

(19)日本国特許庁（ J P ）

(12) 公 開 特 許 公 報 ( A ) (11)特許出願公開番号

特開2001 - 224594

(P2001 - 224594A)

(43)公開日 平成13年8月21日(2001.8.21)

(51)Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テ-マコード <sup>*</sup> ( 参考 )
A 6 1 B 8/12		A 6 1 B 8/12	2 H 0 4 0
1/00	300	1/00	300 F 4 C 0 6 1
8/08		8/08	4 C 3 0 1
8/14		8/14	5 B 0 5 7
G 0 2 B 23/24		G 0 2 B 23/24	B 5 C 0 5 4

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L ( 全 20数 ) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願2000 - 36968(P2000 - 36968)

(22)出願日 平成12年2月15日(2000.2.15)

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 内山 昭夫

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリン

パス光学工業株式会社内

(74)代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

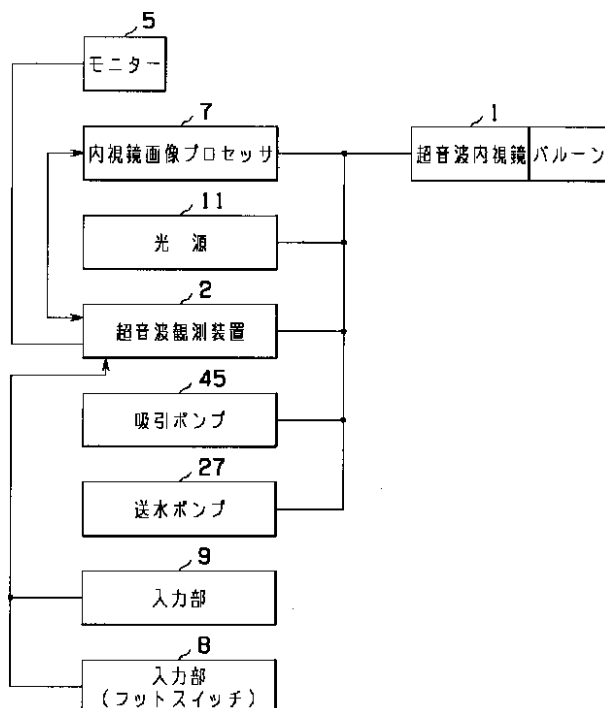
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波内視鏡システム

(57)【要約】

【課題】超音波内視鏡に測定対象物の弾性情報を画像化して診断に用いる手法を有効に適用する。

【解決手段】超音波内視鏡 1 は、先端に構成された超音波トランスデューサーによって超音波を発射し、生体からの反射信号を受信すると共に、生体組織に変位を加える。超音波観測装置 2 は、変位が加えられた生体組織からの反射信号を用いた演算によって、硬さ画像を取得し、モニター 5 上に表示させる。これにより、超音波内視鏡を用いた生体組織の硬さ計測が可能となり、診断に用いることができる。



**【特許請求の範囲】**

**【請求項 1】** 内視鏡先端部に超音波トランスデューサーを設け、前記超音波トランスデューサーから超音波信号を送受信して、測定対象物の超音波断層画像を生成する超音波内視鏡システムにおいて、

1 画面分の測定対象物の超音波反射信号の少なくとも一部を、少なくとも 2 画面分記憶する記憶手段と、前記記憶した超音波反射信号を呼び出して、計算処理で画面間の測定対象物の超音波内視鏡先端部に対する変位分布を求める変位検出手段と、

前記変位検出手段の計算結果より、変位率分布を求める変位率検出手段と、

変位率検出手段で求めた変位率分布を画像化する画像化手段と、

画像化手段で生成された画像を表示するモニターと、を有することを特徴とする超音波内視鏡システム。

**【請求項 2】** 測定対象物に変位を加える変位発生手段を更に有することを特徴とする請求項 1 の超音波内視鏡システム。

**【請求項 3】** 測定対象物と共に外力を受け、超音波内視鏡の超音波観測領域内に配置され、既知の材質で構成された基準部材を更に有することを特徴とする請求項 1 又は 2 のいずれか一方に記載の超音波内視鏡システム。

**【発明の詳細な説明】****【0001】**

**【発明の属する技術分野】**本発明は、生体組織の硬さ計測等が可能な超音波内視鏡システムに関する。

**【0002】**

**【従来の技術】**従来、超音波探触子から生体内に超音波パルスを繰り返し送信し、生体内から反射される超音波パルスのエコーを同一、あるいは、別に設けた超音波探触子で受信し、この超音波パルスを送受信する方向を少しずつずらすことによって、生体内の複数方向から収集した情報を可視像の超音波診断画像として表示することができるようにした超音波診断装置が種々提案されている。

**【0003】**このような超音波観測装置を用いて、生体内の組織の動きや硬さを観察することもできるようになっている。これにより、病変部等の診断が容易となる。組織等の動きを比較的正確に検出する手法としては相互相関法がある。そして、この相互相関法の演算量を低減し、実用化を可能にしたものも提案されている。

**【0004】**更に、特開平 8 - 10260 号公報においては、生体内組織の変位、変位の空間傾斜を検出し、変位、速度、歪み、歪み速度の分布を求めて表示する超音波診断装置が開示されている。

**【0005】**

**【発明が解決しようとする課題】**しかしながら、特開平 8 - 10260 号公報の提案では、超音波内視鏡についての記載及び、超音波内視鏡に適用するための具体的な

記載がなく、超音波内視鏡に十分に活用することができない。例えば、組織の硬さ等を調べるためには、生体内組織に対して作用を及ぼし、この作用に対する変位を検出する必要があるが、変位を発生させることについての記述はない。また、変位を発生させながら同時に検出を行うためには、作用を及ぼすタイミングと検出した変位データの取得タイミングとの設定が重要であるが、この点についても言及されていない。また、この提案では、変位等を求めるための演算量が著しく多く、結果を得るまでに長時間を要するという問題点もあった。

**【0006】**本発明はかかる問題点に鑑みてなされたものであって、超音波内視鏡を使い、測定対象物の弾性情報を画像化して診断に用いることができる超音波内視鏡システムを提供することを目的とする。

**【0007】**また、本発明は、測定対象物に変位を加えることを可能にして測定対象物の弾性情報を画像化して診断に用いることができる超音波内視鏡システムを提供することを目的とする。

**【0008】**また、本発明は、表示される弾性情報を絶対的に評価することができる超音波内視鏡システムを提供することを目的とする。

**【0009】**

**【課題を解決するための手段】**本発明の請求項 1 に係る超音波内視鏡システムは、内視鏡先端部に超音波トランスデューサーを設け、前記超音波トランスデューサーから超音波信号を送受信して、測定対象物の超音波断層画像を生成する超音波内視鏡システムにおいて、1 画面分の測定対象物の超音波反射信号の少なくとも一部を、少なくとも 2 画面分記憶する記憶手段と、前記記憶した超音波反射信号を呼び出して、計算処理で画面間の測定対象物の超音波内視鏡先端部に対する変位分布を求める変位検出手段と、前記変位検出手段の計算結果より、変位率分布を求める変位率検出手段と、変位率検出手段で求めた変位率分布を画像化する画像化手段と、画像化手段で生成された画像を表示するモニターと、を有するものであり、本発明の請求項 2 に係る超音波内視鏡システムは、請求項 1 の超音波内視鏡システムにおいて、測定対象物に変位を加える変位発生手段を更に有するものであり、本発明の請求項 3 に係る超音波内視鏡システムは、請求項 1 又は 2 のいずれか一方に記載の超音波内視鏡システムにおいて、測定対象物と共に外力を受け、超音波内視鏡の超音波観測領域内に配置され、既知の材質で構成された基準部材を更に有するものである。

**【0010】**本発明の請求項 1 において、記憶手段は、超音波内視鏡の 2 フレームにわたる同一領域の超音波反射信号を記憶する。変位検出手段が検出した変位分布を用いて、変位率検出手段は局所空間における変位率を検出する。画像化手段は、検出された変位率の分布をモニターに画像表示させる。

**【0011】**本発明の請求項 2 において、変位発生手段

は、観測対象物に対して積極的に変位変形を加える。

【0012】本発明の請求項3において、基準部材は、測定対象物と同時に変位/変形を受ける。基準部材は、既知の材質で構成されており、基準部材の変位率を用いて生体組織の絶対的な変位率分布を得る。

【0013】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態について詳細に説明する。図1乃至図7は本発明の第1の実施の形態に係り、図1は第1の実施の形態のシステムを示すブロック図、図2は図1中の超音波観測装置2の内部ブロック図、図3は超音波内視鏡1の先端部を示す説明図、図4は超音波内視鏡1の外観を示す斜視図である。図5は動作を説明するためのフローチャートであり、図6は図5中の「変位/変位率計算処理」の内部フローを示すフローチャートであり、図7は計算処理のために切出すデータを説明するための説明図である。

【0014】図4において、超音波内視鏡1は、先端側に細長で体腔内に挿入することが可能な可撓性を有する挿入部51が形成され、手元側に操作部52が形成され、この操作部52から延設されたケーブル53を介して図1の内視鏡画像プロセッサ7、光源装置11、超音波観測装置2、吸引ポンプ45及び送水ポンプ27等が接続されている。

【0015】挿入部51の先端には、先端部54が設けられ、その後端には、複数の湾曲駒にて構成した湾曲部55が設けられている。操作部52に配設された湾曲操作ノブ56を操作することによって、湾曲部55を湾曲させることが可能になっている。先端部54内には、図3に示すように、バルーン送水吸引管路57が設けられる。先端部54の先端の超音波内視鏡(EUS)先端部58には、超音波トランスデューサー3が配設され、トランスデューサー3の周囲にはバルーン26が取り付けられる。

【0016】超音波内視鏡を用いた検査では、空気中における超音波の減衰が大きいことを考慮して、脱気水注入法又はバルーン法が採用される。脱気水注入法は、管腔内に脱気水を注入した状態で検査を行うものであり、バルーン法は、超音波内視鏡に設けられたバルーン26に脱気水を注入して検査を行うものである。いずれの方法も管腔壁と超音波送信部との間を脱気水で満たして超音波減衰の原因となる空気層を除去するもので、この状態で検査を行うことにより、良好な超音波画像を得ている。

【0017】送水ポンプ27はバルーン送水吸引管路57を介してバルーン26に送水することができる。また、吸引ポンプ45は、バルーン送水吸引管路57を介してバルーン26から吸水することができる。バルーン26は、送水されることによって膨張し、これにより、生体組織を圧迫して、変位を加える。

【0018】超音波内視鏡1は、図示しないサーボモーターを有しており、このサーボモーターによって超音波トランスデューサー3を機械的に駆動させる。これにより、超音波内視鏡1はラジアル方向の超音波画像を得ることができる。なお、トランスデューサーとしては、電子スキャン型のトランスデューサーや、コンベックス型のスキャンを行うものを用いてもよい。

【0019】超音波トランスデューサー3は、超音波信号を超音波観測装置2との間で送受信する。超音波観測装置2は、受信した超音波信号に基づいて超音波画像を構成する。

【0020】なお、超音波内視鏡1は、超音波画像の他に、光学画像も取得することができる。光学画像は、超音波内視鏡先端部6に設けられた図示しないCCDによって取得されて、光学画像に基づく映像信号が内視鏡画像プロセッサ7に供給される。内視鏡画像プロセッサは、映像信号に基づく画像を生成して超音波観測装置2に伝送する。

【0021】図1に示すように、超音波観測装置2には、キーボード等の入力部9や、フットスイッチ等の入力部8等のマンマシンインターフェースが接続される。これらの入力部8、9は、操作者のユーザー操作に基づく操作信号を超音波観測装置2内のコントロール回路10に出力する。なお、入力部8を構成するフットスイッチには任意の機能を割り当てることができる。この機能変更は、超音波観測装置2の設定を変更することで行われる。例えば、入力部8はユーザーがフットスイッチを操作することによって硬さ計測の開始の指示を示す操作信号を発生させる。

【0022】コントロール回路10は、入力された操作信号に基づいて、超音波観測装置2内の各部の状態を制御する。また、コントロール回路10は、操作信号を内視鏡画像プロセッサ7及び光源装置11に伝送する。内視鏡画像プロセッサ7及び光源装置11は、操作信号に基づいて制御される。なお、内視鏡画像プロセッサ7及び光源装置11は、図示しない他の入力部からの信号によっても制御可能である。

