

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4787358号
(P4787358)

(45) 発行日 平成23年10月5日(2011.10.5)

(24) 登録日 平成23年7月22日(2011.7.22)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06

請求項の数 22 (全 18 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2009-512889 (P2009-512889) (86) (22) 出願日 平成20年2月7日(2008.2.7) (86) 国際出願番号 PCT/JP2008/052048 (87) 国際公開番号 W02008/136201 (87) 国際公開日 平成20年11月13日(2008.11.13) 審査請求日 平成21年9月28日(2009.9.28) (31) 優先権主張番号 特願2007-117954 (P2007-117954) (32) 優先日 平成19年4月27日(2007.4.27) (33) 優先権主張国 日本国(JP)</p>	<p>(73) 特許権者 000153498 株式会社日立メディコ 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 (74) 代理人 110000855 特許業務法人浅村特許事務所 (72) 発明者 吉川 秀樹 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社日立製作所 中央研究所内 (72) 発明者 東 隆 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社日立製作所 中央研究所内 審査官 川上 則明</p>
---	--

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】

検査対象に超音波信号を送受信する超音波探触子と、
 前記超音波探触子で受信した受信信号に基づいて、複数の第1画像データを構成する第1画像構成部と、
 前記第1画像構成部から入力される前記複数の第1画像データに基づいて、血液及び組織の速度ベクトルを計測する速度ベクトル計測部と、
 前記速度ベクトル計測部で計測される速度ベクトルに基づいて、血流画像を構成する血流画像抽出部と、
 前記血流画像抽出部で構成される血流画像について、輝度毎の画素数を算出する輝度分布計測部と、
 輝度閾値を入力する閾値入力部と、
 前記輝度閾値より高い輝度を有する画素と他の画素とを異なる表示態様とし、少なくとも1つの前記第1画像データに加算して第2画像データを構成する情報処理部と、
 前記情報処理部で構成される第2画像データを表示する表示部とを有する超音波撮像装置。

【請求項2】

前記血流画像抽出部は、前記速度ベクトルを元に組織領域を選択し、前記第1画像データから組織領域データを除去して前記血流画像を構成する請求項1に記載の超音波撮像装置。

【請求項 3】

前記情報処理部では、前記輝度閾値より高い輝度を有する画素について、輝度値に応じて色づけする請求項 1 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 4】

前記表示部は、前記第 2 画像データに、前記速度ベクトル計測部で計測した血流の速度ベクトルを重ねて表示する請求項 1 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 5】

前記表示部は、輝度毎の画素数を表す度数分布表をさらに表示する請求項 1 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 6】

前記閾値入力部は、前記第 1 画像上の任意の領域の輝度値を輝度閾値として設定する請求項 1 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 7】

前記度数分布表及び前記輝度閾値は、前記第 1 画像データの取得に応じて更新される請求項 5 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 8】

前記血流画像抽出部は、所定の速度ベクトル閾値を記憶し、前記速度ベクトル閾値以上の速度ベクトルが存在する領域を前記血流画像とする請求項 1 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 9】

前記血流画像抽出部は、前記第 1 画像データから前記速度ベクトルが実質的に零の領域を除去して前記血流画像とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記血流画像抽出部は、前記超音波探触子が低周波成分の照射を含めた送波シーケンスによって得る受信信号に基づいて、前記組織領域を選択する請求項 1 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 11】

前記速度ベクトル計測部は、複数の速度ベクトルを計測して平均速度ベクトルを算出し、前記血流画像抽出部は前記平均速度ベクトルに基づいて前記血流画像を抽出する請求項 1 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 12】

前記速度ベクトル計測部は、複数の速度ベクトルを計測して領域毎に加算する請求項 1 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 13】

前記閾値入力部は、前記第 1 画像データにおける血管の中心または中心近傍の輝度値を輝度閾値とする請求項 1 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 14】

検査対象に超音波信号を送受信する超音波探触子と、
前記超音波探触子で受信した受信信号に基づいて、複数の第 1 画像データを構成する第 1 画像構成部と、

前記超音波探触子で受信した 1 番目の信号から n 番目の信号までの複数信号の各々に対応する複数の第 1 画像データのうち少なくとも 2 つを記憶するメモリと、

前記第 1 画像構成部から入力されかつ前記メモリに記憶された、(n - 1) 番目の信号に対応する第 1 画像データと n 番目の信号に対応する第 1 画像データとから、血液及び組織の速度ベクトルを計測する速度ベクトル計測部と、

複数の第 1 画像データを加算して加算画像を作成する画像加算部と、
前記速度ベクトル計測部で計測される速度ベクトルまたは前記画像加算部で作成する加算画像に基づいて、血流画像を抽出する血流画像抽出部と、

前記加算画像について、輝度毎の画素数を算出する輝度分布計測部と、
輝度閾値を入力する閾値入力部と、

前記輝度閾値より高い輝度を有する画素を色表示し、少なくとも 1 つの前記第 1 画像デ

10

20

30

40

50

ータに加算して第2画像データを構成する情報処理部と、

前記情報処理部で構成される第2画像データを表示する表示部とを有する超音波撮像装置。

【請求項15】

前記画像加算部は、組織の前記速度ベクトルに基づいて、前記検査対象の体動を補正して前記加算画像を作成する請求項14に記載の超音波撮影装置。

【請求項16】

前記メモリは、前記超音波探触子で受信した1番目の信号からn番目の信号までの複数信号の各々に対応する複数の第1画像データを記憶し、

前記画像加算部は、1番目の第1画像データからn番目の第1画像データを加算して前記加算画像を作成する請求項14に記載の超音波撮影装置。

10

【請求項17】

前記速度ベクトル計測部は、前記画像データを一枚ずつ取得して血液及び組織の速度ベクトルを計測する請求項14に記載の超音波撮影装置。

【請求項18】

前記超音波探触子は、前記第1画像データを分割した分割領域毎に、前記画像加算部が加算する第1画像データの数だけ超音波送受信を行なう請求項14に記載の超音波撮影装置。

【請求項19】

前記血流画像抽出部は、前記加算画像から低周波成分を抽出して前記血流画像を抽出する請求項14に記載の超音波撮影装置。

20

【請求項20】

前記血流画像抽出部は、前記加算画像から高輝度領域を抽出して前記血流画像を抽出する請求項14に記載の超音波撮影装置。

【請求項21】

前記速度ベクトル計測部は、複数の速度ベクトルを計測して領域毎に加算して加算速度ベクトルを算出し、前記血流画像抽出部は、前記加算速度ベクトルによって組織領域と血流領域との速度差を強調して血流領域を抽出する請求項14に記載の超音波撮影装置。

【請求項22】

前記血流画像抽出部は、前記速度ベクトルに基づいて、前記加算画像から血流領域のみを抽出した加算血流画像を構成する請求項14に記載の超音波撮影装置。

30

【発明の詳細な説明】

【参照による取り込み】

【0001】

本出願は、2007年4月27日に出願された日本特許出願第2007-117954号の優先権を主張し、その内容を参照することにより本出願に取り込む。

【技術分野】

【0002】

本発明は、超音波探触子により送受信した超音波信号を用いて、血流画像の輝度の空間分布や速度ベクトルを計測し、血流が停滞するよどみ領域を識別して画像化し表示する装置に関する。

