_{sc} で特定されるスクリーン座標に対応するレイについて、それについてのボクセル演算が全て完了したレイであるか否かが判断される。Yes であれば S 3 1 5 からの各工程が実行され、No であれば S 3 0 6 からの各工程が実行される。

【 0 0 7 1 】

S 3 0 6 では、アドレステーブルから X_{sc} 及び Y_{sc} で特定されるレイについて対象座標 P_c （ X_p , Y_p , Z_p ）が読み出される。すなわち、当該レイについて現在演算対象となっている座標が特定される。そして、S 3 0 7 では、座標 P_c が f 番目および $f + 1$ 番目のフレームまたはこれらのフレームの間にあるか否かが判断される。No であれば現在演算すべきボクセルデータは存在しないものとして処理が S 3 1 5 へ移行し、一方、Yes であればその当該レイについてボクセル演算の対象となるボクセルデータが存在しているものとして処理が S 3 0 8 へ移行する。

【 0 0 7 2 】

S 3 0 8 では、座標 P_c が f 番目または $f + 1$ 番目のフレーム上ではなく、これらのフレームの間にあるか否かが判断される。No であれば、つまり、座標 P_c が f 番目または $f + 1$ 番目のフレーム上に存在すれば S 3 0 9 へ移行し、一方、Yes であれば S 3 1 0 へ移行する。S 3 0 9 では、座標 P_c がフレーム上に存在するため、座標 P_c の位置に相当するフレーム上のフレームデータ（エコーデータ）が座標 P_c の位置におけるボクセルデータとして選択される。なお、座標 P_c に完全に一致する位置にエコーデータが存在しなければ、最も近傍に位置するエコーデータをボクセルデータとして選択してもよく、あるいは、近傍のエコーデータから補間処理などによりボクセルデータを算出してもよい。

【 0 0 7 3 】

S 3 1 0 では、座標 P_c がフレーム上に存在しないため、座標 P_c の位置におけるボクセルデータが、フレーム上の近傍エコーデータから補間処理によって算出される。なお S 3 1 0 において実行される補間処理の詳細は、後に図 1 5 を利用して詳述する。

【 0 0 7 4 】

S 3 1 1 では、対象座標によって特定されるボクセルデータを利用して上記の（1）式を実行することにより、出力値が演算される。S 3 1 2 では、上記の演算結果が内部メモリ上のテーブルに保存される。すなわち、上記の（1）式に従えば、当該レイについての演算結果である C_{outxy} 及び α_{outxy} が保存される。ちなみに、この段階において例えばオパシティ値の累積加算値が 1 に到達した場合など所定の終了条件を満たす場合には、処理を S 3 1 2 へ移行させることなくデータの保存前あるいはデータの保存後に処

10

20

30

40

50

理を S 3 1 5 へ移行させるのが望ましい。

【 0 0 7 5 】

S 3 1 3 では、当該レイについて対象座標が更新される。すなわち、X 座標、Y 座標及び Z 座標のそれぞれについて ΔX 、 ΔY 、 ΔZ が加算され、これによって対象座標が更新される。S 3 1 4 においては、そのような更新された対象座標が三次元データ空間（あるいは有効な処理範囲）内にあるか否かが判断され、対象座標が三次元データ空間内に存在すれば処理が S 3 0 7 へ移行し、その一方、対象座標が三次元データ空間内でなければ処理が S 3 1 5 へ移行する。

【 0 0 7 6 】

ここで、S 3 1 3 から処理が S 3 0 7 へ移行した場合において、現在処理対象となっているボクセル演算実行可能なボクセルデータが存在するならば S 3 0 8 以降の各工程が繰り返し実行されることになる。すなわち、このようなプロセスにより、フレームデータのデータ転送ごとに、ボクセル演算実行可能なレイが判断され、しかもそのレイについてボクセル演算実行可能なところまでボクセル演算を進行させることができる。

10

【 0 0 7 7 】

S 3 1 5 においては、パラメータ X_{sc} が 1 つインクリメントされ、S 3 1 6 ではそのパラメータ X_{sc} がその最大値を越えたか否かが判断され、越えていなければ処理が S 3 0 5 へ移行し、越えていれば S 3 1 7 においてパラメータ Y_{sc} が 1 つインクリメントされ、S 3 1 8 においてパラメータ Y_{sc} がその最大値を越えているか否かが判断される。 Y_{sc} がその最大値を超えていなければ処理が S 3 0 4 へ移行し、その一方、越えてい