【0023】超音波観測装置2は、超音波内視鏡1からの信号に基づいて、既知の方法によって超音波Bモード像を生成すると共に、後述する硬さ画像を生成する。超音波観測装置2は、内視鏡画像プロセッサ7からの内視鏡光学画像、硬さ画像及び超音波Bモード像を選択的又は同時にモニター5に与えて表示させる。なお、この表示制御は、マンマシンインターフェースからの操作者の入力に基づいて行われる。

【0024】図2は超音波観測装置2の内部ブロックを示している。

【0025】タイミング回路14は、コントロール回路10に制御されて、各種のタイミング信号を発生する。

例えば、A/Dコンバーター23のサンプリング信号及

びサンプリング信号に同期した制御信号を出力する。また、タイミング回路 14 は、サーボ回路 12 に位置指令信号を出力し、パルス回路 16 にトリガー信号を出力する。

【0026】サーボ回路 12 は、超音波内視鏡 1 内部に設けられた図示しないエンコーダ及びモーターに接続されている。サーボ回路 12 は、タイミング回路 14 からの位置指令信号に基づく司令位置と、モーターの現在の回転位置との変位をゼロとするように動作させるサーボ駆動系を構成する。

【0027】超音波内視鏡 1 内部のモーターは、回転力を伝達するフレキシブルシャフト 15 を含む動力（回転力）伝達機構に接続されている。回転力伝達機構は、超音波内視鏡 1 内において、超音波内視鏡先端に配置された超音波トランスデューサー 3 に接続されて、超音波トランスデューサー 3 を回転駆動させる。

【0028】パルス回路 16 は、電氣的に超音波トランスデューサー 3 に接続されており、タイミング回路 14 により発生されるトリガー信号が与えられて、超音波信号を発生させるためのパルス信号を超音波トランスデューサー 3 に供給する。

【0029】超音波トランスデューサー 3 は、入力されたパルス信号に基づく超音波を発生して、測定対象物に向けて送出する。また、超音波トランスデューサー 3 は、送出した超音波の測定対象物からの反射信号を受信する。超音波トランスデューサー 3 は、受信した反射信号を超音波観測装置 2 のアンプ回路（AMP）17 に出力する。

【0030】アンプ回路 17 は、入力された反射信号を以後の処理に適した信号強度に変換してエンベロープ回路（BPF）18 に出力する。エンベロープ回路 18 は、入力された反射信号のエンベロープを検出して A/D コンバータ（A/D）19 に出力する。A/D コンバータ 19 は入力された反射信号のエンベロープをデジタル信号に変換してメモリ 20 及び画像化回路 21 に出力する。メモリ 20 は入力されたデジタル信号を記憶する。

【0031】メモリ 20 に記憶された信号は計算部 25 を介して画像化回路 21 に供給される。画像化回路 21 は、入力されたデータに基づいて超音波 B モード画像を生成する。

【0032】一方、アンプ回路 17 により増幅された反射信号は、バンドパスフィルタ 22 にも供給される。バンドパスフィルタ 22 は、後述するデータ処理に不要な低周波成分及び高周波成分を除去（減衰）させて A/D コンバータ 23 に出力する。A/D コンバータ 23 は、入力されたバンドパスフィルタ 22 からの信号をデジタル信号に変換してメモリ 24 に出力する。メモリ 24 は入力された信号を記憶する。ここで、メモリ 24 に記憶される信号は、超音波反射信号の周波数帯

域を有する交流信号（rf 信号）である。バンドパスフィルタ 22 は、超音波反射信号の周波数帯域透過する特性を有するものである。

【0033】計算部 25 は、メモリ 20、24 に記憶されたデータに基づいて、生体組織の硬さを画像表示するための硬さ像を生成して画像化回路 21 に出力する。画像化回路 21 は、内視鏡画像プロセッサ 7 から内視鏡光学画像も与えられており、超音波 B モード画像、硬さ画像及び内視鏡光学画像を適宜モニター 5 に出力する。

10 なお、計算部 25 は、デジタルシグナルプロセッサ（DSP）等で構成することができる。

【0034】次に、このように構成された実施の形態の動作について図 5 及び図 6 のフローチャート並びに図 7 の説明図を参照して説明する。なお、図 5 において、フローの分岐はステップ S3、S4 の処理とステップ S5、S6 の処理とが並列して進行することを示している。

【0035】例えば、食道の観察に適用させた場合の動作について説明する。

【0036】先ず、操作者は、超音波内視鏡先端に、超音波観測様のバルーン 26 をとりつける。次に、超音波内視鏡 1 を通常の方法により食道に挿入し、バルーン法により食道組織の超音波内視鏡 1 による観察を行う。

【0037】ここで、操作者が観察視野内において硬さ情報の取得を行うものとする。この場合には、操作者は、観察視野内に硬さ情報がほしい部位を位置させた状態で超音波内視鏡 1 を保持する。次に、操作者は、入力部 8 のフットスイッチを押して、硬さ計測のための測定を開始させる（図 5 のステップ S1）。

【0038】なお、フットスイッチを硬さ計測開始スイッチに割り当ててあることから、超音波内視鏡 1 を保持している手元を動かすことなく、硬さ計測を開始することができ、1 人の操作者が操作する場合でも、超音波内視鏡先端部 58 のぶれを抑制することができ、硬さ計測の精度を向上させることができる。

【0039】また、硬さ計測を開始するスイッチは、フットスイッチに限ったものではなく、超音波内視鏡 1 とは別体のハンドスイッチ、音声認識装置、視線認識装置等を使用しても同様の効果を期待することができる。また、硬さ計測の開始を指示するスイッチとしては、超音波観測装置 2 に設けられた図示しないスイッチ、キーボード、超音波内視鏡 1 本体に設けられたスイッチ等でも代用することができる。

【0040】入力部 8（フットスイッチ）の操作に基づく操作信号は、コントロール回路 10 に与えられる。コントロール回路 10 はプログラムに基づいて、硬さ計測に必要な動作を開始させるための信号を各ユニットに発信する。

【0041】送水ポンプ 27 は、コントロール回路 10 からの信号によって動作を開始して、バルーン 26 への

送水を開始する(ステップS2)。バルーン26は、バルーン送水吸引管路57を介して送水が行われて膨張する。そうすると、生体組織(食道壁)はバルーン26によって圧迫されて変位が加えられる。

【0042】超音波トランスデューサー3は超音波を送受し、生体組織からの反射信号をアンプ回路17に供給する。アンプ回路17は反射信号を増幅してエンベロープ回路18及びバンドパスフィルター22に与える。エンベロープ回路18によって反射信号はエンベロープ化されてA/Dコンバータ19に与えられる。また、反射信号はバンドパスフィルター22によって帯域制限された後A/Dコンバータ23に与えられる。A/Dコンバータ19、23は入力された信号を符号化する。

【0043】バルーン26への送水が開始されると、A/Dコンバータ19、A/Dコンバータ23にて符号化されたデータの所定量(特定領域の2フレーム以上のデータ)が夫々メモリ20、24に記録される(ステップS3、S5)。メモリ20にはBモード画像を生成するためのデータが記録され、メモリ24には変位/変位率分布を求めるためのデータが記録される。メモリ20、24に所定量のデータが記録されると、コントロール回路10はバルーン26への送水を停止させるための信号を送水ポンプ27に送り、送水を停止させる(ステップS6)。

【0044】一方、計算部25は、ステップS4において、メモリ24に保存されたデータに基づいて、フレーム間の変位/変位率分布を計算し、硬さ画像に用いる数値を算出する。

【0045】なお、メモリ20、24への記録及び計算部25による計算の期間、A/Dコンバータ19からは、超音波内視鏡1による現在の超音波観察像が、経路Aを経由して画像化回路21に供給されている。これにより、画像化回路21が生成した観察画像のデータをモニター5に供給して、現在の超音波観察画像をモニター5上に表示させることができる。

【0046】図6は図5中の「変位/変位率計算処理」の内部フローを示すフローチャートである。図7は計算で切出すデータのイメージを示したものである。これらの図6及び図7を参照して、測定対象物の変位及び変位率分布を検出するプログラムについて説明する。

【0047】図6の計算方法は、特開平8-10260号公報に開示された方法に対して、クロススペクトル計算の帯域の制限等によって、計算量を著しく低減するように改良したものである。

【0048】即ち、図6のステップS11においては、まず、第1フレームのデータを切出し、次いで第2フレームのデータを切出す(ステップS12)。ここで、第1のフレームのデータとは、本計算で基準とするフレームから取得されたデータセットを言い、また、第2のフレームとは、第1のフレームとは異なるタイミングに計測さ

れた第1のフレームと同一領域のデータセットを意味する。

【0049】切出された第1、第2フレームのデータはメモリ24に保存される。図7の円弧状の領域Rは切出されてメモリ24に保存された領域を示している。メモリ24に保存された第1フレームのデータのうち、計算に用いる領域 $R_{mn}$ (図7の斜線部)のデータと呼び出す。領域 $R_k$ のデータをデータ $M_{1mn}$ とする。呼び出すデータは、マトリックス状のデータであり、実空間では図7に示す形状となる。ここで、添字 $m, n$ は、切り出す位置を示すもので、超音波の進行方向に領域をずらすことで、 $n$ をインクリメントする。超音波トランスデューサーがスキャンされる方向に、領域をずらすことで、 $m$ をインクリメントする。 $m, n$ の最大値を夫々 $M, N$ とする。

【0050】次に、同様にして、メモリ24に記憶された第2フレームのデータのうち計算に用いる領域 $R_{mn}$ のデータと呼び出す。呼び出した領域 $R_k$ の第2フレームのデータをデータ $M_{2mn}$ とする。データ $M_{1mn}$ 、データ $M_{2mn}$ に対してそれぞれ2次元フーリエ変換を行い(ステップS13、S15)、それぞれの結果を、 $F_{1mn}$ 、 $F_{2mn}$ とする。次いで、 $F_{1mn}$ 、 $F_{2mn}$ のクロススペクトルを計算する(ステップS17)。このクロススペクトル計算結果を $C_{mn}$ とする。

【0051】本実施の形態においては、クロススペクトル計算処理に先立って、ステップS14、S16において、計算に用いるデータを制限するようになっている。

【0052】即ち、演算結果 $F_{1mn}$ 、 $F_{2mn}$ は、超音波信号をフーリエ変換したものであるから、超音波トランスデューサー3の中心周波数の強度が強く、その他の周波数の強度は弱くなっている。そこで、本実施の形態においては、クロススペクトル計算において、超音波トランスデューサー3の中心周波数近傍の要素のみについて計算を行い、その後の計算処理においても、クロススペクトル計算に用いた要素のみについて行う。これにより、計算量を著しく低減することができる。

【0053】また、超音波トランスデューサー3の回転方向(スキャン方向)の変位に関しては、データの取得間隔が遅い。また、期待される変位は、スキャン間隔に対して小さいことが予測される。このため、変位計算に用いるデータは低周波成分のみを抽出すればよい。

【0054】また、変位計算に用いるデータの選択は上記方法に限らない。ステップS17のあとに以下の操作を付け加えても実現される。クロススペクトル計算結果より、最大強度の要素を抽出する。クロススペクトルの要素を、クロススペクトルの最大強度と比較し、ある一定比率よりも大きな要素のみをその後の計算に使用する。例えば、最大強度の-9dBをシュレッシュホールド値とすると要素数の20%程度を選出して計算に使用し、また、例えば、-3dBをシュレッシュホールド値にす

ると要素数の 5% を選出して計算に使用する。これにより、計算量を減少させることができる。例えば、-3dB をシュレッシュホールドにした場合の計算精度 / 計算量の比は、この手法の有効性が高いことを示している。

【0055】こうして、この方法によっても、計算精度をほとんど低下させることなく、計算量を著しく低減することができる。また、この方法では、超音波信号が測定対象物を伝達している間に高周波成分が減衰し中心周波数が低周波側にシフトするなど周波数帯域が変化した場合にも対応している。

