

(19) 日本国特許庁(JP)

再 公 表 特 許(A1)

(11) 国際公開番号  
WO2009/110308

発行日 平成23年7月14日 (2011. 7. 14)

(43) 国際公開日 平成21年9月11日 (2009. 9. 11)

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

F 1  
A 6 1 B 8/06

テーマコード (参考)  
4 C 6 0 1

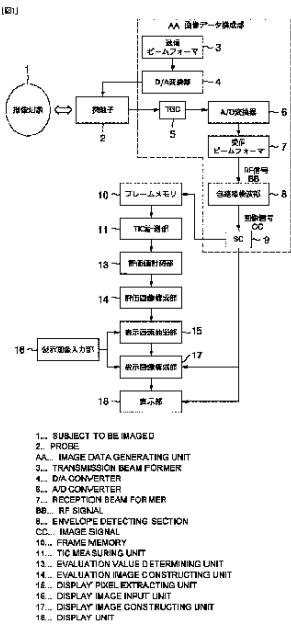
審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 19 頁)

出願番号 (21) 国際出願番号 (22) 国際出願日 (31) 優先権主張番号 (32) 優先日 (33) 優先権主張国	特願2010-501841 (P2010-501841) PCT/JP2009/052627 平成21年2月17日 (2009. 2. 17) 特願2008-57167 (P2008-57167) 平成20年3月7日 (2008. 3. 7) 日本国 (JP)	(71) 出願人 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 110000350 ボレール特許業務法人 (72) 発明者 吉川 秀樹 日本国東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目28 〇番地 株式会社日立製作所 中央研究所 内 (72) 発明者 東 隆 日本国東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目28 〇番地 株式会社日立製作所 中央研究所 内 Fターム(参考) 4C601 DD03 DE06 DE11 EE30 JC07 JC37 KK02 KK07 KK24 最終頁に続く
------------------------------------------------------------------------------	---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置

(57) 【要約】

生体内部を伝播する過程で生じる振幅減衰を補正するTGC (Time-Gain Controller) と、画像データを構成するSC (Scan Converter) と、各画素のTICを計測するためのTIC計測部と、TICに基づいて血流動態を評価するための指標を入力するための評価指標入力部と、評価指標に対応する評価値を計測するための評価値計測部と、評価値に基づいて二次元画像を構成するためのTIC画像構成部と、表示画像に対応する領域をTIC画像から抽出する表示画像抽出部とを備え、各画素で計測したTICを利用して血流動態の違いを計測する超音波撮像装置を提供する。



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

被検体に超音波を送受信する探触子と、  
前記探触子による複数の受信信号に基づいて複数の画像データを生成する画像データ生成部と、  
前記画像データを保存するフレームメモリと、  
前記画像データの画素毎の輝度の時間変化を計測する時間変化計測部と、  
時間変化計測部の計測結果に基づいて評価画像を構成する画像構成部と、  
前記評価画像についての表示項目情報を入力する入力部と、  
前記評価画像から画素を抽出し抽出画像を構成する表示画素抽出部とを有する超音波撮像装置。 10

## 【請求項 2】

計測した時間変化に基づいて評価値を算出する評価値算出部をさらに有し、前記画像構成部は前記評価値に基づいて前記評価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】

前記抽出画像と前記画像データを用いて表示画像を構成する表示画像構成部と、前記表示画像を表示する表示部をさらに有する請求項 1 に記載の超音波撮像装置。

## 【請求項 4】

前記フレームメモリに保存された画像データについて体動影響を補正する体動補正部をさらに有する請求項 1 に記載の超音波撮像装置。 20

## 【請求項 5】

前記表示部は、前記時間変化の特定変化時間に対する対応画素の数を表示する度数分布表示部を有する請求項 3 に記載の超音波撮像装置。

## 【請求項 6】

前記時間変化の特定変化時間を、前記画素の輝度に基づいて計測する請求項 1 に記載の超音波撮像装置。

## 【請求項 7】

前記画像構成部は、前記画素毎の輝度の時間変化を色で識別する画像を前記評価画像とする請求項 1 に記載の超音波撮像装置。

## 【請求項 8】

前記画素毎の輝度の時間変化の微分値から、前記被検体の造影相の違いを判別する請求項 1 に記載の超音波撮像装置。 30

## 【請求項 9】

前記入力部は表示項目を表示し、操作者の前記表示項目の選択を入力として受ける請求項 1 に記載の超音波撮像装置。

## 【請求項 10】

前記画素抽出部は、前記評価値と前記評価画像の色との対応、及び前記画素毎の輝度の時間変化のいずれかによって抽出する画素を判断する請求項 1 に記載の超音波撮像装置。

## 【請求項 11】

前記評価値は、前記画素毎の輝度の時間変化を表す式を  $I = I_{max} (1 - \exp(-\beta t))$  とするとき、造影剤の流量が飽和するときの飽和輝度値 ( $I_{max}$ )、造影剤流入量の加速度を示す値 ( $\beta$ )、特定の輝度値に達する時間の少なくともいずれかである請求項 1 に記載の超音波撮像装置。 40

## 【請求項 12】

前記表示部は、操作者が選択する領域の前記時間変化の特定変化時間および評価値を表示する請求項 3 に記載の超音波撮像装置。

## 【請求項 13】

前記表示画像構成部は、前記画像データ、前記評価画像、前記抽出画像を任意に組み合わせた画像を前記表示画像とする請求項 3 に記載の超音波撮像装置。

## 【請求項 14】

50

前記表示画像構成部は、動画像で表示される画像データ上に色分けした前記評価画像を半透明で重畳した画像、動画像で表示される画像データ上に色分けした前記抽出画像を半透明で重畳させた画像、及び特定の領域を強調した画像のいずれかを前記表示画像とする請求項3に記載の超音波撮像装置。

【請求項15】

計測した時間変化に基づいて評価値を算出する評価値算出部をさらに有し、前記入力部は、表示画像の領域の選択入力を受け、前記表示部は、前記選択入力に基づいて選択される領域の前記画素毎の輝度の時間変化および評価値を表示する請求項3に記載の超音波撮像装置。

