

(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2007-105400

(P2007-105400A)

(43) 公開日 平成19年4月26日(2007.4.26)

(51) Int. Cl.		F I		テーマコード (参考)	
<b>A 6 1 B</b>	<b>8/08</b>	<b>(2006.01)</b>	<b>A 6 1 B</b>	<b>8/08</b>	<b>4 C 6 0 1</b>
<b>G 0 6 T</b>	<b>1/00</b>	<b>(2006.01)</b>	<b>G 0 6 T</b>	<b>1/00</b>	<b>2 9 0 D</b>
					<b>5 B 0 5 7</b>

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2005-302189 (P2005-302189)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成17年10月17日 (2005.10.17)		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	100058479
			弁理士 鈴江 武彦
		(74) 代理人	100091351
			弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び画像処理装置

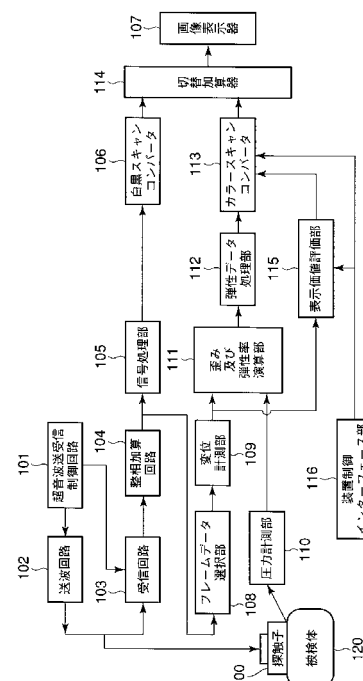
## (57) 【要約】

【課題】異なる2箇所のROIの歪み比を容易に確認可能な超音波診断装置及び画像処理装置を提供すること。

【解決手段】少なくとも2箇所の関心領域の入力を受け付ける手段(116)と、被検体に圧力を加えることによる組織の歪み値を、前記少なくとも2箇所の関心領域について、それぞれ算出する手段(111)と、前記歪み値に応じて前記組織をカラー表示すると共に、前記少なくとも2箇所の関心領域の歪み値を比較可能に表示する表示手段(107)とを備えた。

【選択図】図1

図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

少なくとも 2 箇所の関心領域の入力を受け付ける手段と、

被検体に圧力を加えることによる組織の歪み値を、前記少なくとも 2 箇所の関心領域について、それぞれ算出する手段と、

前記歪み値に応じて前記組織をカラー表示すると共に、前記少なくとも 2 箇所の関心領域の歪み値を比較可能に表示する表示手段とを具備することを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 2】**

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、前記算出手段は、前記少なくとも 2 箇所の関心領域の歪み値の比を更に算出し、

前記表示手段は、前記算出手段で算出された前記少なくとも 2 箇所の関心領域の歪み値の比を表示することを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 3】**

組織の歪みを映像化可能な超音波診断装置に適用される画像処理装置において、

少なくとも 2 箇所の関心領域の入力を受け付ける手段と、

被検体に圧力を加えることによる組織の歪み値を、前記少なくとも 2 箇所の関心領域について、それぞれ算出する手段と、

前記歪み値に応じて前記組織をカラー表示すると共に、前記少なくとも 2 箇所の関心領域の歪み値を比較可能に表示する表示手段とを具備することを特徴とする画像処理装置。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、組織の歪みを映像化可能な超音波診断装置及び画像処理装置に関する。

**【背景技術】****【0002】**

超音波診断装置は、超音波送受信を制御する超音波送受信制御手段と、被検体に超音波を送信及び受信する超音波送受信手段と、この超音波送受信手段からの反射エコー信号を用いて運動組織を含む被検体内の断層像データを所定周期で繰り返して得る断層走査手段と、この断層走査手段によって得た時系列断層像データを表示する画像表示手段とを備えており、被検体内部の生体組織の構造を例えば B モード像として表示している。

**【0003】**

これに対して、近年、ある一定の時間内に指定した組織がどれくらいの歪みを生じたかを画像化した組織弾性イメージング法（例えば T S I : Tissue Strain Imaging）という技術が知られている。この技術によれば、関心のある場所に R O I（関心領域：Region of Interest）を設定することで歪み（ストレイン）の変化を定量化してグラフに描くこともできる。