40

【背景技術】

【0003】

血管壁の異常形成物（プラーク）や、プラークの剥離や血液の滞りにより生じる血栓による、血流の遮断が原因で発症する心筋梗塞や脳梗塞は、癌に次いで死亡率が高い重大疾患であると共に、その症状は突発的に発生する。一方で、プラークそのものは数ヶ月から数年かけて血管壁部に徐々に成長して形成される。そのため、検診の段階でプラークの形成が危ぶまれる箇所を特定して監視することが重要であり、血管閉塞に至る前に予防措置を施すことが求められている。

【0004】

50

観察下のプラークに対して治療を実施する判断基準は、プラークの大きさや成長率が考慮される。プラークを診断する上で重要な指標となるのが、プラーク周辺の血流状態、特に血流の速度分布である。

【0005】

血流の速度分布を自己相関演算により計測し、二次元画像化する技術は、現在では超音波診断装置に広く装備されている技術である。(例えば特許文献1)

【特許文献1】特許第3370780

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

上記従来技術では、血流のよどみを可視化することが依然として未解決の問題であった。本発明の目的は、よどみ領域を表す血流分布画像を表示する、超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の超音波診断装置は一例として、検査対象に対して超音波を送受信する超音波探触子と、所望の送信ビームを形成するために、超音波探触子を構成する各ピエゾ素子に所定の時間遅延を与えるための送信ビームフォーマと、送信ビームフォーマからのデジタル信号をアナログ信号に変換するためのD/A変換器と、伝播過程で生じる振幅減衰を補正するためのTGC(Time Gain Controller)と、受信信号をデジタル信号に変換するためのA/D変換器と、超音波探触子の各素子で得られた受信信号を整相し、各素子位置によって生じる時間差を補正するための受信ビームフォーマと、受信ビームフォーマから出力されたRF信号を検波し、画像信号に変換するための包絡線検波部と、包絡線検波部から送信された画像信号を用いて二次元の画像データを構成するためのスキャンコンバータと、前記画像データを少なくとも2枚保持するためのフレームメモリと、保持した複数の画像データ間に生じた血流または組織の速度ベクトルを計測するための速度ベクトル計測部と、計測した速度ベクトルをもとに画像データから血流部分を抽出した血流画像を構成するための血流画像抽出部と、前記血流画像上に、前記血流画像の輝度の度数分布を算出するための度数分布算出部と、画面上に表示される輝度の度数分布表上に、色表示する輝度の閾値を術者が設定するための表示輝度制御部と、前記輝度制御部で設定した閾値を超える輝度のピクセルを、輝度に応じて前記画像データ上に色分けし血流分布画像を構成するための血流分布画像構成部と、前記血流分布画像を表示するための表示部とを有する。

【0008】

ここで、速度ベクトルの計測は、画像データを細分化した領域毎に行ってもよい。また、速度ベクトルの計測結果をもとに、画像データから血流領域を抽出してもよい。また、血流画像の輝度の度数分布を計測してもよい。また、血流分布画像上で色表示される画素は、画面上に表示される輝度の度数分布表上に、術者が所望の輝度値を閾値として選択し、それを超える輝度値をもつものとしてもよい。また、画像データ上に重ねて表示する情報は、血流の速度ベクトル、血流の輝度分布の一方もしくは双方とし、一度に表示する情報は術者が自由に選択できてもよい。また、複数の画像データから速度ベクトルを計測する手段と、計測した速度ベクトルを用いて画像データから血流領域を抽出する手段と、血流領域の輝度の度数分布を算出し、術者が設定する輝度の閾値を超える画素を色表示する手段とを備え、画像データと血流の速度ベクトルと血流の輝度分布から、血流の濃度や流速を示す輝度分布や血流ベクトル等、術者が選択する情報を重ねた血流分布画像を表示するための血流画像表示部を具備してもよい。

【0009】

他の例として、検査対象に超音波信号を送受信する超音波探触子と、超音波探触子で受信した受信信号に基づいて、複数の第1画像データを構成する第1画像構成部と、第1画像構成部から入力される複数の第1画像データに基づいて、血液及び組織の速度ベクトル

10

20

30

40

50

を計測する速度ベクトル計測部と、速度ベクトル計測部で計測される速度ベクトルに基づいて、血流画像を構成する血流画像抽出部と、血流画像抽出部で構成される血流画像について、輝度毎の画素数を算出する輝度分布計測部と、輝度閾値を入力する閾値入力部と、輝度閾値より高い輝度を有する画素を色表示し、少なくとも1つの第1画像データに加算して第2画像データを構成する情報処理部と、情報処理部で構成される第2画像データを表示する表示部とを有する。

【0010】

さらに他の例として、検査対象に超音波信号を送受信する超音波探触子と、超音波探触子で受信した受信信号に基づいて、複数の第1画像データを構成する第1画像構成部と、超音波探触子で受信した1番目の信号からn番目の信号までの複数信号の各々に対応する複数の第1画像データのうち少なくとも2つを記憶するメモリと、第1画像構成部から入力されかつメモリに記憶された、(n-1)番目の信号に対応する第1画像データとn番目の信号に対応する第1画像データとから、血液及び組織の速度ベクトルを計測する速度ベクトル計測部と、複数の第1画像データを加算して加算画像を作成する画像加算部と、速度ベクトル計測部で計測される速度ベクトルまたは画像加算部で作成する加算画像に基づいて、血流画像を抽出する血流画像抽出部と、加算画像について、輝度毎の画素数を算出する輝度分布計測部と、輝度閾値を入力する閾値入力部と、輝度閾値より高い輝度を有する画素を色表示し、少なくとも1つの第1画像データに加算して第2画像データを構成する情報処理部と、情報処理部で構成される第2画像データを表示する表示部とを有する。

【発明の効果】

【0011】

本発明の超音波診断装置によれば、血流濃度や流速を示す血流の輝度分布を色表示し、よどみ領域を強調した、血流分布画像を表示できる。

本発明の他の目的、特徴及び利点は添付図面に関する以下の本発明の実施例の記載から明らかになるであろう。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

本発明の超音波診断装置では、複数の画像データを用いて検査対象の速度ベクトルを計測し、その計測結果をもとに前記画像データから血流領域を抽出し、前記血流領域の輝度の度数分布表を算出し、前記輝度の度数分布をもとにして術者が設定する閾値を超える画素を画像データ上で色表示し、血流分布画像を表示する。

【実施例1】

【0013】

図1は本発明の実施例1になる超音波診断装置の構成を示すブロック図である。最初に血流分布を計測するための元データとなるBモード画像を構成するための第1画像構成部における処理工程について説明し、続いて第1画像構成部から入力されるBモード画像を用いて血流分布画像を構成するための第2画像構成部における処理工程について説明する。