【0056】また、異なる中心周波数の超音波トランスデューサーを使用した場合にも、別々のフィルターを用意することなく対応が可能である。更に、変位計算を繰り返し計算によって収束させる手法を採用する場合においても、高い強度の信号成分のみで計算を行うことで、変位計算結果の精度をそれほど低下させることなく変位計算を 1 回で終了させることができる条件を拡大させることができる。これによっても、大幅な計算量の減少が可能となる。また、この手法はステップ S14、S16 と併用することも可能であり、また、省くことも可能である。

【0057】次に、ステップ S18 において求めた  $C_{mn}$  を利用して、重み付け最小 2 乗法により導かれるコスト関数を求め、このコスト関数を最小にする値を求める。求めた値が、第 1、第 2 フレームの観測期間における対象領域の局所変位を示している。この手法は、IEICE TRANSACTIONS FUNDAMENTALS, VOL. E78-A No. 12 December 1995 p1655 ~ p1664 「Phantom Experiment on Estimation of Shear Modulus Distribution in Soft Tissue from Ultrasonic Measurement of Displacement Vector Field」 C. Sumi A. Suzuki K. Nakayama に詳細が記されている。

【0058】次に、局所変位を積算することによって積算変位を求める (ステップ S19)。ステップ S20 では、変位計算が終了したか否かを判断する。終了していない場合には、ステップ S21 において次の変位計算を行う画像の切り出し位置を計算し、ステップ S11 に処理を戻す。

【0059】測定対象物である生体組織 (食道壁) は、粘弾性体であり連続体である。従って、変位を加える前に近い空間に存在した物体は、変位を加えた後も、近い空間に存在することになる。そこで、ステップ S21 では、先に求めた変位計算結果分だけ、次の変位計算を行う際に第 2 のフレームから呼び出す領域のデータをずらす。これにより、次の変位計算で算出される変位量は微小であると予測することができる。

【0060】以後、ステップ S11 ~ ステップ S21 を繰返して、変位計算分布を求める。変位計算分布の空間的傾きより変位率を求めることができる。変位計算が終了すると、ステップ S20 から処理をステップ S22 に移行して、ビーム方向の変位の 1 次微分を求める。この演算結

果が、生体組織の硬さを示している。

【0061】画像化回路 21 は、計算部 25 の出力に基づいて硬さの分布を示す硬さ画像を生成する。画像化回路 21 は、硬さ画像と、硬さ画像観察時における超音波内視鏡断層像を生成し、これらの画像を、並列に表示したり、スーパーインポーズ表示させた映像信号をモニター 5 に出力する。なお、画像化回路 21 は、超音波内視鏡光学画像についても、選択的に、あるいは硬さ画像及び超音波内視鏡断層像と共に、各種の表示形態でモニター 5 上に表示させることができる。

【0062】このように、本実施の形態においては、測定対象物に変位を加えることを可能にして測定対象物の弾性情報を画像化して診断に用いることができると共に、弾性情報を取得するための演算量を著しく低減することができる。

【0063】また、本実施の形態は生体内の種々の部位において利用可能である。

【0064】例えば、胃の観察を行う場合について説明する。

【0065】胃は食道と異なり、内腔が広いので、バルーンによる組織の保持ができない。このため、一般的な超音波内視鏡観察においても、バルーンを使用した観察はほとんど行われておらず、胃に直接、脱気水等の超音波伝達物質を注入して、その物質内に超音波内視鏡を沈めて観測を行う手法が採られている。

【0066】本実施の形態においても、胃の硬さ観察には、このような浸水法による超音波内視鏡観察を行う。即ち、硬さ計測を開始場合には、操作者は、フットスイッチ等の入力部 8 を押すことで硬さ計測の開始を指示する。

【0067】これにより、食道の観察時と同様に、送水ポンプ 27 によって送水が開始される。送水された水は直接胃内部に放出され、胃内部の水の量が増える。これにより、胃の組織は水による圧迫力が増大して圧縮を受ける。この圧縮を利用して上記と同様に硬さ計測を行うのである。

【0068】図 8 及び図 9 は本発明の第 2 の実施の形態に係り、第 2 の実施の形態において採用されるバルーン超音波内視鏡の先端部を示す説明図、図 9 は本実施の形態の動作フローを示すフローチャートである。図 8 において図 3 と同一の構成要素には同一符号を付して説明を省略する。

【0069】第 1 の実施の形態においては、組織に加えられた外力を推定する手段がないことから、求めた生体の圧縮率だけでは、組織の絶対的な硬さを得ることができない。本実施の形態は、組織の絶対的な硬さを得ることを可能にするものである。

【0070】本実施の形態においては、図 8 に示すように、バルーン超音波内視鏡の先端部 61 に基準硬さ部材 62 が取り付けられている。

【0071】この基準硬さ部材 6 2 は、測定対象物（例えば生体消化管臓器）の硬さに近い既知の硬さを有した部材で構成される。例えば、基準硬さ部材 6 2 は、シリコンゲル、シリコンゴム等のシリコン樹脂材料、天然ゴム材料、合成ゴム材料、寒天等が採用される。なお基準硬さ部材 6 2 としては、超音波の音速に対して、測定対象物の反射信号の音速に比較的近い音速の反射信号を発生するものが好ましい。

【0072】バルーン 2 6 と基準硬さ部材 6 2 とは、例えばシリコン系接着剤等の柔軟性に優れた接着剤によって接合することが好ましい。なお、バルーン 2 6 と基準硬さ部材 6 2 の材質に応じて、さまざまな接合方法を選択することができる。

【0073】本実施の形態においては、超音波観測装置 2 等の他の構成は第 1 の実施の形態と同様である。

【0074】次に、このように構成された第 2 の実施の形態の動作について説明する。図 9 のフローチャートは図 6 のフローチャートにステップ S 23 及びステップ S 24 の処理を追加したものである。

【0075】操作者は、超音波内視鏡の先端部 6 1 を体内に挿入して観察を行う。いま、基準硬さ部材 6 2 は、超音波内視鏡の超音波観測視野内に位置しているものとする。この状態で、操作者が、フットスイッチ等の入力部 8 を押すことで硬さ計測が開始される。

【0076】硬さ測定は、第 1 の実施の形態と同様に行われる。本実施の形態においては、基準硬さ部材 6 2 は、生体組織と一体して伸縮を受ける。そして、基準硬さ部材 6 2 の変位 / 変形の状態もデータとして保持する。

【0077】次に、基準硬さ部材 6 2 の変位量を検出する方法について説明する。

【0078】超音波トランスデューサー 3 から発射された超音波は、基準硬さ部材 6 2 とバルーン 2 6 との接合面において反射されると共に、基準硬さ部材 6 2 と生体との接触面においても反射される。即ち、超音波観測装置 2 は、基準硬さ部材 6 2 のバルーン 2 6 との接合面と、生体との接触面との両方において、明瞭な強い反射信号を超音波観測することができる。そして、これらの 2 つの反射信号の時間差の変化を検出することで変位量を明らかにすることができる。

【0079】基準硬さ部材 6 2 の変位量を取得する手法について一例を説明する。

【0080】超音波トランスデューサー 3 からの超音波は、バルーン 2 6 内部の水によっては殆ど反射せず、水による反射信号の振幅は極めて小さい。一方、超音波トランスデューサー 3 からの超音波は、バルーン 2 6 界面（＝基準硬さ部材 6 2 界面）において反射し、大きな振幅の反射信号が超音波トランスデューサー 3 に返ってくる。また、基準硬さ部材 6 2 と生体組織との界面からの反射信号も十分な振幅で観測される超音波観測装置 2 の

計算部 2 5 は、メモリ 2 4 に記憶されたデータから、最初の反射信号のピーク位置（時間）を探索する。基準硬さ部材 6 2 は既知の材質、既知の寸法を有し、また、基準硬さ部材 6 2 の伸縮は微弱である。

【0081】従って、最初の反射信号のピーク位置が得られる時間と、基準硬さ部材 6 2 と生体組織との界面からの反射信号が観測される時間との時間差は大凡推定することができる。計算部 2 5 は、推定した時間近傍においてピーク位置（時間）を検出する。計算部 2 5 は、検出したピーク位置同士の時間差によって、基準硬さ部材 6 2 の現在の厚さを算出する。

【0082】計算部 2 5 は、この厚さの算出を第 1 フレームに続き第 2 フレームでも実施する。そして、第 1、第 2 フレームにおける計算結果を比較することで、基準硬さ部材 6 2 のフレーム間の圧縮率を求める。

【0083】次に、計算部 2 5 は、第 1 の実施の形態と同様の手法により、生体組織のフレーム間の圧縮率を求める。上述したように、生体組織のフレーム間の圧縮率だけでは、生体組織の絶対的な硬さを得ることはできない。そこで、本実施の形態においては、ステップ S 23 において基準硬さ部材の 1 次微分の結果（圧縮量）を抽出し、ステップ S 24 において、基準硬さ部材 6 2 の圧縮率で規格化する。

【0084】基準硬さ部材 6 2 は、既知の弾性率を有する。従って、規格化された圧縮率を弾性率に変換することが可能である。計算部 2 5 は、基準硬さ部材 6 2 の圧縮率で規格化した組織の圧縮率を、基準硬さ部材 6 2 の既知の弾性率を用いて弾性率に変換する。

【0085】いま、基準硬さ部材 6 2 の弾性率が既知の値  $k$  であるものとする。基準硬さ部材 6 2 の厚さ及び圧縮量  $d$  については、上述したように、超音波信号によって計測される。また、測定対象物である生体組織の圧縮量の空間分布  $d(m, n)$  ( $m, n$  は空間の位置を示す) も上述したように、第 1 の実施の形態と同様の手法によって計測される。

【0086】ここで、位置  $(m, n)$  の組織の弾性率を  $k_{mn}$  とすると、

$$k : k_{mn} \quad : \quad d(m, n)$$

の関係が成立する（この近似は組織表面に近いほど精度が高くなる）。

【0087】これにより、 $(m, n)$  における弾性率は、下記式で示す規格化处理（ステップ S 24）によって与えられる。

$$【0088】 k_{mn} = k \cdot d(m, n) / d$$

こうして、計算部 2 5 は、生体組織の硬さ（弾性率）を絶対的な数値として取得する。画像化回路 2 1 は計算部 2 5 が算出した生体組織の絶対的な硬さをモニター 5 上に表示させる。

【0089】このように、本実施の形態においては、生体組織の弾性情報を絶対的に評価することができるとい



う利点を有する。

【0090】なお、基準硬さ部材 62 の圧縮率を算出する手法は上記手法に限定されるものではなく、第 1 の実施の形態にて採用した変位算出手法等のいかなる方法を採用してもよい。

【0091】図 10 及び図 11 は本発明の第 3 の実施の形態において採用される変位計算を説明するためのフローチャートである。本実施の形態における構成は第 1 の実施の形態と同様である。本実施の形態は超音波トランスデューサー 3 がモーターの回転に応じた規則正しい回転を行わない場合に対応させたものである。図 10 において図 5 と同一の手順には同一符号を付して説明を省略する。

【0092】図 4 に示す超音波内視鏡 1 の操作部 52 には、図示しないモーター及びエンコーダーが内蔵されている。

【0093】モーターの回転軸は、内視鏡 1 内部に設けられたフレキシブルシャフト 15 等の動力伝達機構（図 3 参照）に接続されている。

【0094】動力伝達機構を構成するフレキシブルシャフト 15 は、超音波内視鏡先端部 58 に設けられた超音波トランスデューサー 3 に接続されている。超音波トランスデューサー 3 は、モーターの回転がフレキシブルシャフト 15 によって伝達されて回転駆動される。

【0095】しかし、動力伝達機構を構成するフレキシブルシャフト 15 は超音波内視鏡 1 本体内部を挿通されており、フレキシブルに湾曲する部分を有していること等の理由から、動力の伝達にむらが生じる場合がある。

【0096】このため、超音波トランスデューサー 3 はモーターの回転に応じた運動とは異なる運動をすることがあり、観測位置がずれてしまう場合があるという欠点が存在する。

【0097】そうすると、生体から反射される超音波信号も超音波トランスデューサー 3 の運動の影響を受け、第 1 の実施の形態で示した変位計算を行った場合には、正しい変位計算結果を得ることができない。また、変位計算が不能となる等のエラーが発生する可能性もある。

【0098】また、超音波内視鏡 1 本体がねじれた場合にも同様の現象がおこる可能性がある。これらの理由によって、硬さ画像を表示することができないことが考えられる。