**【0004】**

また、超音波探触子の超音波送受信面にて、被検体の体表面から外力を与えて生体組織を圧迫し、時系列的に隣接する 2 フレーム（連続 2 フレーム）の超音波受信信号の相関演算を利用して、各点における変位を求め、さらにその変位を空間微分することにより歪みを計測し、この歪みデータを画像化する手法、更には、外力による応力分布と歪みデータから、生体組織のヤング率等に代表される弾性率データを画像化する技術も知られている（非特許文献 1 参照）。この非特許文献 1 によれば、生体組織をバネ弾性体としてモデル化して、組織が硬いほど歪が少ないことを利用して、組織の歪みや弾性率データ（以下、弾性フレームデータ）を基にした弾性画像を生成している。これにより、生体組織の硬さや柔らかさを計測して表示することができるようになっている。

**【0005】**

ここで、組織弾性イメージング法では、通常の B モード像の付加情報として、組織の歪みの度合いに応じて異なる色を付け画像化し、視覚的に組織の歪みの違いを表現している

。このように、視覚的な情報で、おおまかな歪みの違いを把握することは重要であるが、この方法による画像化は、カラーマップ自体の設定、およびそのダイナミックレンジにより印象は大きく変化する。このため、歪みに対して定量的な値を得ようとした場合に、異なる2箇所のROIに関して、それらの歪み量が何倍違うのか一目で知ることは困難である。

#### 【0006】

なお、関心のある場所にROIを設定することで歪みの変化を定量化してグラフに描くことができ、ユーザが設定したROIに関して、各ROIに対して指定した区間の歪み値をテキスト出力することができる(図4参照)。図4では、6箇所のROIについての歪み値を一定時間の経過ごとに測定しており、これにより、異なる2箇所のROIの歪み比は、各時間ごとに出力された各ROIに対する歪み値から手計算で求めることができる。

10

#### 【0007】

しかし、異なる2箇所のROIの歪み比を得るためには、テキスト情報をもとにユーザ自身が計算するので、手間や時間がかかったり、特に多くのROIを設定した場合など間違いをする場合がある等の問題がある。

【非特許文献1】[http://www.hitachi-medical.co.jp/info/contrast/realtime\\_tissue.html](http://www.hitachi-medical.co.jp/info/contrast/realtime_tissue.html)

#### 【発明の開示】

#### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0008】

20

本発明は、異なる2箇所のROIの歪み比を容易に確認可能な超音波診断装置及び画像処理装置を提供することを目的とする。

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0009】

本発明では、2箇所のROIを指定して、それらの歪み値をそれぞれ表示すると共に、歪み比を数値で表示するようにしている。具体的には、以下の通りである。

本発明の局面に係る発明は、少なくとも2箇所の関心領域の入力を受け付ける手段と、被検体に圧力を加えることによる組織の歪み値を、前記少なくとも2箇所の関心領域について、それぞれ算出する手段と、前記歪み値に応じて前記組織をカラー表示すると共に、前記少なくとも2箇所の関心領域の歪み値を比較可能に表示する表示手段とを具備することを特徴とする。

30

#### 【発明の効果】

#### 【0010】

本発明によれば、歪み比を知りたい2箇所のROIの歪み比が数値で確認できる。特に、超音波診断装置において、歪み比を組織弾性イメージングとして使用する場合は、腫瘍部分と正常な部分とが、どれくらい硬さが違うかが一目で分かり、診断を円滑に行うことができる。

#### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【0011】

図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

40

図1は、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波を利用して被検体のROI(関心領域: Region of Interest)について断層像を得ると共に生体組織の硬さ又は柔らかさを表す弾性画像を表示する。この超音波診断装置は、図1に示すように、超音波探触子100と、超音波送受信制御回路101と、送波回路102と、受信回路103と、整相加算回路104と、信号処理部105と、白黒スキャンコンバータ106と、画像表示器107と、フレームデータ選択部108と、変位計測部109と、圧力計測部110と、歪み及び弾性率演算部111と、弾性データ処理部112と、カラースキャンコンバータ113と、切替加算器114と、表示価値評価部115と、装置制御インターフェース部116とを具備している。この構成により、弾性率と歪み値の両方のデータの取得が可能であるが、弾