【0014】

Bモード画像を構成するための処理工程はよく知られた技術であるため、ここでは簡単に説明する。

【0015】

超音波探触子2の超音波照射面は、複数のピエゾ素子が一列に配列した構成になっており、各素子が超音波の送受信を担う。送信ビームフォーマ3からの電圧パルスがD/A変換器を介して各ピエゾ素子に入力され、素子の圧電振動によって検査対象1に向けて超音波が照射される。この時、各ピエゾ素子には所定の時間遅延が電子的に与えられており、各ピエゾ素子から送信された超音波は検査対象1の内部の所定の位置で焦点を結ぶ。検査対象1からの反射エコーは各ピエゾ素子で受信され、伝播過程で生じた信号の減衰分を補正するためにTGC(Time Gain Control)5で伝播距離に応じた振幅

補正がなされる。続いて、受信信号はA/D変換器6を介して受信ビームフォーマ7に送られ、焦点位置から各ピエゾ素子までの距離に応じた遅延時間を掛けて加算結果が出力される(整相加算)。この超音波送受信を、ピエゾ素子列に沿った全ての走査線で行なうことで、検査対象1の2次元的な反射エコー分布が得られる。受信ビームフォーマ7からは実部と虚部に分けられたRF信号が出力され、包絡線検波部8に送られる。包絡線検波部8に送られた信号は、ビデオ信号に変換された後、スキャンコンバータ9で走査線間の画素補間が加えられ、2次元画像データに再構成された後、表示部10に表示される。

【0016】

続いて、第二画像構成部における血流分布画像の処理工程について説明する。

【0017】

スキャンコンバータから出力された少なくとも2枚の画像データが、フレームメモリ11に格納される。前記2枚の画像データは速度ベクトル計測部12に送られ、前記2枚の画像データを取得する間に生じた血流および組織の速度ベクトルが計測される。計測した血流ベクトルをもとにして、血流領域のみを抽出した血流画像を血流画像抽出部13で構成する。血流の速度は組織のそれに比べて一桁以上大きいため、計測した速度ベクトルに一定の閾値を与え、その値以上の速度ベクトルをもつ領域を選択することにより、血流画像を抽出できる。前記血流画像は輝度分布計測部14に送られ、輝度の度数分布が算出される。計測した輝度の度数分布を元に、術者は色表示する画素の閾値となる輝度値を閾値入力部15で入力する。フレームメモリ11に保持されている画像データは、速度ベクトル計測部12と共に血流分布画像構成部(情報処理部)16にも送られる。血流分布画像構成部16では、前記血流画像から、閾値入力部15で入力された閾値を超える輝度値を持つ画素が選択された後、その輝度値に応じた色づけがなされる。色づけされた血流画像は、フレームメモリ11から読み込まれる画像データと重ね合わされて、血流分布画像が構成される。前記血流分布画像は表示部10に送られてディスプレイに表示される。

【0018】

次に、図2に示す処理工程表にしたがって、スキャンコンバータ9から取り込まれた画像データから血流分布画像構成部16において、血流の輝度分布を色表示した血流分布画像を構成するまでの処理工程について説明する。

【0019】

フレームメモリ11に格納された2枚の画像データを格納した順に f_1 、 f_2 とする。つまり f_2 が取り込んだ最新の画像データとする。工程21ではこの2枚の画像データを用いて、速度ベクトルの計測を行なう。画像データが速度ベクトル計測部12に入力されると、 f_2 は速度ベクトルを計測するための領域(以降、細分化領域)に細分化される。この細分化領域は、速度ベクトルの分布をどの程度細かく計測するかを決定するため、可能な限り小さいことが望ましいが、速度ベクトルの計測は血流内を流れる反射エコー源である、赤血球や脂質を追跡するため、これらの分子よりも大きな領域である必要がある。この領域の大きさは、超音波探触子から照射される超音波の周波数、超音波探触子の口径幅、フォーカス位置によって決まるが、おおよそ周波数7MHz、口径3cm、フォーカス位置の深さ2cm程度の条件で、500 μ m四方の大きさとなる。よって細分化領域の大きさは、500 μ m四方を初期値として、術者が自由に変更できる。また、初期値も術者が任意に設定できるものとする。 f_2 上に設定したひとつの細分化領域 $sub f_2$ に着目して、速度ベクトルの計測手法について図3Aおよび図3Bを用いて説明する。図中31、33は、画像データ f_1 、 f_2 で、32、34は、各画像データ上の血管を表す。 f_2 (33)上には、細分化領域 $sub f_2$ (36)が設定され、その領域と最も整合する領域(整合領域)を探索するための探索領域35が、 f_1 上の細分化領域 $sub f_2$ (36)と同じ点を中心点とする位置に設定される。探索領域の大きさは計測する血流の速さと画像データを取得するフレームレートによって決まる。ただし、探索領域を広げると、その分だけ処理時間が増えるため、可能な限り小さくする必要がある。例えば下肢静脈の場合、血流速は非常に遅く、約1-2cm/秒である。したがって、毎秒30フレームの画像データを取り込む場合、画像データ間で生じる血流の動きは約300-600 μ mに

10

20

30

40

50

なるので、これに相当する探索領域を設定する。

【 0 0 2 0 】

探索領域を設定する際には、前の画像データで計測された速度ベクトルから、次に画像データで計測される速度ベクトルを推定し、探索領域の大きさを最適化することができる。例えば、図 4 A および図 4 B に示すように、画像データ f_1 と f_2 から速度ベクトル $V_{f_1 - f_2}$ が計測されたとする。次に、 f_3 が新たに取得されると、画像データ f_3 上に細分化領域、画像データ f_2 上に探索領域が設置され、同様の手法により画像データ f_2 と f_3 の間に生じた速度ベクトルが計測される。この時、フレームレートが検査対象の動きの速さに比べて十分に早い場合には、その結果は $V_{f_1 - f_2}$ に近い結果になると推測される。したがって、本来ならば f_2 上に設置される探索領域は、 f_1 上に設置された探索領域 35 と同じ点を中心点として同じ大きさで設置されるが（最適化前の探索領域 40）、先の推測から $V_{f_1 - f_2}$ の方向にはその大きさを維持し、それ以外の方向には、例えば本来設置されるべき領域の半分の範囲にした探索領域の設定が可能である（最適化後の探索領域 41）。探索領域を最適化することにより、細分化領域と整合する領域を探索する範囲が狭くなるため、速度ベクトルの計測に要する処理時間を短縮させることができる。

10

【 0 0 2 1 】

整合領域は、探索領域 35 内を $subf_2$ (36) を 1 画素ずつずらしながら、各位置 (x, y) における輝度の差分絶対値の総和 $c_{x, y}$ を式 (1) に従って求め、この値が最小値となる位置とする。

20

【 0 0 2 2 】

【 数 1 】

$$c_{x,y} = \sum_l^{N_l} \sum_m^{N_m} |subf_2(l, m, t) - subf_2(l, m, t - \delta)|$$

(1)

ここで、 (N_l, N_m) および (l, m) は、細分化領域 $subf_2$ (36) の画素数と探索領域 35 内の各位置 (x, y) における相対的な画素位置を表す。細分化領域の中心点から整合領域の中心点までの距離が、画像データ間に生じた細分化領域における検査対象の動きであり、その値から速度ベクトルが求められる。ここでは整合領域を探索する手法の典型例を示したが、他にも最小 2 乗法や相関演算による手法など、ある特定の領域と最も合致する領域を探索する方法であれば、その演算手法を限定しない。以上に説明した整合領域の探索を、画像データ f_2 上に設定した全ての細分化領域について行なうことで、画像データ全体の速度ベクトルの計測がなされる。