20

【 0 0 7 8 】

すなわち、フレームデータの転送ごとに、また、各レイごとに、ボクセル演算の実行が可能か否かが判断され、それが可能であればボクセル演算が実行可能なところまでボクセル演算が進行する。そして、全てのレイについてそのような検証及び演算が実行された後、処理が S 3 2 1 を介して S 3 0 3 に戻って次のフレームデータについての演算が行われ、これがフレームデータの転送ごとに順次繰り返されることになる。したがって、最初のフレームデータの転送から最後のフレームデータの転送までを完了すると、その結果として全レイについて実行可能な全てのボクセル演算が完結することになる。そこで、S 3 2 2 においては、各レイごとに求められた出力値である $C_{out\ X\ Y}$ を輝度変換して画素値として格納する処理が実行される。

30

【 0 0 7 9 】

図 1 5 には、図 1 4 に示した S 3 1 0 のプロセスの具体的な内容がフローチャートとして示されている。S 4 0 1 では、対象座標 $P_c (Z_p, Y_p, X_p)$ から、補間点 INT_p を算出するための 4 つのフレームデータ（エコーデータ）を得るために用いる補間基準点 $P_1 (f, y, x)$ を次の (2) 式に基づいて求める。

40

【 0 0 8 0 】

【数 2】

$$y = m - \sqrt{(Y_{\max} - Y_p)^2 + \left(\frac{X_{\max}}{2} - X_p\right)^2}$$

$$x = n - Z_p$$

$$f = \left\{ \frac{\phi_{\text{rot}}}{2} - \arctan\left(\frac{Y_{\max} - Y_p}{\frac{X_{\max}}{2} - X_p}\right) \right\} / \Delta \phi$$

10

$$\Delta \phi = \phi_{\text{rot}} / k$$

(2) 式において、 m はフレームの y 方向のピクセル数であり、 n はフレームの x 方向のピクセル数であり、 k はフレーム数である (図 3 参照)。また、 $Y_{\max}$ 、 $X_{\max}$ は、それぞれ、三次元データ空間の Y 軸方向サイズ、 X 軸方向のサイズである。さらに、 ϕ_{rot} は、0 番目のフレームと最終番号のフレームとの間の角度 (図 6 参照) である。

【0081】

S 402 では、補間基準点 $P_1 (f, y, x)$ を基準として、残りの点 $P_2 \sim P_3$ を、
 $P_2 = (f, y + 1, x)$ 、 $P_3 = (f + 1, y, x)$ 、 $P_4 = (f + 1, y + 1, x)$
 として求める。こうして、補間点 $\text{INT } p$ を算出するための 4 つのフレームデータ (エコーデータ) $P_1 \sim P_4$ が求められる (図 7 参照)。

【0082】

S 403 では、 $P_1 \sim P_4$ の各々に対応する補間係数 $w_1 \sim w_4$ を求める。補間係数 $w_1 \sim w_4$ は、例えば、フレームデータと補間点 $\text{INT } p$ との位置関係 (各フレームデータと補間点の距離など) から決定される。

【0083】

そして、S 404 では、次の (3) 式の補間処理により $\text{INT } p$ が求められる。

【0084】

30

【数 3】

$$\text{INT } p (Z_p, Y_p, X_p) = P_1 \times w_1 + P_2 \times w_2 + P_3 \times w_3 + P_4 \times w_4 \quad \dots (3)$$

(3) 式において、 P_1 は点 P_1 のフレームデータ、 P_2 は点 P_2 のフレームデータ、 P_3 は点 P_3 のフレームデータ、 P_4 は点 P_4 のフレームデータである。こうして、レイ上のボクセルデータ (補間点 $\text{INT } p$) が算出される。

【0085】

次に、図 16 ~ 図 19 を用いて上記実施形態の変形例について説明する。

【0086】

図 2 には 1 つのフレームメモリ 24 及び 1 つの 3D プロセッサ 26 が示されていたが、
 それぞれについては複数個設けることが可能である。すなわち、図 16 に示されるように、フレームメモリ 24 に対して複数の 3D プロセッサ 26A、26B、26C を設けるようにしてもよい。それぞれのプロセッサ 26A、26B、26C は複数のレイについてグルーピングされたそれぞれのグループを担当するものである。フレームデータは各プロセッサ 26A、26B、26C に対して並列転送される。