【0099】そこで、本実施の形態においては図 10 及び図 11 に示す動作フローを採用する。

【0100】超音波の反射信号の取得方法は、第 1 又は第 2 の実施の形態と同様である。ステップ S3、S5 においてデータをストアし、ステップ S34 においてデータのストアが完了すると、ステップ S35 でバルーンへの送水を停止させる。

【0101】ステップ S31 では回転ムラ検出プログラムが実行される。図 11 は図 10 の回転ムラ検出プログラ

ムのフローを示している。所定の範囲内の各領域における相関関数結果によって回転ムラ（回転ずれ）を検出する。

【0102】即ち、ステップ S41 において変数  $n$  に  $-N$  を代入した後、計算部 25 は、ステップ S42 で、メモリー 20 に格納されている第 1 フレーム内の 1 本の Amode 信号を呼び出す。次に、計算部 25 は、第 2 フレームのデータのうち、呼び出した第 1 フレームの Amode 信号と測定タイミング上  $n$  本分ずれた Amode 信号を抜き出す。

【0103】次いで、ステップ S44 において、第 1、第 2 フレームの 2 つの Amode 信号の相関係数を求める。ここでは、相関計算を行うデータの位置を僅かにずらし繰返し計算を行い、ここで選ばれている Amode 信号同士で、相関係数が最大となる位置を探索し、その値を相関係数とすることが好ましい。また、全てのデータ領域を対象に計算を行わず、Amode 信号から特定の区間を選択して本計算を行うことで計算量の減少を実現できる。また、上記の特定区間を複数設定して、平均をとることで計算精度を向上させることができる。

【0104】計算部 25 は、相関計算結果を  $C(n)$  として保存し（ステップ S45）、 $n$  をインクリメントして相関を計算する第 2 フレーム内の Amode 信号の位置をずらす。 $n$  が最後の窓位置  $N$  に到達していない場合には、処理をステップ S43 に戻して、相関関数演算を繰返す。全ての区間において相関係数演算が終了すると、次のステップ S48 では、相関係数の最大値を求める。

【0105】このときの  $n$  の値をトランスデューサーの回転ずれ量として保存する（ステップ S49、S32）。また、第 1 フレームの Amode 信号の複数に対して以上の操作（ステップ S41 から S49）を繰返せば、より細かいトランスデューサーの回転ムラを検出することができる。

【0106】次に、ステップ S33 において、第 2 フレームの信号より計算に用いる領域の信号を呼び出す際に、補正量分きり出す空間をずらす。そして、第 1 及び第 2 の形態と同様の手法で変位計算を行う（ステップ S4）。

【0107】こうして、超音波トランスデューサー 3 の回転のずれや、超音波内視鏡先端 6 のねじれを考慮した変位計算が可能となる。

【0108】このように、本実施の形態においては、変位計算結果を向上させることができる。

【0109】図 12 は本発明の第 4 の実施の形態において採用される超音波内視鏡先端部 71 を示す説明図である。本実施の形態は、基準硬さ部材を省略した場合でも組織の絶対的な硬さを得ることを可能にするものである。

【0110】本実施の形態においては、超音波内視鏡先端部 71 に取り付けられるバルーン 72 は、バルーン注



水時に超音波信号が透過する部分の厚さを厚く形成されている。なお、この部分の厚さは、超音波信号の波長に対して3波長以上あることが望ましい。これにより、バルーン72そのものが基準硬さ部材として機能するようになっている。

【0111】他の構成及び作用は、第2の実施の形態と同様である。

【0112】このように、本実施の形態においては、基準硬さ部材を省略しても絶対的な硬さ計測が可能である。

【0113】図13は本発明の第5の実施の形態において採用される超音波内視鏡先端部を示す説明図である。本実施の形態は、通常のバルーンを用いて組織の絶対的な硬さを得ることを可能にするものである。

【0114】図13に示すように、超音波内視鏡先端部には、鉗子孔75が設けられており、鉗子孔75内にはカテーテル76が挿通されている。カテーテル76先端には、基準硬さ部材79が取り付けられている。

【0115】また、カテーテル76先端側にはフード78も取り付けられている。フード78はカテーテル手元側にある図示しない操作部を操作することにより進退し、基準硬さ部材79を覆う状態又は基準硬さ部材79を露出させた状態に設けられるようになっている。

【0116】フード78は、鉗子孔75より超音波内視鏡先端部にカテーテル76を挿入する際に基準硬さ部材79を覆って、軟らかい基準硬さ部材79を保護するようになっている。

【0117】次に、このように構成された実施の形態の作用について説明する。

【0118】一般的なバルーン法による超音波内視鏡検査の施行中において、生体組織の硬さ測定を行うものとする。この場合には、まず、鉗子孔75にカテーテル76を挿入する。フード78をカテーテル76先端側に進行させて基準硬さ部材79を覆う状態にする。次に、超音波内視鏡先端部に設けられた鉗子起上装置77を操作することにより、カテーテル76先端を超音波内視鏡の観察視野内に導入する。

【0119】ここで、フード78を後退させて基準硬さ部材79を露出させる。これにより、基準硬さ部材79を超音波内視鏡の観測視野に捕らえることができる。

【0120】以後の作用は第2の実施の形態と同様である。

【0121】このように、本実施の形態においては、通常のバルーンを装着した状態で生体組織の絶対的な硬さ測定を行うことができる。

【0122】図14は本発明の第6の実施の形態において採用される超音波内視鏡先端部を示す説明図である。本実施の形態も生体組織の絶対的な硬さを得ることを可能にするものである。

【0123】超音波内視鏡先端部には基準硬さ部材を用

いて構成した装着部材90が設けられている。装着部材90は、ドーナツ状に形成されており、内周側前端及び後端には一対の突起92が設けられている。一方、超音波内視鏡先端部には装着部材90の前端及び後端が取り付けられる位置において一対の溝91が形成されており、突起92を溝91に嵌合させることによって、装着部材90の脱落が防止される。

【0124】他の構成は第2の実施の形態と同様である。

10 【0125】次に、このように構成された実施の形態の作用について説明する。

【0126】図14の状態、体腔内に超音波内視鏡を挿通して観測を行う。この状態で、超音波内視鏡を直接生体組織に押し付けることで生体組織に変位を加える。

【0127】他の作用は、第2の実施の形態と同様である。このように、本実施の形態においても、生体組織の絶対的な硬さ測定を行うことができる。

【0128】図15は本発明の第7の実施の形態において採用される超音波内視鏡先端部を示す説明図である。

20 本実施の形態は、浸水法に適用したものである。

【0129】超音波内視鏡には鉗子孔98が設けられ、鉗子孔98にはカテーテル95が挿通されている。カテーテル95先端にはバルーン96が取り付けられている。カテーテル95内部には、図示しない管路が設けられており、この管路を経由してバルーン96内部に送水すると共に、バルーン96内の水を吸水することができるようになっている。

【0130】他の構成は第1の実施の形態と同様である。

【0131】次に、このように構成された実施の形態の作用について説明する。

【0132】本実施の形態においては、浸水法にて超音波内視鏡検査を行う。生体組織の硬さ測定を行う場合には、超音波内視鏡の鉗子孔98からカテーテル95を超音波内視鏡先端部94側に挿通する。

【0133】次に、バルーン96内に送水を行いバルーンを膨らませ、バルーン96を生体組織97に押し当てて生体組織97に変位を加える。この状態で超音波を放射してデータの取得を行う。

【0134】他の作用は第1の実施の形態と同様である。

【0135】こうして、本実施の形態においても硬さ計測が可能である。

【0136】なお、生体組織97をバルーン96によって押しつけるのは生体組織97の押圧部分の面積を拡大するためである。これにより、均一に押される面積が増大するので広範囲の組織において硬さ測定が可能となる。逆に、測定する対象領域が小さい場合にはバルーン96を膨らませず、カテーテル先端で直接組織を押してもよい。

【0137】この場合は、把持鉗子等の一般の内視鏡用の鉗子を使用することができる。

【0138】図16は本発明の第8の実施の形態において採用される超音波内視鏡先端部を示す説明図である。本実施の形態は、超音波観測視野方向に膨張するバルーンを採用したものである。

【0139】本実施の形態においては、超音波観測視野方向が前方である前方視タイプの超音波内視鏡装置を採用する。図16において、超音波内視鏡先端部100に取り付けるバルーン101は超音波観測視野方向に膨張するようになっている。

【0140】他は構成は第1の実施の形態と同様である。

【0141】このように構成された実施の形態においても、第1の実施の形態と同様の手法によって生体組織の硬さ計測が可能である。

【0142】また、本実施の形態においては、内視鏡の進退方向に変位を加えることになるので変位が加え易いという利点がある。更に、超音波内視鏡が不用意に動いてしまうことを防止することができる。これにより、計測が容易となるという利点もある。

【0143】なお、バルーン上に硬さ基準部材を取り付けければ第2の実施の形態と同様の効果も得ることができる。

【0144】図17は本発明の第9の実施の形態において採用される変位計算を説明するためのフローチャートである。本実施の形態における構成は第1の実施の形態と同様であり、計算部25の計算手法が第1の実施の形態と異なるのみである。

【0145】図6に示す第1の実施の形態の動作フローによる変位計算では、追跡的なアルゴリズムを採用している。このため、1回の変位計算で大きな変位が算出されることはない。

【0146】しかしながら、このような変位計算においては、計測時のノイズが信号に比して増大すると、計算結果が本来の値よりも著しく大きな値となることがあった。そうすると、計算結果が次の計算に影響を与えて、変位計算結果が不正確になってしまうことも考えられる。

【0147】そこで、本実施の形態においては、大きな値の変位計算結果が発生した場合には、その結果を縮小評価することによって、変位計算結果の誤差を縮小するものである。

【0148】この機能を実現するために、本実施の形態においては、計算部25において、変位量が大きくなった場合に変位結果を制限する補正手段を設ける。

【0149】この補正手段は、以下の関数によって実現することができる。

【0150】いま、補正前の変位計算結果を $x$ とし、補正後の変位計算結果を $X$ とすると、

$$X = 0 \quad |x| = 0$$

$$\lim_{x \rightarrow \infty} \left( \frac{X}{x} \right) = 1$$

$$\lim_{x \rightarrow \infty} X = A \quad (A \text{は特定の正の実数})$$

$$\lim_{x \rightarrow \infty} X = -A$$

の条件を満たす関数形態となる。

【0151】この関数の例としては以下の形式が上げられる。

【0152】

$$X = \frac{A \cdot x}{|x| + A}$$

図17のステップS51～S54の処理は図5のステップS1～S3、S5、S6の処理と同一である。図17のステップS55の処理は図6のステップS11～S19の処理と同一である。

【0153】本実施の形態においては、次のステップS56において、計算部25は、上述した関数を用いた変位補正を行う。以後の処理は、図6のステップS20～S22の処理と同一である。

【0154】このように、上述した変位補正関数を導入することで、正確な計算結果である数値はほとんど補正されず、異常な計算結果（大きい変位計算結果）が所定値Aに補正される。

【0155】このように本実施の形態においては、計算結果に異常な値が発生したとしてもその後の計算に与える影響を小さくすることができ、変位計算結果の精度を向上させることができる。

【0156】図18は本発明の第10の実施の形態において採用される動作フローを示すフローチャートである。図18において図5と同一の手順には同一符号を付して説明を省略する。本実施の形態における構成は第1の実施の形態と同様である。

【0157】本実施の形態においては、ステップS66において、生体組織の硬さ、弾性情報を示す画像を表示した後、測定終了状態になっていなければ、ステップS67からステップS63、S69に処理を戻して、再びメモリ20及びメモリ24に超音波信号を取得し、前回使用したデータと変位／変位率分布計算を行う。

【0158】これにより、連続的に生体組織の硬さ、弾性情報を示す画像を表示することができる。測定が終了すると、ステップS70においてバルーンへの送水を停止させる。

【0159】図19は本発明の第11の実施の形態において採用される動作フローを示すフローチャートである。本実施の形態における構成は第1の実施の形態と同様である。本実施の形態は硬さ／弾性情報を連続的に画像表示するようにしたものである。

