

(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2008-161289

(P2008-161289A)

(43) 公開日 平成20年7月17日(2008.7.17)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F1
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2006-351833 (P2006-351833)
(22) 出願日 平成18年12月27日(2006.12.27)

(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
(71) 出願人 594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 100081411
弁理士 三澤 正義
(72) 発明者 佐藤 武史
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
メディカルシステムズ株式会社内
(72) 発明者 大住 良太
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
メディカルシステムズ株式会社内
Fターム(参考) 4C601 DD03 DE03 JB57 JC02 JC03

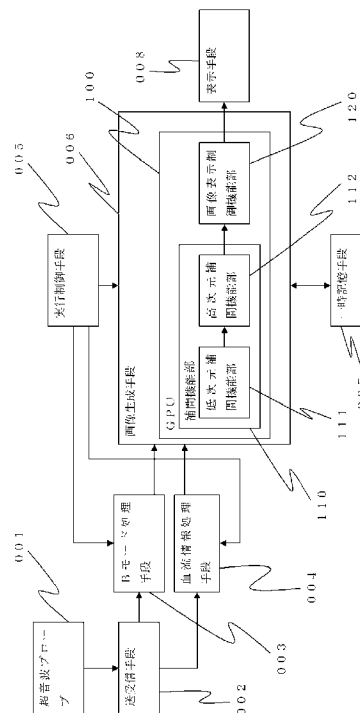
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】ハードウェア及びソフトウェアの両方を組み合わせて補間を行い、高画質な超音波画像を表示できる、超音波画像の処理用にプログラミングされたGPUを使用した超音波診断装置を提供する。

【解決手段】送受信手段002の受信したデータに基づいてBモードデータを発生するBモード処理手段003と、送受信手段002の受信したデータに基づいて血流情報を求める血流情報処理手段004と、Bモードデータ、又は血流情報に基づいて超音波画像を生成し表示手段に表示させる画像生成手段006とを備える超音波診断装置であって、画像生成手段006は、Bモードデータ又は血流情報を受信したデータの処理座標系から直交座標系に座標変換するために、取得したデータの補間を行う補間機能110と、補間され座標変換されたデータに基づく超音波画像を表示手段に表示させる画像表示制御機能120とを有する1つのGPUで構成される。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波プローブと、
前記超音波プローブを介して被検体を超音波で走査し、受信する送受信手段と、
前記送受信手段が受信したデータに基づいて B モードデータを発生する B モード処理手段と、
前記送受信手段の出力に基づいて血流の速度、分散、及びパワーを含む血流情報を求める血流情報処理手段と、
前記 B モードデータ、又は前記血流情報に基づいて超音波画像を生成し表示手段に表示させる画像生成手段と
を備える超音波診断装置であって、
前記画像生成手段は、
前記 B モードデータ又は前記血流情報を前記受信したデータの処理座標系から直交座標系に座標変換するために、取得したデータの補間を行う補間機能と、補間され座標変換されたデータに基づく超音波画像を表示手段に表示させる画像表示制御機能とを有する 1 つの GPU で構成される
ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記補間機能は、低次元の補間は GPU のハードウェア又は GPU のマイクロコードによって実行され、高次元の補間は GPU のプログラムにより実行される
ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 3】

前記 GPU は、低次元の補間を行う低次元補間機能部、高次元の補間を行う高次元補間機能部、及び超音波画像を表示手段に表示させる画像表示制御機能部から構成される
ことを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記補間機能は
操作者からの補間を行たためのフィルタをかける大きさであるカーネルサイズの入力を受けて、
前記ハードウェアにより、B モードデータ又は血流情報を基に 2×2 のバイリニア補間を行い、補間値を求め、
前記プログラムにより、該補間値及び所定の補間関数を基に入力されたカーネルサイズにおける補間値を求める
ことを特徴とする、請求項 1 乃至 3 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記画像生成手段は、前記血流情報である速度、分散、及びパワーの、座標変換及び補間を同時に処理し、前記血流情報に基づく超音波画像を生成する
ことを特徴とする、請求項 1 乃至 4 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記画像生成手段は、前記血流情報処理手段が求めた前記血流の速度、分散、及びパワーを要素とする複素数データを求め、該複素数データの補間値を算出した後、該補間値を基に個別の前記血流の速度、分散、及びパワーに変換することで、前記血流情報処理手段が求めた前記血流の速度、分散、及びパワーの補間値を求める
ことを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

40

【請求項 7】

前記画像生成手段は、
前記 B モードデータから生成した前記超音波画像、及び前記血流情報から生成した前記超音波画像を合成処理して表示させる
ことを特徴とする請求項 1 乃至 6 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

50

前記画像形成手段は、前記血流情報である速度、分散、及びパワーの、それぞれの座標変換及び補間処理を、G P Uが有する赤、青、又は緑のそれぞれの色を処理するための並列処理回路に対応させて同時に処理させることを特徴とする請求項1乃至7のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波をスキャンして得られた信号を補間し座標変換して表示する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブに内蔵された圧電振動子から被検体内への超音波の送受信を繰り返し、各種処理を行なうことにより被検体内の超音波画像により生体情報を得る装置である。この超音波を二次元面上で走査して構成される超音波画像をフレームという。また、1秒間に形成できる超音波画像の枚数をフレームレートという。超音波診断装置では、超音波断層法による診断と、超音波ドブラ法による診断とを行うことができる。

【0003】

超音波断層法による診断は、超音波で被検体内の断面を走査し、反射波信号の振幅を輝度に変換することにより、被検体の二次元断層像を得るものである。超音波断層法により得られた二次元断層像はBモード画像と呼ばれる。このBモード画像を作成する基となるデータをBモードデータという。

【0004】

また、超音波ドブラ法による診断は、超音波のドブラ効果を利用して被検体内の血流や組織の速度を計測したり、血流をカラーで2次元画像（以下、「カラードブラ像」というときがある。）として表示させたりする方法である。超音波ドブラ法のうち、特に血流速度を検出し、血流をカラーで表示させる方法はカラードブラ法と呼ばれる。

【0005】

ここで、受信した超音波信号を設定した速さ以上で動くものを抽出するMTI (Moving Target Indicator) フィルタを通した後、得られる複素数ドブラ信号を $x_1, x_2, x_3, \dots, x_N$ とすると、

パワーPは $P = |x_i|^2$

自己相関関数 C_1 は $C_1 = x_i^* x_{i+1}$ (ここで x^* は共役複素数である。)

速度Vは $V = \tan^{-1} C_1$

分散Tは $T = 1 - |C_1| / P$

と表わされる。

【0006】

さらに、超音波断層法により得られたBモード画像にカラードブラ法により得られたカラードブラ像を重ねて表示させる手法は、カラードブラ断層法と呼ばれる。

【0007】

このように、超音波診断装置では、圧電振動子によってほぼ定点から超音波ビームを所定の方向に偏向して送信及び受信を行い、その方向を順次変化させて超音波スキャンを行うことで、2次元断面内あるいは3次元空間内のデータを得る。そして、データを取得したときの座標系（この座標系は（走査方向、距離）の座標系である。以下、この座標系を「処理座標系」、座標を「処理座標」という。）による超音波スキャンを行って得られたサンプル点（図2（A）参照）から、画像表示用のモニタに表示するには、表示モニタの格子である直交座標系（図2（B）参照）に変換する必要がある。ここで、図2（A）は処理座標で表された超音波信号の図。図2（B）は変換する先となる直交座標の図である。そして、図2（C）は処理座標と直交座標を重ねた座標変換の概念図である。そして、図2（C）で重ね合わせて表わされているように、座標変換により処理座標の点を直交座

