

(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2009-11628

(P2009-11628A)

(43) 公開日 平成21年1月22日(2009.1.22)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	4 C 0 9 3
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 B	4 C 0 9 6
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 G	4 C 6 0 1
	A 6 1 B 6/03 3 7 7	
	A 6 1 B 5/05 3 8 0	
審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 9 頁)		

(21) 出願番号	特願2007-178228 (P2007-178228)	(71) 出願人	000153498
(22) 出願日	平成19年7月6日(2007.7.6)		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	100093872
			弁理士 高崎 芳紘
		(72) 発明者	角村 卓是
			東京都千代田区外神田四丁目14番1号
			株式会社日立メディコ内
		Fターム(参考)	4C093 AA22 AA25 AA26 CA21 FF35
			FF37 FF42 FF50 FG01
			4C096 AA18 AB36 AD14 AD15 DC31
			DC36 DD07
			4C601 BB02 BB06 BB15 BB16 DD19
			DD23 EE05 EE09 GA06 GA18
			GA21 GB04 JC13 JC21 JC33
			KK21 KK24 LL33

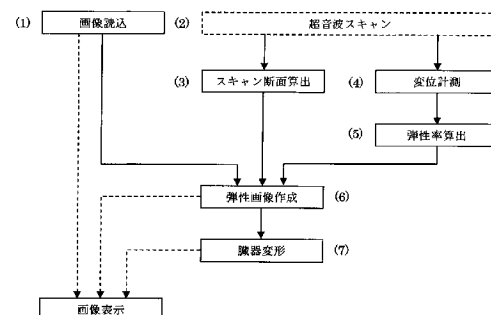
(54) 【発明の名称】 画像診断支援装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】人体モデル画像や臓器モデル画像を使った手術シミュレーションにおいて、臓器の変形を、極力、被検体の実体に近づける。

【解決手段】画像支援装置は、先ず被検体の臓器等の変形のしやすさ、しにくさを、実測結果から画像処理によって求める。この実測では、先ず超音波深触子の押圧の有無の2つの状態で、同一部位から超音波計測を行い2つの超音波断層像を得、この2つの超音波断層像相互の画素単位又は所定の画素数(M×M)ブロック単位を押圧による変位を求める。次に、この変位から画素単位又はブロック単位の歪又は弾性率を求める。かくして得た弾性画像を、ボリューム画像の画素対応に埋め込む。この結果を用いて変形の様子を計算により求め、変形再現を行う。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

磁気共鳴撮像（MRI）装置またはX線コンピュータ断層（CT）装置などの画像診断装置で撮像された被検体のボリューム画像データを読み込む画像読み込み手段と、読み込んだ画像をモニタなどの表示装置に表示する画像表示手段とを有する画像診断支援装置において、

超音波診断装置を用いて得られた時系列で且つ外部からの押圧の有無による2つの超音波断層画像間で演算を行って超音波断層画像上の押圧の有無による各点の移動量または変位を計測する変位計測手段と、前記変位計測手段で求めた変位から超音波断層画像上の各点の組織の変形のしやすさ、しにくさを表わすデータを演算する弾性演算手段と、前記変位計測手段を求めるのに使用した超音波断層画像のスキャン断面の座標を求めるスキャン断面算出手段と、前記画像読み込み手段によって読み込んだボリューム画像データから、前記スキャン断面算出手段によって求めた超音波断層画像のスキャン断面の座標に対応する画素の座標を算出し、その画素に前記弾性演算手段によって求めた組織の変形のしやすさ、しにくさを表わすデータを対応させる弾性画像作成手段と、前記弾性画像作成手段によって作成した弾性画像の組織の変形のしやすさ、しにくさを表わすデータによって色を変え、ボリューム画像データ上に付加してモニタなどの表示装置に表示する弾性画像表示手段と、前記弾性画像作成手段によって作成した弾性画像の組織の変形のしやすさ、しにくさを表わすデータを用いて画像内に映る臓器などの形状を変形させる臓器変形手段と、