30

【 0 0 2 3 】

速度ベクトルを計測した結果の典型図を図 5 に示す。速度ベクトルを計測する際の基準となる画像データ 31 上に、血管 32 があり、速度ベクトルが図中の矢印で示される。矢印の大きさは血流速の大きさを示し、通常、血管の中心部に比べて壁側の流速は小さくなる。また、超音波探触子を固定した理想的な条件下では、組織は静止しているため、血流以外の領域は速度ベクトルの計測結果が実質的に零となる。

40

【 0 0 2 4 】

工程 22 では、計測した速度ベクトルに基づいて血流領域画像を抽出する。組織の動きが血流に比べて十分に小さいときは、速度ベクトルが実質的に零の領域を画像データ f_2 から除去することにより、血流領域のみを抽出した血流画像が構成される。例えばブラーク診断で重要な対象である頸部動脈や下肢静脈では、血流の速度は組織のそれに比べて一桁程度大きいため、速度ベクトルによる血流領域の抽出は比較的容易である。

【 0 0 2 5 】

血流領域の抽出方法として、ここでは 2 枚の画像を用いた速度ベクトルの計測結果を利

50

用する手法について説明したが、速度ベクトルの計測に利用する画像データは2枚に限らず、さらに多くの画像データを用いて、各画像データ間の速度ベクトルを計測し、各画像データの同じ位置に設置した細分化領域で計測した複数の速度ベクトルから、その位置における平均速度ベクトルを算出し、その大きさから血流領域を判断してもよい。この場合、瞬時的な組織の動きに影響されず血流領域を判別できる。また、複数の画像間で計測された時系列の速度ベクトルを各細分化領域で累積加算することにより、血流領域と組織領域との速度の違いをより明確に分離することができる。

【0026】

また、送波シーケンスに低周波成分の超音波照射を含め、その照射によって得られた画像データから組織領域を判断することもできる。低周波の超音波照射では、血流に含まれる反射エコー源から十分な強度での受信信号が得られないため、構成された画像データは組織成分が強調された画像となる。したがって、画像上で低輝度領域を選択することにより、血流領域を描出することができる。この送波シーケンスの場合には、必ずしも速度ベクトルの計測は必要ではない。この場合、血流の速度ベクトルを表示できず、血流の輝度分布画像のみの画像表示になるが、その分、処理時間の大幅な短縮が期待できる。

10

【0027】

また、高調波成分で構成される画像データを用いることにより、血流領域を組織領域に比べて一桁以上高い輝度値で画像化することができるため、画像上で高輝度領域を抽出することにより、血流画像を作成できる。造影剤の使用も、血流領域からの反射エコー強度を増幅させるのに有効である。この場合も、速度ベクトルの計測は必ずしも必要とせず、処理時間の短縮が期待できる。また、高周波成分で構成した画像から低周波成分で構成した画像を差し引くことも、血流領域を抽出する上でより効果的である。

20

【0028】

次に、前記血流画像の輝度の度数分布を算出する(工程23)。度数分布は横軸に輝度値(8ビットの画像データの場合0-最大255)、縦軸に各輝度値を持つ画素の累計を表示する(図6)。前記度数分布表に基づいて、術者は色表示する画素を決める際の基準となる閾値を入力する(工程24)。画面上の輝度値は、各画素上において単位時間に累積される反射エコー信号の強度であり、血流の流入量が多い場所、または血流が停滞している場所を示すものである。したがって、閾値を調節することにより、例えば血流が停滞している場所のみを強調した画像表示が可能である。入力方法の一例は、前記度数分布表および閾値を設定するための閾値ラインを表示部10に画像と共に表示し、基準ラインを所望の位置に動かして設定する(図7)。画面上では、術者が操作する基準ラインの動きと共に、画面に表示されている血流分布画像上の色表示も即時対応して切り替わる。また、画像データ上の特定の領域、例えば血管の中心領域を選択し、概領域の輝度を閾値にすることもできる。基本的に血管の中心部位は血管の壁部に比べて血流が速く、画像データ上では低輝度になるため、血管の中心または中心近傍の輝度値を基準(閾値)にすることにより、血流領域全体の輝度分布を色表示することができる。

30

【0029】

工程26では、工程25で選択された、閾値を超える輝度を持つ画素が、画像データ f_2 上で色分けされる。さらに、術者の希望によって速度ベクトル計測部12で計測した速度ベクトルを重ねて表示することも可能であり、それにより、例えば血管内の全体の血流の流れの中で、血流が停滞する原因やメカニズムの解明が期待できる。また、血管腫による血流の蛇行や動脈瘤等への流れ込みも画像化できるため、血管異常等に対する診断能の向上が期待できる。

40

【0030】

図7は表示部に表示される血流分布画像の一例である。元の画像データ f_2 (31)に度数分布表、速度ベクトルが表示されている他、血流が停滞し、高輝度領域となっている部分(図中71)が色表示されている。なお、計測領域は術者が自由に変更することができる。また、画像データは基本波成分で構成される画像、高調波成分で構成される画像など、血流からの反射エコー強度が充分であ

50

れば、画像形態を限定しない。また、造影剤を用いることにより、反射エコー強度が増幅されるため、より高い精度での血流分布画像の表意が可能である。

【0031】

上述した処理では、血流の速度ベクトルは血流領域を判別するのに利用し、画像化する直接要素である血流状態は画像データ上の輝度分布で判断している。ここで、速度ベクトルから血流の乱流を判断することで、輝度分布を用いるよりも効率的な処理が可能である。この場合の装置構成例のブロック図を図14に示す。図14では図1に示す装置構成例のブロック図のうち、輝度分布計測部14をベクトル分布計測部141に変更されている。

【0032】

血流分布計測部141では、図15に示すように横軸に計測したベクトルの方向、縦軸にその頻度をとったベクトル分布151を構成する。ベクトルの方向は、表示部に併せて表示する画像データ31に基づいて設定し、例えば右方向を基準値として 0° とする。血流の方向は概ね同一方向を向くため、ベクトル分布はその方向に高い頻度を持つが、乱流領域ではベクトルの方向は様々であるため、その場合には 0° 以外の方向に頻度を持つ。ベクトル分布151には抽出領域152が設けられており、術者は抽出領域入力部142にて、この領域を適当に調整することにより、所望の方向を持つベクトルまたはその画素を選択することができる。選択された画像データ上の画素は血流分布画像構成部16で色分けされ、表示部に表示される。

【0033】

また、ベクトル分布151から各ピークの分散値()を計測し、その値が大きい領域をベクトル方向が不均一、つまり乱流領域として選択することもできる。血管に局所的に腫瘍があり、その周辺の乱流を抽出したい場合、多くのベクトルが均一な方向を持つため、その方向のピークの分散値は小さく、頻度が大きい。したがって、そのピークの分散値で決まる範囲(例えば図15の ± 2)以外の領域を抽出することにより可能である。