【0160】生体組織の硬さ、弾性情報の画像表示を指示すると、バルーンに送水が開始され（ステップS71）、メモリー20、24には超音波信号の反射信号に基づくデータが取得される（ステップS81、S83）。反射信号の取得は、測定終了が指示されるまで繰り返される（ステップS82、S81のループ及びステップS84、S83のループ）。なお、記憶するデータがメモリー20又はメモリー24の容量を越えた時点で測定を中止するようにしてもよい。測定が終了と判断すると、ステップS85でバルーンへの送水を停止させ、測定を終了させる（ステップS86）。

【0161】一方、計算部25は、変数nを初期化した後（ステップS72）、メモリー20に保持されたデータを読み出し（ステップS73）、次いで、変数nをインクリメントして（ステップS74）、nフレームが存在すればこのnフレームのデータを読み出す（ステップS75、S76）。そして、計算部25は、連続したフレームについて、変位/変位率分布計算を行う（ステップS77）。画像化回路21は、計算部25の出力によって、生体組織の硬さ及び弾性情報を示す画像をモニター5上に連続的に表示させる（ステップS78）。

【0162】このように、本実施の形態においては、生体組織の硬さ/弾性情報に関する画像を連続的に表示させることができる。

【0163】なお、本実施の形態においては、計算速度がデータ取得速度よりも遅い場合においても、連続的な変位計算を実施して、連続的に生体組織の硬さ/弾性情報を画像表示することができる。

【0164】図20は本発明の第12の実施の形態において採用される動作フローを示すフローチャートである。本実施の形態における構成は第1の実施の形態と同様である。本実施の形態は、図19のフローチャート内の「第nフレームと第n-1フレームの変位/変位率分布計算」内のフローを示したものである。本実施の形態は第1の実施の形態から第10の実施の形態にも適用可能である。

【0165】本実施の形態においては、変位分布計算を修了した後に、変位分布計算結果のエラーの有無を確認し、エラーが存在する場合には、そのエラーの値を補正した後に変位率分布計算を行うようになっている。これにより、微分処理である変位率分布計算の結果が変位計算のエラーにより大きく左右されて、生体組織の硬さ/弾性情報画像の精度が著しく劣化することを防止して精度の良い画像を表示することができる。

【0166】そこで、まず、ステップS91の変位計算の結果が異常値であるか否かを判断する。本実施の形態においては、生体組織は粘弾性体であって、微弱な変位を加えた部位近傍の部位は、変位を加えた後においても変位を加えた部位近傍に位置することを利用して異常値を判別する。

【0167】変位分布計算結果は、微弱な変位を加える前後の移動量を示している。計算部25は、変位分布計算結果を先見情報として用いる。例えば、X、Y軸に空間位置をとり、Z軸に変位量をとって、変位分布計算結果をマッピングしたグラフを作成するものとする。このグラフは連続する平面として表すことができる。

【0168】先見情報は予測される値から著しく異なる値を有さないはずである。従って、計算部25が作成したグラフ上の平面から大きく逸脱した値を示すデータは、計算誤差として判断することができる。例えば、計算部25は、判断対象近傍の変位計算結果から平均、分散及び標準偏差を求め、一定以上の値の差や誤差を有するデータを抽出することで、異常値を検出する（ステップS92）。

【0169】計算部25は、ステップS93で異常値ありと判断した場合には、ステップS94で抽出した異常値を修正する。例えば、計算部25は、検出された異常値を削除し、代わりに、この異常値を与える部位の周辺部位のデータの平均値を代入する。こうして、異常値を補正した後、変位率分布を求める（ステップS95）。

【0170】他の作用は第1の実施の形態と同様である。

【0171】このように、本実施の形態においては、高い精度で生体組織の硬さ/弾性情報画像を表示することができる。

【0172】[付記]

(1) 内視鏡先端部に超音波トランスデューサーを設け、前記超音波トランスデューサーから超音波信号を送受信して、測定対象物の超音波断層画像を生成する超音波内視鏡システムにおいて、一画面分の測定対象物の超音波反射信号の少なくとも一部を、少なくとも2画面分記憶する記憶手段と、前記記憶した超音波反射信号を読み出して、計算処理で画面間の測定対象物の超音波内視鏡先端部に対する変位分布を求める変位検出手段と、前記変位検出手段の計算結果より、変位率分布を求める変位率検出手段と、変位率検出手段で求めた変位率分布を画像化する画像化手段と、画像化手段で生成された画像を表示するモニターを有することを特徴とする超音波内視鏡システム。

【0173】(1-1) 前記記憶手段が、設定されたフレーム間隔で超音波反射信号を記憶することを特徴とする付記項1の超音波内視鏡システム。

【0174】(1-2) 前記記憶手段が、連続したフレームの超音波反射信号を記憶することを特徴とする付記項1の超音波内視鏡システム。

【0175】(1-3) 前記記憶手段が、超音波断層画像のフレームレートから1秒の間の設定した間隔で超音波反射信号を記憶することを特徴とする付記項1の超音波内視鏡システム。

【0176】付記項1の目的は、超音波内視鏡を使い、

測定対象物の弾性情報を画像化して診断に用いることのできる超音波内視鏡システムを提供することである。

【0177】付記項1において、超音波内視鏡の2フレームにわたる同一領域の超音波反射信号を記憶し、その信号を計算処理するシステムを構成する。そのシステムにより、2フレーム間の変位計算を行い、さらに局所空間における変位率を計算する。この変位率の分布を画像表示する。

【0178】付記項1によれば、超音波内視鏡を用いた検査の中で、生体組織の硬さ、弾性に関連する情報を2次元画像表示することができるという効果が得られる。

【0179】(2) 測定対象物に変位を加える変位発生手段を有することを特徴とする付記項1の超音波内視鏡システム。

【0180】(2-1) 前記変位発生手段が、超音波内視鏡先端に取り付けられたバルーンと、バルーン内部の超音波伝達媒質の量を変化させる媒質送排出手段よりなることを特徴とする付記項2の超音波内視鏡システム。

【0181】(2-2) 前記媒質送排出手段が、設定した媒質の送排出手段を行う制御を行う制御手段を有することを特徴とする付記項(2-1)の超音波内視鏡システム。

【0182】(2-3) 前記変位発生手段が、超音波伝達媒質を超音波内視鏡先端から送排出手段であることを特徴とする付記項2の超音波内視鏡システム。

【0183】(2-4) 前記変位発生手段が、超音波内視鏡に設けられた鉗子を挿通する鉗子チャンネルに、挿通する鉗子であることを特徴とする付記項2の超音波内視鏡システム。

【0184】(2-5) 前記変位発生手段が、前記鉗子の超音波内視鏡先端部から突出する端に取り付けられたバルーンであることを特徴とする付記項(2-4)の超音波内視鏡システム。

【0185】付記項2の目的は、測定対象物の弾性情報を画像化して診断に用いることのできる超音波内視鏡システムにおいて、測定対象物に変位を加える手段を提供することである。

【0186】付記項2においては、観測対象物に対して、積極的に変位変形を加えることのできる超音波内視鏡システムを構成する。測定対象物に対し、積極的に変位を加えながら測定対象物の変位/変形を測定する。

【0187】付記項2によれば、生体組織の積極的に変位させられることおよび、それにより、より正確に生体組織の硬さ、弾性に関する情報を2次元画像表示できるという効果が得られる。

【0188】(3) 測定対象物と共に外力を受け、超音波内視鏡の超音波観測領域内に配置され、既知の材質で構成された基準部材を有することを特徴とする付記項

1、付記項2の超音波内視鏡システム。

【0189】(3-1) 前記基準部材が、弾性部材であることを特徴とする付記項3の超音波内視鏡システム。

【0190】(3-2) 前記基準部材が、超音波内視鏡に取り付けられたバルーンに取り付けられていることを特徴とする付記項3の超音波内視鏡システム。

【0191】(3-3) 前記基準部材が、超音波内視鏡に着脱自在に取り付けられていることを特徴とする付記項3の超音波内視鏡システム。

【0192】(3-4) 前記基準部材が、超音波内視鏡に設けられた鉗子チャンネルに挿通された、鉗子の先端に取り付けられていることを特徴とする付記項3の超音波内視鏡システム。

【0193】(3-5) 前記基準部材の近傍に設けられた基準部材を保護する保護部材を有することを特徴とする付記項(3-4)の超音波内視鏡システム。

【0194】(3-6) 前記保護部材が、鉗子の他端に設けられた操作手段により動作され、前記硬さ基準部材を露出できることを特徴とする付記項(3-5)の超音波内視鏡システム。

【0195】付記項3の目的は、表示される弾性情報を絶対的に評価できる装置を提供することである。

【0196】付記項3において、測定対象物と同時に変位/変形を受ける部材を有する超音波内視鏡システムを構成する。測定対象物の変位/変形量を、前記部材の変位変形量で規格化する。

【0197】付記項3によれば、生体組織の硬さ、弾性に関する情報を定量的に比較できるという効果を有する。

【0198】(4) 超音波内視鏡が、先端軸に平行な超音波観測平面をもつ前方視型超音波内視鏡で、前記超音波内視鏡の視野方向の空間に膨張するバルーンを有することを特徴とする付記項1の超音波内視鏡システム。

【0199】付記項4の目的は、測定対象物の弾性情報を画像化して診断に用いることのできる超音波内視鏡システムにおいて、測定対象物に変位を加える手段を提供することである。

【0200】付記項4においては、観測対象物に対して、積極的に変位変形を加えることのできる超音波内視鏡システムを構成する。測定対象物に対し、積極的に変位を加えながら測定対象物の変位/変形を測定する。

【0201】付記項4によれば、生体組織を圧迫しやすくできること及び、それにより、より正確に生体組織の硬さ、弾性に関する情報を2次元画像表示できる。

【0202】(5) 測定実行する信号を発生する操作者が操作可能な入力手段が、超音波内視鏡とは別体に設けられていることを特徴とする付記項1乃至4のいずれか1つに記載の超音波内視鏡システム。

【0203】(5-1) 前記入力手段がフットスイッ

チであることを特徴とする付記項 5 の超音波内視鏡システム。

【0204】(5-2) 前記入力手段が音声認識手段であることを特徴とする付記項 5 の超音波内視鏡システム。

【0205】(5-3) 前記入力手段が視線入力手段であることを特徴とする付記項 5 の超音波内視鏡システム。

【0206】(5-4) 前記入力手段がハンドスイッチであることを特徴とする付記項 5 の超音波内視鏡システム。

【0207】(5-5) 前記入力手段がキーボードであることを特徴とする付記項 5 の超音波内視鏡システム。

【0208】付記項 5 の目的は、操作性のよい対象物の弾性評価ができる超音波内視鏡システムを提供することである。

【0209】付記項 5 において、測定対象物の硬さ / 弾性に関連する情報の測定を開始させるスイッチを超音波内視鏡と別体に構成する。測定対象物の硬さ / 弾性に関連する情報の測定を開始させた際に、超音波内視鏡の保持を変える必要がなく、超音波内視鏡の観測視野に影響を与えずに、スイッチを操作させる。

【0210】付記項 5 によれば、超音波内視鏡の観測中の視野のずれを減少することにより、より正確に生体組織の硬さ、弾性に関する情報を 2 次元画像表示できる。

【0211】(6) 前記の変位分布を求める変位検出手段は、第 1 の領域の変位を求める第 1 の手段と、第 1 の領域近傍に設定した第 2 の領域の変位を前記第 1 の領域変位を元に求める第 2 の手段と、前記第 2 の領域を第 1 の領域とおきかえる第 3 の手段と、前記第 2 の又は第 3 の手段を繰り返す第 4 の手段と、前記第 1 乃至第 4 の手段を繰り返す第 5 の手段と、有し、変位計算結果に補正を加える補正手段を有することを特徴とする付記項 1 の超音波内視鏡システム。

【0212】(6-1) 前記補正手段が、大きい変位計算結果に対して出力を制限する手段であることを特徴とする付記項 6 の超音波内視鏡システム。

【0213】(6-2) 前記補正手段が、入力と出力との関係が滑らかに変化することを特徴とする付記項 6 の超音波内視鏡システム。

【0214】付記項 6 の目的は、計算精度を向上させることである。

【0215】付記項 6 において、変位計算結果の量が期待される変位量より明らかに大きい場合には、その量を大きく縮小し、変位計算結果の量が小さい場合には、その量をほとんど縮小しないような関数を変位計算結果に作用させる。その作用させた後の値を、その後使用する変位計算結果として計算を行う。