【発明の詳細な説明】

10

【参照による取り込み】

【0001】

本出願は、2008年3月7日に出願された日本特許出願第2008-057167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、生体内に対して超音波を送受信し、その内部を画像化する技術に関するもので、特に造影剤による生体内組織の輝度変化を利用して撮像する超音波撮像装置に関する。

【背景技術】

20

【0003】

生体内にパルス状超音波を送信し、その受信信号から生体の内部情報を画像化する超音波撮像装置は、小型な装置、リアルタイムでの画像表示といった特徴を有し、X線やMRIと共に医療分野で汎用的に用いられている画像装置の一つである。

【0004】

また血管系の造影技術は微細な構造を含む血管網を周辺組織よりも高いコントラストで強調した画像を得る手法として一般的に知られており、各画像装置において臨床現場で汎用的に利用されている。

【0005】

超音波造影剤として用いられるのは直径数ミクロンの微小気泡（マイクロバブル）である。微小気泡が用いられる理由は、医用分野で使用される数MHzの超音波に共振し、送信用のパルス信号と同程度の周波数帯域の散乱波を生ずることによる。超音波による造影技術は他の画像装置に比べて視野や撮像可能な領域に制限があるものの、造影剤自体に毒性がない他、被曝等の重大な侵襲がなくリアルタイムで造影血管を観察できる特徴を有する。

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

従来の超音波造影剤は、気泡を高音圧照射により圧壊させて造影信号を増強させるものであった。撮像面内の気泡を消失させて画像を取得するため、同一断面を撮像できる時間が数秒に限られる問題があった。つまり、造影剤が組織に充満した状態で超音波照射を行ない、気泡が消失する数秒の間に取得した信号で画像を構成する必要がある。これに対し、近年新たに認可された造影剤は、低音圧照射により気泡を振動させて造影信号の増強を図るものである。撮像面内の気泡が消失しないため、従来の造影剤では困難であった同一断面の連続撮像が可能であり、これにより超音波造影診断の実用性が飛躍的に向上しただけでなく、造影画像に時間情報を導入した造影診断の高度化が期待されている。

40

【0007】

造影診断が有効な対象のひとつは肝臓である。正常な肝臓にはクッパー細胞と呼ばれる食細胞が存在し、血流中の造影剤を外敵とみなして取り込む働きをする。このクッパー細胞の貪食作用により正常な肝臓は造影画像上で高輝度に映るが、クッパー細胞を持たない

50

腫瘍等の異常領域は造影剤が取り込まれない分正常領域に比べて低輝度となり、当該領域を高いコントラスト比で描出できる。

【0008】

クッパー細胞の特性を利用した造影画像と共に肝臓腫瘍の鑑別で重要なのは腫瘍新生性血管の描出である。腫瘍新生性の血管を造影してその構造や密度を観察することにより、正常組織に埋もれた腫瘍組織の検出や腫瘍の鑑別に必要な情報を得ることができる。特に動脈性血管の造影観察は肝細胞癌の鑑別に有効であり、診断上で必須の検査項目になっている。

【0009】

しかし、肝臓には肝動脈の他に小腸を経由した血液が流入する肝門脈があり、造影画像から両者を正確に識別することは難しい。そこで、造影剤濃度によって変化する画像上の輝度の時間変化（TIC：Time-Intensity Curve）を利用して血流動態を識別する技術が注目されている。静注投与された造影剤は、心臓から血液が直接流入する肝動脈（動脈相）、小腸を経由した血液が流入する肝門脈、クッパー細胞を有する組織（組織相）の順に造影するため、各造影相で異なるTICの形状を示す。したがってTICの計測結果から動脈相の血管を判断できることが期待され、同じ目的で現状で最も利用されているCTA（CT-Angiography）と同等の情報を持つ画像提示が期待される。

【0010】

例えば、特許文献1に記載の技術は、表示する情報の値と画面上の輝度や色との対応関係はカラーバーで示しており、これを参考に表示レンジを最適に設定する。

【0011】

また、特許文献2では、低輝度でかつ不規則に変動する輝度変化を示す画素であるノイズ又は生体信号の典型的な輝度変化のパターンを予め用意しておき、それらパターンと計測した画素の輝度変化を比較して概領域の信号起源を判別している。

【0012】

上述したように、血流動態の画像化は腫瘍の鑑別に重要な情報を与えるため、臨床現場でのニーズは高い。また、特定の造影相に特化した血管の画像化にはTICの利用が有効であるが、消失させずに造影が可能な新規造影剤の出現は、TICの高精度計測に非常に合致している。

【0013】

各造影相の血流動態は非常に複雑であり、特に動脈相と門脈相の血流動態は似た傾向を示す。そのため、特定のTICから血流動態を判別するための評価指標を決定することは困難であり、また評価指標によって二次元画像を色分けする際、二次元画像から最適なレンジを設定することは困難である。

【0014】

また、画素の輝度変化を利用して信号の起源を判別しようとする際、輝度変化が生じる相対的な時間差を比較する必要がある血流動態の判別は困難である。

【0015】

本発明の目的は、TIC計測に基づく血流動態の評価値の計測を画素毎に行ない、その値に基づいて操作者が選択する造影相の血管を表示する超音波撮像装置を提供することにある。

【0016】

【特許文献1】特開2005-81073

【特許文献2】特開平8-252253

【課題を解決するための手段】

【0017】

本発明は一例として、被検体に超音波を送受信する探触子と、前記探触子による複数の受信信号に基づいて複数の画像データを生成する画像データ生成部と、前記画像データを保存するフレームメモリと、前記画像データの画素毎の輝度の時間変化を計測する時間変

10

20

30

40

50

化計測部と、時間変化計測部の計測結果に基づいて評価画像を構成する画像構成部と、前記評価画像についての表示項目情報を入力する入力部と、前記評価画像から画素を抽出し抽出画像を構成する表示画素抽出部とを有する。

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば血流動態の違いを画像化し、診断に必要な造影相の血管を特異的に表示することができる。

