

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5272084号
(P5272084)

(45) 発行日 平成25年8月28日 (2013. 8. 28)

(24) 登録日 平成25年5月17日 (2013. 5. 17)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 6 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2012-2796 (P2012-2796)	(73) 特許権者	390029791
(22) 出願日	平成24年1月11日 (2012. 1. 11)		日立アロカメディカル株式会社
(65) 公開番号	特開2013-141519 (P2013-141519A)		東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(43) 公開日	平成25年7月22日 (2013. 7. 22)	(74) 代理人	110001210
審査請求日	平成24年11月15日 (2012. 11. 15)		特許業務法人 Y K I 国際特許事務所
		(72) 発明者	植田 充
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立
			アロカメディカル株式会社内
		(72) 発明者	宇野 隆也
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立
			アロカメディカル株式会社内
		審査官	右▲高▼ 孝幸
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ビーム偏向条件を切り替えながら n 個（但し n は 2 以上の整数）のビーム走査面を順次形成することにより n 個のフレームデータを生成する送受波手段と、

前記 n 個のフレームデータの合成処理により合成フレームデータを生成する合成部と、
を含み、

前記 n 個のフレームデータを空間的に重ね合わせた場合における重合構成の相違から複数のサブ領域が定義され、

前記複数のサブ領域は、前記 n 個のフレームデータの全部が合成される中央サブ領域と、
前記 n 個のフレームデータの内の一部が合成される複数の周辺サブ領域と、を含み、

前記各周辺サブ領域の合成処理では、前記中央サブ領域の重合構成に対する当該周辺サブ領域の重合構成不足分を補填する条件が適用され、これによって前記中央サブ領域の合成処理後のゲインと前記各周辺サブ領域の合成処理後のゲインとが揃えられ、

前記各周辺サブ領域の合成処理では、当該周辺サブ領域をカバーしている同じフレームデータの重複利用によって、前記中央サブ領域の重合構成に対する当該周辺サブ領域の重合構成不足分が補填される、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 記載の装置において、

前記各周辺サブ領域の合成処理では、当該周辺サブ領域をカバーしている同じフレーム

10

20

データが2回参照される、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】

請求項1記載の装置において、

前記nは3以上の奇数であり、

前記n個のビーム走査面は、ビーム偏向角度0度で形成されたビーム走査面と、正負対称のビーム偏向角度をもって形成された少なくとも1つのビーム走査面ペアと、を含み、前記ビーム走査面ペアに対応するフレームデータペアが前記同一のゲイン関係を有する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項4】

請求項1記載の装置において、

前記合成部は、

前記複数のサブ領域間で共通の関数であって分母に数値nを有し且つ分子にn個の加算要素を有する合成関数と、

前記サブ領域ごとに前記n個の加算要素に代入されるn個のエコー値を与えるn個のフレームデータ識別子が登録されたテーブルであって、前記各周辺サブ領域については前記重合構成不足分を補填するために同じフレームデータ識別子が重複して登録された対応付けテーブルと、

を備え、

20

前記合成部は、前記サブ領域ごとに前記対応付けテーブルを参照して前記合成関数にn個のエコー値を代入した上で前記合成関数を実行する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項5】

請求項4記載の装置において、

前記合成部は、更に、前記n個のフレームデータの全部又は一部に基づいて前記n個の加算要素に代入されるn個のエコー値の全部又は一部を補間処理によって生成する補間手段を含む、

ことを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項6】

請求項1乃至5のいずれか1項に記載の装置において、

前記n個のフレームデータは生体内で生じたハーモニックエコー成分によって構成されている、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波診断装置に関し、特に、複数のフレームデータの合成処理つまり空間コンパウンド処理に関する。

40

【背景技術】

【0002】

医療の分野において超音波診断装置が活用されている。超音波診断装置は、生体に対して超音波を送受波し、それにより得られた情報から超音波画像を形成するものである。超音波診断装置を用いて、例えば、頸動脈、乳腺等をBモード画像（二次元白黒断層画像）で観察する場合、電子リニア走査用のプローブが利用される。電子リニア走査では、プローブにおけるアレイ振動子上にビーム形成用の送受信開口が設定され、その送受信開口が走査される。これにより、超音波ビームが直線的に走査され、ビーム走査面が形成される。通常、超音波ビームはアレイ振動子に対して垂直の方向つまりビーム偏向角度0度の方向に形成される。そのような条件で超音波ビームの走査を行うならば、矩形のビーム走査

50

面が形成されることになる。ちなみに、コンベックス型プローブを利用した場合、ビーム偏向角度0度の条件で扇状のビーム走査面が形成される。

【0003】

超音波診断に関して従来から空間コンパウンド法が知られている。空間コンパウンド法では、ビーム偏向条件を循環的に切り替えながら複数のビーム走査面が繰り返し形成され、これによって時系列順で並ぶフレームデータ列が得られる。そのフレームデータ列において所定数のフレーム単位で合成処理を順次実行することにより、合成フレームデータが順次生成される。空間コンパウンド法によれば、ある組織に対して複数の方向から超音波の送受波を行って得たデータに基づいて画像を形成できるので、当該組織の像を良好に表示できる。また、空間的に存在するアーチファクト等のノイズをシグナルに対して相対的に低減させることが可能である。

10

【0004】

上記の空間コンパウンド法においては、二次元の合成空間において、複数のフレームデータの重なり方の違い、つまり重合構成の違いから複数のサブ領域が画定される。例えば、ビーム偏向角度0度の条件で得られた矩形の基本フレームデータ、ビーム偏向角度+15度の条件で得られた平行四辺形の正側偏向フレームデータ、及び、ビーム偏向角度-15度の条件で得られた平行四辺形の負側偏向フレームデータ、を合成した場合、3つのフレームデータが重合する中央サブ領域（I）、2つのフレームデータが重合する2つの周辺サブ領域（II）（III）、基本フレームデータしか存在しない深部サブ領域（IV）が生じる。なお、深部サブ領域（IV）は、一般に表示されない領域である。

20

【0005】

空間コンパウンド法は、基本的に、複数フレーム間で各領域内の座標ごとに加算平均処理を実行するものである。上記の例においては、中央サブ領域（I）では、3つのフレームデータから得られた3つのエコー値の加算値を3で除する加算平均演算が実行され、2つの周辺サブ領域（II）（III）では、2つのフレームデータから得られた2つのエコー値の加算値を2で除する加算平均演算が実行される。