50

性率は応力の増分とひずみの増分に対する比であり、また、歪みは、ある方向のゆがめられていない長さを基準とした、ある方向（同じである必要はない）への物質の長さの変化である。本発明は、少なくとも2つのROIにおける歪み値の比（以下、「歪み比」と称する）を表示することを主眼としているので、この場合には、弾性率を求める必要はないことから、圧力計測部110などは不要である。しかし、弾性率を求めて異常部を検知することもあるので、図1では圧力計測部110を図示し、該圧力計測部110などについても説明を加え、歪みと弾性率の両者を求める場合について記載している。

#### 【0012】

超音波探触子100は、多数の振動子をアレイ状に配列して形成されており、機械式または電子的にビーム走査を行って被検体120に超音波を送信及び受信する。なお、超音波探触子100は、超音波の発生源であると共に反射エコーを受信する振動子（不図示）が内蔵されている。ここで、超音波探触子100の超音波送受信面に面を合わせて圧迫板を装着した場合には、超音波探触子100の超音波送受信面と圧迫板にて構成される圧迫面を被検体の体表に接触させて、圧迫面を上下動させて被検体を圧迫している。これにより、超音波探触子100で超音波送受信を行いながら、被検体120のROIの体腔内に効果的に応力分布を与えることができる。なお、この圧迫板は必ずしも必要ではなく、ユーザが超音波探触子100で被検体を手で押さえついたり、開放したりすることを繰り返すことにより、歪み値を得ることもできる。

#### 【0013】

超音波送受信制御回路101は、超音波を送信及び受信するタイミングを制御する。送波回路102は、超音波探触子100を駆動して超音波を発生させるための送波パルスを生成すると共に、内蔵された送波整相加算回路によって送信される超音波の収束点のある深さに設定する。受信回路103は、超音波探触子100で受信した反射エコー信号を所定のゲインで増幅する。増幅された各振動子の数に対応した数の受波信号がそれぞれ独立した受波信号として整相加算回路104に入力される。整相加算回路104は、受信回路103で増幅された受波信号を入力し、それらの位相を制御し、一点又は複数の収束点に対して超音波ビームを形成する。信号処理部105は、整相加算回路104からの受波信号を入力してゲイン補正、ログ圧縮、検波、輪郭強調、フィルタ処理等の各種信号処理を行う。

#### 【0014】

上記の超音波探触子100、超音波送受信制御回路101、送波回路102、受信回路103、整相加算回路104及び信号処理部105によって、超音波送受信手段を構成しており、超音波探触子100を用いて超音波ビームを被検体120の体内で一定方向に走査させることにより、被検体120の一枚の断層像が得られる。

#### 【0015】

白黒スキャンコンバータ106は、信号処理部105から出力される反射エコー信号を用いて運動組織を含む被検体120内のフレームデータを超音波周期で取得し、このフレームデータを表示するためテレビジョン方式の周期で読み出す。

#### 【0016】

画像表示器107は、白黒スキャンコンバータ106によって得られた時系列の断層像データすなわちBモード断層像を表示する。具体的には、切替加算器114を介して白黒スキャンコンバータ106から出力される画像データをアナログ信号に変換するD/A変換器と、このD/A変換器からのアナログビデオ信号を入力して画像として表示するカラーテレビモニタとからなる。

#### 【0017】

また、整相加算回路104の出力側から分岐してフレームデータ選択部108と変位計測部109とが設けられると共に、これと並列に圧力計測部110が設けられ、この圧力計測部110と変位計測部109の後段には、歪み及び弾性率演算部111が設けられ、変位計測部109の出力側から分岐して表示価値評価部115が設けられ、歪み及び弾性率演算部111の後段には、弾性データ処理部112とカラースキャンコンバータ113

10

20

30

40

50

が設けられ、白黒スキャンコンバータ 106 とカラースキャンコンバータ 113 との出力側には切替加算器 114 が設けられている。また、表示価値評価部 115 とカラースキャンコンバータ 113 には装置制御インターフェース部 116 を介してユーザなどが自由に制御できるようになっている。