【0019】

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。

10

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】 実施例1の構成例を示すブロック図。

【図2】 実施例1の画像データの保存から血流動態画像の構成に至るまでの処理工程。

【図3】 実施例1の特定の画素のTIC計測に関する説明図。

【図4】 実施例1の体動補正部を含む構成例を示すブロック図。

【図5】 実施例1の各画素で計測されるTICの典型例。

【図6】 実施例1のTICによる評価指標となる評価値の計測手法に関する説明図。

【図7】 実施例1のTICによる閾値輝度の計測手法に関する説明図。

【図8】 実施例1の評価画像および抽出画像を示す図。

20

【図9】 実施例1の表示画像の第一の例を示す図。

【図10】 実施例1の、表示画像の第二の例を示す図。

【図11】 実施例1のTICおよび度数分布表を含む表示形態の一例を示す図。

【図12】 実施例1の度数分布表から動脈相を判別する手法を説明する図。

【符号の説明】

【0021】

- 1 撮像対象
- 2 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 包絡線検波部
- 9 SC
- 10 フレームメモリ
- 11 TIC計測部
- 13 評価値計測部
- 14 評価画像構成部
- 15 表示画素抽出部
- 16 入力部
- 17 表示画像構成部
- 18 表示部
- 32 画素 (x、y、t<sub>1</sub>)
- 34 画素 (x、y、t<sub>2</sub>)
- 36 画素 (x、y、t<sub>n</sub>)
- 41 体動補正部
- 81 評価画像
- 82 肝門脈
- 83 肝動脈

30

40

50

- 8 4 カラーバー
- 8 5 抽出画像
- 9 1 画像データ
- 9 2 重畳画像の例 1
- 1 0 1 重畳画像の例 2
- 1 1 1 T I C 表示
- 1 1 2 度数分布表。

【発明を実施するための最良の形態】

【0 0 2 2】

以下、本発明の実施例について図を用いて説明する。

10

【実施例 1】

【0 0 2 3】

図 1 は本発明の実施例 1 になる超音波撮像装置の構成を示すブロック図である。

【0 0 2 4】

撮像対象 1 に対して超音波を送受信する探触子 2 と、探触子 2 を構成する圧電素子に所望の送受信ビームを形成する所定の時間遅延を与える送信ビームフォーマ 3 と受信ビームフォーマ 7 と、送受信信号をアナログ・デジタル変換する A/D 変換器 6 及び D/A 変換器 4 と、生体内部を伝播する過程で生じる振幅減衰を補正する TGC 5 と、受信した RF 信号を検波し画像信号に変換する包絡線検波部 8 と、画像信号から二次元画像を構成する SC 9 と、取得した二次元画像を保存するフレームメモリ 10 と、保存した画像データから各画素の T I C を計測する T I C 計測部 11 (時間変化計測部) と、計測した T I C に基づいて血流動態を評価するための評価指標をとる値を計測して算出する評価値計測部 (計測値算出部) 13 と、各画素で計測した評価値に基づいて二次元画像を構成する評価画像構成部 (画像構成部) 14 と、着目対象及び表示形態などの表示項目に関する情報を入力する表示画像入力部 (入力部) 16 と、入力された表示画像に対応する領域を T I C 画像から抽出する表示画像抽出部 15 と、入力された表示形態の画像を構成する表示画像構成部 17 と、構成された画像を表示する表示部 18 とを有する。

20

【0 0 2 5】

画像データの生成に関しては、ここでは簡単に説明する。探触子 2 の超音波照射面は、複数の圧電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 4 を介して各圧電素子に入力され、素子の圧電振動によって撮像対象 1 に向けて超音波が照射される。この時、各圧電素子には所定の時間遅延が電子的に与えられており、各圧電素子から送信された超音波は撮像対象 1 の内部の所定の位置で焦点を結ぶ。撮像対象 1 からの反射エコーは各圧電素子で受信され、伝播過程で生じた信号の減衰分を補正するために TGC 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、焦点位置から各圧電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、圧電素子列に沿った全ての走査線で行なうことで、撮像対象 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、SC 9 で走査線間の画素補間が加えられ、二次元画像データに再構成された後、表示部 18 に表示される。

30

40

【0 0 2 6】

T I C 計測部 11 において T I C 計測の際にフレームメモリ 10 から一定のサンプリング間隔で画像データを読み出すことで処理時間を短縮できる。原理的には動脈相の時間 (数秒) 内に 3 枚以上の画像データがあれば T I C の概略を曲線として判定できるため、例えば t 秒の動脈相に対して n (> 3) 枚の画像データを保存すると仮定した場合、サンプリング間隔を  $n/t$  にできる。

【0 0 2 7】

フレームメモリ 10 に保存された画像データから血流動態を示す表示画像の構成に至る

50

処理を図1の構成に基づいて説明する。図2は実際の処理工程を示す。

#### 【0028】

造影剤の導入から組織に十分に充満するまでの画像データをフレームメモリ10に保存した後(工程1)、工程2では画素のTICを計測する。ここで、全ての画素のTICを計測してもよく、また、保存されている時系列の画像データを表示部18に表示し、入力部を介して操作者が関心のある範囲を指定することにより、TIC計測を含む後段の処理の対象範囲を限定すれば、処理時間の短縮が図れる。また、SC9からの画像データを随時表示部18に表示し、造影剤が流入する前後の適当なタイミングで操作者が入力部である画面またはパネル上のボタンでトリガを発信することにより、フレームメモリ10に保存する画像データを限定することも可能である。また、画像全体の輝度変化に着目することにより、自動的に計測領域を限定される。例えば動脈相に関心がある場合、初期状態では全画素のTICを計測し、その結果を時相毎に加算する。加算結果は動脈相において上昇を続けるが、動脈相の後半になるに従って上昇率が低下する。この時間を閾値とし、それまでにTICが上昇傾向を示した画素のみを抽出または継続して計測することにより、TIC計測の領域に関心がある領域に自動的に限定することが可能である。この手法によれば加算結果の上昇開始のタイミング、つまり造影剤が流入開始するタイミングを判別できるため、動脈相が開始するフレームの特定も容易である。TIC計測は、体動の影響が小さい場合、各画像上で同位置の画素の輝度値を計測し、その値を時系列に配列することで容易に当該位置のTIC計測がなされる。例えば図3に示すように時刻 $t_1$ から時刻 $t_n$ にかけて取得した画像データを時系列に $f_1$ 、 $f_2$ 、 $f_n$ とし、画像データ $f_1$ 上の画素32( $x$ 、 $y$ 、 $t_1$ )のTIC計測を行う場合、画像データ $f_2$ 、 $f_n$ から各々同じ座標を有する画素34( $x$ 、 $y$ 、 $t_2$ )、画素36( $x$ 、 $y$ 、 $t_n$ )の輝度値を計測する。