【0006】

しかしながら、超音波ビームを偏向しない場合（ビーム偏向角度0度の場合）と、超音波ビームを偏向させた場合とを比較すると、一般に、前者のゲインよりも後者のゲインの方が低くなる。アレイ振動子上の物理的な受信開口サイズが不変であってもビーム偏向角度の増大に伴って受信開口の実効サイズが小さくなるからであり、同様にビーム偏向角度の増大に伴って個々の振動素子の実効面積も小さくなるからである。アレイ振動子からある深さにある観測点までの超音波伝搬距離もビーム偏向角度に依存して変化するため、ビーム偏向角度に応じて送信条件及び受信条件をきめ細かく変更しない限り、ゲインを一定に維持することは困難である。

30

【0007】

以上を背景として、合成処理後の合成フレームデータにおいては、サブ領域間にゲイン差が生じやすく、つまりサブ領域間の境界が目立ってしまうという問題が指摘されている。特許文献1には、サブ領域間の境界付近に対してなだらかに重みが増加する重み付け加算処理を適用する技術が開示されている。このような処理それ自体は有用であるが、サブ領域間のゲイン差を根本的に解消するものではない。特許文献2にも重み処理が開示されている。そこには信号振幅変動を補正することも記載されている。しかし、ビーム偏向角度に応じてきめ細かくゲイン調整を行うためにはかなり複雑な制御が必要とされる。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開2003-61955号公報

【特許文献2】特表2002-526229号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

50

【0009】

以上のように、空間コンパウンド処理後においてはサブ領域間にゲイン差が生じやすい。そのようなゲイン差から超音波画像上でサブ領域間に目障りな境界線が生じてしまうという問題がある。特に高調波成分の空間コンパウンド処理を行う場合、そのような問題がより顕著になる。

【0010】

本発明の目的は、空間コンパウンド法によって生成される超音波画像の画質を高めることにある。あるいは、本発明の目的は、合成フレームデータにおいてサブ領域間にゲイン差が生じないようにし又はそのようなゲイン差が生じてもそれを軽減できるようにすることにある。あるいは、本発明の目的は、簡易な構成で上記ゲイン差を解消し又は軽減することにある。

10

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明に係る超音波診断装置は、ビーム偏向条件を切り替えながら n 個（但し n は2以上の整数）のビーム走査面を順次形成することにより n 個のフレームデータを生成する送受波手段と、前記 n 個のフレームデータの合成処理により合成フレームデータを生成する合成部と、を含み、前記 n 個のフレームデータを空間的に重ね合わせた場合における重合構成の相違から複数のサブ領域が定義され、前記複数のサブ領域は、前記 n 個のフレームデータの全部が合成される中央サブ領域と、前記 n 個のフレームデータの内の一部が合成される複数の周辺サブ領域と、を含み、前記各周辺サブ領域の合成処理では、前記中央サブ領域の重合構成に対する当該周辺サブ領域の重合構成不足分を補填する条件が適用され、これによって前記中央サブ領域の合成処理後のゲインと前記各周辺サブ領域の合成処理後のゲインとが揃えられる、ことを特徴とするものである。

20

【0012】

上記構成によれば、送受波手段によって n 個のビーム走査面が形成される。 n 個のビーム走査面はそれぞれ異なるビーム偏向条件の下で形成されたものである。合成手段は、 n 個のビーム走査面に対応する n 個のフレームデータを用いて合成フレームデータを生成する。二次元合成空間において、 n 個のフレームデータの重なり方の違いつまり重合構成の違いから、複数のサブ領域が画定される。この場合、理論上、重合数 n のサブ領域から重合数1のサブ領域までが生じる。但し、表示エリア外となるサブ領域あるいは部分については処理対象から除外してもよい。複数のサブ領域間で実際の重合構成が一様でない結果、個々のサブ領域において単純に平均加算処理を行うならば、その結果としてゲイン差が生じてしまう。そこで、上記構成では、個々のサブ領域に対して、見かけ上、同じ重合構成が成立するようにしている。望ましくは、各周辺サブ領域（一部重合サブ領域）の合成処理において、中央サブ領域（全部重合サブ領域）の重合構成と同じような重合構成が見かけ上生じるように、重合構成不足分を合成処理上、補填するようにしている。その場合、例えば、周辺サブ領域をカバーするフレームデータの参照を繰り返して合成処理で用いるデータを見かけ上増やしてもよい。そのような手法によれば、複数のサブ領域間で合成処理のための計算式を共用することが可能となる。但し、同じフレームデータの参照を繰り返すのではなく、その参照数に相当する係数の乗算を利用して同じような結果を得ることも可能である。

30

40

【0013】

以上のように、上記の手法は、サブ領域間における実際上の重合構成の相違に着目して必要な補填（計算上の操作）を行うことにより、合成処理の上で、サブ領域間における重合構成を見かけ上同じにするものである。換言すれば、複数のサブ領域間で合成処理の条件（望ましくは加算平均条件）を揃えるものである。これによりサブ領域間のゲイン差は解消され又は軽減される。これは、超音波画像上現れる目障りな境界線の消失又は低減をもたらすものであり、また超音波画像全体としての質感あるいは輝度の一様化をもたらすものである。

【0014】

50

不足分の補填に際して、欠落しているフレームデータと同一ゲイン関係にある（正負対称の偏向角度をもった）フレームデータが利用されるのが理想的であるが、近いゲイン関係にある（正負対称の偏向角度に近い偏向角度をもった）フレームデータが利用されても一定の効果が得られる。中央サブ領域の合成処理条件を基準にして、それに対して各周辺サブ領域の合成処理条件を合わせるようにするのが望ましいが、特定の周辺サブ領域の合成処理条件を基準にして、それに中央サブ領域を含む他のサブ領域の合成処理条件を合わせることも可能である。

【0015】

なお、上記のようなゲイン差補償と共に上記特許文献1に記載されたような重み付け処理が同時に適用されてもよい。そのような組合せによれば上記のゲイン差補償によっても

10

【0016】

望ましくは、前記周辺サブ領域の重合構成不足分を補填する条件は、当該周辺サブ領域をカバーしているフレームデータであって当該周辺サブ領域をカバーしていないフレームデータと同一のゲイン関係にあるフレームデータを重複して参照する条件である。同一ゲイン関係は、一般に、正負対称のビーム偏向角度の下で取得されたフレームデータペア間において成立する。そのような関係が1個又は複数個成立するように複数のビーム偏向条件を定めておくのが望ましい。