【0018】

フレームデータ選択部 108 は、整相加算回路 104 から超音波診断装置のフレームレートで経時的に次々と出力されるフレームデータをフレームデータ選択部 108 に備えられたフレームメモリ内に順次確保し（現在確保されたフレームデータをフレームデータ N とする）、超音波診断装置の制御命令に従って時間的に過去のフレームデータ N - 1、N - 2、N - 3・・・N - M の中から 1 つのフレームデータを選択し（これをフレームデータ X とする）、変位計測部 109 に 1 組のフレームデータ N とフレームデータ X を出力する役割を担うものである。整相加算回路 104 から出力される信号をフレームデータと記述したが、これは例えば、を複合復調した I、Q 信号の形式になった信号であっても良いのは言うまでもない。

10

【0019】

変位計測部 109 は、フレームデータ選択部 108 によって選択された 1 組のフレームデータに基づいて 1 次元もしくは 2 次元相関処理を実行し、断層像上の各計測点の変位もしくは移動ベクトル（変位の方向と大きさ）を計測し、変位フレームデータを生成する。

【0020】

圧力計測部 110 は、被検体 120 体腔内圧力を計測又は推定する。具体的には、圧力計測部 110 は、超音波探触子 100 の探触子ヘッドと被検体 120 との間にどの程度の圧力が印加されているかを計測するものであって、例えば、棒状部材に架かる圧力を検出する圧力センサを探触子ヘッドの側面に取り付け、探触子ヘッドと被検体 120 との間の圧力を任意の時相で測定し、測定された圧力値を歪み及び弾性率演算部 111 に送出するようにしても良い。なお、弾性率を求める必要のない場合には、前述したように圧力計測部 110 は不要であるので、省略可能であるが、弾性率を求める場合も考えられるので、圧力計測部 110 を図示している。

20

【0021】

歪み及び弾性率演算部 111 は、変位計測部 109 及び圧力計測部 110 からそれぞれ出力される変位フレームデータ（移動量）断層像上の各計測点の歪みを演算して歪みの数値データ（以下、「弾性フレームデータ」と称する）を生成し、弾性データ処理部 112 に出力する。なお、歪みを算出する方法として、変位フレームデータでなく、ドプラ信号をもとに、組織の速度を積分して変位を求めて、歪みを演算するようにしても良い。なお、変位計測部 109 は、圧力計測部 109 から出力される圧力データを入力して、断層像上の各計測点の弾性率を演算して、その数値データを弾性データ処理部 112 に出力するようにしても良い。

30

【0022】

弾性データ処理部 112 は、歪み及び弾性率演算部 111 からの弾性フレームデータに座標平面内におけるスムージング処理、コントラスト最適化処理や、フレーム間における時間軸方向のスムージング処理などの様々な画像処理を施し、処理後の弾性フレームデータをカラースキャンコンバータ 113 に出力する。

40

【0023】

カラースキャンコンバータ 113 は、弾性データ処理部 112 から出力される弾性フレームデータと、超音波診断装置制御部からの命令もしくは弾性データ処理部 112 から出力される弾性フレームデータから弾性画像データとして赤、緑、青などの色相情報を付与する色相情報変換手段を含み、例えば、弾性データ処理部 112 から出力される弾性フレームデータにおいて、歪みが大きく計測された領域については、弾性画像データ内の該当領域を例えば赤色コードに変換し、逆に歪みが小さく計測された領域については、弾性画像データ内の該当領域を例えば青色コードに変換する。また、カラースキャンコンバータ 113 は白黒スキャンコンバータでも良く、歪みが大きく計測された領域は、弾性画像デ

50

ータ内の該領域の輝度を明るくさせ、逆に歪みが小さく計測された領域は、弾性画像データ内の該領域の輝度を暗くさせるようにしても良い。

【0024】

切替加算器114は、白黒スキャンコンバータ106からの白黒の断層像データとカラースキャンコンバータ113からのカラーの弾性画像データとを入力し、両画像を加算又は切り替える。これにより、白黒の断層像データだけ又はカラーの弾性画像データだけを出したり、あるいは両画像データを加算合成して出力したりするように切り替えることができる。また、例えば、2画面表示において白黒断層像とカラーもしくは上記白黒スキャンコンバータによる白黒弾性画像を同時に表示しても良い。また、例えば、白黒断層像にカラーの弾性画像を半透明的に重畳して表示するようにしても良い。そして、切替加算器114から出力された画像データが画像表示器107に出力される。