#### 【0029】

体動の影響が大きい場合、図4に示すブロック図のようにフレームメモリ10とTIC計測部11の間に体動補正部41を設置し、フレーム間に生じた体動を補正する必要がある。体動の補正手法は様々考えられるが、最も容易な方法としてはTIC計測に用いる時系列の画像群から補正処理の基準となる画像を選択し、最小二乗フィッティングや相互相関演算といった一般的なパターンマッチング処理を用いる。また前記画像群から等間隔にサンプリングした画像データに対して補正処理を行ない、その結果から全体の動きを推定することにより処理時間の短縮を図れる。

#### 【0030】

工程3では評価値計測部13にて血流動態の評価指標となる値(評価値)の計測を行う。造影剤による輝度( $I$ )の時間変化( $t$ )つまりTICを式で表すと、 $I = I_{max} (1 - \exp(-\beta t))$ となる。ここで $I_{max}$ は造影剤の流量が飽和したときの飽和輝度値、 $\beta$ は造影剤流入量の加速度を示す値である(図5)。画素毎に計測する、これらのTICの特徴的な値または特徴的な変化が生じる時間変化の特定変化時間( $t_{TIC}$ )の少なくともいずれかが評価値となる。

#### 【0031】

図6の(a)は各画素で計測されるTICの典型的な例である。評価値計測部13ではこのTICに対し、Low-Pass Filterやリサンプリング処理によりTICの傾きを単純化したTIC概略図(図6の(b))を構成する。この段階で飽和輝度値 $I_{max}$ と造影前の輝度平均値 $I_{bass}$ が計測される。さらに前記TIC概略図の時間微分( $\delta(\text{輝度})/\delta t$ )により、造影剤の流量の加速度 $\beta$ が計測される(図6の(c))。

#### 【0032】

また、ここでの $t_{TIC}$ は時間変化の特定変化時間であり、前述した飽和輝度や予め設定する閾値輝度等の特徴的な値に達する時間を示す。閾値輝度は、例えば図7の(a)に示すようにTICが平坦になる飽和輝度 $I_{max}$ に適当な定数 $\alpha$ 、例えば0.8を乗じた値、または、図7の(b)に示すように造影前の輝度平均値 $I_{bass}$ と造影後の飽和輝度 $I_{max}$ との平均値( $(I_{max} + I_{bass})/2$ )を用いてもよい。また、図6の

(c) に示す微分結果をもとに、造影剤の流入開始時間 ( $t_2$ ) と飽和時間 ( $t_3$ ) を計測し、その中間の時間 ( $(t_3 - t_2) / 2$ ) を  $t_{TIC}$  にすることもできる。

#### 【0033】

上述した閾値輝度の設定および時間変化の特定変化  $t_{TIC}$  の計測は操作者が手動で行なってもよいが、閾値輝度の定義を予め装置に入力することによって自動的に行なってもよい。手動の場合には、画像データから操作者が着目する領域を入力部を介して選択することにより、表示される TIC から画面をポイント等で選択することにより設定される。術者が着目する領域の TIC の全体像に基づいて閾値輝度を設定することにより、所望の領域に対して最適な設定が可能になる。

#### 【0034】

10

工程 4 では、計測した評価値の値 (すなわち、画素毎の輝度の時間変化に基づく情報) に応じて画像データ上の全画素の色分けがなされ、評価画像 81 が構成される (図 8)。図 8 は  $t_{TIC}$  を評価値とした場合の評価画像 81 の一例であり、 $t_{TIC}$  の時間差によって色分けされた血管 82、血管 83、および組織領域が示されている。カラーバー 84 は  $t_{TIC}$  の値と評価画像 81 上の色の濃淡との対応を示すものである。造影剤が流入しない領域の TIC は閾値輝度に達せず、概領域画素の  $t_{TIC}$  は計測されない。そのような画素は予め設定することにより、自動的に排除もしくは確実に認識できる所定の色 (黒などの単一の色) で表示される。この処理により造影領域と非造影領域の区別が、視覚的にだけでなく信号処理としても容易に可能になる。

#### 【0035】

20

工程 5 では表示画像に関する情報が入力される。表示部 18 には、動脈相、門脈相、組織相等の項目が表示され、操作者は画面上のポイントで所望の項目を自由に選択する。他にも表示項目の例として、動脈相、門脈相、組織相に属さない異常血管の項目や、特定の腫瘍に特異的な血流動態を示す項目を設ける。

#### 【0036】

工程 6 では評価画像から工程 5 で入力された項目に応じて必要な画素を評価画像から抽出する。評価値と評価画像の色との対応、及び画素毎の輝度の時間変化のいずれかによって抽出する画素を判断する。例えば工程 5 で動脈相が選択された場合には、図 8 のカラーバー 84 から比較的  $t_{TIC}$  が小さい値を示す領域が選択され、その配色に該当する画素が全て抽出され、動脈相のみが表示される抽出画像 85 が構成される。動脈相の動態を示す画素を特異的に抽出し画像化することにより、腫瘍の鑑別や活性度の診察が可能である。

30

#### 【0037】

工程 7 では、工程 6 で抽出した画素を元に表示する画像を構成する。表示形態の一例を図 9 に示す。図 9 の (a) の表示形態では、全体像を把握するために SC 9 から読み出される画像データ 91 と動脈相に相当する領域を強調した抽出画像 85 が並列表示される。画像データ 91 は静止画像でもよく、また動画表示でもよい。また、画像データ 91 に抽出画像 85 を重畳した重畳画像の例 1 (92) により、着目している領域を容易に判別できる。また、図 10 に示すように、画像データ 91 に評価画像 81 を重畳させ、その上で抽出画像の領域を強調させて表示する重畳画像の例 2 (101) の形態もある。