10

20

30

40

50

標の点として表す必要がある。

【0008】

これらの、超音波診断装置における座標変換及び補間の処理は、従来は、DSC (Digital Scan Converter) と呼ばれる専用のハードウェアで行われてきた (例えば、特許文献1参照。)。以下、DSCで行われてきた補間処理について説明する。

【0009】

Bモードデータ、又は血流情報である血流の速度、分散、及びパワーの各データ (以下、これらのデータを区別しない場合には、いずれか一つ又は複数のデータを超音波データということがある。) の補間の場合、バイリニア補間を行う。例えば、カーネルサイズ (カーネルサイズとは、補間を行うためのフィルタをかける大きさをいう。ここでは、フィルタは、いわば平均化する程度を表わし、その平均化の程度は補間点の数に依存する。) が 2×2 のバイリニア補間の場合、4点をX又はY方向の2組に分けその組の間を通常の比例で補間 (リニア補間) し、その補間により求めた2点を用いてさらにリニア補間することで元の4点間の補間を行う方法である。言い換えれば、隣接する4点のデータをA, B, C, Dとした場合に、 $(1 - \alpha) \{ (1 - \beta) A + \beta B \} + \alpha \{ (1 - \beta) C + \beta D \}$ という式で補間値を計算する方法である。ここで、 α 及び β は処理座標における距離方向及び方位方向 (X及びY) の補間中心からのズレの割合である。

10

【0010】

さらに、カーネルサイズ 2×4 の補間の場合の補間処理を、Bモード画像を生成する場合で説明する。図4はBモードデータの補間を説明するための図であり、この図はテクスチャーと呼ばれる。図4 (A) は処理座標における取得したBモードデータを表わす図である。図4 (B) は変換する先の直交座標を表わす図である。図4 (C) は処理座標系における取得したBモードデータを拡大した図である。図4 (A) に示される取得したBモードデータの処理座標と、図4 (B) に示される変換する先の直交座標の情報を参照し、処理座標から直交座標へ変換するために対応する頂点を一時記憶手段に記憶させる。すなわち、 $(0, 0)$ と (x_0, y_0) の対応、 $(0, 1)$ と (x_0, y_0) の対応、 $(1, 0)$ と (x_1, y_1) の対応、 $(1, 1)$ と (x_2, y_2) の対応といった組み合わせである。ここで、Bモードデータの処理座標は、図4 (A) に示すように走査方向 (v) を縦軸に、距離 (u) を横軸に採ったグラフで表わされている。また、変換後の直交座標は、図4 (B) に示すように横軸をX座標、縦軸をY座標としたグラフで表わされている。

20

30

【0011】

ここで、補間する点として直交座標系における (x, y) を抽出した場合を考える。次に、直交座標系の点 (x, y) に対応した処理座標系の点 (u, v) を算出する。

【0012】

点 (u, v) を受けて、カーネルサイズ 2×4 を基に、切捨てによって (u, v) に対応する、図4 (A) に示すオリジナルのサンプル点、 $A_1, A_2, B_1, B_2, C_1, C_2, D_1, D_2$ を得る。図4 (C) に示すように、各サンプル点は 2×4 の列となっている。ここで、図4は本発明に係る超音波診断装置による補間を説明するための図である。図4 (C) に示すように、 B_1 と C_1 との距離を1としたとき、 (u, v) と B_1 と B_2 を結ぶ線までの割合は d_v であり、 A_1 と A_2 の距離を1としたとき、 (u, v) と A_1 と D_1 を結ぶ線までの割合は d_u であるとする。

40

【0013】

次に、 A_1 と A_2 、 B_1 と B_2 、 C_1 と C_2 、 D_1 と D_2 の間の割合 d_u の位置にある点のカーネルサイズ 2×2 のバイリニア補間を行う。ここで、各補間点においてv軸方向の値はそれぞれ A_1, B_1, C_1, D_1 と同じであるので、この 2×2 の補間は2点間の補間と等価になる。すなわち、低次元補間機能部111は、補間値として $(1 - d_u) A_1 + d_u A_2$ 、 $(1 - d_u) B_1 + d_u B_2$ 、 $(1 - d_u) C_1 + d_u C_2$ 、 $(1 - d_u) D_1 + d_u D_2$ を算出する。この得られた補間値を図4 (C) に示すように A_3, B_3, C_3, D_3 とする。

50

【0014】

次に、補間値 A_3 , B_3 , C_3 , D_3 、及び補間関数 $f(x)$ からの補間係数の算出を説明する。図5は補間関数からの補間係数の算出を説明するための図である。補間関数 $f(x)$ は粗から密までの精細さを表わす関数である。ここでは、補間関数 $f(x)$ は精細な画像を得るための補間関数であるとする。そのため、図5に示すように $f(x)$ は、前述の 2×2 のバイリニア補間で算出した4点の補間値の中間点の x 座標を0とした時に、 y 座標が0になるような関数として与えられている。例えば、図5に示す、点501、点502、点503、及び点504は補間点とサンプル点と一致した場合を表わしている。そして、補間点とサンプル点一致していない場合、実際に補間したい点 (u, v) から B_3 までの割合は dv であるので、 (u, v) の x 座標を0となるように持ってきたとき、すなわち、点509が (u, v) にあたるように、点501を点505に、点502を点506に、点503を点507に、点504を点508に、距離511を移動させた4点の y 座標の値が求められる。この y 座標の値は、図5に示すように、それぞれ、 a , b , c , d と算出される、この値が補間係数となる。

10

【0015】

求めた補間係数をもとに、 A_1 , A_2 , B_1 , B_2 , C_1 , C_2 , D_1 , D_2 による (u, v) の補間値を算出する。この補間値は[式1]で求められる。

[式1]

$$a((1-du)A_1 + duA_2) + b((1-du)B_1 + duB_2) + c((1-du)C_1 + duC_2) + d((1-du)D_1 + duD_2)$$

20

du : 距離方向の補間中心からのズレ

a, b, c, d : 方位方向の4点の補間係数

【0016】

また、画像表示を行うためにはGPU (Graphics Processing Unit) を使用する。近年のGPUは、座標変換の機能もサポートしており、この機能を使用することで、CPUの座標変換による負荷を軽減することが可能である。しかし、GPUでサポートされている補間機能は、最大でもカーネルサイズが 2×2 のバイリニア補間である。

【0017】

【特許文献1】特開平11-9603号公報

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0018】

しかし、DSCで補間処理や座標変換の処理を行うためには、専用のハードウェアを作成する必要があり、開発及び生産のコストが掛かるし、さらに、ハードウェアでの処理では開発時に埋め込まれた処理しか行えず、後から処理内容の変更や新しい処理への対応を行う場合には、再度専用のハードウェアを作る必要がある。