10

【0025】

上記のように構成された超音波診断装置に適用される本実施形態に係る方法を、図2及び図3を参照して説明する。図2は、本実施形態に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャートである。図3は、歪み画像と歪み値(歪み比も含む)のグラフを1つの画像として表示した例である。

被検体120に圧力を印加しながら超音波診断装置で歪み画像を取得した場合において、図3の左側に示すような歪み画像10が観察された場合に、符号11に示した部分が周囲とは異なる歪み値を有していることが表示されている。まず、被検体120に圧力を印加していない状態から、被検体120に均等な圧力を徐々に加えながら歪み画像を取得する(ステップS1)。この歪み画像に基づいて、第1のROI11と第2のROI12の2箇所のROIをユーザが装置制御インターフェース部116を介して指定する(ステップS2)。この指定された2箇所が歪み比を知りたいROIになっている。そして、所定時間間隔毎に指定された各ROIにおける歪み値を取得する(ステップS3)。この場合において、圧力の強さは経過時間に比例するように圧力を加えていくことが好ましい。これにより、歪み値グラフ20が得られる。なお、図3の歪み値グラフにおいて、縦軸は画像により得られた歪み値であり、横軸は計測を開始(また、圧力の印加を開始)した後の経過時間である。

20

そして、取得した歪み値を用いて2つのROIに対する歪み比を計算して(ステップS4)、その結果(図3では第2のROI/第1のROI=2.57)を画像表示器107に表示する(ステップS5)。なお、歪み比を計算するタイミングは、歪み比が明確に算出できれば、任意に設定可能である。例えば、図3では、例として、圧力を1033ミリ秒印加した時点での歪み値を算出しているが、図3では、500ミリ秒付近では、第1のROI11と第2のROI12とでは、すでにかなり歪み値の差が出ているので、この時点で例えば、ユーザが圧力の印加を停止して、歪み値を算出するようにしても良い。また、歪み値グラフ20と歪み比は、時間の経過に応じて(すなわち圧力に応じて)、適宜表示を更新するようにしても良い。なお、更新のタイミングは、ユーザにより適宜設定できるようにすることが好ましい。

30

【0026】

本発明は、上記各実施の形態に限ることなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で種々の変形を実施し得ることが可能である。

40

例えば、上記の実施形態では、圧力を時間の経過に応じて強くするようにしたが、逆に、圧力を印加した状態から開放するときの歪みの緩和を測定して、歪み比を算出し表示するようにしても良い。この場合には、図3の歪み値グラフ20において係数が正となるようなグラフになると予想される。

また、上記の実施形態では、ROIの指定は、2箇所として説明したが、3箇所以上であっても良く、診断方法などに応じて適宜指定可能である。

さらに、上記各実施形態には、種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組合せにより種々の発明が抽出され得る。

【0027】

50

また、例えば各実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されても、発明が解決しようとする課題の欄で述べた課題が解決でき、発明の効果で述べられている効果が得られる場合には、この構成要件が削除された構成が発明として抽出され得る。