【0216】付記項 6 によれば、計算結果の変位置に補正を加えることにより、変位計算精度を上げることにより、より正確に生体組織の硬さ、弾性に関する情報を 2 次元画像表示できる。

【0217】(7) 前記記憶手段に記憶した超音波反射信号を呼び出して、画面間における超音波内視鏡の回転変位量を算出する回転変位検出手段を有し、回転検出手段の出力値分をあらかじめの変位量として評価して変位分布を求める変位検出手段を有することを特徴とする付記項 1 の超音波内視鏡システム。

【0218】(7-1) 変位検出手段が、前記回転変位検出手段の出力分あらかじめずらして、前記記憶手段に記憶した超音波信号を切り出すことを特徴とする付記項 8 の超音波内視鏡システム。

【0219】付記項 7 の目的は、計算精度を向上させることである。

【0220】付記項 7 において、超音波内視鏡の視野の回転量を求める。この値を、予めの組織の変位量として計算を行う範囲をずらして変位計算を行う。

【0221】付記項 7 によれば、超音波内視鏡の観測位置の回転量を予め計算し、変位計算の空間をよりよく一致させることにより、変位計算精度を向上させることができる。これにより、より正確に生体組織の硬さ、弾性に関する情報を 2 次元画像表示できることである。

【0222】(8) 前記超音波内視鏡が超音波トランスデューサーを機械的機構で運動させ超音波断層画像を生成する機構を有し、前記記憶手段に記憶した超音波反射信号を呼び出して、画面間における超音波トランスデューサーの回転のずれを評価する回転ずれ検出手段を有し、回転ずれ手段の出力値分をあらかじめの変位として評価して変位分布を求める変位検出手段を有することを特徴とする付記項 1 の超音波内視鏡システム。

【0223】(8-1) 変位検出手段が、前記回転ずれ検出手段の出力分あらかじめずらして、前記記憶手段に記憶した超音波信号を切り出すことを特徴とする付記項 8 の超音波内視鏡システム。

【0224】(8-2) 前記回転ずれ検出手段が、画面間の超音波信号の相関係数分布を評価することを特徴とする付記項 8 の超音波内視鏡システム。

【0225】付記項 8 の目的は、計算精度を向上させることである。

【0226】付記項 8 において、超音波内視鏡の視野の回転量を求める。この値を、予めの組織の変位量として計算を行う範囲をずらして変位計算を行う。

【0227】付記項 8 によれば、超音波反射信号を得る方位に対しての安定度が低い、メカニカルスキャン方式の超音波内視鏡装置においても、測定対象物の変位、変形量、及び、硬さを求めることができる。

【0228】(9) 前記変位検出手段は、前記記憶手段に記憶した第一画面のデータの一部をフーリエ変換す

る第1のフーリエ変換手段と、第2画面のデータの一部をフーリエ変換する第2のフーリエ変換手段と、この2つのフーリエ変換結果の一方の複素共役をとり各要素の積をとるクロススペクトル演算手段と、前記各要素の積の中で最大の要素を検出する要素検出手段と、検出した最大要素と他の要素の大きさを比較して一定比率より大きい要素のみ抽出する要素抽出手段と、抽出されたデータに基づき、測定対象物の超音波内視鏡先端部に対する変位分布を求める変位検出手段とを有することを特徴とする付記項1の超音波内視鏡システム。

【0229】(9-1) 要素の最大値を探索する範囲が制限されていることを特徴とする付記項9の超音波内視鏡システム。

【0230】(9-2) 要素の最大値を探索する範囲が超音波トランスデューサーの中心周波数に近い周波数要素であることを特徴とする付記項9の超音波内視鏡システム。

【0231】(9-3) 要素の最大値を探索する範囲が超音波トランスデューサーの中心周波数から中心周波数の $\pm 10\%$ 程度の周波数範囲であることを特徴とする付記項9の超音波内視鏡システム。

【0232】(9-4) 要素抽出手段の要素選択・非選択を判断する境界値が最大要素の値の $-9\text{ dB}$ から $-2\text{ dB}$ の間にあることを特徴とする付記項9の超音波内視鏡システム。

【0233】(9-5) 要素抽出手段が、最大の要素の $-3\text{ dB}$ より大きい値のみを抽出することを特徴とする付記項9の超音波内視鏡システム。

【0234】付記項9の目的は、計算量を減少させつつ精度のよい変位計算結果を得ることである。

【0235】付記項9において、変位計算に有効でないデータと有効であるデータを判別する手段を設け、有効なデータのみで計算を行う。

【0236】付記項9によれば、計算に使用するデータの数を減らすことができる。それによる計算時間の短縮ができる。

【0237】(10) 前記変位検出手段は、前記記憶手段に記憶した第一画面のデータの一部をフーリエ変換する第1のフーリエ変換手段と、第2画面のデータの一部をフーリエ変換する第2のフーリエ変換手段と、予め設定された周波数要素のみを選択する要素選択手段と、抽出された周波数要素の一方の複素共役をとり各要素の積をとるクロススペクトル演算手段と、各要素の積に基づき、測定対象物の超音波内視鏡先端部に対する変位分布を求める変位検出手段とを有することを特徴とする付記項1の超音波内視鏡システム。

【0238】(10-1) 選択される要素が、前記超音波トランスデューサーの中心周波数近傍の要素であることを特徴とする付記項10の超音波内視鏡システム。

【0239】(10-2) 選択される要素が、超音波

の伝達方向に平行な方向に関しては前記超音波トランスデューサーの中心周波数近傍の要素であり、かつ、超音波の伝達方向に垂直な方向に関しては、低周波の要素であることを特徴とする付記項10の超音波内視鏡システム。

【0240】(10-3) 選択される要素の範囲、超音波の伝達方向に垂直な方向の周波数があるにしたい、超音波の伝達方向の周波数幅が狭くなることを特徴とした付記項(10-2)の超音波内視鏡システム。

10 【0241】付記項10の目的は、計算量を減少させつつ精度のよい変位計算結果を得ることである。

【0242】付記項10において、変位計算に有効でないデータと有効であるデータを判別する手段を設け、有効なデータのみで計算を行う。

【0243】付記項10によれば、計算に使用するデータの数を減らすことができる。それによる計算時間の短縮ができる。

【0244】(11) 内視鏡先端部に超音波トランスデューサーを設け、前記超音波トランスデューサーの超音波信号を送受信して、測定対象物の超音波断面画像を生成する超音波内視鏡システムにおいて、一画面分の測定対象物からの超音波反射信号の少なくとも一部を、少なくとも3画面分記憶する記憶手段と、少なくとも2回繰返し前記記憶した超音波反射信号の2画面分づつを呼び出して、計算処理で画面間の測定対象物の超音波内視鏡先端部に対する変位分布を求める変位検出手段と、少なくとも2回繰返し前記変位検出手段の計算結果より、変位率分布を求める変位率検出手段と、変位率検出手段で求めた少なくとも2つの変位率分布を画像化して画像化手段と、画像化手段で生成された少なくとも2つの画像を連続的に表示するモニターを有することを特徴とする超音波内視鏡システム。

【0245】(11-1) 前記記憶手段が、設定されたフレーム間隔で超音波反射信号を記憶することを特徴とする付記項1の超音波内視鏡システム。

【0246】(11-2) 前記記憶手段が、連続したフレームの超音波反射信号を記憶することを特徴とする付記項1の超音波内視鏡システム。

【0247】(11-3) 前記記憶手段が、超音波断面画像のフレームレートから1秒の間の設定した間隔で超音波反射信号を記憶することを特徴とする付記項1の超音波内視鏡システム。

【0248】付記項11の目的は、動画として、変位率分布像を表示することである。また、2組以上のデータにより変位分布像を構築することで精度の向上をはかることである。

【0249】付記項11において、少なくとも3つ以上のデータを記憶し、随時変位計算を行うことで、連続的に、変位分布像構築し、連続的に表示する。

【0250】付記項11によれば、連続する画像とし

て、生体組織の硬さ、弾性に関する情報を表示することができる。

【0251】(12) 前記変位分布計算結果の異常値の有無を判定する判定手段と、異常値を取り除き変位率分布を求める変位率検出手段とを有することを特徴とする付記項1乃至11のいずれか1つの超音波内視鏡システム。

【0252】付記項12の目的は、提供する画像の精度を向上させることである。

【0253】付記項12において、変位計算結果から、10 現実には起こりえない変化状況が存在するか評価して、そのような計算結果が存在する場合には、そのデータを取り除く、または、適当な値に置き換えることで、変位率分布結果の精度を向上させ、提供する画像精度を向上させる。

【0254】付記項12によれば、生体組織の硬さ、弾性に関する情報を表す画像における、変位計算のエラーに起因するノイズを減少させることができる。

【0255】(13) 前記変位分布計算結果の異常値の有無を判定する判定手段と、異常値の発生頻度を評価20 する評価手段と、異常値の発生頻度が設定された境界値より大きいときは、変位率算出処理を中止する変位率検出手段を有することを特徴とする付記項1乃至11のいずれか1つの超音波内視鏡システム。

【0256】付記項13の目的は、提供する画像の精度を向上させることである。

【0257】付記項13において、変位計算結果から、現実には起こりえない変化状況が存在するか評価して、そのような計算結果が存在する場合には、そのデータを取り除く、または、適当な値に置き換えることで、変位30 率分布結果の精度を向上させ、提供する画像精度を向上させる。

【0258】付記項13によれば、生体組織の硬さ、弾性に関する情報を表す画像における、変位計算のエラーに起因するノイズを減少させることができる。

【0259】(14) 超音波断層画像と、超音波内視鏡光学画像の少なくともいずれか一方と、前記画像化手段で生成された画像信号とを入力とする画像プロセッサを有し、前記入力された画像を選択的に前記モニターに出力し、モニターに表示させることを特徴とする付記項40 1乃至13のいずれか1つの超音波内視鏡システム。

【0260】付記項14の目的は、変位率分布画像（硬さ分布像）の表示に適した、表示方法を提供することである。

【0261】付記項14において、モニターに画像を表示させるプロセッサに複数の入力を設け、超音波断層像、計測時の超音波断層像、超音波内視鏡光学画像、変位率分布画像（硬さ画像）のいずれか、または複数の画像を選択し、観察、診断に適した形態の画像をモニターに表示させる。

【0262】付記項14によれば、観察／診断に必要な画像情報を適した形体で、一度に表示し提供することができる。

【0263】(15) 超音波断層画像と、超音波内視鏡光学画像の少なくともいずれか一方と、前記画像化手段で生成された画像信号とを入力とする画像プロセッサを有し、前記入力された画像の少なくとも2つを同時に前記モニターに出力し、モニターに表示させることを特徴とする付記項1乃至13のいずれか1つの超音波内視鏡システム。

【0264】付記項15の目的は、変位率分布画像（硬さ分布像）の表示に適した、表示方法を提供することである。

【0265】付記項15において、モニターに画像を表示させるプロセッサに複数の入力を設け、超音波断層像、計測時の超音波断層像、超音波内視鏡光学画像、変位率分布画像（硬さ画像）のいずれか、または複数の画像を選択し、観察、診断に適した形態の画像をモニターに表示させる。

【0266】付記項15によれば、観察／診断に必要な画像情報を適した形体で、一度に表示し提供することができる。

【0267】(16) 現在の超音波断層画像と、超音波内視鏡光学画像と、変位率分布算出に用いた超音波信号計測時の超音波断層画像の少なくともいずれかひとつと、前記画像化手段で生成された画像信号とを入力とする画像プロセッサを有し、前記入力された画像のうち少なくとも1つを選択的に前記モニターに出力し、モニターに表示させることを特徴とする付記項1乃至13の45 いずれか1つの超音波内視鏡システム。

【0268】(16-1) 変位率分布算出に用いた超音波信号計測時の超音波断層画像と、前記画像化手段で生成された画像を重ねあわせて表示することを特徴とする付記項16の超音波内視鏡システム。

【0269】付記項16の目的は、変位率分布画像（硬さ分布像）の表示に適した、表示方法を提供することである。

【0270】付記項16において、モニターに画像を表示させるプロセッサに複数の入力を設け、超音波断層像、計測時の超音波断層像、超音波内視鏡光学画像、変位率分布画像（硬さ画像）のいずれか、または複数の画像を選択し、観察、診断に適した形態の画像をモニターに表示させる。