【0019】

この点、近年はCPU (Central Processing Unit) の処理速度が向上して、DSCと同等の処理を全て、ソフトウェアを用いてCPUにより処理させる方法も考案されている。しかし、フレームレートが毎秒60フレームの画像などをCPUで変換して表示する処理は、CPUには負荷が大きく、表示以外の処理の応答性が遅くなったり、表示画像が欠落したりする問題が発生する。

40

【0020】

また、超音波診断装置ではより高画質な画像が求められるため、高次のカーネルサイズで補間を行う必要があり、最低でも 2×4 のカーネルサイズが必要である。この点、超音波診断装置では、 2×2 のカーネルサイズによる補間と 2×4 のカーネルサイズによる補間では、画質差が明らかである。したがって、一般的なGPUでの処理では必要とされる画像を作成することが困難である。ここで、GPUとは、画像表示機能、シェーディング機能や補間機能といった演算機能を有する画像処理チップである。

50

【 0 0 2 1 】

さらに、血流信号（カラードブラ像）の速度信号を補間する場合には、折り返し（エイリアシング）を考慮する必要がある。この折り返しとは、速度信号を表わすスペクトラム成分が、データを取得するためのサンプリングパルスの繰返し周波数の半分、すなわちナイキスト周波数を超えた場合に、スペクトラム成分が負の方向の流れとして観測される現象をいう。図3は折り返しを説明するための図であり、図3（A）は血流の流れ及び超音波信号を表わす図であり、図3（B）は超音波信号と色との関係を表わすためのグラフである。そして、図3（B）は縦軸に速度とそれに対応する色を表わしたグラフであり、中間値310を0とし最高速度（値309）を127として、最低スピード（値311）を-128とする。例えば、図3に示すように、血液301が矢印300方向に流れている場合を考える。血液301における点302は速度100の赤で表現される点304で表わされ、血液301における点303は速度-100の青で表現される点305で表わされる。ここで、点305は折り返しのために逆方向の血流として表わされている。ここで通常の補間を行うと、点304と点305の補間となり、速度0の黒で表現される点306になってしまう。しかし、実際には、折り返し現象によって速度が100（赤）から-100（青）に変化しているのであり、期待される補間値は-128（青）の点307である。このような特殊な補間は一般的なGPUの機能では実現困難である。

10

【 0 0 2 2 】

また、超音波診断装置における画像処理には、組織像（Bモード像）と血流像（カラードブラ像）を所定の論理で合成して1枚の画像にする処理も必要である。しかし、この合成理論はBモード像及びカラードブラ像の両者の値によって変化する場合があり、一般的なGPUに搭載されているアルファブレンディングといった単純に画像を重ね合わせる機能では実現が困難である。

20

【 0 0 2 3 】

しかし、初期のGPUアーキテクチャでは、GPUの開発時に埋め込まれたグラフィクス処理しかできなかったが、近年のプログラマブルGPUアーキテクチャでは、システムをアップデートすることにより、新しく開発された技術を即時に適用可能である。これにより、最新の技術を適用したグラフィクス処理を早期に使用することができる。

【 0 0 2 4 】

この発明は、このような事情に鑑みてなされたもので、ハードウェア及びソフトウェアの両方を組み合わせて補間を行い、高画質な超音波画像を表示できる、超音波画像の処理用にプログラミング可能なGPUを使用した超音波診断装置を提供することを目的としている。

30

【 0 0 2 5 】

さらに、速度、分散、パワーを複素数データとして扱い、計算することで、血流の速度情報における折り返しの対策が容易に行える超音波診断装置を提供することを目的としている。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 2 6 】

上記目的を達成するために、請求項1に記載の超音波診断装置は、超音波プローブと、前記超音波プローブを介して被検体を超音波で走査し、受信する送受信手段と、前記送受信手段が受信したデータに基づいてBモードデータを発生するBモード処理手段と、前記送受信手段の出力に基づいて血流の速度、分散、及びパワーを含む血流情報を求める血流情報処理手段と、前記Bモードデータ、又は前記血流情報に基づいて超音波画像を生成し表示手段に表示させる画像生成手段とを備える超音波診断装置であって、前記画像生成手段は、前記Bモードデータ又は前記血流情報を前記受信したデータの処理座標系から直交座標系に座標変換するために、取得したデータの補間を行う補間機能と、補間され座標変換されたデータに基づく超音波画像を表示手段に表示させる画像表示制御機能とを有する1つのGPUで構成されることを特徴とするものである。

40

【 発明の効果 】

50

【 0 0 2 7 】

請求項 1 に記載の超音波診断装置によると、超音波信号を直交座標系に表示するための補間の基礎的な一部をハードウェアで行うことにより、速い処理を行わせ、さらに一部をプログラムで行うので、このプログラムをプログラミングすることで様々な補間関数のもとで補間を行うことができる。これにより、補間処理を行う専用のハードウェアを開発する必要がなくなり、コストを削減することができ、さらに処理内容の変更や新しい処理への対応が容易となる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 8 】

〔 第 1 の実施形態 〕

以下、この発明の第 1 の実施形態に係る超音波診断装置について説明する。図 1 は本発明に係る超音波診断装置の機能を表すブロック図である。ここで、図 1 における、B モード処理手段 0 0 3、血流情報処理手段 0 0 4、及び実行制御手段 0 0 5 は CPU で構成されている。また、画像生成手段 0 0 6 は GPU 1 0 0 で構成されており、この GPU 1 0 0 は、処理座標から直交座標への座標変換のための補間を行う補間機能部 1 1 0、及び画像表示制御機能部 1 2 0 を有する。さらに、補間機能部 1 1 0 は低次元補間機能部 1 1 1 と高次元補間機能部 1 1 2 の 2 つの機能を有する。ここで、低次元補間機能部 1 1 1 とはハードウェアあるいは GPU 1 0 0 内のマイクロコードにより超音波データの補間の基礎的な部分の演算を行うものであり、高次元補間機能部 1 1 2 とはあらかじめプログラミングされたシェーディング処理を行うプログラムによりハードウェアによって演算された値を用いてより高次の補間を行うものである。このシェーディング処理とは一般的には画像の変形、移動、及び色の効果の処理であり、本発明では、補間及び座標変換を行うことを主たる処理とするものである。本発明に係る超音波診断装置では、実際は実行制御手段 0 0 5 により全体の制御が行われているが、以下では説明の都合上、各手段が直接情報のやり取りを行っているように説明することがある。

【 0 0 2 9 】

送受信手段 0 0 2 は、超音波プローブ 0 0 1 を介し受信した超音波信号を、B モード処理手段 0 0 3 及び血流情報処理手段 0 0 4 に送る。

【 0 0 3 0 】

B モード処理手段 0 0 3 は、取得した超音波信号を、B モードデータに変換する。ここで、B モードデータとして得られるデータは、走査方向及び距離の座標で表される位置における強度の情報を持つ。

【 0 0 3 1 】

次に、B モード処理手段 0 0 3 は、得られた B モードデータを画像生成手段 0 0 6 に送る。

【 0 0 3 2 】

血流情報処理手段 0 0 4 は、取得した超音波信号を、血流情報である、速度、分散、及びパワーのデータに変換する。ここで、血流情報として得られるデータは、背景技術で説明したように、検出した超音波信号から得られる複素ドブラ信号を基に、算出されたものである。