【図面の簡単な説明】

【0028】

【図1】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図。

【図2】本実施形態に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャート。

【図3】歪み画像と歪み値（歪み比も含む）のグラフを1つの画像として表示した例。

【図4】各ROIに対して指定した区間の歪み値のテキスト出力例を示す図。

【符号の説明】

10

【0029】

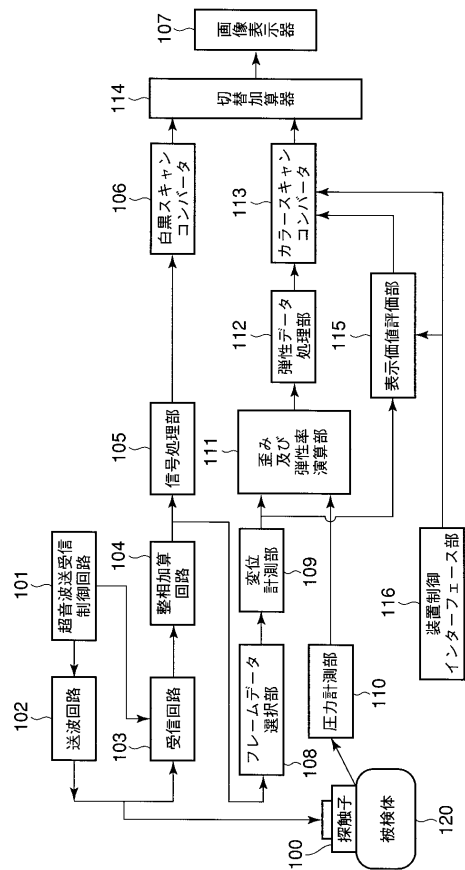
- 10 ... 歪み画像
- 11 ... 第1のROI
- 12 ... 第2のROI
- 20 ... 歪み値グラフ
- 100 ... 超音波探触子
- 101 ... 超音波送受信制御回路
- 102 ... 送波回路
- 103 ... 受信回路
- 104 ... 整相加算回路
- 105 ... 信号処理部
- 106 ... 白黒スキャンコンバータ
- 107 ... 画像表示器
- 108 ... フレームデータ選択部
- 109 ... 変位計測部
- 110 ... 圧力計測部
- 111 ... 弾性率演算部
- 112 ... 弾性データ処理部
- 113 ... カラースキャンコンバータ
- 114 ... 切替加算器
- 115 ... 表示価値評価部
- 116 ... 装置制御インターフェース部
- 120 ... 被検体

20

30

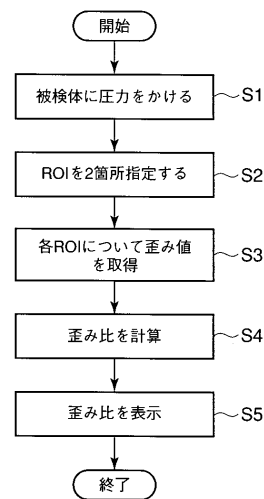
【 図 1 】

図 1



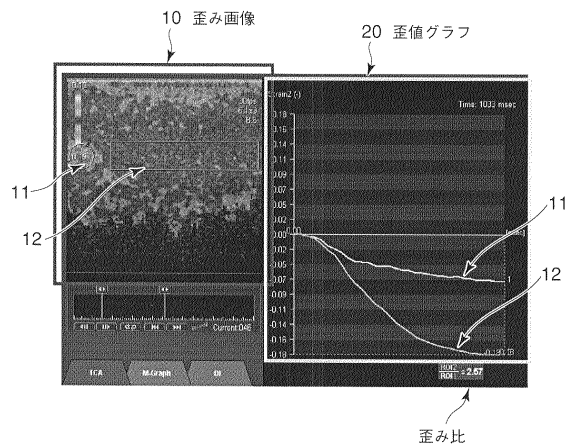
【 図 2 】

図 2



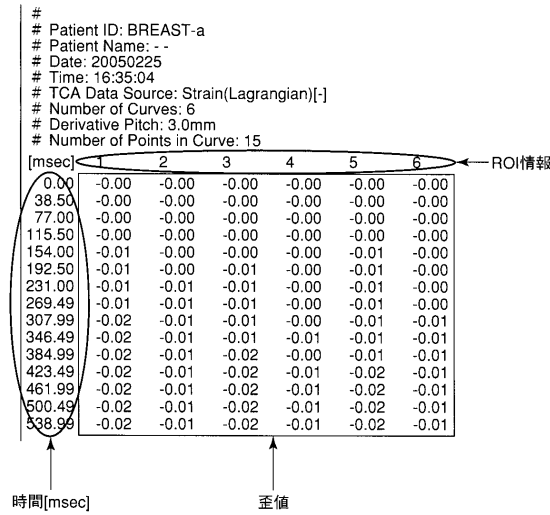
【 図 3 】

図 3



【 図 4 】

図 4





## フロントページの続き

(74)代理人 100075672  
弁理士 峰 隆司

(74)代理人 100109830  
弁理士 福原 淑弘

(74)代理人 100084618  
弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196  
弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 岡村 陽子  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

(72)発明者 西野 正敏  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

(72)発明者 樋口 治郎  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

(72)発明者 東 哲也  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

F ターム(参考) 4C601 BB02 DD19 DD23 EE11 JC05 JC06 JC16 JC23 JC37 KK02  
KK12 KK25  
5B057 AA07 BA05 BA29 CA02 CA08 CA12 CA16 CB01 CB08 CB12  
CB16 CC01 CE17 DA07 DB02 DB05 DB09 DC30 DC32