【0271】付記項16によれば、観察／診断に必要な画像情報を適した形体で、一度に表示し提供することができる。

【0272】

【発明の効果】以上説明したように、本発明の請求項1によれば、超音波内視鏡を用いた検査の中で、生体組織50 の硬さ、弾性に関連する情報を2次元画像表示すること



ができるという効果が得られる。

【0273】また、本発明の請求項2によれば、生体組織の積極的に変位させられることおよび、それにより、より正確に生体組織の硬さ、弾性に関する情報を2次元画像表示できるという効果が得られる。

【0274】更に、本発明の請求項3によれば、生体組織の硬さ、弾性に関する情報を定量的に比較できるという効果を有する。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態のシステムを示すブロック図。

【図2】図1中の超音波観測装置2の内部ブロック図。

【図3】超音波内視鏡1の先端部を示す説明図。

【図4】超音波内視鏡1の外観を示す斜視図。

【図5】動作を説明するためのフローチャート。

【図6】図5中の「変位/変位率計算処理」の内部フローを示すフローチャート。

【図7】計算処理のために切出すデータを説明するための説明図。

【図8】第2の実施の形態において採用されるバルーン超音波内視鏡の先端部を示す説明図。

【図9】「変位/変位率計算処理」の内部フローを示すフローチャート。

【図10】本発明の第3の実施の形態において採用される変位計算を説明するためのフローチャート。

\*【図11】本発明の第3の実施の形態において採用される変位計算を説明するためのフローチャート。

【図12】本発明の第4の実施の形態において採用される超音波内視鏡先端部71を示す説明図。

【図13】本発明の第5の実施の形態において採用される超音波内視鏡先端部を示す説明図。

【図14】本発明の第6の実施の形態において採用される超音波内視鏡先端部を示す説明図。

【図15】本発明の第7の実施の形態において採用される超音波内視鏡先端部を示す説明図。

【図16】本発明の第8の実施の形態において採用される超音波内視鏡先端部を示す説明図。

【図17】本発明の第9の実施の形態において採用される変位計算を説明するためのフローチャート。

【図18】本発明の第10の実施の形態において採用される動作フローを示すフローチャート。

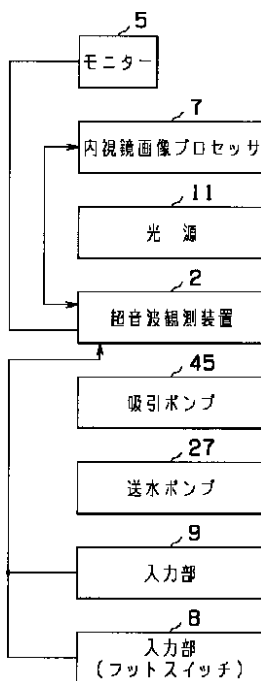
【図19】本発明の第11の実施の形態において採用される動作フローを示すフローチャート。

【図20】本発明の第12の実施の形態において採用される動作フローを示すフローチャート。

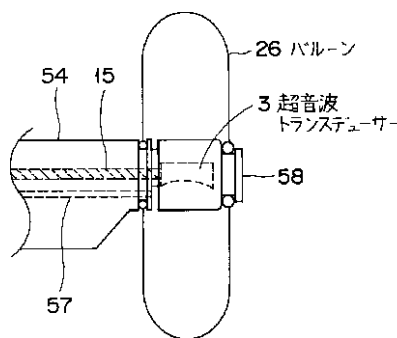
【符号の説明】

1...超音波内視鏡、2...超音波観測装置、5...モニター、7...内視鏡画像プロセッサ、8,9...入力部、11...光源、27...送水ポンプ、45...吸引ポンプ。