【 0 0 3 3 】

次に、血流情報処理手段 0 0 4 は、得られた血流情報である、速度、分散、及びパワーのデータを画像生成手段 0 0 6 に送る。

【 0 0 3 4 】

以下、B モード処理手段 0 0 3 及び血流情報処理手段 0 0 4 から画像生成手段 0 0 6 に送られてきた、画像処理を行っていないデータを、オリジナルのデータということがある。

【 0 0 3 5 】

実行制御手段 0 0 5 は、操作者により入力されたカーネルサイズ及び補間関数を画像生成手段 0 0 6 に送る。ここでは、カーネルサイズを 2×4 、補間関数を $f(x)$ としたと

10

20

30

40

50

する。

【 0 0 3 6 】

画像生成手段 0 0 6 は、受けた B モードデータ又は血流情報である、速度、分散、及びパワーのデータを一時記憶手段 0 0 7 に記憶させる。そして、一時記憶手段 0 0 7 に記憶させたデータを基に、B モードデータ又は血流情報である、速度、分散、及びパワーのデータを表示手段 0 0 8 に表示させるため、座標変換及び補間を行う。以下、B モードデータの場合と、血流情報の場合に分けて、画像生成手段 0 0 6 による座標変換、補間、及び画像表示を詳細に説明する。

【 0 0 3 7 】

〔 B モードデータの場合 〕

G P U 1 0 0 は、図 4 (A) に示される受けた B モードデータの処理座標にある位置情報と、図 4 (B) に示される変換したい直交座標の情報を参照し、B モードデータ位置情報から直交座標へ変換するために対応する頂点を一時記憶手段 0 0 7 に記憶させる。

【 0 0 3 8 】

G P U 1 0 0 は補間する点を抽出する。ここでは、補間する点として直交座標系における (x, y) を抽出した場合を考える。次に、G P U 1 0 0 は、直交座標系の点 (x, y) に対応した処理座標系の点 (u, v) を算出する。

【 0 0 3 9 】

実行制御手段 0 0 5 は、 2×4 のカーネルサイズを実行するための第 1 ステップとして、低次元補間機能部 1 1 1 に対して以下の制御を行う。

【 0 0 4 0 】

低次元補間機能部 1 1 1 は、点 (u, v) を受けて、切捨てによって (u, v) に対応する、図 4 (A) に示すオリジナルのデータのうちのサンプル点、 $A_1, A_2, B_1, B_2, C_1, C_3, D_1, D_2$ を得る。図 4 (C) に示すように、 (u, v) と $B_1 B_2$ を結ぶ線までの B_1 と C_1 との距離を 1 としたときの割合を d_v とし、 (u, v) と $A_1 D_1$ を結ぶ線までの A_1 と A_2 の距離を 1 としたときの割合を d_u とする。

【 0 0 4 1 】

低次元補間機能部 1 1 1 は、 $d_v = 0$ として、 A_1 と A_2 、 B_1 と B_2 、 C_1 と C_2 、 D_1 と D_2 の間の割合 d_u の位置にある点のカーネルサイズ 2×2 のバイリニア補間を行う。ここで、各補間点は v 軸方向の値はそれぞれ A_1, B_1, C_1, D_1 と同じであるので、この 2×2 の補間は 2 点間の補間と等価になる。すなわち、低次元補間機能部 1 1 1 は、補間値として $A_3 = (1 - d_u) A_1 + d_u A_2$ 、 $(1 - d_u) B_3 = B_1 + d_u B_2$ 、 $C_3 = (1 - d_u) C_1 + d_u C_2$ 、 $D_3 = (1 - d_u) D_1 + d_u D_2$ を算出する。

【 0 0 4 2 】

低次元補間機能部 1 1 1 は、算出した補間値 A_3, B_3, C_3, D_3 を高次元補間機能部 1 1 2 に送る。

【 0 0 4 3 】

高次元補間機能部 1 1 2 は、実行制御手段 0 0 5 から補間関数 f を受け、低次元補間機能部 1 1 1 で算出された 4 点の補間値それぞれの補間係数 a, b, c, d を求める。ここで、補間関数 f は d_v の関数であり、 $(a, b, c, d) = f(d_v)$ と表わされる。

【 0 0 4 4 】

高次元補間機能部 1 1 2 は、求めた補間係数をもとに、補間値を算出する。この補間値は $a A_3 + b B_3 + c C_3 + d D_3$ として求められる。

【 0 0 4 5 】

高次元補間機能部 1 1 2 は、算出した補間値を画像表示制御機能部 1 2 0 に送る。

【 0 0 4 6 】

画像表示制御機能部 1 2 0 は、L U T (L o o k U p T a b l e) を使用して、補間値のデータに基づき、表示する色及び階調の R G B データに変換し、表示手段 0 0 8 における直交座標系の点 (x, y) に該 R G B データを表示させる。

10

20

30

40

50

【0047】

画像生成手段006は、必要な点の数だけ上記補間作業をおこない、取得したBモードデータに基づくBモード画像を表示手段008に表示させる。

【0048】

〔血流情報の場合〕

GPU100は、LUTを使用して、血流情報である速度(V)、分散(T)、及びパワー(P)から次式を用いて実数項Re、虚数項Imをもつ複素数データを求める。

$$Re = ((255 - T) / 2) \cos(V / 128)$$

$$Im = ((255 - T) / 2) \sin(V / 128)$$

ここで、係数は、8ビットの信号を使用して処理を行っていることから、この値を用いているが、この係数は使用する信号により変化するものであり、この値に限るものではない。

10

【0049】

GPU100は、補間機能部110により、このRe、Im、及びPの3つの値からなるデータを、ReをX軸、ImをY軸に表わした処理座標から直交座標に変換するための補間を行い、補間値を求める。この補間方法はBモードデータの場合に説明した方法と同じ方法でRe、Im、Pに対しそれぞれ行われる。

【0050】

前記補間されたReとImの同じ位置の値を取って複素数 $Re + jIm$ を考えると、その偏角が補間された速度となる。図8に示すように、折り返し速度付近の2つのベクトルaとベクトルbの補間ベクトルはベクトルcとなり、図3に示す補間とほぼ同等の結果が得られる。ここで、図8は複素数を用いた血流速度の補間方法を説明するための図である。さらに、上記Re、及びImを参照すると、この補間では、 $1 - T = |C_1| / P$ という関数で補間が行われることになる。そして、背景技術で説明したように $P = |x_i|^2$ 、 $C_1 = x_i * x_{i+1}$ として表わされるため、 C_1 が大きくなればPも大きくなる。すなわち、 $1 - T$ はある程度の大きさで押さえられるため、ダイナミックレンジが押さえられ、補間処理を容易にすることができる。