【0034】

また、隣接した血流ベクトルを用いて互いの類似度を相互相関演算により求め、予め設定する閾値以下の類似度を持つ画素を選択することによって、乱流領域の画素を判別することもできる。この場合、閾値または抽出領域を調整を必ずしも必要としない。

【実施例2】

【0035】

図8は本発明の実施例2になる超音波診断機の構成を示すブロック図である。第1画像構成部の装置構成および処理工程は実施例1と同じであるため、第2画像構成部から説明する。

【0036】

フレームメモリには実施例1と同様に最低2枚の画像データが保持されるが、実施例2においては、術者が設定する n 枚($n > 1$)の画像データ($f_1 - f_n$)が順次保持される。ここで、 f_n が取り込まれた画像データの中で最も新しいものとする。速度ベクトル計測部12ではフレームメモリ11に取り込まれた複数の画像データ間、望ましくは全ての画像データ間に生じた速度ベクトルが計測される。速度ベクトルの計測手法は実施例1で説明した手法と同じである。

【0037】

実施例2の超音波診断機では、計測した速度ベクトルを元にして、複数枚の画像データを加算処理して構成される加算画像を輝度分布の計測に利用する。また、加算画像は、血流領域抽出部における血流領域の抽出にも利用する。

【0038】

最初に、速度ベクトルの計測と、画像加算の手法について、図9のフローチャートを用いて説明する。ここでは、加算枚数を n 枚とし、フレームメモリには読み込まれた順に、 f_1 から f_n まで n 枚の画像が保持されているとする。超音波診断機に取り込まれた最も新しい画像 f_n を、加算処理の基準画像として読み込み(工程91)、続いて加算対象に

10

20

30

40

50

なる1フレーム前の画像 f_t (t の初期値は $(n-1)$) をフレームメモリから読み込む(工程92)。この2枚の画像を用いて、画像間に生じた速度ベクトルの計測を行ない(工程93)、その計測結果を元に両画像間に生じた検査対象の動きを補正して加算処理する(工程94)。速度ベクトルの計測は、相互相関演算や最小二乗法など一般に知られるパターンマッチングの手法を用い、その手法を特に限定しない。工程92から工程94を、 $(n-1)$ 回、つまり $t=1$ になるまで繰り返し(工程95)、最終的に n 枚の画像が加算処理された加算画像が血流画像抽出部13に出力される(工程96)。

【0039】

血流画像抽出部13では、前記加算画像から血流領域のみを抽出した加算血流画像を作成する。血流領域の抽出は、加算画像の輝度値により血流領域を判断する。加算処理により、血流に含まれる反射エコーからの輝度値が、加算処理の基準画像上に累積される。そのため、前記加算血流画像上には、反射エコー源の動きを追跡した流跡線が描出される。一方で、組織領域の動きは血流に比べて十分に遅く、加算画像上でも細かい構造が維持される。したがって、加算画像から低周波成分を抽出することにより、血流画像を作成できる。また、実施例1に記載したように、送波シーケンスに低周波の超音波を照射する手法、高周波成分や造影剤を用いた手法なども適用できる。各手法とも、組織領域および血流領域の輝度差を用いた手法であるため、加算処理を加えることで、その輝度差をより拡大することができる。

【0040】

前記加算血流画像は輝度分布計測部14に送られ、実施例1で説明した手法と同様にして輝度の度数分布表が算出される。前記加算画像上では、血流の流量や流速の違いによって生じた輝度値の分布が、単一画像に比べて明瞭であるため、度数分布表からよどみ領域に相当する領域を判別することは、さらに容易になる。

【0041】

前記度数分布表を用いて、色表示するための閾値を閾値入力部15で実施例1に記載の手法により入力し、血流分布画像構成部16にて、色別された血流のよどみ領域や血流の速度ベクトルが、フレームメモリ11から読み込まれた画像データ f_n に重ねられ、血流分布画像が構成される。この時、よどみ領域や速度ベクトルを重ねる画像は、図10に示すように画像加算部81で作成した加算画像でもよく、術者が自由に選択できる。

【0042】

速度ベクトルを計測する際に、画像データの取り込み時間が長いと、画像データ間に生じる輝度の変化が大きくなり、また速度ベクトルの計測誤差が生じる可能性がある。そこで、度数分布表の算出に複数枚の画像データを使った加算画像を用いる場合には、送波シーケンスを調整することにより、領域探索の誤差を軽減させることができる。簡単のため、ここでは図11Aおよび図11Bに示すように、3枚の画像を加算する場合で説明する。111、112、113は、従来の送波シーケンスで得られた画像データ1、画像データ2、画像データ3である。通常の3フレーム加算の場合では、各画像間で速度ベクトルの計測を行ない、その結果に基づいて加算処理がなされる。一方、別の3フレーム加算の場合では、撮像領域を超音波を電子走査する方向に分割し(ここでは3分割)、各領域で加算枚数分(ここでは3回)だけ送受信することにより、加算画像の構成に要する処理時間を変えずに速度ベクトルの計測誤差を軽減させることができる。まず、分割領域1(114)で3回の送受信を行い、速度ベクトルの計測と計測結果に基づく加算処理を行なう。続いて、他の分割領域2(115)、分割領域3(116)でも同様にして分割した領域毎の加算画像を作成し、最後に全体の加算画像を構成する。従来手法に比べて、狭い領域で超音波を送受信するため、各分割領域においては画像間に生じる時間差が短く、補正すべき位置ずれが少ないため、速度ベクトルの計測精度が高くなる。また、探索する領域も小さくできるため、整合領域の探索に要する処理時間を短縮させることが可能である。血流分布を計測する領域が狭い場合や、検査対象の変形が小さい場合には、速度ベクトルの計測を特定の領域に限定することで処理時間の短縮が図れる。組織領域の少なくとも一つの細分化領域で速度ベクトルを計測し、その計測結果を基にして全画像領域を含む加算

10

20

30

40

50

画像を構成する。血流領域の抽出は、前述したように低周波成分を抽出することで作成できるため、速度ベクトルの計測を全画像領域で行なう場合に比べて大幅な時間短縮が可能である。

【0043】

正常な血管の場合、血流の流線はほぼ直線を描くが、プラーク等の障害物がある場合には、曲線または渦状の流線を描く。この流線は、プラークの有無を示すだけでなく、血流の流れが停滞する「よどみ」の箇所を識別する上で有用である。血流のよどみは、血栓形成の要因となったりプラークの成長率を高める可能性があるため、よどみの画像化は、プラークの予防診断に向けた重要な診断ツールが実現できる。

【0044】

上記した各々の実施形態により、よどみ領域を画像化するために、血流の速度ベクトルを計測し、渦や歪曲している流路を可視化することができ、また、流れが停滞している箇所を計測することができる。

【0045】

血流の速度分布を計測する手段としてよく知られているCFM (color flow mapping) は、血流の方向や大きさを画像上の色分けして表示するため、流れの停滞を簡易に判断しうるが、計測方向が制限されている点や、一定の領域内での平均的な速さを計測している点などから、プラークの後方部や血管の蛇行部に生じるよどみ領域を判断するには、空間的な分解能が不十分な点が課題として残る。高周波探触子を用いて撮像したBモード画像上では、血流内の反射体の動きによりよどみ領域の判断が可能であるが、流れの停滞状況を定量的に判断することは難しく、観察者の主観によるところが大きい。また、中長期的な観察が必要な状況下では、術者による診断のばらつきや再現性の低さは、心筋梗塞や脳梗塞に至る前の予防措置を施すタイミングを計る上では重大な問題となりうる。上記した各々の実施形態によれば、客観的に血流の濃度や停滞箇所を容易に判断しうる画像表示を得ることができる。