【0017】

望ましくは、前記 n は3以上の奇数であり、前記 n 個のビーム走査面は、ビーム偏向角度0度で形成されたビーム走査面と、正負対称のビーム偏向角度をもって形成された少なくとも1つのビーム走査面ペアと、を含み、前記ビーム走査面ペアに対応するフレームデータペアが前記同一のゲイン関係を有する。

20

【0018】

望ましくは、前記合成部は、前記複数のサブ領域間で共通の関数であって分母に数値 n を有し且つ分子に n 個の加算要素を有する合成関数と、前記サブ領域ごとに前記 n 個の加算要素に代入される n 個のエコー値を与える n 個のフレームデータ識別子が登録されたテーブルであって、前記各周辺サブ領域については前記重合構成不足分を補填するために同じフレームデータ識別子が重複して登録された対応付けテーブルと、を備え、前記合成部は、前記サブ領域ごとに前記対応付けテーブルを参照して前記合成関数に n 個のエコー値

30

【0019】

上記構成によれば、合成関数が複数のサブ領域間で共用される。つまり、個々のサブ領域ごとに専用の合成関数を用意しておく必要がなくなる。合成関数は、望ましくは、加算平均処理を行うものであり、その分母は加算数に相当する数値 n である。その分子は、 n 個の加算要素で構成される。それらは加算されるものであり、各加算要素には実数が代入される。その代入を指示するのが対応付けテーブルである。当該テーブルにおいて、ある周辺サブ領域について同じフレームデータ識別子を重複して登録することにより上記の補填を行える。ちなみに、正負対称性が維持される限りにおいて、フレームデータペアについてのビーム偏向角度（絶対値）が変動してもテーブル内容を変更する必要はない。なお

40

【0020】

望ましくは、前記合成部は、更に、前記 n 個のフレームデータの全部又は一部に基づいて前記 n 個の加算要素に代入される n 個のエコー値の全部又は一部を補間処理によって生成する補間手段を含む。フレームデータ間でサンプリング配列（座標系）が異なる場合、必要なデータを周辺データから補間処理によって生成するものである。

【0021】

望ましくは、前記 n 個のフレームデータは生体内で生じたハーモニックエコー成分によ

50

って構成されている。高調波成分は基本波に比べて大きく減衰するので伝搬距離の違い等によるゲインの相違が生じやすく、このため上記手法を適用するのが望ましい。

【0022】

なお、複数のフレームデータの合成処理をコンピュータ等の情報処理装置で行わせることも可能である。その場合、超音波システムから提供されるフレームデータ列がオンライン又はオフラインで情報処理装置に入力される。

【発明の効果】

【0023】

本発明によれば、空間コンパウンド法によって生成される超音波画像の画質を高めることが可能である。あるいは、合成フレームデータにおいてサブ領域間にゲイン差が生じないようにし、又は、そのようなゲイン差が生じてもそれを軽減できる。あるいは、簡易な構成で上記ゲイン差を解消し又は軽減できる。

【図面の簡単な説明】

【0024】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態を示すブロック図である。

【図2】合成処理の第1実施例を示す概念図である。

【図3】第1比較例を示す図であって、領域ごとの合成処理内容を示す図である。

【図4】第1実施例を示す図であって、領域ごとの合成処理内容を示す図である。

【図5】図1に示した合成部の構成例を示す図である。

【図6】合成処理の第2実施例を示す概念図である。

【図7】第2比較例を示す図であって、領域ごとの合成処理内容を示す図である。

【図8】第2実施例を示す図であって、領域ごとの合成処理内容を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0025】

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。

【0026】

図1には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図1はその全体構成を概略的に示すブロック図である。この超音波診断装置は、医療の分野において用いられ、生体に対する超音波の送受波により超音波画像を形成する装置である。

【0027】

図1において、アレイ振動子10は図示されていないプローブ内に設けられるものであり、アレイ振動子10によって超音波の送受波が行われる。アレイ振動子10は、図1に示す例において、直線状に配列された複数の振動素子10aにより構成されている。すなわち、本実施形態においては、いわゆるリニアプローブが利用されている。もちろん、コンベックス型のプローブ等を用いるようにしてもよい。

【0028】

アレイ振動子10上には開口12が設定される。開口12は例えば送受信開口である。開口12を用いて超音波の送信を行うことにより送信ビームが形成され、また開口12を用いて反射波が受波され後述する整相加算処理によって受信ビームが形成される。符号14は超音波ビームの一例を示しており、その超音波ビーム14は送受総合ビームに相当している。超音波ビーム14はアレイ振動子10の配列方向に対して垂直な方向に形成されている。すなわち超音波ビーム14のビーム偏向角度は0度である。開口12を配列方向に沿って走査することにより、すなわち電子リニア走査を実行することにより、超音波ビーム14が直線的に走査され、これによって走査面16が構成される。走査面16は二次元データ取り込み領域に相当するものである。走査面16は矩形の形態を有している。

【0029】

本実施形態においては、空間コンパウンド法を実行するために走査面16に続いて、走査面20及び走査面24が順次形成されており、それら3つの走査面16, 20, 24が循環的に生成されている。具体的には、開口12を用いて正側のビーム偏向角度 $+\alpha$ 度の方位に超音波ビーム18が形成され、その超音波ビーム18をビーム偏向角度を維持しな

10

20

30

40

50

がら電子走査することにより走査面 20 が形成される。この走査面 20 は正側偏向走査面として観念することができる。一方、開口 20 を用いて負側のビーム偏向角度 $-\alpha$ 度を設定し、その方向に超音波ビーム 22 が形成される。その超音波ビーム 22 をビーム偏向角度を維持しながら電子走査することにより走査面 24 が構成される。その走査面 24 は負側偏向走査面として観念することができる。走査面 20, 24 は互いに逆向きの平行四辺形の形態を有している。