20

【0051】

また、GPU100は、補間機能部110により、フレームの補間を行うことができる。フレームの補間とは、フレームレートが遅くなりがちなカラードブラ像の時間的な見たい目をスムーズに見せるために、実際にスキャンし生成したカラードブラ像の間に補間フレームを挿入して見せるものである。この補間処理もRe、Im、Pの値を利用して行う。この補間処理は2フレーム間の線形補間で行う。さらに、補間機能部110は、求めたRe、Imの補間値を基に、速度(V)、分散(T)、及びパワー(P)の補間値を求める。

30

【0052】

次に、GPU100は、オリジナルのデータ及び補間したデータの色づけ処理を行う。これは求めたデータを可視化する処理である。この処理は、カラードブラ像で表示する情報(以下、「表示モード」という。)が、速度(V)、分散(T)、及びパワー(P)のうちどの情報かによって変わってくる。

40

【0053】

カラードブラ像の表示モードが、速度(V)及び分散(T)の場合は、GPU100は、以下の式によってRe、ImからV、Tを計算する。

$$V = (128 /) \operatorname{atan} 2(im, Re)$$

$$T = 255 - 2 (Re^2 + Im^2)$$

$$P = (1 - |C_1|) / T$$

ここで、 $\operatorname{atan} 2$ は - ~ の範囲で角度を求める $\operatorname{arctangent}$ 関数である。

【0054】

以上のような補間処理によって得られた補間速度は、従来の折り返し対策補間による速度と画像上で識別困難な程度に近似しているため、この補間処理は十分な精度を持つとい

50

える。

【 0 0 5 5 】

次に GPU 1 0 0 は、画像表示制御機能部 1 2 0 により、得られた速度 (V) , 分散 (T) を LUT を使用して、色及び階調の RGB に変換し、表示手段 0 0 8 に表示させる。

【 0 0 5 6 】

カラードブラ像の表示モードが、パワー (P) の場合はオリジナルのパワー値又は補間したパワー (P) 値によって決定される。そして、GPU 1 0 0 は、画像表示制御手段 1 2 0 により、LUT を使用して、パワー (P) を色及び階調の RGB に変換し、表示手段 0 0 8 に表示させる。

【 0 0 5 7 】

以上のように、カラードブラ像を作成する場合には、補間処理は、速度 (V) 、分散 (T) 、パワー (P) という 3 つのデータの補間処理を行う必要がある。そして、GPU 1 0 0 の画像表示制御機能部 1 2 0 は、画像表示の処理において、赤、青、緑、アルファといった 4 つのデータを並列に処理することができる並列回路を有する。したがって、赤、青、緑の色を処理する 3 つの並列な処理回路でそれぞれ速度 (V) 、分散 (T) , パワー (P) という 3 つのデータを処理することにより、補間処理を並列に処理する構成にしてもよい。

【 0 0 5 8 】

次に、本実施形態に係る超音波画像の形成の流れを、図 6 を参照して説明する。ここで、図 6 は本実施形態に係る超音波画像の形成のフローチャートである。

【 0 0 5 9 】

ステップ S 0 0 1 : 操作者がカーネルサイズ及び補間関数を入力する。

【 0 0 6 0 】

ステップ S 0 0 2 : 送受信手段 0 0 2 は、超音波プローブ 0 0 1 を介して受けた超音波信号を、B モード処理手段 0 0 3 及び血流情報処理手段 0 0 4 に送る。

【 0 0 6 1 】

(B モード処理)

ステップ S 0 0 3 : 低次元補間機能部 1 1 1 は、送られてきた B モードデータを一時記憶手段 0 0 7 に記憶させ、入力されたカーネルサイズを参照し、一時記憶手段 0 0 7 の B モードデータを基に 2×2 の補間を行い、その補間値を高次元補間機能部 1 1 2 に送る。

【 0 0 6 2 】

ステップ S 0 0 4 : 高次元補間機能部 1 1 2 は、補間関数を参照し補間係数を算出し、該補間係数を用いて 2×2 より次元の高い補間を行い、補間手段 1 1 0 は該補間値及びそのまま使用するオリジナルのデータを画像表示制御手段 1 2 0 に送る。

【 0 0 6 3 】

(血流情報処理)

ステップ S 0 0 5 : GPU 1 0 0 は、送られてきた血流情報である速度 (V) 、分散 (T) 、パワー (P) のデータを一時記憶手段 0 0 7 に記憶させ、該データを基に Re、Im を求める。

【 0 0 6 4 】

ステップ S 0 0 6 : 低次元補間手段 1 1 1 は、入力されたカーネルサイズを参照し、求めた Re、Im を基に 2×2 の補間を行い、その補間値を高次元補間機能部 1 1 2 に送る。

【 0 0 6 5 】

ステップ S 0 0 7 : 高次元補間機能部 1 1 2 は、補間関数を参照し補間係数を算出し、該補間係数を用いて 2×2 より次元の高い補間、例えば 2×4 の補間を行う。

【 0 0 6 6 】

ステップ S 0 0 8 : 補間機能部 1 1 0 は、フレーム補間を行う。

【 0 0 6 7 】

ステップ S 0 0 9 : 補間機能部 1 1 0 は、Re、Im の補間値を基に、速度 (V) 、分

10

20

30

40

50

散 (T)、及びパワー (P) の補間値を求め、該補間値のデータ及びそのまま使用するオリジナルのデータを画像表示制御手段 1 2 0 に送る。

【 0 0 6 8 】

(B モード処理及び血流情報処理)

ステップ S 0 1 0 : 画像表示制御手段 1 2 0 は、L U T を使用して、送られてきたデータを R G B に変換する。

【 0 0 6 9 】

ステップ S 0 1 1 : 画像表示制御手段 1 2 0 は、変換した R G B の値を基に、表示手段 0 0 8 に画像を表示させる。

【 0 0 7 0 】

以上のように、本発明に係る超音波診断装置では、通常の G P U を用いて、カーネルサイズ 2 × 2 までの補間を低次元補間機能部 1 1 1 を使用してハードウェアあるいは G P U のマイクロコードにより高速に行い、その補間値をもとにカーネルサイズ 2 × 4 の補間を高次元補間機能部 1 1 2 を使用してプログラムで行うことができる。これにより、コストを削減できるとともに、処理内容の更新や新しい処理への対応が容易となる。

【 0 0 7 1 】

〔 第 2 の実施形態 〕

以下、この発明の第 2 の実施形態に係る超音波診断装置について説明する。本実施形態における超音波診断装置は、第 1 の実施形態において、生成した B モード画像とカラードプラ像との合成処理を行い、重ねて表示するようにしたものである。そこで、B モード画像とカラードプラ像の合成処理について説明する。ここで、本実施形態における超音波診断装置も図 1 に示す機能ブロックを有する。そして、合成処理は G P U 1 0 0 で行われる。

【 0 0 7 2 】

G P U 1 0 0 の画像表示制御機能部 1 2 0 は、赤、青、緑、アルファという 4 つの並列な処理回路を有する。そして、通常の処理回路の使用方法としては、G P U 1 0 0 は、前 3 つの処理回路で色を処理し、アルファの処理回路で不透明度を処理している。本発明では、G P U 1 0 0 は、B モード画像の作成やカラードプラ像の作成に使用する処理回路として赤、青、緑を処理する処理回路を用いているので、アルファデータを処理する回路は使用していない。そこで、本実施形態の超音波診断装置では、あらかじめ閾値情報が G P U 1 0 0 における画像表示制御機能部 1 2 0 の前述の赤、青、緑、アルファという 4 つの並列な処理回路のうち、アルファのデータを処理する回路に、画像条件に合わせた閾値情報を記憶させておく。