【0046】

よどみとなる血流の停滞領域を判断する上で、血流に含まれる赤血球や脂質等の超音波反射エコー源からの輝度分布は有用な情報となる。血流の低速領域ないし血流の停滞領域は画像データ上で高輝度領域になり、前記高輝度領域は撮像に要する時間幅を広げることにより、低輝度領域との差をより明確とすることができる。

上記記載は実施例についてなされたが、本発明はそれに限らず、本発明の精神と添付の請求の範囲の範囲内で種々の変更および修正をすることができることは当業者に明らかである。

【実施例3】

【0047】

実施例1に記載の装置構成及び処理に対し、汎用的に利用されている自己相関演算を用いた血流画像(以後、CFM画像(Color Flow Mapping))と併せることで、より効果的に血流動態の違いを反映した画像構成が可能である。

【0048】

実施例3になる超音波診断装置の構成例を示すブロック図を図12に示し、具体的な処理について説明する。図12は、図1に示す実施例1の装置構成例のブロック図に基づいて、速度ベクトル計測部12から閾値入力部15までの構成を第2画像構成部121として簡略化し、新たにCFM処理部122を設けた装置構成となっている。CFM画像は、同一走査線に対して複数回の送受信を行ない、取得したパルス信号から血流由来のドップラー遷移周波数を計測し、さらに自己相関演算により計測される血流の平均速度及び反射強度を色相変調または輝度変調して構成される。したがって、図12のCFM処理部122は、主にドップラー遷移周波数を計測するためのミキシング部、血流以外の信号を除去するためのMTI (Moving Target Indicator) フィルタ、平均速度や反射強度を計測するための自己相関演算部等を含み、受信ビームフォーマ7から入力されるRF信号を元に、自己相関演算の結果である血流のドブラスベクトルを出力する

10

20

30

40

50

。縦軸及び横軸が各々強度と周波数で構成されるドプラスペクトル（図13）の面積は超音波照射領域の赤血球数に相関する。したがって、各走査線に設けた領域毎にドプラスペクトルに基づく面積を計測し、その値に応じた色の濃淡を画像上に示すことで、血流濃度を映像化できる。この反射強度を反映したCFM画像は血流方向の情報を持たない。そのため、血流分布画像構成部（情報処理部）16において、CFM画像、第2画像構成部121で計測された血流ベクトル、フレームメモリからの組織画像を組み合わせることにより、血流濃度や血流方向を示す画像が提示される。

【図面の簡単な説明】

【0049】

【図1】図1は、本発明の実施例1になる超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。 10

【図2】図2は、実施例1に記載の装置構成例において、速度ベクトルの計測から血流分布画像の構成に至るフローチャートである。

【図3A】図3Aは、実施例1に記載の装置構成例において、速度ベクトルの計測手法を説明する図である。

【図3B】図3Bは、実施例1に記載の装置構成例において、速度ベクトルの計測手法を説明する図である。

【図4A】図4Aは、実施例1に記載の装置構成例において、探索領域を最適化する手法の一例を説明する図である。

【図4B】図4Bは、実施例1に記載の装置構成例において、探索領域を最適化する手法の一例を説明する図である。 20

【図5】図5は、実施例1に記載の装置構成例において、速度ベクトルの計測結果の一例を表す図である。

【図6】図6は、実施例1に記載の装置構成例において、輝度の度数分布表の一例を示す図である。

【図7】図7は、実施例1に記載の装置構成例において、血流分布画像の表示形態の一例を示す図である。

【図8】図8は、本発明の実施例2になる超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。

【図9】図9は、実施例2に記載の装置構成例において、速度ベクトルの計測手法を説明する図である。 30

【図10】図10は、本発明の実施例2になる超音波診断装置の第二の構成例を示すブロック図である。

【図11A】図11Aは、実施例2に記載の装置構成例において、速度ベクトルの計測誤差を軽減するための送波シーケンスの例である。

【図11B】図11Bは、実施例2に記載の装置構成例において、速度ベクトルの計測誤差を軽減するための送波シーケンスの例である。

【図12】図12は、本発明の実施例3になる超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。

【図13】図13は、ドプラスペクトルの例である。 40

【図14】図14は、ベクトル分布計測部を含む装置構成例を示すブロック図である。

【図15】図15は、ベクトル分布図の例である。

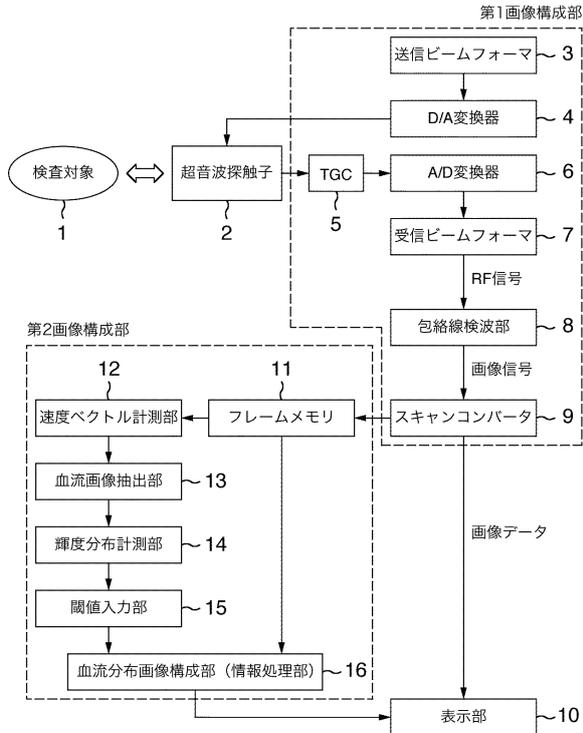
【符号の説明】

【0050】

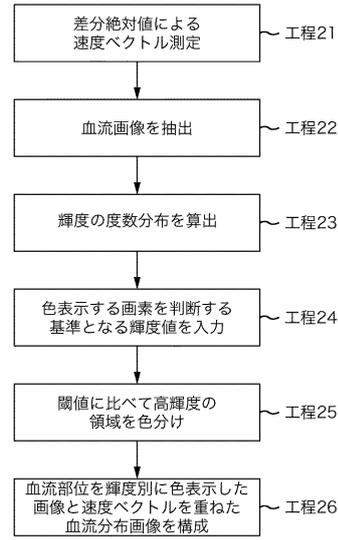
- 1 検査対象
- 2 超音波探触子
- 3 送信ビームフォーマ
- 4 D/A変換器
- 5 TGC
- 6 A/D変換器