40

#### 【0038】

構成された表示画像は、表示部 18 に表示される (工程 8)。

#### 【0039】

基本的な構成では、操作者の操作は工程 5 にて表示画像入力部 16 に所望の表示項目を入力するのみである。残りの処理は全て自動的になされるため表示項目の入力と同時に、図 9 または図 10 に示す形態の表示がなされる。但し、本超音波撮像装置の構成では工程 4 で構成した評価画像 81 は常にメモリに保持されているため、表示する情報はいつでも変更できる。そのため、工程 5 の操作は省略することも可能であり、その場合には工程 6 において評価画像が抽出画像として表示画像構成部 17 に送り、表示部 18 に表示される表示画像をもとに操作者が後述する手法により所望の画像に編集する。

50



## 【0040】

表示画像をもとに工程4で計測した評価指標や閾値輝度の変更や調整をする手法について説明する。表示画像の着目領域を入力部を介してポインタ等で選択することにより、当該領域のTIC及び評価値計測部13で求めた評価値が図11に示すように表示部18に表示され、それを元に操作者は評価指標や閾値輝度の微調整をする。調整内容は評価画像構成部14に送られ、表示画像が更新された後に表示部18に再表示される。表示画像および着目領域のTICに基づく評価指標や閾値輝度の微調整を適宜行なうことにより、術者の関心に即した表示画像の最適化が図れる。例えば本来異なる血流動態を示す二つの血管が、表示画像上で同程度の評価値と判断された場合、その二つの血管のTICを表示し、設定した閾値輝度を確認することにより閾値輝度の妥当性が判断でき、閾値を上下させて微調整することにより最適な設定が可能である。 10

## 【0041】

さらに、表示部18に設けられた度数分布表示部をポインタで選択することにより横軸に評価値、縦軸に各評価値を有する画素数を示す度数分布表が表示される。図11はその表示形態の一例である。度数分布表112では評価値を $t_{TIC}$ とし、左から右にかけて値が大きくなる。例えば操作者が度数分布表112の任意の部分を入力部を介してポインタで選択すると、該当する $t_{TIC}$ を持つ画素が評価画像構成部14で抽出され、表示画像が更新される。また選択する部分を指定領域にすることも可能である。

## 【0042】

度数分布表を利用することにより、特定の部位、例えば特に肝動脈の抽出が容易になる。撮像対象が肝臓の場合、度数分布表112は動脈相、門脈相、組織相に応じた三つのピークを持つが、動脈相と門脈相は血流動態が類似しているため、各血管上の画素の $t_{TIC}$ は近い値を持つ。そのため $t_{TIC}$ により色分けした画像や特定のTICにより、表示画像を動脈相に最適化させることは難しい。度数分布表示部により表示されている全画素の $t_{TIC}$ の頻度が確認できるため、例えば図11に示すように最初のピークに指定領域を設置することにより、動脈相をより正確に抽出することができる。なお、度数分布表は度数分布のテーブルとして表示してもよい。 20

## 【0043】

また、度数分布表の構成を工程3に予め含めることで、TICによる微調整を必要とせずに、工程4の段階で各造影相に最適化した画像表示が可能になる。この場合、度数分布を表示部に表示して操作者が動脈相など特定の 카테고리を選択する。また図12に示すように横軸に $t_{TIC}$ 、縦軸に累積画素数をプロットし、その時間微分値の高さから、輝度上昇が顕著な時間範囲、つまり造影剤の流入が顕著な時間範囲の特定が可能で、工程4において動脈相など特定の カテゴリを自動的に判別することもできる。 30

## 【0044】

また、上述した装置構成および処理手法は主に動脈相、門脈相、組織相に対応する画素を識別して抽出する内容であったが、動脈相、門脈相、組織相および $t_{TIC}$ が計測されない領域を評価画像から除することにより、異常な造影動態を示す血管ないし組織を抽出し表示画像上で色分けして表示することも可能である。また上述したように度数分布で指定する領域を調整することによっても動脈と門脈の間の動態を示す血管を特異的に抽出することも可能である。 40

## 【0045】

また、本技術は組織に特徴的な輝度変化が生じる時間を、画像データ上の輝度情報を利用して計測、画像化する技術であり、用いる画像データを限定しない。つまり、上述の装置構成ではSC9からの画像データを用いた処理工程を記載したが、例えば受信ビームフォーマ7からのRF信号を利用してよい。包絡線検波部8により検波される前のRF信号は組織の輝度情報を直接計測したものであり、SC9からの画像データに比べて組織に生じた輝度変化をより高い感度で抽出できる。また、画像データの取得方法も限定しない。超音波の送信信号と同じ周波数帯域の受信信号に基づいて構成された画像データを用いてもよく、また、非線形の挙動を示す造影剤の特徴を利用し、送信信号と異なる周波数帯 50