【0087】

これと同様に、図 17 に示すような構成を採用することができる。すなわち、3 つのフレームメモリ 24A、24B、24C が設けられており、それらについては同じフレームデータが重複して格納される。また 3 つの 3D プロセッサ 26A、26B、26C が設けられており、それらはフレームメモリ 24A、24B、24C から出力されたフレームデ

50

ータに従って、自己が担当するグループ内のレイについてボクセル演算を進行させる。

【 0 0 8 8 】

図 1 6 及び図 1 7 に示した構成例によれば、複数の 3 D プロセッサを並列動作させて複数のレイについて分担してボクセル演算を進行させることにより画像処理速度をより向上させることが可能となる。この場合において、フレームメモリから 3 D プロセッサへのデータ転送はそれぞれの 3 D プロセッサについて全く同じ内容とするのが望ましい。

【 0 0 8 9 】

図 1 8 及び図 1 9 には複数のレイについてのグルーピング方式が示されており、図 1 8 の (a) は 1 つのレイを単位として所定のシーケンスで複数のレイを 3 つのグループに配分した方式を示している。例えば互いに並んだ 3 つのレイについてはそれぞれ画素 5 0 , 5 1 , 5 2 が対応付けられる。このような方法によれば、図 1 9 の (a) に示すようなパターンでそれぞれのレイについて画素値を演算することができる。また図 1 8 の (b) に示されるようにスクリーン 4 0 上におけるラインを単位としてグルーピングを行うようにしてもよい。すなわちライン 5 3 , 5 4 , 5 5 のそれぞれについて担当する 3 D プロセッサを割り当てるものである。図 1 9 の (d) に示すようなパターンでグルーピングがなされることになる。図 1 8 の (c) に示す例においては、スクリーン 4 0 が複数のエリア 5 6 , 5 7 , 5 8 に区分され、それらのエリアごとに担当する 3 D プロセッサが割り当てられる。その結果、図 1 9 の (c) に示すようなパターンでグルーピングが行われることになる。

【 0 0 9 0 】

以上説明したように、本実施形態 (変形例を含む) によれば、フレームメモリ上においてメモリアドレスが連続しているデータ集合を単位として 3 D プロセッサへの転送を行うことができるので、転送制御が簡便であり、また転送時間を著しく削減することが可能となる。その場合においてはバースト転送方式が採用され、3 D プロセッサ内に存在している D M A コントローラにより D M A 転送を行わせるのが望ましい。ここで、一般に、3 D プロセッサと外部メモリとの間のバスの幅は例えば 3 2 b i t といったように非常に広い。フレームデータが例えば 8 b i t とした場合に、ランダムアクセスによってフレームデータを読み出そうとすると上記の広いバスを有効活用することができず、1 回に 8 b i t しかデータの読み出しを行えない。これに対し、上記実施形態によれば、複数のフレームデータを並列読み出しをすることも可能であり、例えばバス幅が 3 2 b i t であれば 4 つのフレームデータ (エコーデータ) の並列読み出しを実現でき、バス幅が 6 4 b i t であれば 8 つのフレームデータを並列的に読み出せるという利点がある。このような観点からもデータ転送時間を短縮化できるという利点がある。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 9 1 】

【 図 1 】 ボリュームレンダリングの原理を説明するための説明図である。

【 図 2 】 本実施形態に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【 図 3 】 フレームデータ空間の構造を概念的に示す図である。