【0030】

本実施形態において、走査面 20 を形成するために設定されたビーム偏向角度 $+\alpha$ 度と、走査面 24 を形成するために設定されたビーム偏向角度 $-\alpha$ 度は、互いに同一の角度（絶対値）であり、すなわち走査面 20 と走査面 24 はペアの関係性を有している。同一のビーム偏向角度を正負両側に設定することにより、両者間においてゲインを揃えることが可能である。ちなみにコンベックス型のプローブが利用される場合においても、上記同様の送受信シーケンスを適用することが可能である。

10

【0031】

送信部 26 は送信ビームフォーマであり、送信時において複数の振動素子に対して並列的に複数の送信信号を供給する。これにより超音波が生体内に送波される。生体内における各反射点において反射したエコー（反射波）がアレイ振動子 10 において受波されると、受信開口を構成する複数の振動素子から複数の受信信号が並列的に供給され、それらが受信部 28 へ入力される。受信部 28 は受信ビームフォーマであり、複数の受信信号に対する整相加算処理を実行し、これによって整相加算後の受信信号としてビームデータを出

20

【0032】

1つの走査面に対応して1つのフレームデータ（以下、単にフレームという。）が出力される。1つのフレームは、走査方向に並ぶ複数のビームデータにより構成され、各ビームデータは深さ方向に並ぶ複数のエコー値（エコーデータ）により構成される。実際には、時系列順のエコーデータ列が伝送される。

【0033】

信号処理部 30 はビームデータに対して各種の信号処理を実行するモジュールである。信号処理部 30 が実質的にソフトウェアの機能によって実現されてもよい。信号処理部 30 は、一般に、検波器、ゲインコントローラ、対数圧縮器、フレーム相関器等を有している。本実施形態においては、信号処理部 30 が高調波成分抽出部 32 及び合成部 34 を有している。高調波成分抽出部 32 は、生体内において生成された高調波成分を抽出するためのモジュールである。例えば、バンドパスフィルタ法、パルスインバージョン法、パルスモジュレーション法等の各種の手法を利用することにより、受信信号中に含まれる高調波成分を抽出することが可能である。例えば、パルスインバージョン法が適用される場合、各ビームアドレスごとに位相を反転させつつ2回の送信が実行される。

30

【0034】

合成部 34 は空間コンパウンド処理を実行するためのモジュールである。すなわち、時系列順で入力されるフレーム列において、本実施形態においては3つのフレームを単位として、それらを合成して合成フレームを生成する処理を実行している。合成部 34 からは合成フレーム列（合成フレームデータ列）が出力される。合成部 34 の具体的な機能については後に図 2 等を用いて詳述する。

40

【0035】

デジタルスキャンコンバータ（DSC）36 は、入力されるフレームに基づいて、Bモード画像（2次元断層画像）を形成するモジュールであり、DSC 36 は補間機能、座標変換機能等を有している。生成された画像データが図示されていない表示処理部を介して表示部 38 に送られる。表示部 38 においてはBモード画像が動画像としてあるいは静止画像として表示される。本実施形態においては、空間コンパウンド法が適用された、特にフレーム内でのゲイン差が補償された、Bモード画像を表示することが可能であり、従来よりもBモード画像の画質を高めることが可能である。上述した高調波成分の抽出が行わ

50

れた場合、Bモード画像としていわゆるハーモニック画像が表示されることになる。この場合においては、生体内の組織において生じた高調波あるいは生体内の造影剤において生じた高調波成分が画面上に表示される。

【0036】

制御部40は図1に示される各構成の動作制御を実行するものである。制御部40には入力部42が接続されている。この入力部42は操作パネルにより構成され、その操作パネルはキーボードやトラックボール等の各種の入力デバイスを備えている。ちなみに、図1に示す構成例において、例えば信号処理部30とDSC36との間にシネメモリが設けられる。そのシネメモリはフレーム列を格納するリングバッファの構造を有するものである。そのようなシネメモリがDSC36の後段に設けられてもよい。また合成部34がDSC36の後段に設けられてもよい。この場合においては表示フレーム列に対して空間コンパウンド処理が適用されることになる。そのような場合においても以下に説明するゲイン補償条件を適用するのが望ましい。

【0037】

図2には、図1に示した合成部において実行される合成処理の第1実施例が示されている。符号44は合成部に入力されるフレーム列（フレームデータ列）を示している。フレーム列44は時間軸方向に並んだ複数のフレームにより構成され、フレーム列44は具体的には大別して3種類のフレームA、B、Cにより構成される。ここでフレームAは図1に示した走査面16に対応するものであり、すなわちビーム偏向角度0度の条件の下で取得されたフレームである。フレームBは図1に示した走査面20に対応するフレームであり、すなわち正側へのビーム偏向角度 $+\alpha$ 度の条件をもって取得されたフレームである。フレームCは図1に示した走査面24に対応するフレームであり、それは負側のビーム偏向角度 $-\alpha$ 度の条件の下で取得されたフレームである。そのような3種類のフレームが循環的に取得されている。

【0038】

図2において、符号46が移動平均処理を示している。この移動平均処理46は、フレーム列44に対して3つのフレームを単位として平均加算処理を繰り返し行うものである。図2においては、加算平均処理の単位がカッコ記号で示されている。このように、3つのフレームを単位として空間コンパウンド処理すなわち合成処理が実行される。

【0039】

そのような処理の結果として、合成フレーム列（合成フレームデータ列）48が生成される。この合成フレーム列48は時系列順で並ぶ複数の合成フレーム50により構成されるものである。合成フレーム50はフレームA、B、Cを2次元の合成空間上において重ね合わせることによって生成されるものであり、右側及び左側にはみ出た部分については切り取られている。すなわち合成処理の対象外とされている。その結果、合成フレーム50内の領域全体は3つのフレームの重ね合わせ方の相違により、すなわち重合構成の相違により、4つの領域（サブ領域）に区分される。すなわち、図示されるように、領域I、領域II、領域III、領域IVが画定されている。

【0040】

ここで、領域IはフレームA、B、Cの3つが重合する領域であり、領域IIはフレームA、Bの2つが重合する領域であり、領域IIIは、フレームA、Cの2つが重合する領域であり、領域IVは、フレームAだけによりカバーされる領域である。換言すれば領域IVの重合数は1である。このように3つのフレームの形態の相違から合成フレーム50上において重合数、重合構成が局所領域ごとに異なっており、その結果として4つの領域が定義される。ただし、実際にはプローブに近い領域だけが表示される。それが図2において表示エリア52として示されている。實際上、領域IVが表示されることは原則としてない。もっとも、表示エリア52の深さ方向のサイズすなわち計測レンジはユーザーによって可変設定されるものである。