7	受信ビームフォーマ	
8	包落線検波部	
9	スキャンコンバータ	
10	表示部	
11	フレームメモリ	
12	速度ベクトル計測部	
13	血流画像抽出部	
14	度数分布算出部	
15	閾値入力部	
16	血流分布画像構成部	10
31	画像データ f_1	
32	画像データ f_1 上の血管	
33	画像データ f_2	
34	画像データ f_2 上の血管	
35	探索領域	
36	細分化領域 $sub f_2$	
40	最適化前の細分化領域	
41	最適化した細分化領域	
71	よどみ領域	
81	画像加算部	20
111	画像データ 1	
112	画像データ 2	
113	画像データ 3	
114	分割領域 1	
115	分割領域 2	
116	分割領域 3	
121	第 2 画像構成部	
122	C F M 処理部	
141	ベクトル分布計測部	
142	抽出領域入力部	30
151	ベクトル分布	

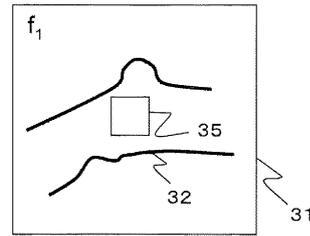
【図1】



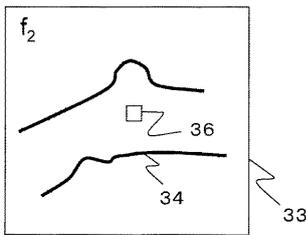
【図2】



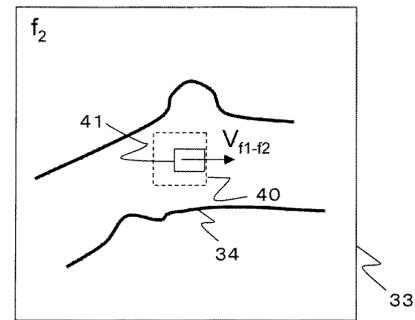
【図3A】



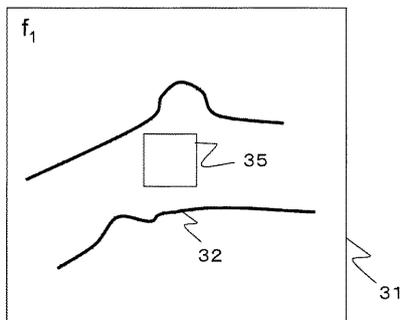
【図3B】



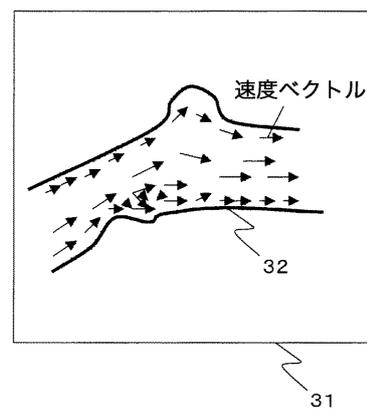
【図4B】



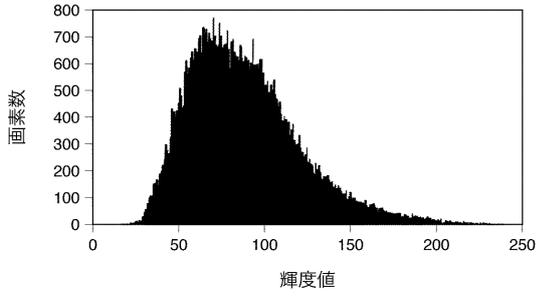
【図4A】



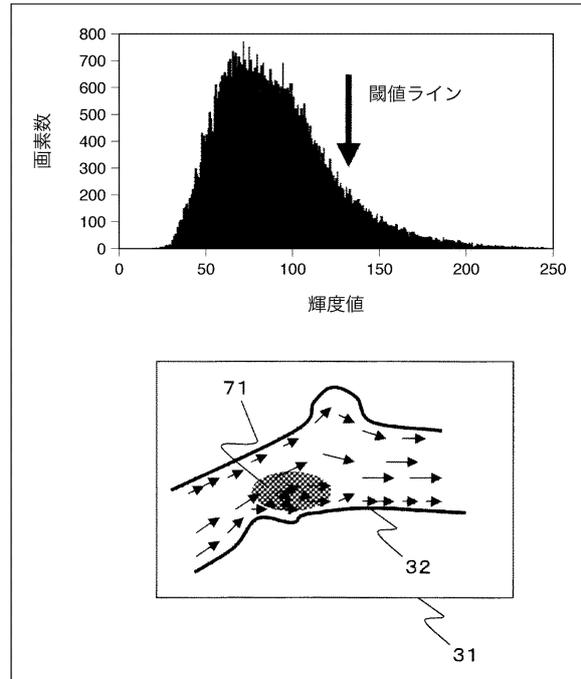