を備えたことを特徴とする画像診断支援装置

【請求項 2】

前記スキャン断面算出手段は、超音波診断装置の超音波探触子の位置及び傾きを検出する位置センサを用い、位置センサの出力に基づいて超音波断層画像のスキャン面座標を算出することを特徴とした請求項 1 に記載の画像診断支援装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、MRI装置やCT装置などの画像診断装置で撮像された被検体のボリューム画像データを表示し、ボリューム画像データ内にある被検体の臓器の形状を変形させることが可能な画像診断支援装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、計算機性能の向上によりコンピュータグラフィックスを用いたシミュレーションシステムが開発されている。医療分野においても、MRI装置やCT装置などで撮像した被検体のボリューム画像データを用いて人体及び臓器モデルを作成し、作成したモデルの変形及び切除などの手術シミュレーションを行うシステムが研究されている。応用例として腹腔鏡手術支援シミュレーションがある。腹腔鏡手術は腹部に5～10mmの穴を開け、その穴から腹腔鏡や術具などを挿入して腹腔鏡を見ながら腹部内部の患部の切開や摘出、縫合を行うものである。開腹せずに小さな傷で済むため、術後の痛みが少ないことや傷口が目立たないこと、入院期間が短期間であることなどの利点があり、今後ますます盛んになる手術法であると考えられる。このような背景の中で、医用画像を用いた手術シミュレーションシステムは手術計画や手術練習用などで有用になると期待されている。

【0003】

手術シミュレーションシステムを医療現場に適用するにあたって、医用画像から作成した人体または臓器モデルの変形をいかに実物に近づけるかが課題となる。

【0004】

特許文献1では、臓器モデルをポリゴンデータで表現し、ポリゴンデータを形成する格子点間の接続線にパネモデルで定義した弾性情報を付与することで臓器の変形を実現している。

【特許文献1】特開平10-111958

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

物体の運動はほぼ等価的にバネモデルで表すことが可能であるため、バネモデルは臓器変形の際のモデルとして適当であると言える。しかし組織毎に弾性率を示すバネ定数が存在するため、異なる組織で形成される臓器の場合には個々にバネ定数を設定する必要がある。人体組織のバネ定数を実際に測定するのは困難であり、実情は文献値や経験的に決定したバネ定数を用いて臓器変形を行っている。このため臓器内に例えば硬さの異なる腫瘍等が存在する場合、腫瘍をも周囲の組織と同様のバネ定数を用いることになってしまい、精度のよいシミュレーションを行うことができない。

10

【0006】

本発明はこのような事情を鑑みてなされたもので、超音波診断装置を用いて組織の弾性率を求め、求めた弾性率をボリウム画像データに対応させることで、より精度の高い臓器変形シミュレーションを実現することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

前記目的を達成するために本発明に係る画像診断支援装置は、

磁気共鳴撮像(MRI)装置またはX線コンピュータ断層(CT)装置などの画像診断装置で撮像された被検体のボリウム画像データを読み込む画像読み込み手段と、読み込んだ画像をモニタなどの表示装置に表示する画像表示手段とを有する画像診断支援装置において、

20

超音波診断装置を用いて得られた時系列で且つ外部からの押圧の有無による2つの超音波断層画像間で演算を行って超音波断層画像上の押圧の有無による各点の移動量または変位を計測する変位計測手段と、前記変位計測手段で求めた変位から超音波断層画像上の各点の組織の変形のしやすさ、しにくさを表わすデータを演算する弾性演算手段と、前記変位計測手段を求めるのに使用した超音波断層画像のスキャン断面の座標を求めるスキャン断面算出手段と、前記画像読込手段によって読み込んだボリウム画像データから、前記スキャン断面算出手段によって求めた超音波断層画像のスキャン断面の座標に対応する画素の座標を算出し、その画素に前記弾性演算手段によって求めた組織の変形のしやすさ、しにくさを表わすデータを対応させる弾性画像作成手段と、前記弾性画像作成手段によって作成した弾性画像の組織の変形のしやすさ、しにくさを表わすデータによって色を変え、ボリウム画像データ上に付加してモニタなどの表示装置に表示する弾性画像表示手段と、前記弾性画像作成手段によって作成した弾性画像の組織の変形のしやすさ、しにくさを表わすデータを用いて画像内に映る臓器などの形状を変形させる臓器変形手段と、