【0041】

以上のように、領域ごとに重合構成あるいは重合数が異なるため、そのような相違を意

10

20

30

40

50

識せずに単純に平均加算処理を実行すると、上述したような領域間におけるゲイン差という問題が生じてしまう。この問題とその解決法とを図3及び図4を用いて説明する。

【0042】

図3には第1比較例が示されている。図3は領域ごとの合成処理内容を示す図である。後述する図4、図7、図8も同様の内容を示す図である。

【0043】

図3において、符号54は領域を示している。符号56は各領域に適用される演算式を示している。符号58は演算式に含まれる加算要素X、Y、Zに与える入力データを示している。具体的には、X、Y、Zに与えるエコー値が属するフレーム種別の識別子A、B、Cが示されている。例えば、領域Iであれば、X、Y、ZにそれぞれA、B、Cで特定される3つのエコー値が代入された上でそれらの加算値が加算数3によって割られ、これによって加算平均値として合成エコーデータ値が生成される。その合成エコーデータ値は合成フレームにおける1つのデータ値を構成するものである。同様に、領域IIにおいては、2つのエコー値の平均が演算されており、領域IIIにおいても2つのエコー値の平均が計算されている。ここで注目すべき事項はそのような計算で利用される演算式の分母が2になっていることである。すなわち、アレイ振動子に対して直交する方向に形成されたビームに対して、そこから傾斜したビームにおいてはゲインが相対的に低減するという現象が認められており、このためフレームA、B、C間ではゲインが揃っていない。より具体的にはフレームAよりもフレームB、フレームCの方が相対的にみてゲインが低い。そのような状況下において、図3に示す領域ごとの演算式を適用するならば領域Iよりも領域II、領域IIIの方が演算結果においてゲインが高まってしまう。すなわち、領域II及び領域IIIでは、分子において低いゲインをもっているエコー値の割合が増大した結果、上記のようなゲイン差という問題が生じてしまうのである。ちなみに、領域IVがもっとも大きなゲインとなる。

【0044】

図4には、以上のようなゲイン差を解消した第1実施例が示されている。この第1実施例ではゲイン差の解消が極めて簡易な構成により実現されている。すなわち、以下に説明するように各領域で共通の演算式が利用されている。以下にこれを詳述する。

【0045】

符号54は上記同様に領域を示しており、符号56は演算式を示している。第1実施例においては上記のように複数の領域において共通の演算式が用いられている。すなわち、単一の演算式だけが利用されている。その演算式は $D = (X + Y + Z) / 3$ というものである。ここでDは合成エコー値である。

【0046】

このような単一の演算式を利用することができたのは、分子における3つの加算要素に対する当てはめにあたって、重合構成の差を補填する操作を適用したことによる。すなわち、符号58で示す入力データを参照すると、領域Iについては3種類のフレームA、B、Cが加算要素X、Y、Zに対応づけられており、この点においては図3に示した比較例と同じである。しかし、この第1実施例においては、領域II及び領域IIIにおいて、加算要素Y及びZのそれぞれに同じフレーム識別子が与えられ、すなわち同じフレームが2回参照されている。演算式から見れば、分子に対して同じフレームから得られた同じエコー値が2回代入される。

【0047】

更に具体的に説明すると、領域IIにおいては領域Iとの対比において、フレームCからの寄与が欠落しており、そのような欠落分を補填するためにフレームBが重複して参照がされている。同様に、領域IIIにおいては、フレームBからの寄与が欠落しており、そのような不足分を補填するためにフレームCの参照が2回行われている。以上の結果、いずれの領域においても、基本ゲインを有するフレームと、それよりも若干落ちるゲインを有する2つのフレームと、を参照することになるので、領域間におけるゲイン差は解消される。本実施形態においては、フレームBとフレームCとにおいて、ビーム偏向角0度を中

心として正負対称のビーム偏向角度が適用されており、その結果、フレーム B 及び C が対称関係すなわちペア関係を有しているため、上記のような重複参照が可能となっている。

【0048】

もっとも、演算式を操作して領域 II あるいは領域 III については係数を分子に与えてゲイン差の解消を行うことも可能である。また、領域 II 及び領域 III のゲインを基準として、領域 I のゲインを下げることににより、具体的には Y に代えて $Y/2$ を与え、Z に代えて $Z/2$ を与えることににより、ゲイン差を解消することも可能である。

【0049】

上述した第 1 実施例によれば単一の演算式をそのまま利用して、符号 60 で示すテーブルによって計算式に与えるエコー値を操作することにより簡便にゲイン差補償を実現できるとい
10
という利点が得られる。すなわち、テーブル内容 60 への登録だけでゲイン差の補償を行えるから極めて簡便である。図 1 に示した合成部がソフトウェアの機能として実現されている場合、特に単一の演算式とテーブルの組み合わせを利用するのが望ましい。

【0050】

なお、第 1 実施例においては、フレーム B とフレーム C とが同一の偏向角度条件を満たしていたが、完全に同一の偏向角度でなくても近い角度条件にあるフレームペアであれば、上述した手法を適用することによりゲイン差の軽減を行うことが可能である。

【0051】

図 5 には、図 1 に示した合成部の構成例がブロック図として示されている。合成部 34 は実際にはソフトウェア機能として実現されており、図 5 はそのような機能をブロック図
20
としてわかり易く示したものである。

【0052】

図 5 において、補間処理器 66 及び領域判定器 68 には図示の構成例においてアドレスデータが与えられている。アドレスデータは現在入力されているエコー値の属性を示すものであり、すなわち当該エコー値が帰属しているフレームの種別、当該フレーム内における座標、等の情報をもっている。一方、入力されるエコー値が補間処理器 66 及びフレームメモリ 62 に入力される。すなわち、補間処理器 66 及びフレームメモリ 62 には、フレーム列が入力される。フレームメモリ 62 は 1 つ前のフレームを格納するメモリであり、そこから出力されたフレームがフレームメモリ 64 に格納される。フレームメモリ 64 は 2 つ前のフレームを格納するメモリである。現在のフレームは補間処理器 66 に直接入
30
力される。