【図5】



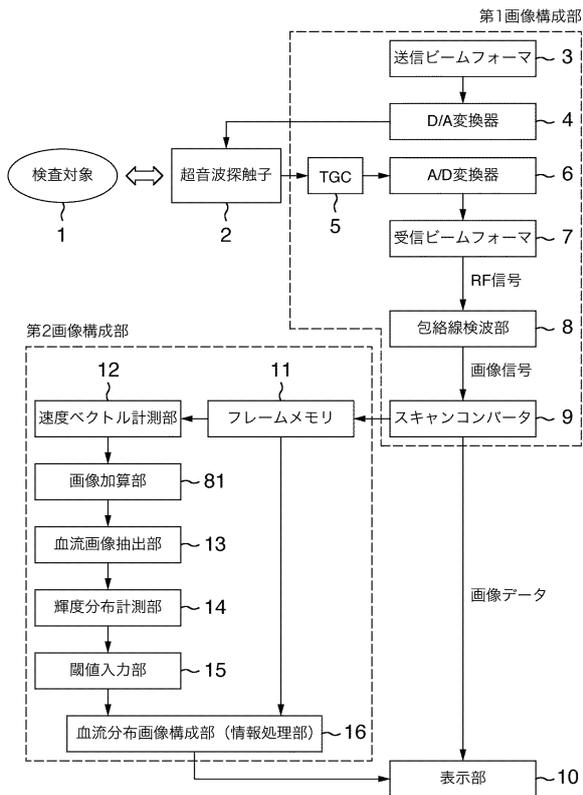
【図6】



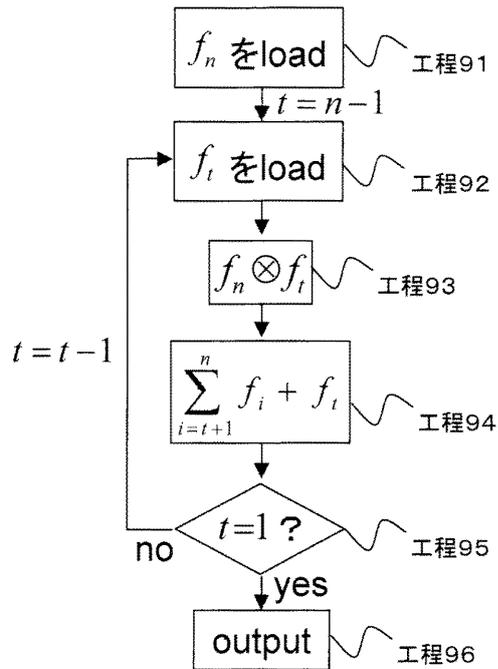
【図7】



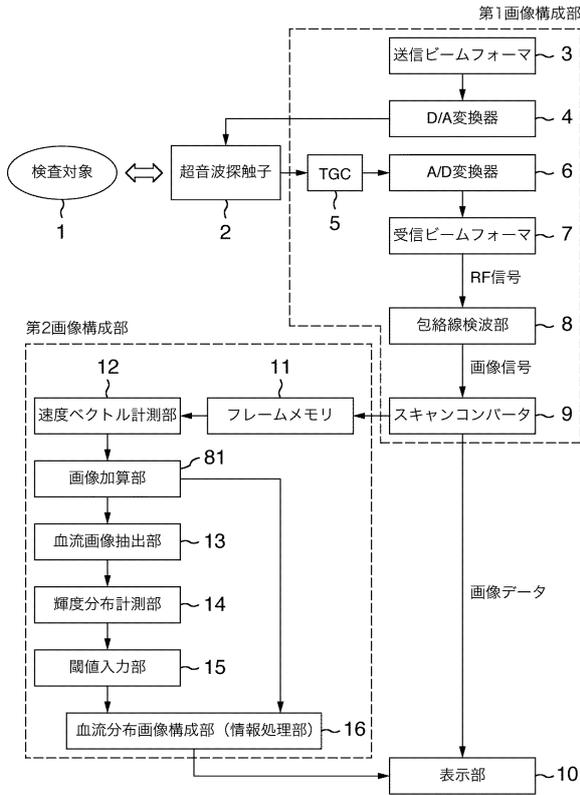
【図8】



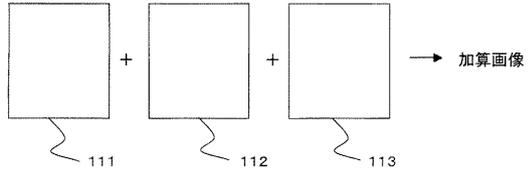
【図9】



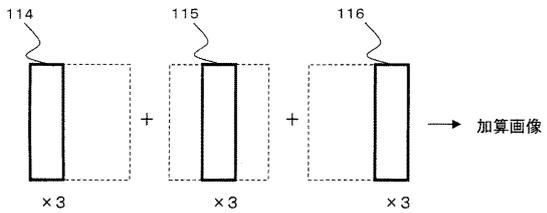
【図10】



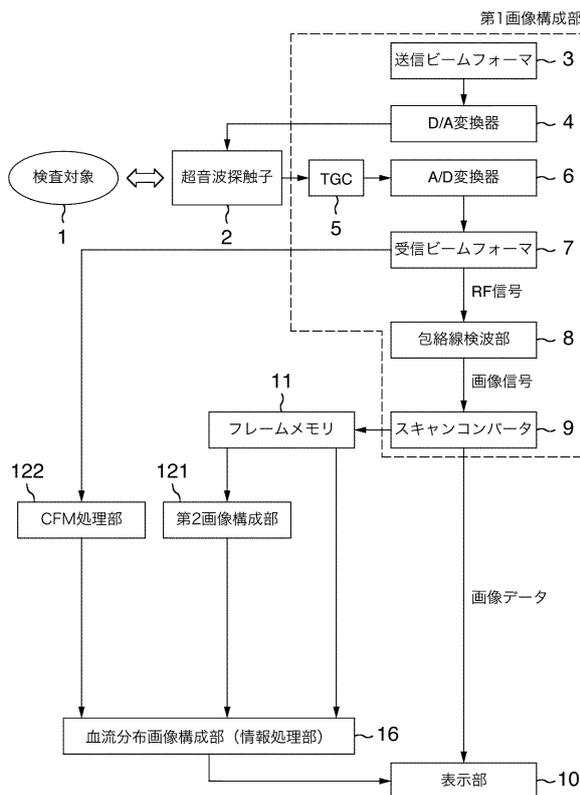
【図11A】



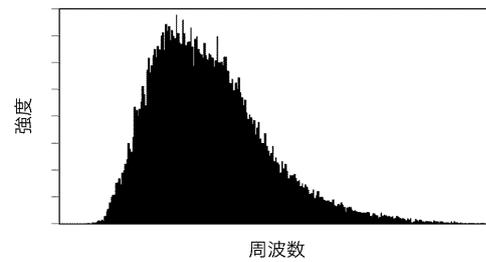
【図11B】



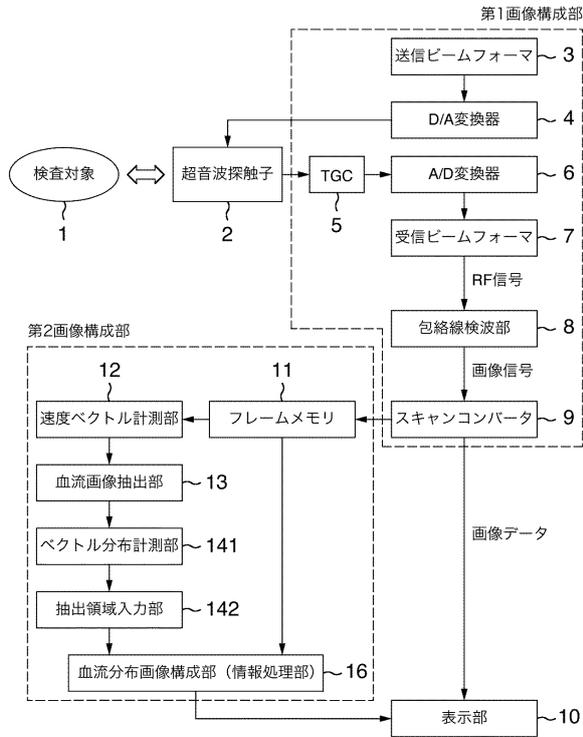
【図12】



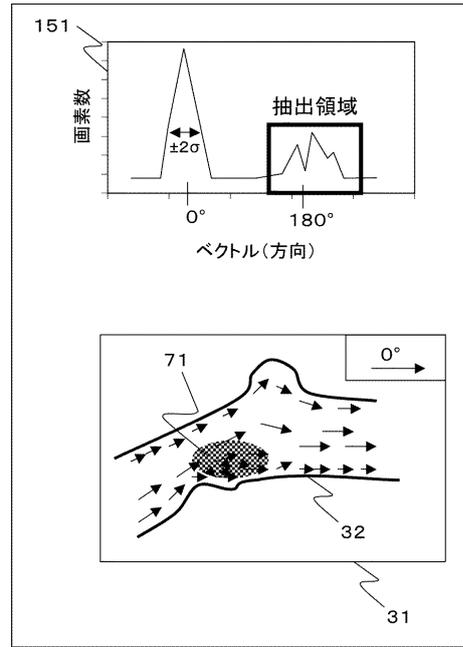
【図13】



【図14】



【図15】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平 2 - 2 6 8 7 4 8 (J P , A)
特開平 6 - 6 3 0 4 6 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 1 2 9 9 6 7 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 8/06
JSTPlus(JDreamII)
JMEDPlus(JDreamII)