【 0 0 7 3 】

この閾値情報とは、B モードデータが一定値以下又は一定値以上の時には B モード画像を表示しない、血流情報の値がある一定値以下又は一定値以上の時にはカラードプラ像を表示しないなどの処理を行うための、一定値を指す。これは、例えば、心臓の超音波画像を生成する場合は、B モードデータの値の輝度が高い場合にはそこには心臓の壁があり血流はないはずなので、その部分の血流情報はノイズと認められるため、カラードプラ画像を消す必要がある。また、腹の超音波画像を生成する場合には、血流の情報が重要であり、血流がある一定以上であれば、無条件に血流を表示する必要がある、ある一定以下であればノイズとして消去する必要がある。さらに、パワー値が低い値の場合にはノイズである可能性が高いので、カラードプラ像を表示しないようにする必要がある。このように重ね合わせるときには、様々な条件によって、合成処理を行う必要があるため、その画像条件及び閾値情報を記憶させておく必要がある。

【 0 0 7 4 】

G P U 1 0 0 の画像制御表示機能 1 2 0 は、高次元補間機能部 1 1 2 から B モードデータ及び血流情報である速度 (V)、分散 (T)、及びパワー (P) のデータを受け、アルファデータを処理する回路に記憶している画像条件及び閾値情報を参照し、各点でどちらのデータを表示するかを決定していく。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 5 】

画像制御表示機能 1 2 0 は、受けた B モードデータ及び血流情報である速度 (V)、分散 (T)、及びパワー (P) のデータ、及び各点におけるどちらのデータを表示するかの決定を基に、L U T を使用して、表示する色及び階調の R G B データに変換し、表示手段 0 0 8 に B モード画像とカラードブラ像を合成処理した画像を表示させる。

【 0 0 7 6 】

以上では、B モード画像又はカラードブラ像のどちらかを優先して表示させる場合で説明したが、これは一定の条件で両方を表示する構成にしてもよい。例えば、B モードデータと血流情報のうちの 1 つのデータ (ここでは、速度 (V) を考える。) によって、速度 (V) のデータに重ねて B モードデータが半透明で見えるような表示をするには、画像表示制御機能 1 1 2 は、B モードデータと速度 (V) のデータの両方をアルファデータの処理回路に送り、B モードデータをどのくらいの透明度にするかを算出して合成処理した後、L U T を使用して R G B データに変換し、表示手段 0 0 8 に表示させる。

10

【 0 0 7 7 】

次に、本実施形態に係る超音波画像の形成の流れを、図 7 を参照して説明する。ここで、図 7 は本実施形態に係る超音波画像の形成のフローチャートである。

【 0 0 7 8 】

ステップ S 1 0 1 : 操作者がカーネルサイズ及び補間関数を入力する。

【 0 0 7 9 】

ステップ S 1 0 2 : 送受信手段 0 0 2 は、超音波プローブ 0 0 1 を介して受けた超音波信号を、B モード処理手段 0 0 3 及び血流情報処理手段 0 0 4 に送る。

20

【 0 0 8 0 】

(B モード処理)

ステップ S 1 0 3 : 低次元補間機能部 1 1 1 は、送られてきた B モードデータを一時記憶手段 0 0 7 に記憶させ、入力されたカーネルサイズを参照し、一時記憶手段 0 0 7 の B モードデータを基に 2×2 の補間を行い、その補間値を高次元補間機能部 1 1 2 に送る。

【 0 0 8 1 】

ステップ S 1 0 4 : 高次元補間機能部 1 1 2 は、補間関数を参照し補間係数を算出し、該補間係数を用いて 2×2 より次元の高い補間を行い、補間手段 1 1 0 は該補間値及びそのまま使用するオリジナルのデータを画像表示制御手段 1 2 0 に送る。

30

【 0 0 8 2 】

(血流情報処理)

ステップ S 1 0 5 : G P U 1 0 0 は、送られてきた血流情報である速度 (V)、分散 (T)、及びパワー (P) のデータを一時記憶手段 0 0 7 に記憶させ、該データを基に R e、I m を求める。

【 0 0 8 3 】

ステップ S 1 0 6 : 低次元補間手段 1 1 1 は、入力されたカーネルサイズを参照し、求めた R e、I m を基に 2×2 の補間を行い、その補間値を高次元補間機能部 1 1 2 に送る。

【 0 0 8 4 】

ステップ S 1 0 7 : 高次元補間機能部 1 1 2 は、補間関数を参照し補間係数を算出し、該補間係数を用いて 2×2 より次元の高い補間を行う。

40

【 0 0 8 5 】

ステップ S 1 0 8 : 補間機能部 1 1 0 は、フレーム補間を行う。

【 0 0 8 6 】

ステップ S 1 0 9 : 補間機能部 1 1 0 は、R e、I m の補間値を基に、速度 (V)、分散 (T)、及びパワー (P) の補間値を求め、該補間値のデータ及びそのまま使用するオリジナルのデータを画像表示制御手段 1 2 0 に送る。

【 0 0 8 7 】

(B モード処理及び血流情報処理)

50

ステップ S 1 1 0 : 画像表示制御手段 1 2 0 は、アルファデータの処理回路に記憶されている画像条件及び閾値情報を基に、表示するデータを決定する。

【 0 0 8 8 】

ステップ S 1 1 1 : 画像表示制御手段 1 2 0 は、L U T を使用して、決定したデータを R G B に変換する。

【 0 0 8 9 】

ステップ S 1 1 2 : 画像表示制御手段 1 2 0 は、変換した R G B の値を基に、表示手段 0 0 8 に画像を表示させる。

【 0 0 9 0 】

以上のように、Bモード画像とカラードブラ像を重ね合わせて合成処理する場合、G P U のアルファデータを処理する回路を使用することにより、画像の作成と並列に合成処理も行えるため、合成画像のような複雑な画像を高速に処理し表示することが可能となり、超音波診断の効果の向上に寄与することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 9 1 】

【 図 1 】 本発明に係る超音波診断装置のブロック図。

【 図 2 】 (A) 処理座標における超音波データを説明するための図。(B) 変換する先の直交座標を説明するための図。(C) 処理座標から直交座標への変換を説明するための図。

。

【 図 3 】 (A) は血流の流れ及び超音波信号を表わす図、(B) は超音波信号と色との関係を表わすためのグラフ。

【 図 4 】 (A) 処理座標における取得した B モードデータを表わす図。(B) 変換する先の直交座標を表わす図。(C) 処理座標における取得した B モードデータを拡大した図。