【 図 4 】 フレームメモリにおけるアドレス構造を示す図である。

【 図 5 】 三次元データ空間とフレームとの対応関係を示す図である。

【 図 6 】 フレームとレイとの対応関係を示す図である。

【 図 7 】 ボクセルデータを生成する際の補間処理を説明するための図である。

【 図 8 】 単位レイベクトルを説明するための説明図である。

【 図 9 】 フレームと各レイごとのボクセル演算との関係を示す図である。

【 図 1 0 】 段階的にボクセル演算される様子を示した説明図である。

【 図 1 1 】 段階的にボクセル演算される様子を示した説明図である。

【 図 1 2 】 装置の動作例を示すフローチャートである。

【 図 1 3 】 初期化プロセスの具体的な内容を示すフローチャートである。

【 図 1 4 】 図 1 2 に示す S 1 0 3 のプロセスの具体的な内容を示すフローチャートである。

【図15】図14に示すS310のプロセスの具体的な内容を示すフローチャートである。

【図16】1つのフレームメモリと3つの3Dプロセッサを設ける場合の構成例を示す図である。

【図17】3つのフレームメモリと3つの3Dプロセッサを設ける場合の構成例を示す図である。

【図18】グルーピングを説明するための説明図である。

【図19】グルーピングを説明するための説明図である。

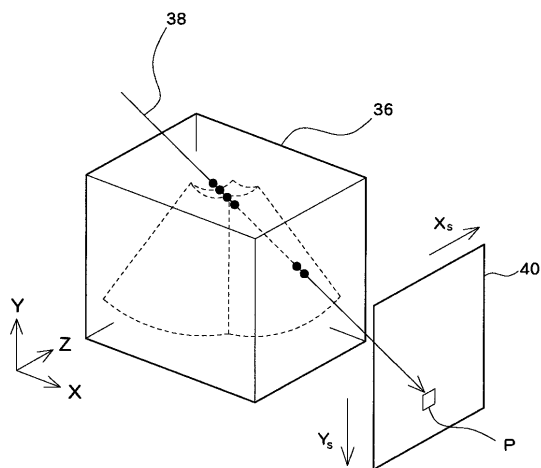
【符号の説明】

【0092】

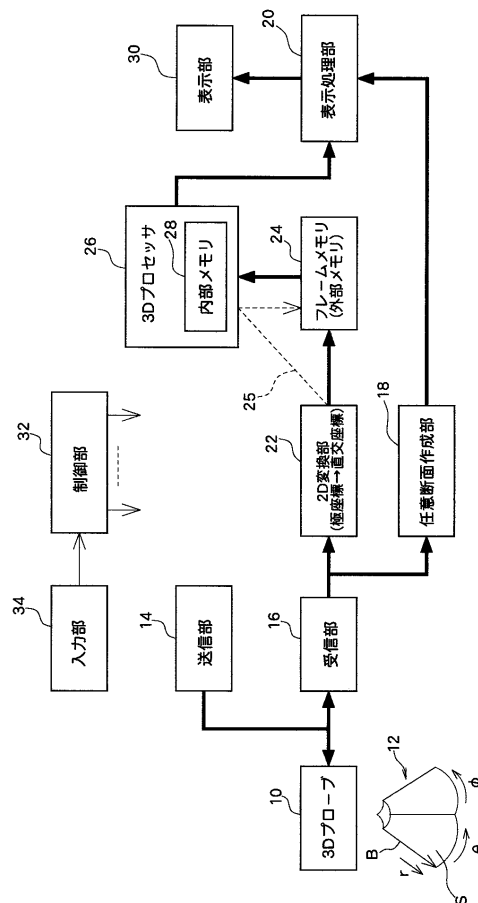
10 3Dプロブ、12 送受波空間、22 2D変換部、24 フレームメモリ（外部メモリ）、26 3Dプロセッサ、28 内部メモリ、36 三次元データ空間、40 スクリーン。