【0053】

領域判定器 68 は、現在入力されたエコー値についてのアドレスデータを参照し、当該エコー値が属する領域を判定する。すなわち領域 I、領域 II、領域 III、領域 IV のいずれに属しているかを判定する。その判定結果がテーブル 70 へ出力される。テーブル 70 は図 4 に示した符号 60 で特定される内容を有するテーブルであり、すなわち演算式における分子を構成する 3 つの加算要素に与える 3 つのエコー値を生じさせる 3 つのフレームを特定する情報を保有している。テーブル 70 から当該エコー値に対応する関数演算を実施するための情報が出力される。それは各加算要素に代入するエコー値が属するフレームを特定するものである。補間処理器 66 は、実施形態において、フレーム A のアドレス空間を基準として、フレーム A における各座標に対してフレーム B 及びフレーム C のそれぞれからエコー値を与えるために、補間処理を実行するモジュールである。すなわち、本実施形態においてはフレーム B 及びフレーム C に対してエコー値決定のための補間処理が実行されている。もちろん、フレーム A に対して補間処理が実行されてもよい。いずれにしても、関数演算器 72 において符号 74 で示す演算式を実行する際に、テーブル 70 の出力から必要なエコー値が特定され、補間処理器 66 から必要なエコー値が関数演算器 72 に対して与えられる。例えば領域 I であれば、フレーム A、B、C から生成された 3 つのエコー値が演算式の分子に代入されることになる。この場合において、フレーム B 及びフレーム C から生成されるエコー値が補間値である。領域 II 及び領域 III においてはフレーム A から取り出されるエコー値及びフレーム B またはフレーム C を用いて生成される補間値
40
50

としてのエコー値が演算式の分子に代入されることになる。この場合においては図4において示したように加算要素Y、Zに対して必要に応じて重複して同じエコー値が与えられ、これによって不足するエコー値が補填されながら共通の演算式を利用して合成エコー値が生成される。

【0054】

次に、図6乃至図8を参照して合成処理の第2実施例について説明する。

【0055】

図6には第2実施例が概念図として示されている。符号76は合成部に入力されるフレーム列を示しており、この例においては5種類のフレームが循環的に入力されている。5種類のフレームが図6においてA、B、C、D、Eで特定されている。それぞれのフレームに対して適用されたビーム偏向条件は異なっており、すなわち5つのビーム偏向角度を利用して5種類のフレームが生成されている。ちなみに、フレームAは基本フレームであり、すなわちビーム偏向角度0度の条件をもって生成されたフレームである。フレームB及びフレームEは同一の偏向角度をもって生成されたフレームであり、すなわちフレームペアを構成している。同様に、フレームC及びフレームDも正負対称の条件をもって生成されたフレームペアである。

【0056】

符号78には移動平均処理の内容が示されている。本実施形態においては時間軸上に並ぶ5つのフレームを単位として加算平均処理が順次実行されている。符号80は合成フレーム列を示しており、それは複数の合成フレーム82により構成されるものである。各合成フレーム82は5種類のフレームを重ね合わせることで、すなわち合成処理することにより生成されるものである。重ね合わせ状態の相違からすなわち重合構成の相違から合成フレーム82上において9種類の領域を定義することができ、すなわち領域I～領域IXまでが存在している。それぞれの領域において重合構成は異なっており、同時に重合数も異なっている。

【0057】

図7には第2比較例が示されている。図6に示した5種類のフレームの合成を前提とした場合において、図7に示す条件をもって合成処理を行うと、上述したように領域間においてゲイン差が生じてしまう。すなわち各領域において演算式が異なり、特に分母が異なり、各領域ごとにバラバラの演算式を用意しておく必要がある。またそれぞれの領域において単純な加算平均処理が実行されているため、各フレームの種別に応じたゲイン差がそのまま合成結果に表れてしまうという問題が生じる。

【0058】

図8には以上の問題を解消した第2実施例が示されている。図示されるように、9個の領域に対して共通の演算式が設定されており、そこにおいて分母が領域I（すなわち基本領域あるいは中央領域）の重合数5を示している。演算式の分子が5つの加算要素からなり、具体的にはX、Y、Z、V、Wにより構成されている。それぞれの加算要素に対して符号58で示すように入力データが対応づけられる。ここにおいて、A～Eはそれぞれフレーム種別を示しており、すなわちそれらがフレーム識別子である。特定されたフレームからエコー値が参照され、そのエコー値が対応する加算要素に代入される。

【0059】

例えば、領域IIに着目すると、フレームCが2回参照されており、すなわち欠落フレームに相当する補填が重複登録をもって実現されている。このことは領域IIIについても同様であり、フレームDが重複登録されている。領域IVにおいては、領域Iの重合構成を基準として、それに揃えるために、フレームD及びフレームEのそれぞれが2回参照されている。他の領域においても、領域Iの重合構成に揃えるための重複登録が行われており、これによって各領域間においてゲインが揃えられている。

【0060】

ちなみに、領域IXは5つの加算要素に対してフレームAが対応づけられており、それによってゲインが高くなってしまいが、領域IXはもっとも深い領域であって、そこは実際上

表示されない部分であるから問題は生じない。

【0061】

以上のように、第2実施形態においても、基本となる領域と同様の重合構成が結果として生じるように加算要素に与えるエコー値の属性が管理されており、すなわち必要な重複登録が行われている。これによって各領域間におけるゲイン差が解消あるいは軽減されるので超音波画像の品質を著しく高めることが可能である。

【0062】

上記実施形態において、領域間の境界をより目立たなくする必要がある場合には、境界付近において、なだらかな重み変化をもって重みづけ加算を行うのが望ましい。その場合においては、図4や図8に示した演算式において、各加算要素に対して重み係数を付加し、その重み係数を変化させることにより上述したゲイン補償と同時進行での重み付けを実現するようにしてもよい。