【 図 5 】 補間関数からの補間係数の算出を説明するための図。

【 図 6 】 第 1 の実施形態に係る超音波診断装置における画像形成のフローチャート。

【 図 7 】 第 2 の実施形態に係る超音波診断装置における画像形成のフローチャート。

【 図 8 】 複素数を用いた血流速度の補間方法を説明するための図。

【 符号の説明 】

【 0 0 9 2 】

0 0 1 超音波プローブ
 0 0 2 送受信手段
 0 0 3 Bモード処理手段
 0 0 4 血流情報処理手段
 0 0 5 実行制御手段
 0 0 6 画像生成手段
 0 0 7 一時記憶手段
 0 0 8 表示手段
 1 0 0 G P U
 1 1 0 補間機能部
 1 1 1 低次元補間機能部
 1 1 2 高次元補間機能部
 1 2 0 画像表示制御機能部

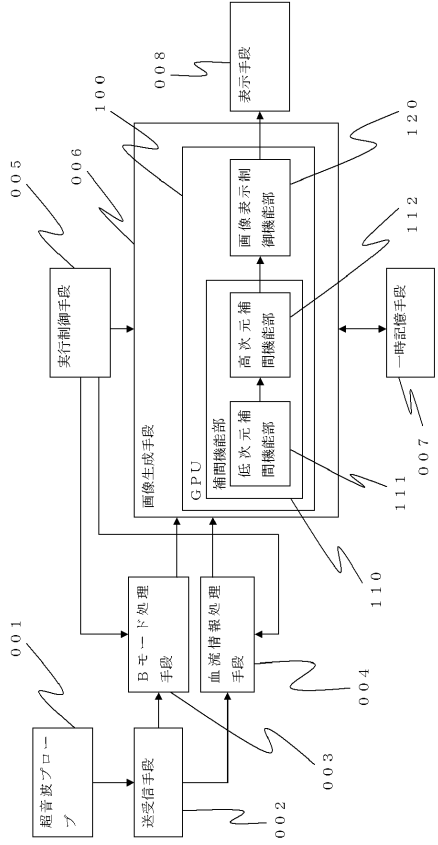
10

20

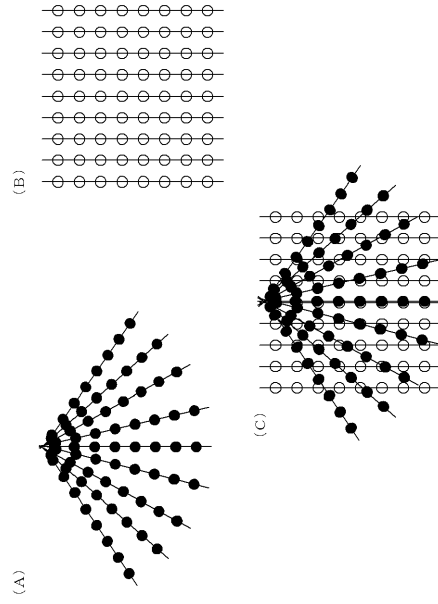
30

40

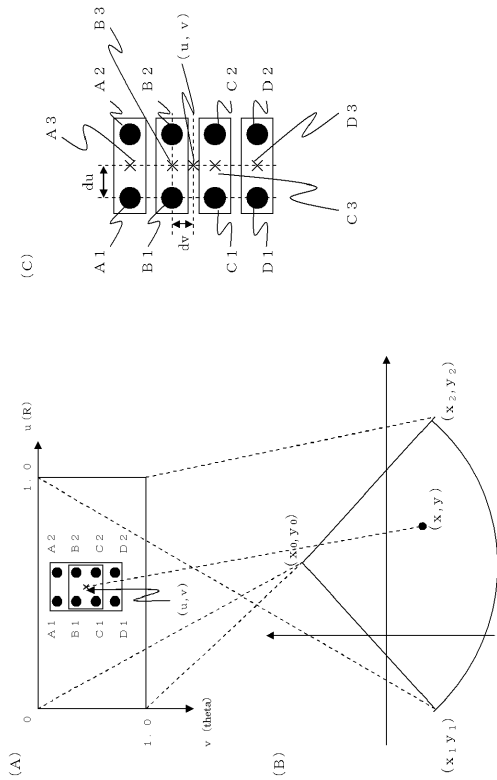
【 図 1 】



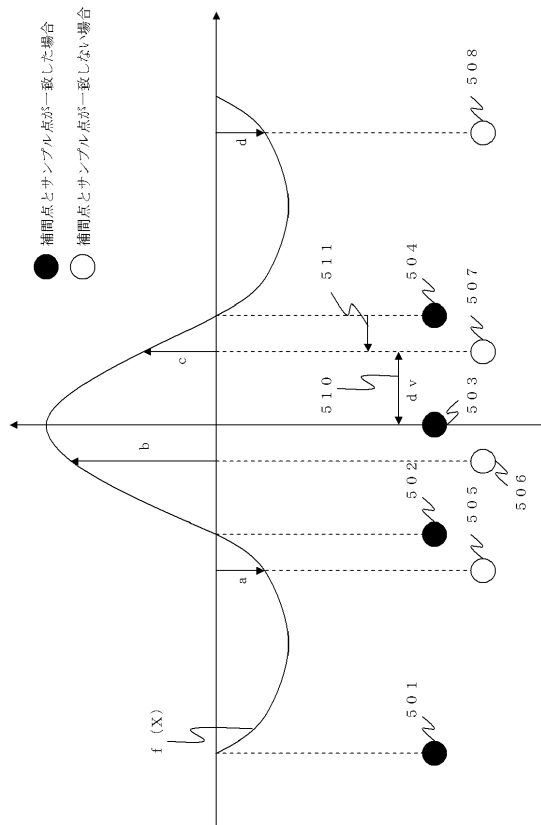
【 図 2 】



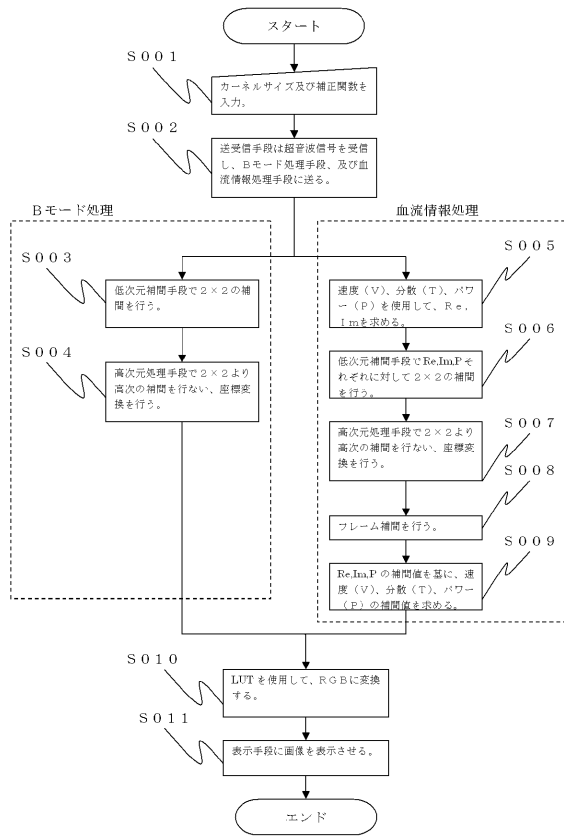
【 図 4 】



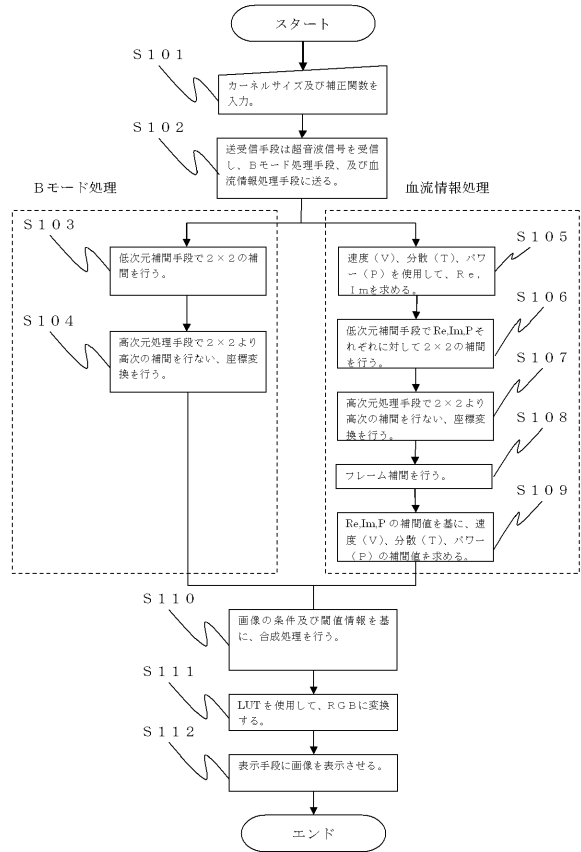
【 図 5 】



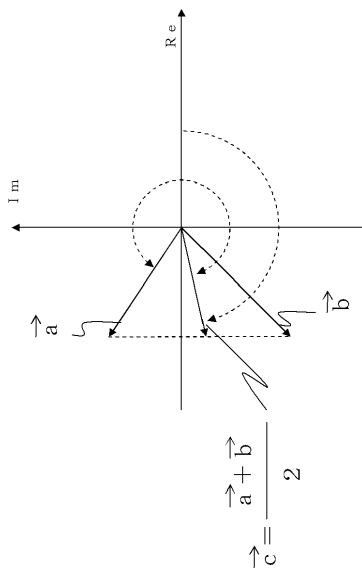
【 図 6 】



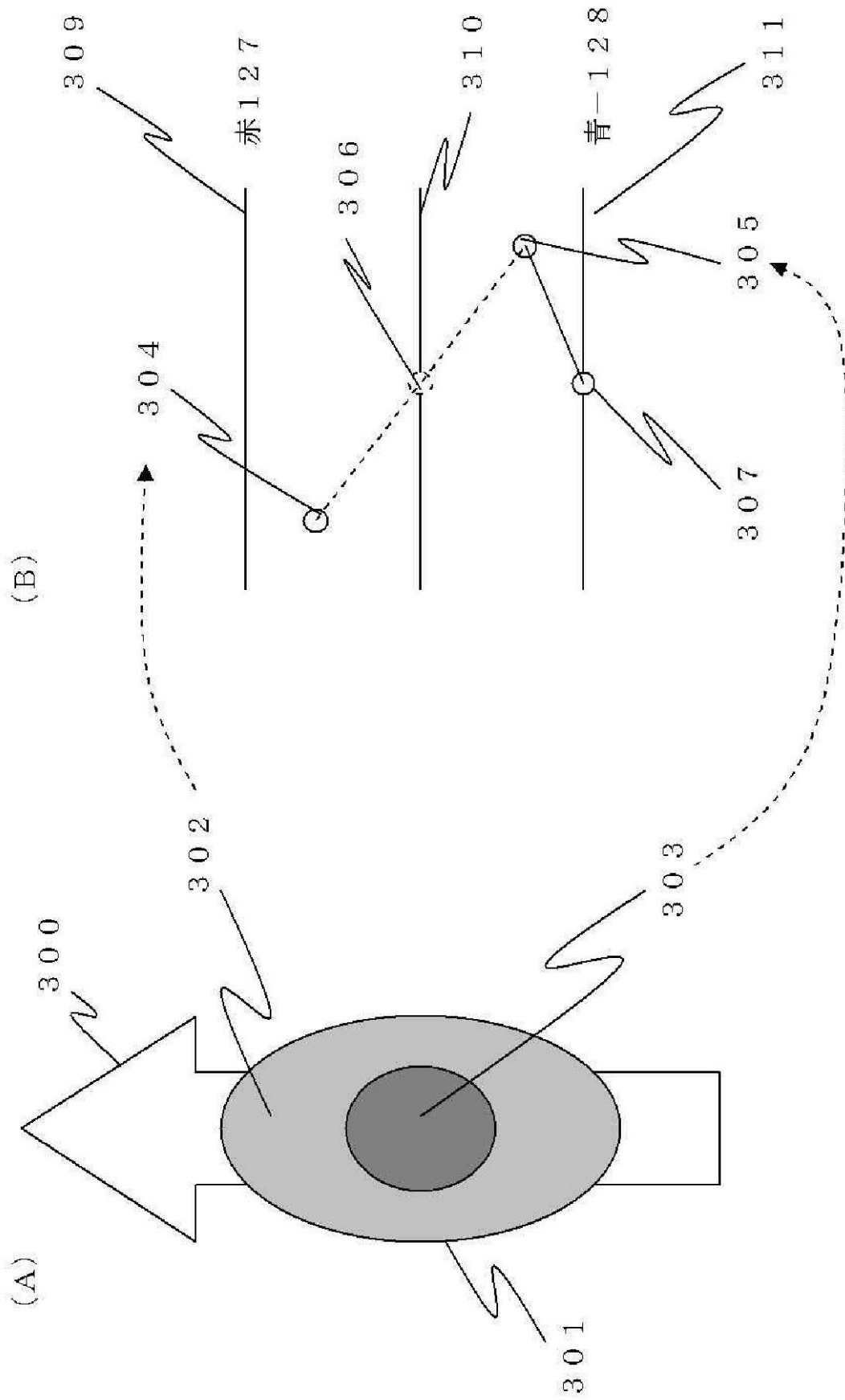
【 図 7 】



【 図 8 】



【図3】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2008161289A	公开(公告)日	2008-07-17
申请号	JP2006351833	申请日	2006-12-27
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	佐藤武史 大住良太		
发明人	佐藤 武史 大住 良太		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/463 A61B8/488 G01S7/52044 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE03 4C601/JB57 4C601/JC02 4C601/JC03		
其他公开文献	JP5022700B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

通过组合硬件和软件A进行内插，可以使用编程的GPU，用于处理的超声图像显示高品质的超声波图像，超声诊断装置。用于基于所接收的数据的发送和接收装置002的B模式数据的B模式处理器003，血流信息处理装置004，用于获得基于所接收的数据发送和接收单元002上的血流信息，B模式数据，或超声诊断装置以及用于基于所述血流信息，图像生成单元006，B模式数据或血流信息显示所生成的显示单元的超声波图像的图像生成单元006坐标变换到正交从处理坐标系的坐标接收的数据的系统中，所获取的数据的内插的内插函数110，以在显示单元上所显示的图像根据变换后的数据内插的坐标的超声波图像以及显示控制功能120。点域1