30

を備えたことを特徴とする。

【0008】

また前記スキャン断面算出手段は、超音波診断装置の超音波探触子の位置及び傾きを検出する位置センサを用い、位置センサの出力に基づいて超音波断層画像のスキャン面座標を算出することを特徴とする。

【発明の効果】

40

【0009】

本発明によれば、超音波診断装置を用いて被検体内の組織の変形のしやすさ、しにくさを表わすデータを求め、求めたデータをボリウム画像データに対応させることで、より精度の高い臓器変形シミュレーションを実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

以下、添付図面に従って本発明に係る画像診断支援装置の好ましい実施形態について説明する。

図1は本発明の一実施形態による画像診断支援装置の概要構成図である。本画像診断支援装置は、機械的又は電子的にビーム操作を行って被検体に超音波を送信及び受信する超

50

音波探触子 10 と、探触子に付随して設けられた探触子の空間的な位置や傾きを検出する位置センサ 10A と、CT 装置や MRI 装置で撮影されたボリューム画像データの読み込みや探触子で受信した受波から超音波断層画像を作成する画像処理装置 11 及び画像表示装置 12、外部入力装置 13、マウス 14、画像表示装置の画面に表示されたソフトウェアスイッチを操作するためのコントローラ 24 とより成る。

【0011】

画像処理装置 11 は主として各構成要素の動作を制御する中央処理装置 (CPU) 20 と、画像処理装置の制御プログラムが格納された主メモリ 21 と、画像データを格納するデータ記録装置 22 と、被検体の画像データを一時的に記憶する表示メモリ 23 と画像表示装置の画面に表示されたソフトウェアスイッチを操作するためのコントローラ 24 より成る。

画像表示装置 12 は、表示メモリからの画像データに基づいて画像を表示する。ポインティングデバイスとしてのマウス 14 は、画像表示装置上のソフトウェアスイッチを操作する。外部入力装置 13 はキーボード等であり、各種の入力やパラメータ設定等を行う。データ記録装置 22 は、磁気ディスク等の記憶装置や、取り出し可能な外部メディアに対してデータの書き込みや読み出しを行う装置でもよい。

【0012】

図 2 は以上のように構成された画像診断支援装置によって、超音波診断装置を用いて組織の変形のしやすさ・しにくさを表わすデータを求め、求めたデータをボリューム画像データに対応させることで、より精度の高い臓器変形シミュレーションを実現する処理の一例を示すフローチャートである。以下、図 2 に示すフローチャートの各記号 (1) ~ (7) に従って本発明の処理の詳細を説明する。

【0013】

(1) 画像読込

CT 装置や MRI 装置などの画像診断装置によって撮影された被検体のボリューム画像データを画像記録装置又は画像データベースからオンラインまたはオフラインで読み出し、主メモリに展開する。ここでボリューム画像データは被検体を撮影した位置的に連続した数枚から数百枚の断層画像のことを指す。

また読み込んだボリューム画像データを表示メモリに展開し、モニタなどの画像表示装置に表示する。表示画像はボリューム画像データ内の 1 断面分のデータでも良いし、ボリューム画像データからボリュームレンダリング法又はサーフェスレンダリング法などの疑似 3 次元画像処理を施した画像でも良い。