域の受信信号を利用して得た画像データを利用してもよい。

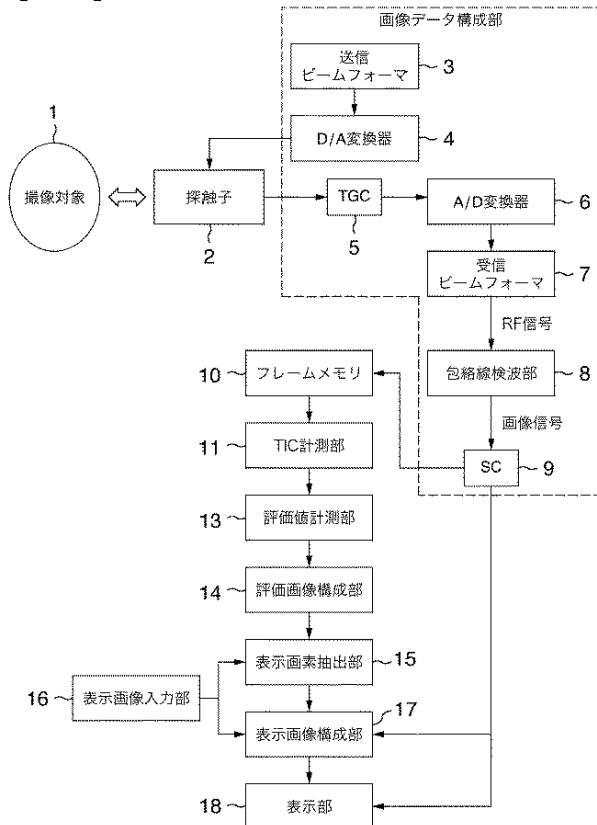
【0046】

以上記載の構成により、一回の造影剤の使用によっても、動脈相、門脈相、組織相を各々特定するなど、被検体の造影相の違いを判別することができる。

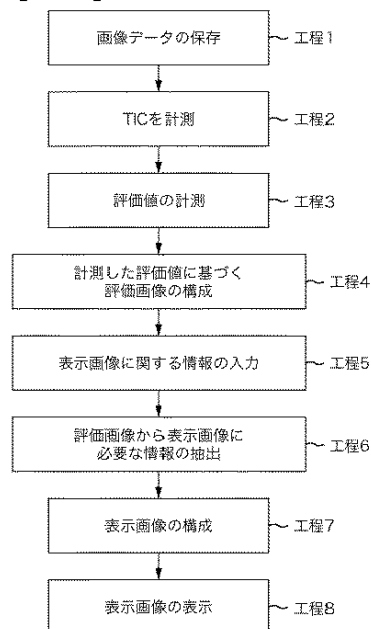
【0047】

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。

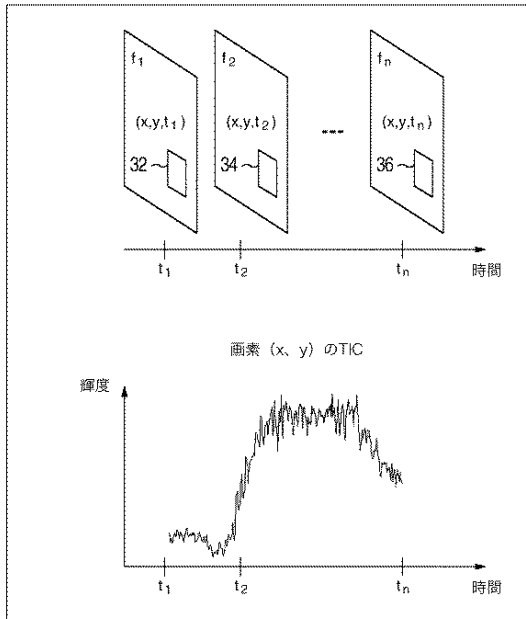
【図1】



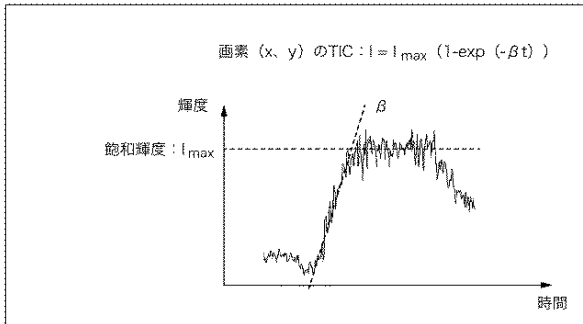
【図2】



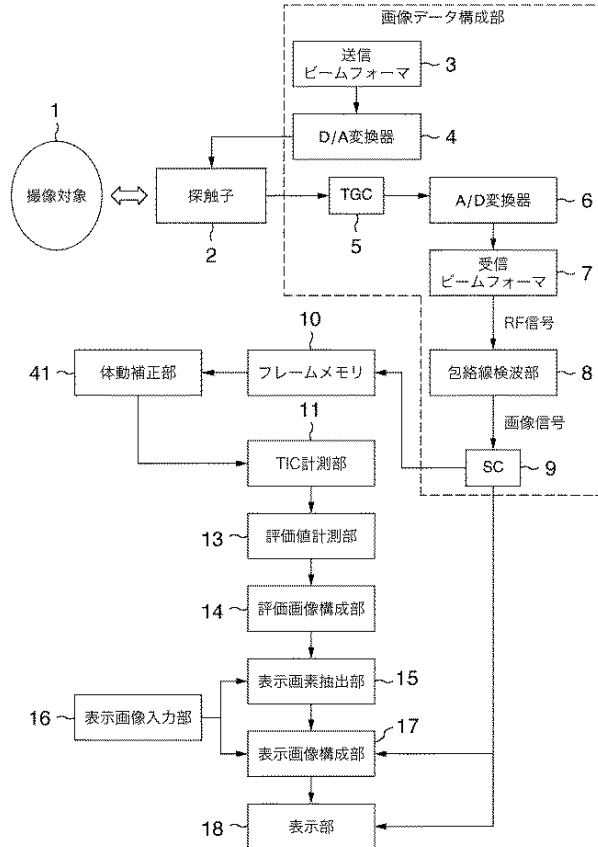
【图 3】



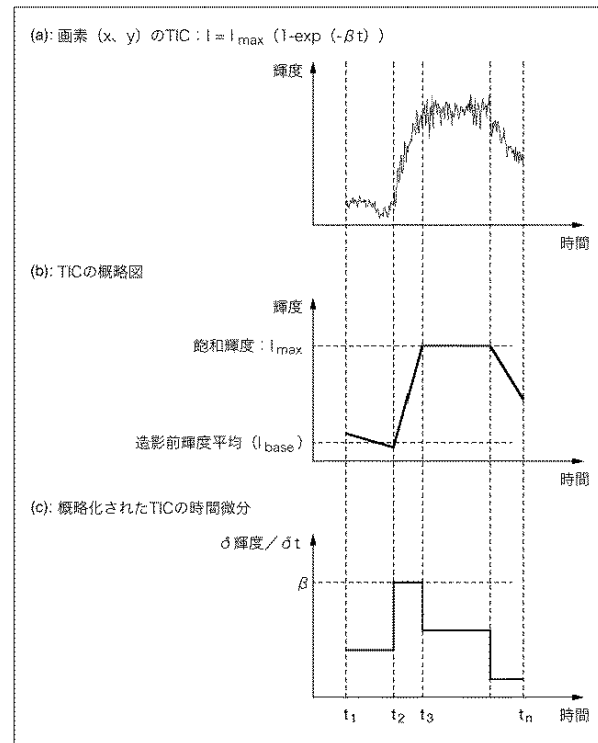
【图 5】



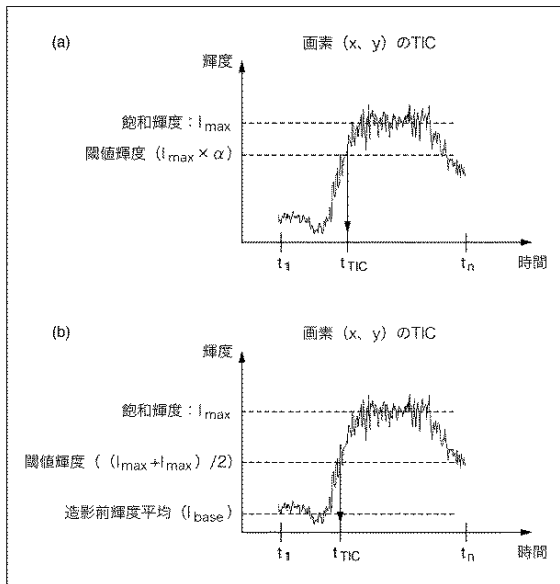
【図 4】



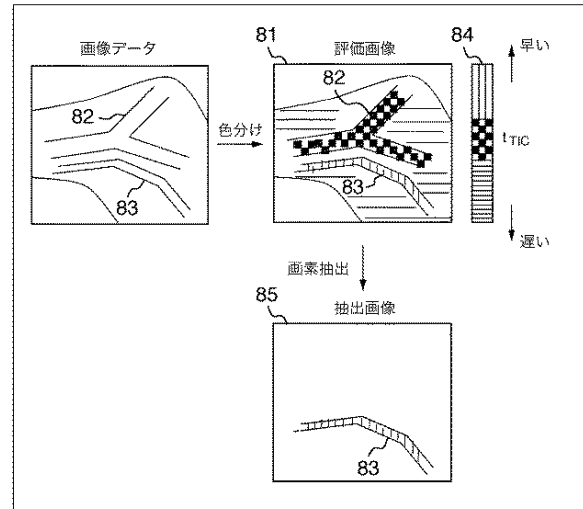
【図 6】



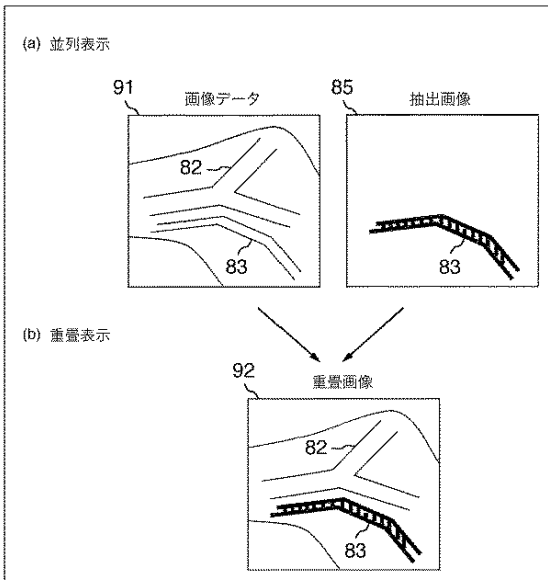
【図 7】



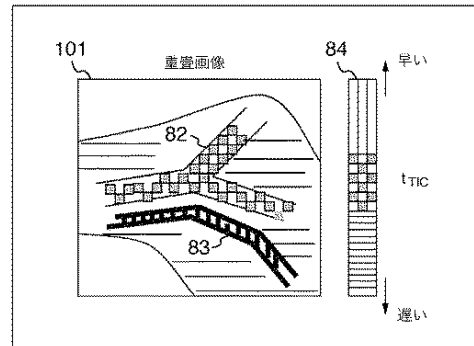
【図 8】



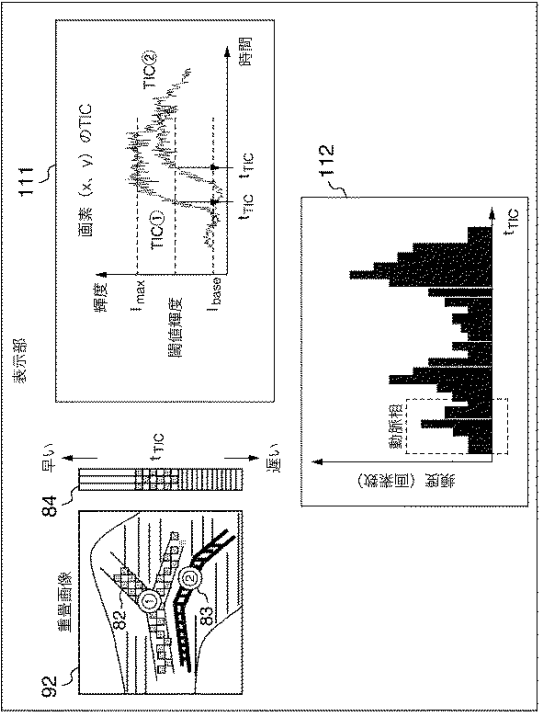
【図 9】



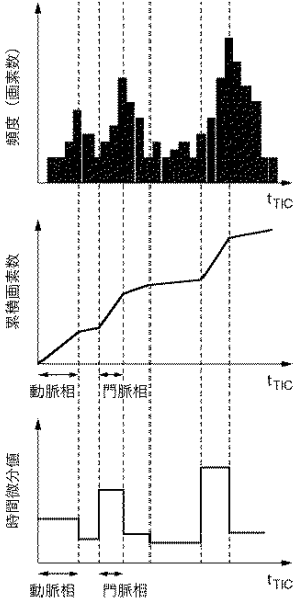
【図 10】



【図 1 1】



【図 1 2】



## 【国際調査報告】

<b>INTERNATIONAL SEARCH REPORT</b>		International application No. <b>PCT/JP2009/052627</b>
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> <b>A61B8/06 (2006.01) i</b>		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b>		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) <b>A61B8/06</b>		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched <b>Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2009</b> <b>Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2009 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2009</b>		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
<b>X</b>	<b>JP 2005-81073 A (Toshiba Corp.),</b> <b>31 March, 2005 (31.03.05),</b> <b>Par. Nos. [0049] to [0056]</b> <b>&amp; EP 1514516 A1 &amp; US 2005/0059893 A1</b>	<b>1, 2</b>
<b>A</b>	<b>JP 2001-54520 A (Toshiba Corp.),</b> <b>27 February, 2001 (27.02.01),</b> <b>Par. Nos. [0086] to [0095]</b> <b>(Family: none)</b>	<b>1, 2</b>
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
<b>* Special categories of cited documents:</b> <b>"A"</b> document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance <b>"E"</b> earlier application or patent but published on or after the international filing date <b>"L"</b> document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) <b>"O"</b> document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means <b>"P"</b> document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed <b>"T"</b> later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention <b>"X"</b> document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone <b>"Y"</b> document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art <b>"&amp;"</b> document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search <b>18 May, 2009 (18.05.09)</b>		Date of mailing of the international search report <b>02 June, 2009 (02.06.09)</b>