10

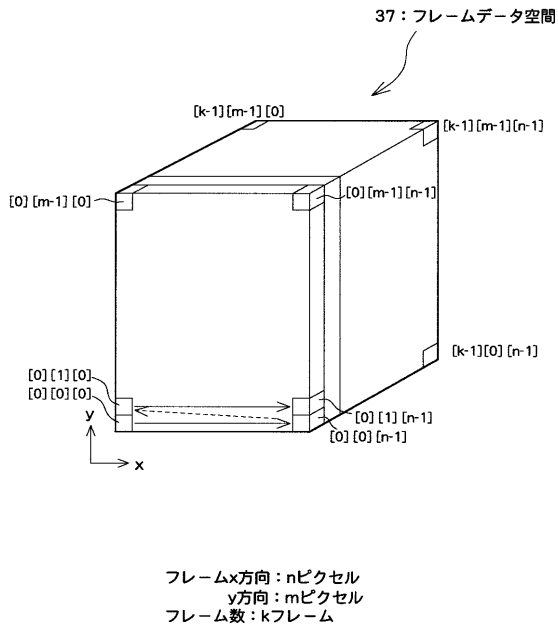
【図1】



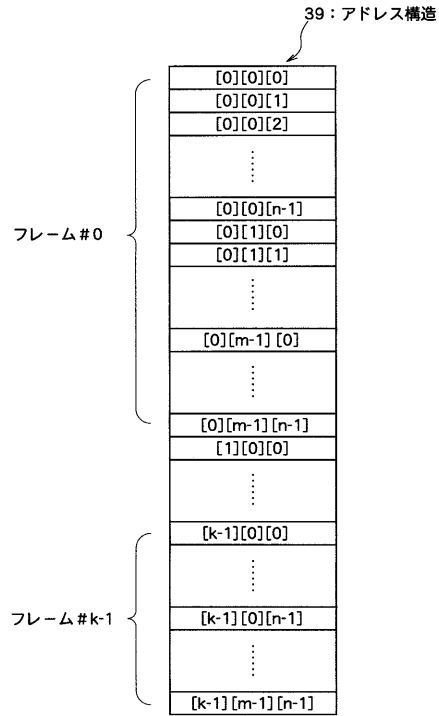
【図2】



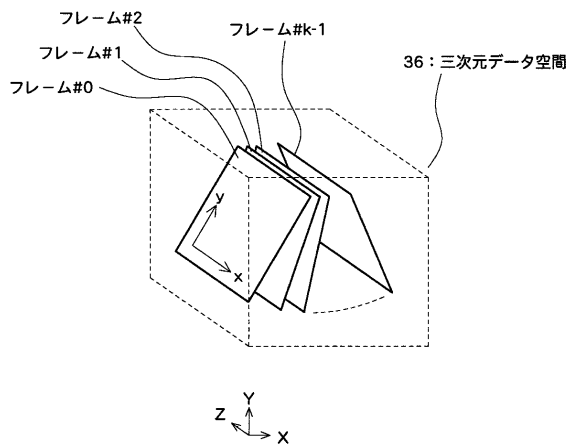
【 図 3 】



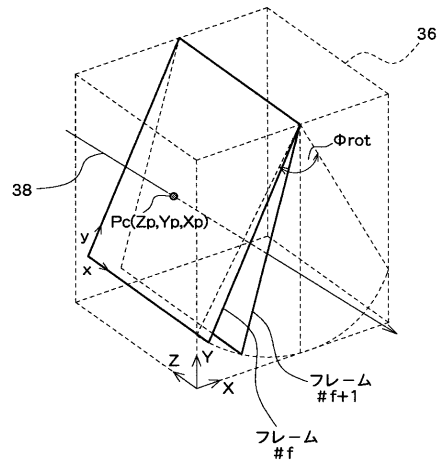
【 図 4 】



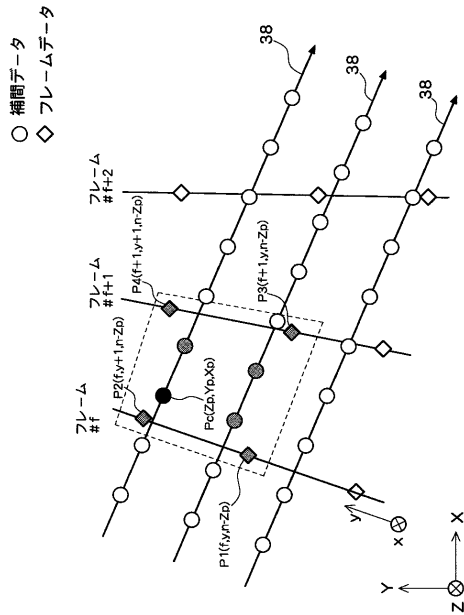
【 図 5 】



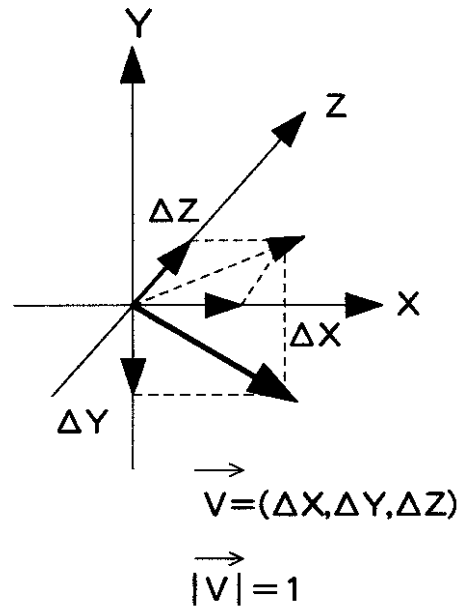
【 図 6 】



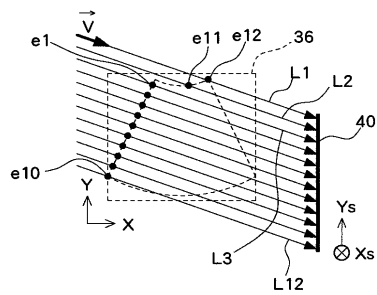
【図 7】