【0063】

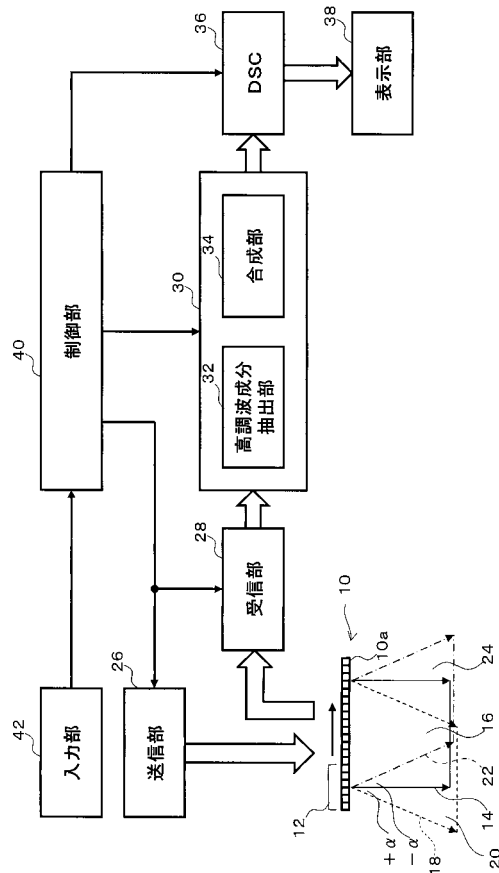
上述した実施形態においては、基準フレームを含む3つまたは5つのフレームセットを単位として合成処理が実行されていたが、偶数個のフレームを単位として合成処理を行うことも可能である。また、走査面の種類の数と移動平均処理において利用するフレーム数とを一致させるのが望ましいが、それらを異ならせることも可能である。