Name and mailing address of the ISA/ <b>Japanese Patent Office</b>		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

**I INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2009/052627

**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:  
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
  
2. ☐ Claims Nos.:  
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
  
3. ☐ Claims Nos.:  
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

**Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)**

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

The matter common to the inventions of claims 1-15 is, in an ultrasonic imaging apparatus, a probe for transmitting/receiving an ultrasonic wave to/from a subject, an image data generating unit for generating image data from received signals from the probe, a frame memory for storing the image data, a temporal variation measuring unit for measuring the temporal variation of the brightness of each pixel of image data, an image constructing unit for constructing an evaluation image on the basis of the result of the measurement by the temporal variation measuring unit, an input unit for inputting display item information relating to the evaluation image, and a display pixel extracting unit (Continued to the extra sheet.)

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
  
4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.: 1, 2

**Remark on Protest**  
the

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/052627

Continuation of Box No.III of continuation of first sheet(2)

for extracting pixels from the evaluation image and constructing an extracted image. However, JP 2005-81073 A (Toshiba Corp.), 31 March, 2005 (31.03.05), paragraphs [0049] to [0056] discloses an invention that, in an ultrasonograph,  $\gamma$  or the display range of  $\tan \gamma$  corresponding to the inflow speed of a blood flow is adequately specified, and thereby a malignant tumor region dominated by an artery is extracted and displayed. Therefore, the common matter is publicly known and makes no contribution over the prior art. In consequence, the matter is not a special technical feature within the meaning of PCT Rule 13.2, second sentence. Consequently, the inventions of claims 1-15 obviously do not comply with the requirement of unity of invention.



国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 9 / 0 5 2 6 2 7	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/06(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/06			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2009年 日本国実用新案登録公報 1996-2009年 日本国登録実用新案公報 1994-2009年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