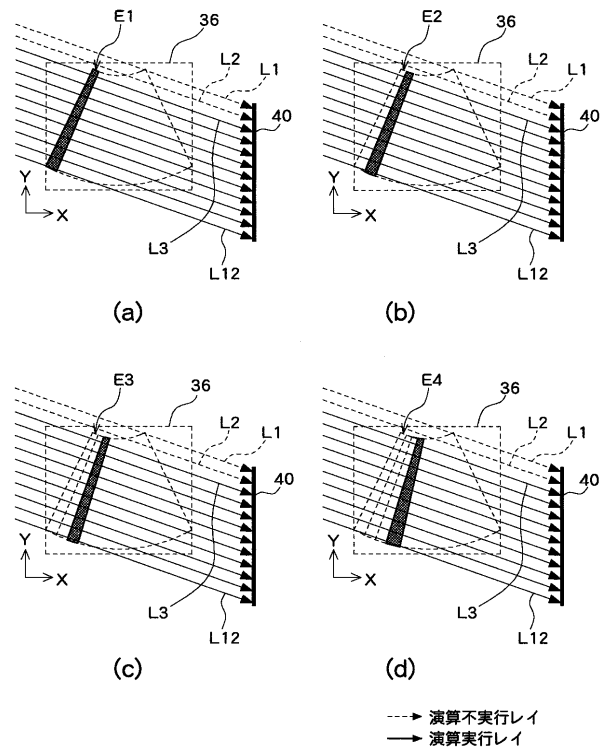
【図 8】



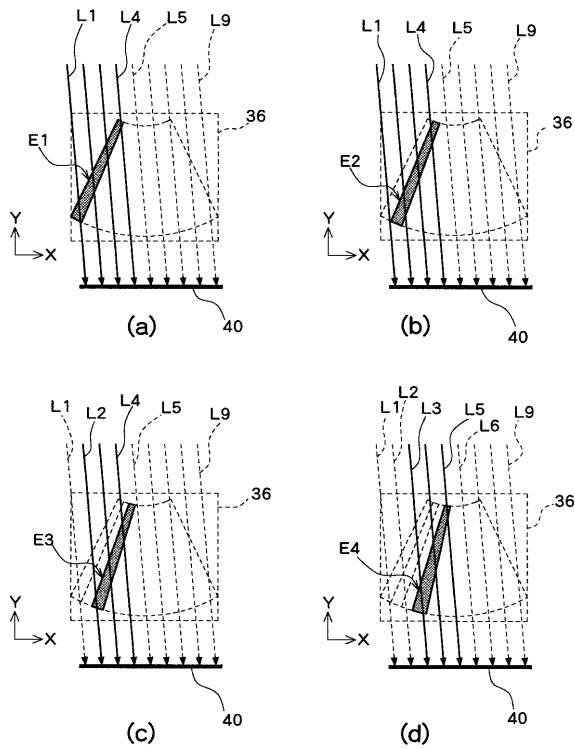
【図 9】



【図 10】

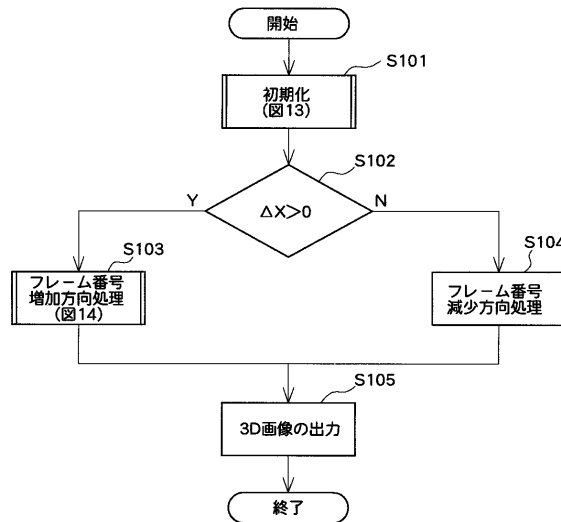


【図 1 1】

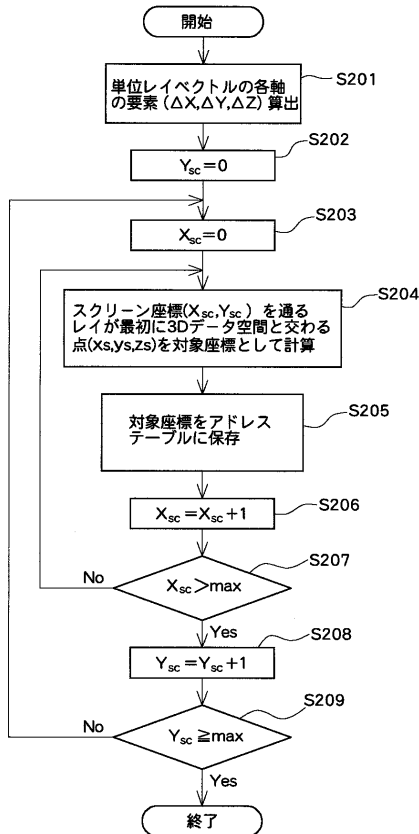


--- 演算不実行レイ
 → 演算実行レイ

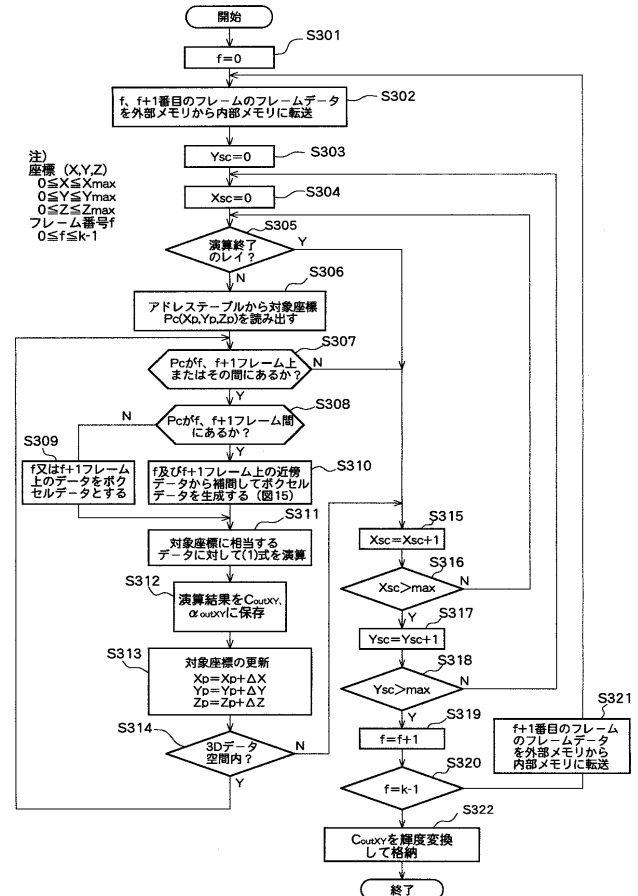
【図 1 2】



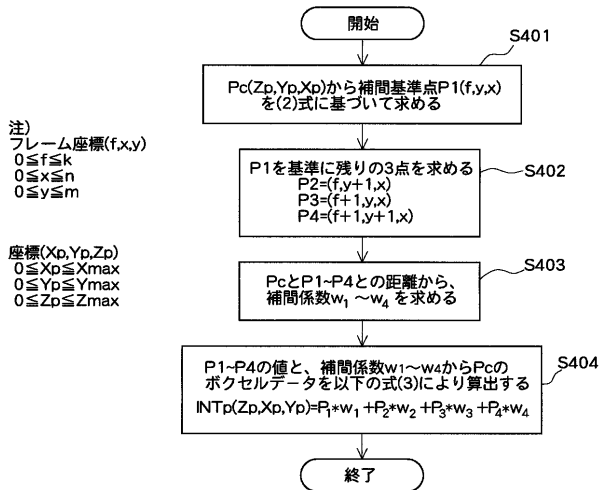
【図 1 3】



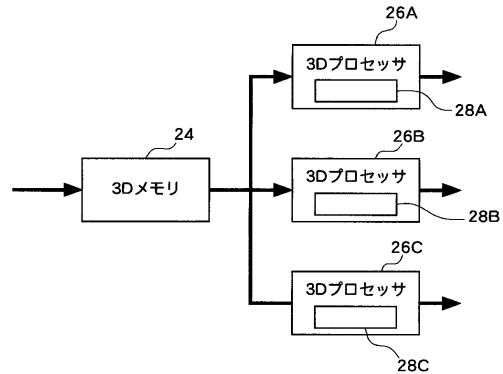
【図 1 4】