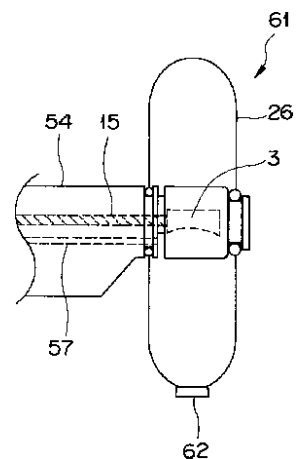
【図1】



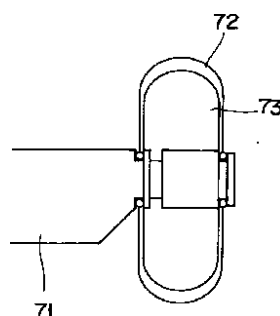
【図3】



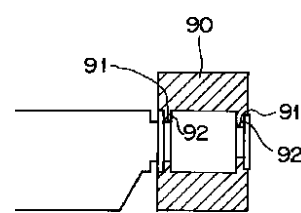
【図8】



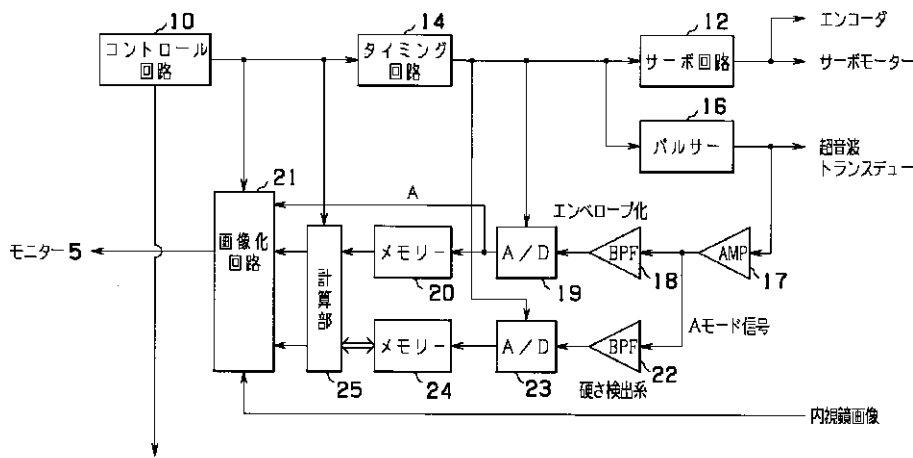
【図12】



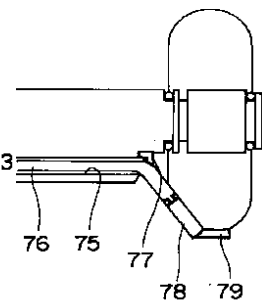
【図14】



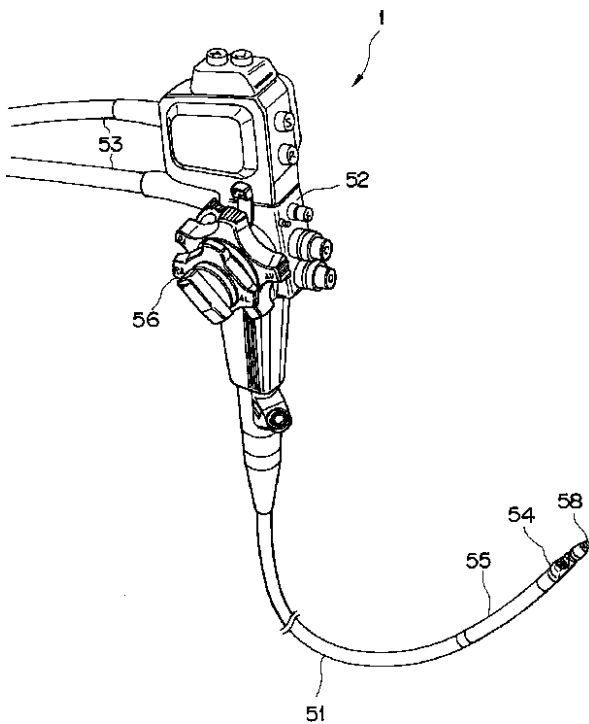
【図2】



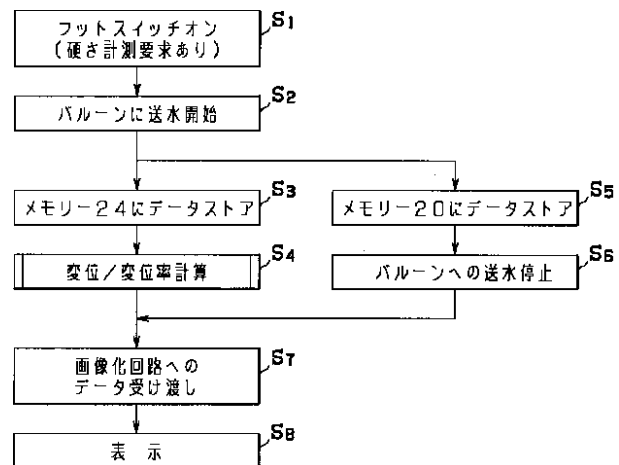
【図13】



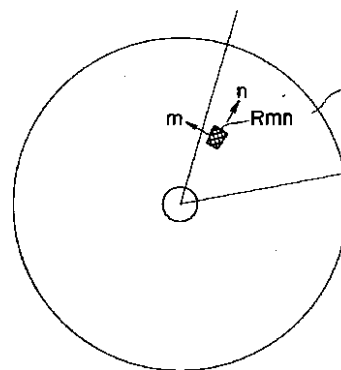
【図4】



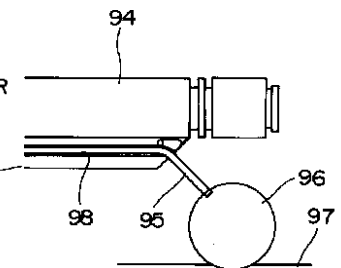
【図5】



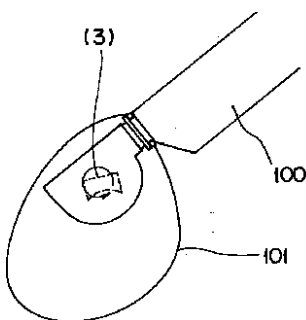
【図7】



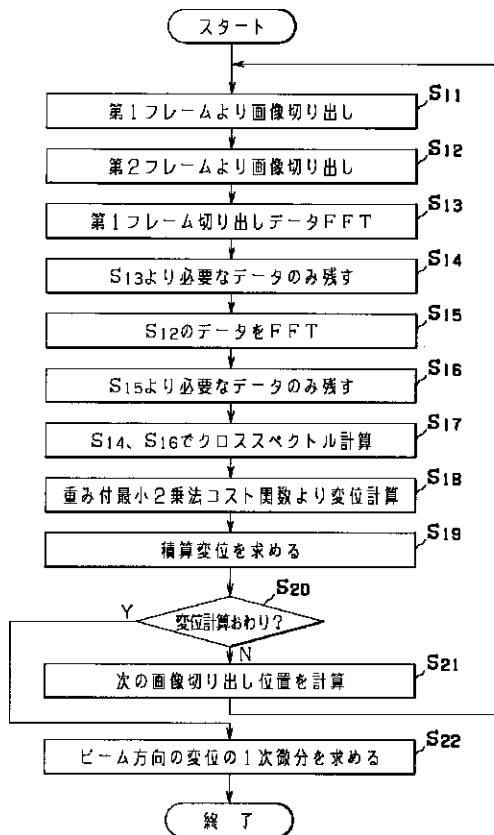
【図15】



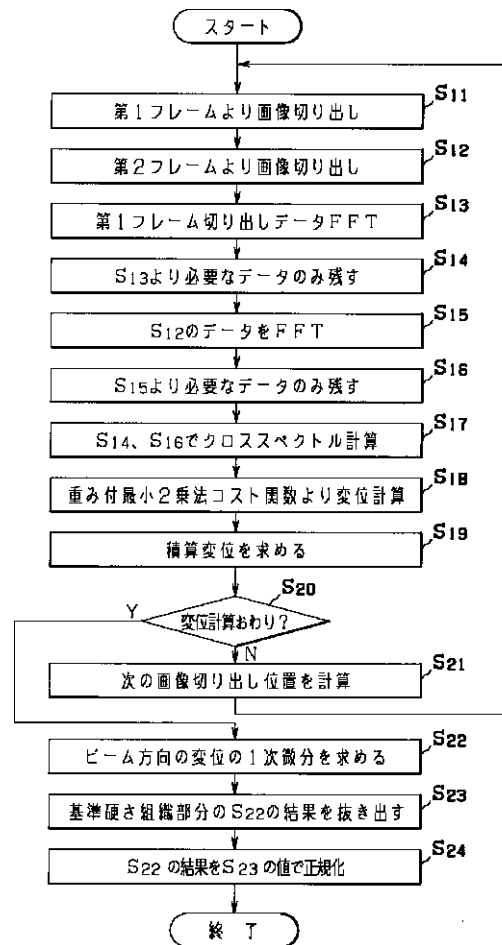
【図16】



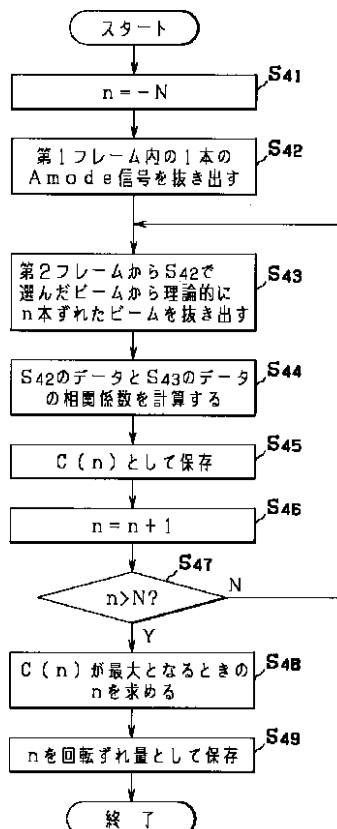
【図6】



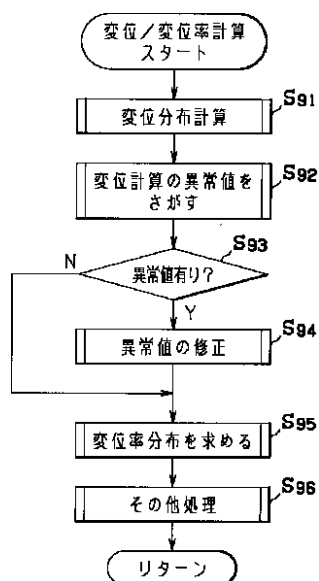
【図9】



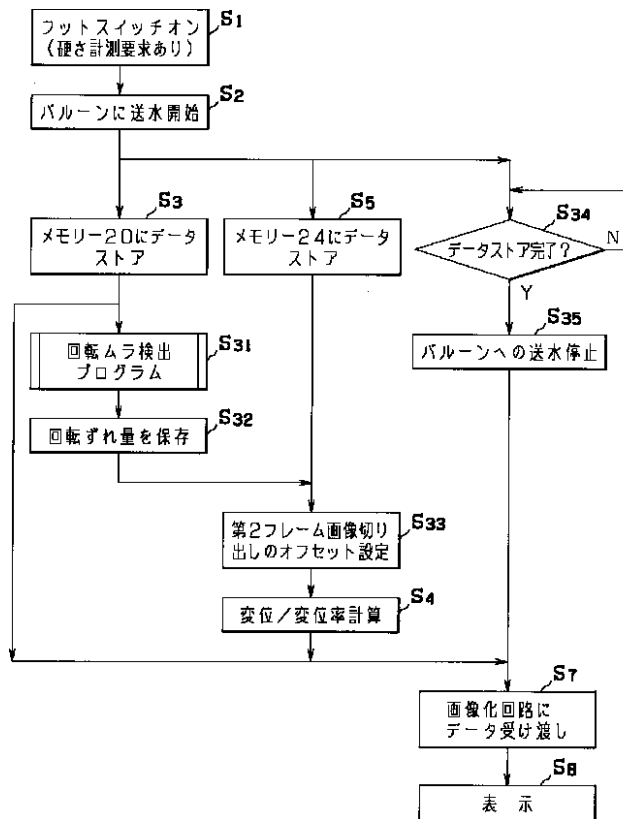
【図11】



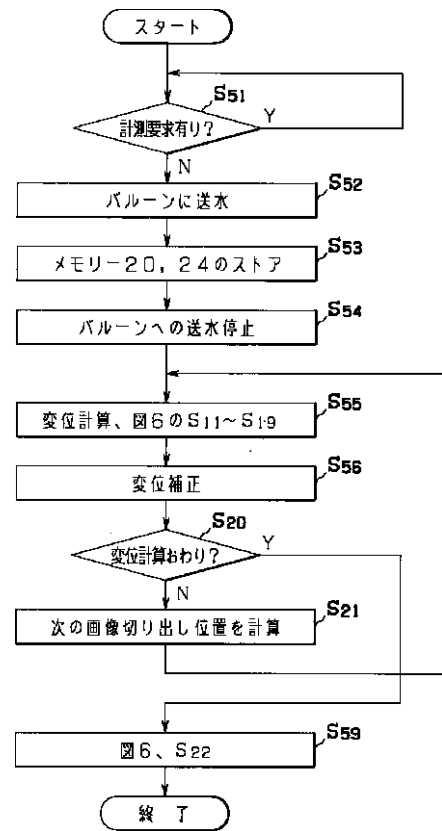
【図20】



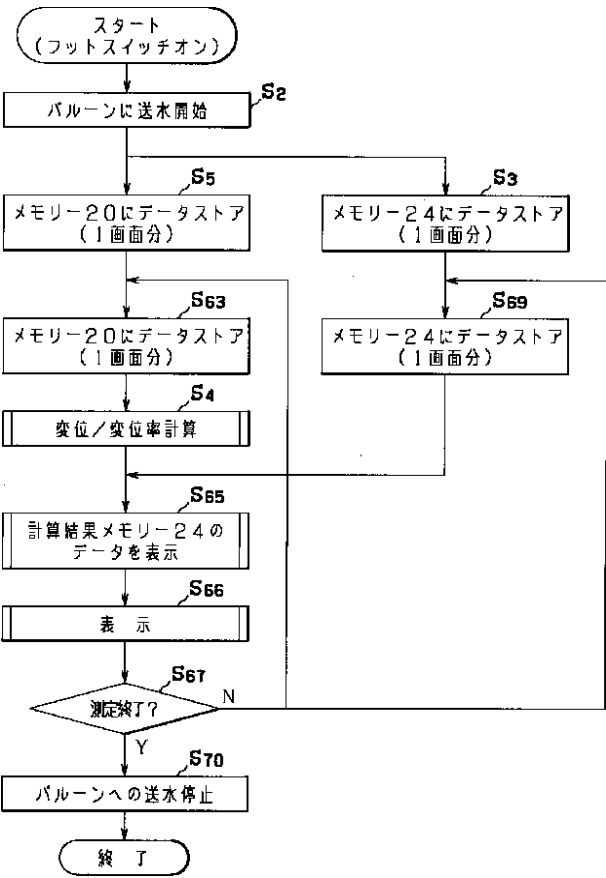
【図10】



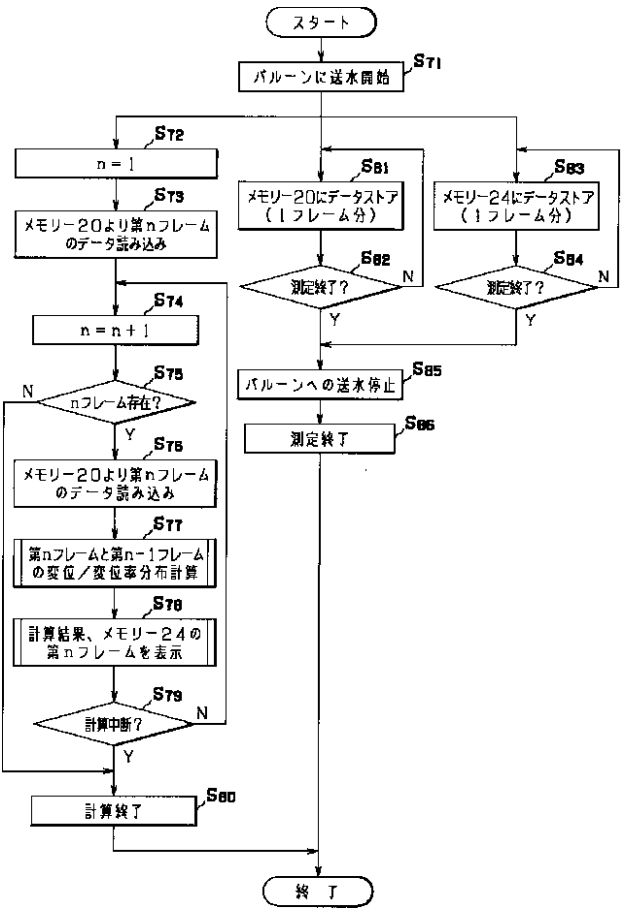
【図17】



【図18】



【図19】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テ-マ-コ-ト <sup>*</sup> (参考)
G 0 6 T 1/00	2 9 0	G 0 6 T 1/00	2 9 0 D
H 0 4 N 7/18		H 0 4 N 7/18	M
			Q

F タ-ム(参考) 2H040 GA10 GA11  
4C061 AA00 BB00 CC00 DD03 FF35  
FF36 HH04 HH05 HH51 JJ11  
JJ17  
4C301 AA02 BB03 BB28 BB30 CC02  
DD06 DD11 EE11 EE20 FF05  
FF15 GA15 GB03 GB06 GC22  
GD10 JB03 JB30 JB34 JB38  
JC11 KK12 KK13 LL03 LL05  
5B057 AA07 BA05 BA19 BA24 CA12  
CB12 DA03 DA04 DA08  
5C054 AA05 CA08 CC07 CF05 EB05  
FC15 FE17 GA04 GB01 HA12

专利名称(译)	超声波内窥镜系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP2001224594A</a>	公开(公告)日	2001-08-21
申请号	JP2000036968	申请日	2000-02-15
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパス光学工業株式会社		
[标]发明人	内山昭夫		
发明人	内山 昭夫		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/00 A61B8/08 A61B8/12 A61B8/14 G06T1/00 H04N7/18		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.300.F A61B8/08 A61B8/14 G02B23/24.B G06T1/00.290.D H04N7/18.M H04N7/18.Q A61B1/00.530 A61B1/01.513 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC00 4C061/DD03 4C061/FF35 4C061/FF36 4C061/HH04 4C061/HH05 4C061/HH51 4C061/JJ11 4C061/JJ17 4C301/AA02 4C301/BB03 4C301/BB28 4C301/BB30 4C301/CC02 4C301/DD06 4C301/DD11 4C301/EE11 4C301/EE20 4C301/FF05 4C301/FF15 4C301/GA15 4C301/GB03 4C301/GB06 4C301/GC22 4C301/GD10 4C301/GB03 4C301/GB30 4C301/GB34 4C301/GB38 4C301/JC11 4C301/KK12 4C301/KK13 4C301/LL03 4C301/LL05 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/BA19 5B057/BA24 5B057/CA12 5B057/CB12 5B057/DA03 5B057/DA04 5B057/DA08 5C054/AA05 5C054/CA08 5C054/CC07 5C054/CF05 5C054/EB05 5C054/FC15 5C054/FE17 5C054/GA04 5C054/GB01 5C054/HA12 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC00 4C161/DD03 4C161/FF35 4C161/FF36 4C161/HH04 4C161/HH05 4C161/HH51 4C161/JJ11 4C161/JJ17 4C601/BB05 4C601/BB09 4C601/BB11 4C601/BB12 4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/DD19 4C601/DD26 4C601/EE09 4C601/EE30 4C601/FE01 4C601/FE02 4C601/GA11 4C601/GA14 4C601/GA17 4C601/GA21 4C601/GA29 4C601/GA30 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/GC13 4C601/GC17 4C601/GC21 4C601/GC22 4C601/GB19 4C601/GB28 4C601/GB31 4C601/GB34 4C601/GB46 4C601/GB49 4C601/JC15 4C601/KK12 4C601/KK23 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL04 4C601/LL05		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

# 摘要(译)

要解决的问题：有效地应用对待测物体的弹性信息进行成像的方法，并将其用于超声波内窥镜的诊断。解决方案：超声波内窥镜1通过形成在尖端的超声波换能器发射超声波，接收来自活体的反射信号，并对生物组织施加位移。超声波观察装置2通过使用来自被移位的生物组织的反射信号的操作获得硬度图像，并将其显示在监视器5上。因此，可以通过使用超声波内窥镜测量生物组织的硬度。用于诊断。