X	JP 2005-81073 A (株式会社東芝) 2005.03.31, 段落[0049]-[0056] & EP 1514516 A1 & US 2005/0059893 A1	1, 2	
A	JP 2001-54520 A (株式会社東芝) 2001.02.27, 段落[0086]-[0095] (ファミリーなし)	1, 2	
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願 の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 18.05.2009		国際調査報告の発送日 02.06.2009	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 川上 則明 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 3704

## 国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 9 / 0 5 2 6 2 7

## 第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☐ 請求項 \_\_\_\_\_ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。  
つまり、
2. ☐ 請求項 \_\_\_\_\_ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求項 \_\_\_\_\_ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

## 第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるときの国際調査機関は認めた。

請求項1-15に記載された発明において共通する事項は、超音波撮像装置における、被検体に超音波を送受信する探触子と、前記探触子による複数の受信信号に基づいて複数の画像データを生成する画像データ生成部と、前記画像データを保存するフレームメモリと、前記画像データの画素毎の輝度の時間変化を計測する時間変化計測部と、時間変化計測部の計測結果に基づいて評価画像を構成する画像構成部と、前記評価画像についての表示項目情報を入力する入力部と、前記評価画像から画素を抽出し抽出画像を構成する表示画素抽出部である。しかし、JP2005-81073A(株式会社東芝)2005.03.31、段落[0049]-[0056]には、超音波診断装置において、血流の流入速度に対応する $\gamma$ 又は $\tan \gamma$ の表示レンジを適切に指定することにより、動脈支配の悪性腫瘍部分を抽出表示する発明が記載されている。よって、上記共通する事項は公知であり、先行技術の域を出るものでないから、PCT規則13.2の第2文の意味において、特別な技術的特徴ではない。したがって、請求項1-15に記載された発明は、発明の単一性の要件を満たしていないことが明らかである。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4. ☒ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

請求項1, 2

## 追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☐ 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。

様式PCT/ISA/210（第1ページの続葉（2））（2007年4月）

## フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(注) この公表は、国際事務局（W I P O）により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願（日本語実用新案登録出願）の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声成像设备		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2009110308A1</a>	公开(公告)日	2011-07-14
申请号	JP2010501841	申请日	2009-02-17
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	吉川秀樹 東隆		
发明人	吉川 秀樹 東 隆		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 G01S7/52033 G01S7/52071 G01S7/52074		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE06 4C601/DE11 4C601/EE30 4C601/JC07 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK07 4C601/KK24		
优先权	2008057167 2008-03-07 JP		
其他公开文献	JP5111601B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

校正在生物体内传播过程中发生的振幅衰减的TGC（时间增益控制器），配置图像数据的SC（扫描转换器），用于测量每个像素的TIC的TIC测量单元和TIC基于该评价值，输入用于输入评价血流动力学的指标的评价指标输入单元，用于测量与该评价指标相对应的评价值的评价值测量单元，以及基于该评价值的二维图像。通过使用在每个像素处测得的TIC来测量血流动力学差异的超声成像，包括用于这样做的TIC图像配置单元和从TIC图像中提取与显示图像相对应的区域的显示图像提取单元 提供设备。