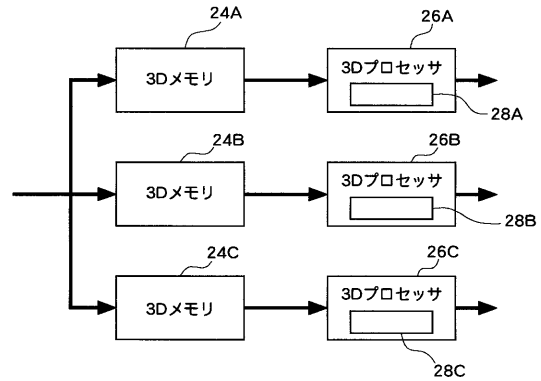
【図 15】



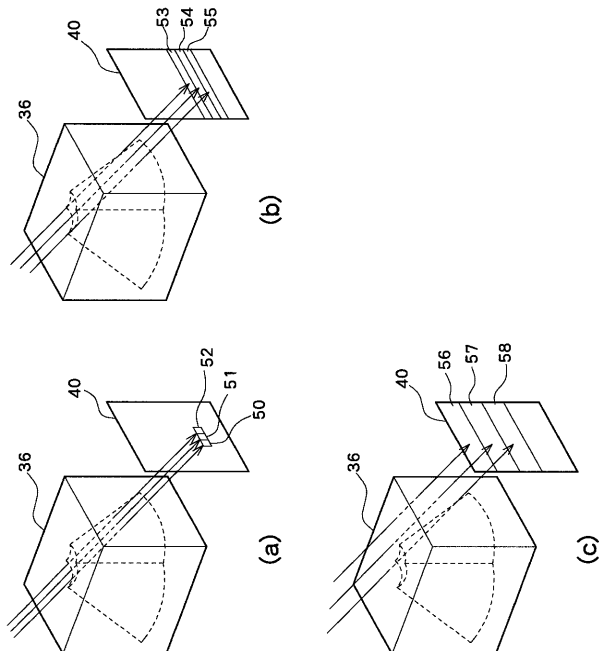
【図 16】



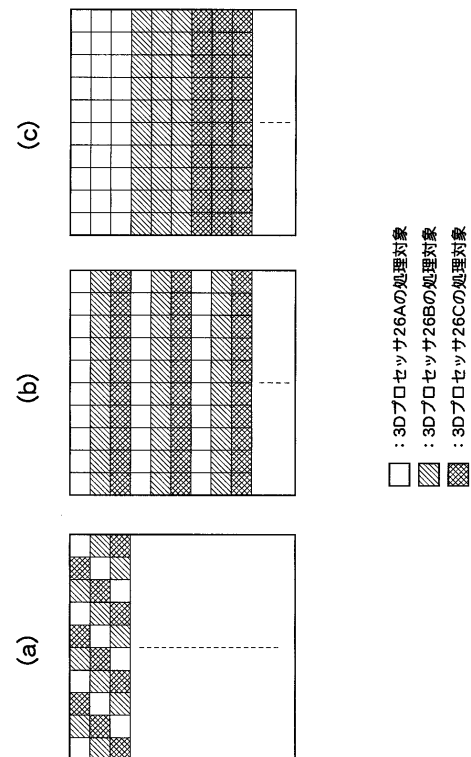
【図 17】



【図 18】



【図 19】



专利名称(译)	超声诊断设备和回波数据处理方法		
公开(公告)号	JP2005328957A	公开(公告)日	2005-12-02
申请号	JP2004148834	申请日	2004-05-19
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	赤羽睦弘		
发明人	赤羽 睦弘		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE07 4C601/JB55 4C601/JC02 4C601/JC26 4C601/JC29 4C601/KK22 4C601/LL02 4C601/LL06		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP4299187B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在数据从外部存储器传输到3D处理器以在超声诊断设备中执行体绘制操作的情况下，在不损害体绘制计算的情况下提高数据传输效率。回波数据存储在帧存储器中。回波数据以帧为基础传送到内部存储器28。3D处理器26确定可以针对每个数据传输进行体素计算的光线，通过内插处理从传输的回波数据获得关于光线的数据，并且执行体素计算直到可以执行体素计算的点。它被允许继续进行。The