【符号の説明】

【0064】

10 アレイ振動子、12 開口、14, 18, 22 超音波ビーム、16, 20, 24 走査面、30 信号処理部、32 高調波成分抽出部、34 合成部、

【図1】



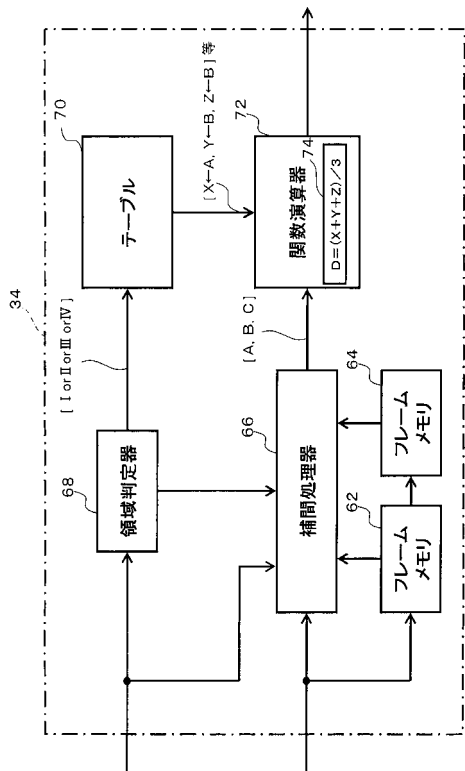
【図3】

領域	演算式	入力データ		
		X	Y	Z
I	$(X+Y+Z)/3$	A	B	C
II	$(X+Y)/2$			
III	$(X+Z)/2$			
IV	X			

【図4】

領域	演算式	入力データ		
		X	Y	Z
I	$(X+Y+Z)/3$	A	B	C
II		A	B	B
III		A	C	C
IV		A	A	A

【図 5】



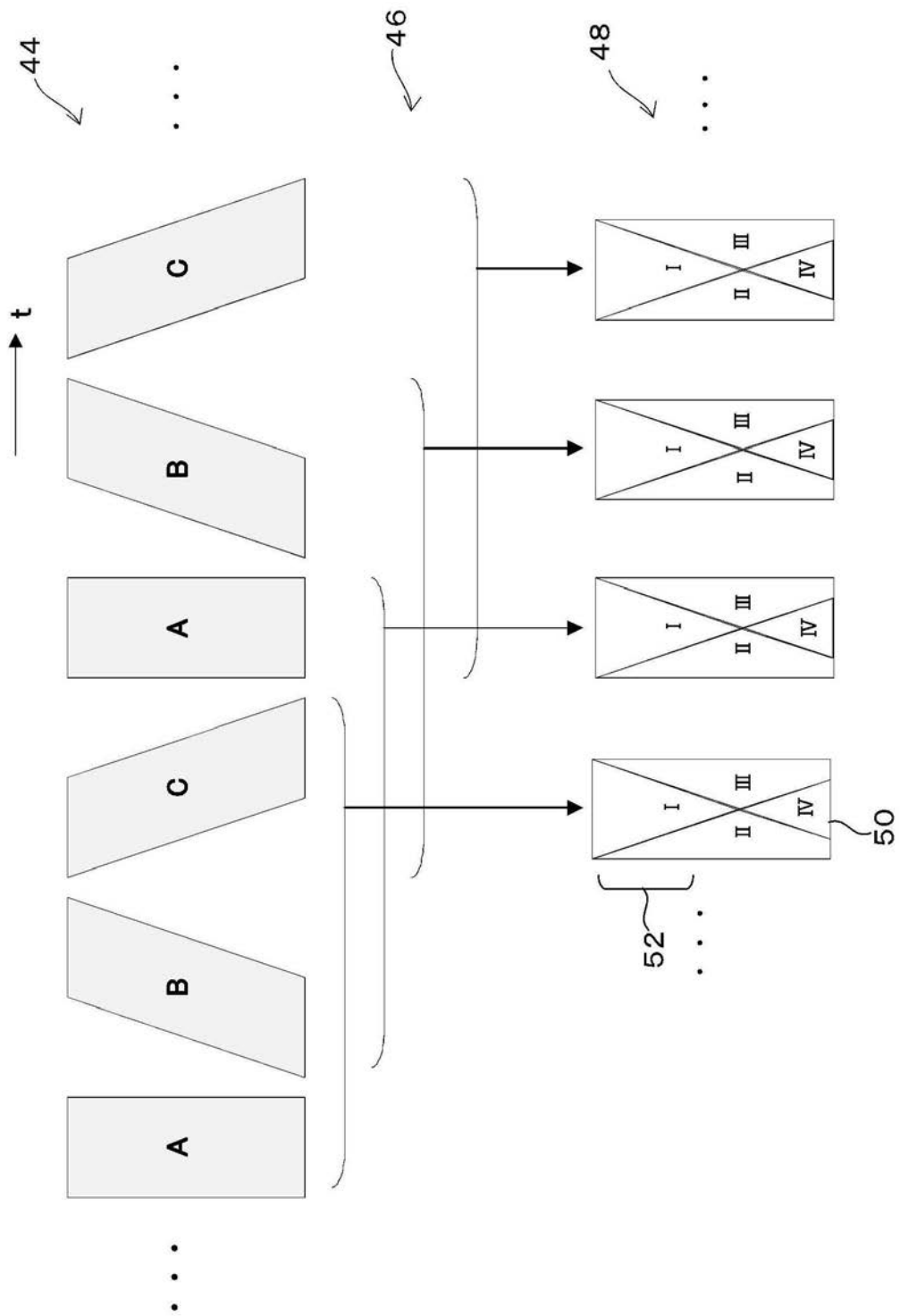
【図 7】

領域	演算式	入力データ				
		X	Y	Z	V	W
I	$(X + Y + Z + V + W) / 5$	A	B	C	D	E
II	$(X + Y + Z + W) / 4$					
III	$(X + Y + V + W) / 4$					
IV	$(X + Y + Z) / 3$					
V	$(X + V + W) / 3$					
VI	$(X + Y) / 2$					
VII	$(X + W) / 2$					
VIII	$(X + Y + W) / 3$					
IX	X					

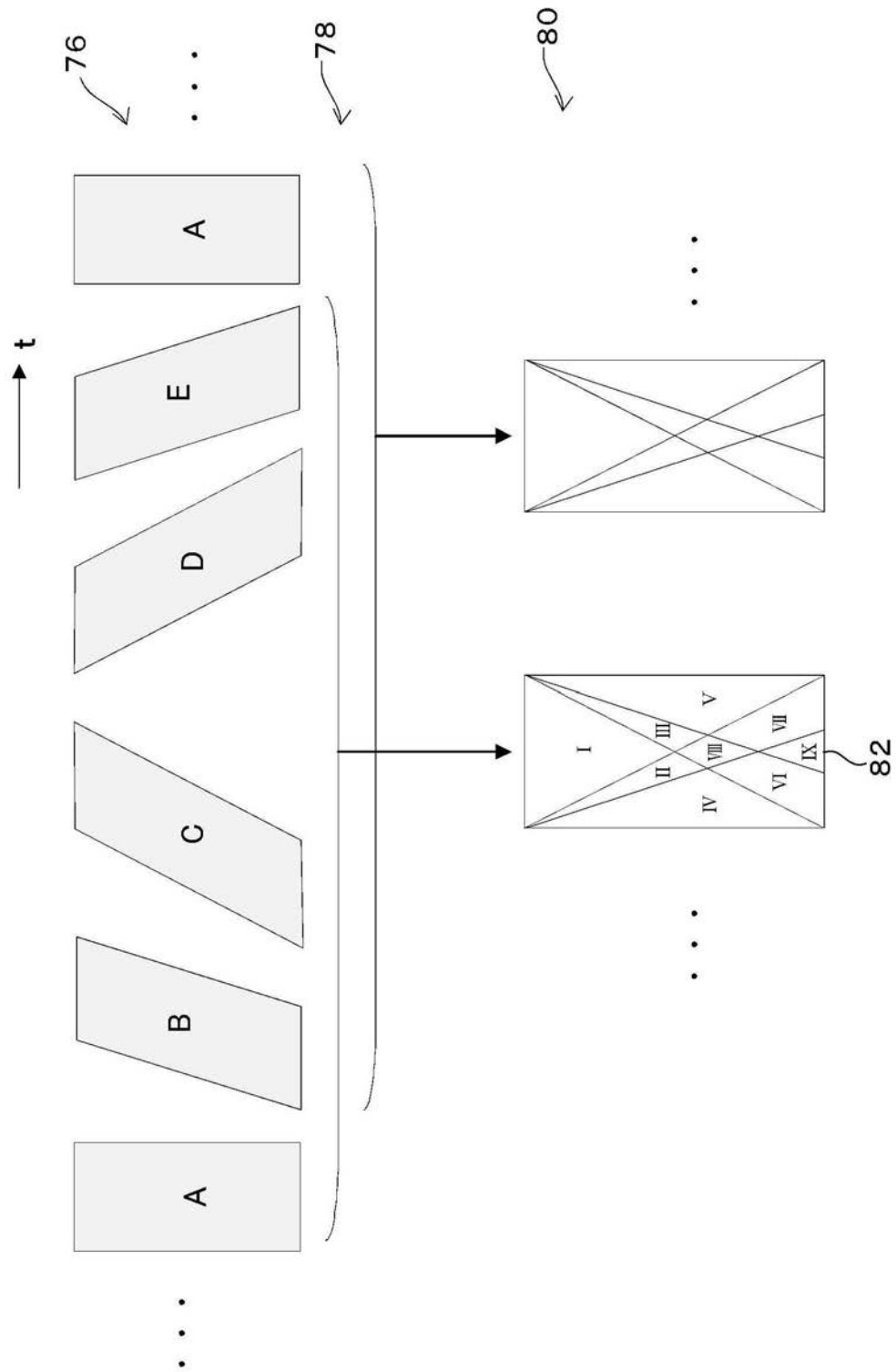
【図 8】

領域	演算式	入力データ				
		X	Y	Z	V	W
I	$(X + Y + Z + V + W) / 5$	A	B	C	D	E
II		A	B	C	C	E
III		A	B	D	D	E
IV		A	B	C	C	B
V		A	E	D	D	E
VI		A	B	A	A	B
VII		A	E	A	A	E
VIII		A	B	A	A	E
IX		A	A	A	A	A

【図 2】



【図 6】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特表2002-526229 (J P, A)
特開2004-290393 (J P, A)
特表2004-522515 (J P, A)
特開2005-152625 (J P, A)
特開2007-54624 (J P, A)
特表2007-513727 (J P, A)
特開2011-104361 (J P, A)
特開2011-152415 (J P, A)
特開2012-101073 (J P, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., D B名)
A 6 1 B 8 / 0 0

【 ㊦ 1 】

The diagram illustrates a system for measuring the thickness of a substrate. It includes a light source (42) that emits light (26) through a lens (28) onto a substrate (10). The substrate has a top surface (10a) and a bottom surface (12). Light is reflected from both surfaces, creating a path difference (8) and a phase difference (24). The reflected light is collected by a lens (30) and sent to a detector (36). The detector is connected to a DSC (38) and a display (40).