【0014】

(2) 超音波スキャン

被検体へ超音波探触子 10 を当て、2 回にわたり超音波スキャンを行う。これらのスキャンは、いずれか一方が、探触子を、通常の計測時と同じく被検体に単に当接させた状態で、他方が探触子を被検体に外力を加えた (押圧した) 状態で行われる。外力を加える理由は、それによって臓器に変形を与えるためである。各超音波スキャンに際し、被検体に接触した探触子 10 から超音波を送信し、さらに診断部位からの反射エコー信号を探触子 10 で受信する。この超音波送受信を繰り返して得られた各反射エコー信号を整相、A/D 変換し、時系列的に連続する複数の断層画像データとして画像処理装置の主メモリに記憶する。

尚、外力を人間によって加えるとしたが、人間の力はおおまかであることから、押圧機具によって、押圧力を表示器に表示させると共に押圧を定量化させて実行するやり方もある。

【0015】

(3) スキャン断面算出

位置センサ 10A を用いてスキャン中の探触子 10 の断面の座標を求める。位置センサ 10A は図 3 に示すように探触子に取り付けられ、探触子 10 の位置及び傾き、言い換えれば超音波スキャン断面の位置及び傾きを検出できるようになっている。図 3 において、探触子 10 の平面状の面に振動子が配列されており、その振動子配列の中心点と位置セン

10

20

30

40

50

サ 1 0 A の中心点との距離は正確に求められている。なお、探触子と位置センサの関係は同図に限らず、図 4 のように構成することができる。すなわち、位置センサに関連付けて棒状のポインタを取り外し可能に設け、その先端の点を中心点に対応した基準点とすることもできる。

【 0 0 1 6 】

このような位置センサを用いるには、先ず位置センサの初期化を実施する。位置センサの位置が空間座標上のどの位置にあるかを数値化するためには、位置センサの基準点（原点）を設定する必要がある。位置センサの基準点設定では図 5 に示すように被検体の体表位置に探触子を当てて、その位置を基準点とする。ここで設定する基準点は、後に説明する弾性画像作成処理にてボリューム画像データとの整合をとるため、ボリューム画像データに映っており且つ、剣状突起などの外観から分かりやすい体表上の特徴点を選択することが望ましい。

10

【 0 0 1 7 】

基準点の設定をした後、超音波スキャンをするために移動させた探触子の空間的な位置座標及び傾きを求める。例えば図 6 に示すように探触子の位置を基準点から現在点に移動させてスキャンした場合、X 方向に 1 0 m m、Y 方向に 5 0 m m、Z 方向に 2 0 m m 移動ならば現在点の座標は $(X, Y, Z) = (10, 50, 20)$ となる。さらに基準点を設定した際のスキャン断面が Z 軸に平行で X, Y 軸に垂直な面である場合、図 7 に示すようになるが、これに対しスキャン面が X, Y, Z 軸に任意の傾きを待つ場合はスキャン面の傾きは図 8 に示すように (α, β, γ) で表す。

20

【 0 0 1 8 】

(4) 変位計測

超音波スキャンによって得た時系列的に連続した 2 枚の超音波断層画像から画素毎に画像間の位置的変位を求める。この位置的変位は例えばブロック・マッチング法によって行う。以下図 9 を参照して説明する。

【 0 0 1 9 】

図 9 において、現画像を N 枚目、現画像より以前の画像（前画像）を N - 1 枚目とする。そして各画像を $M \times M$ 画素からなる複数のブロックに分割する。ここで画像上の臓器は前画像の臓器 A の位置から現画像の臓器 B の位置に移動又は変形したとする。このような状態で、N 枚目画像の $M \times M$ からなる各ブロックの左上の画素座標を (P_u, P_v) とし、その座標の画素値を $X_n(P_u, P_v)$ とする。そして N - 1 枚目画像でブロックを (i, j) 画素ずらした時のブロックの左上の画素座標を $(P_u + i, P_v + j)$ とし、その座標の画素値を $X_{n-1}(P_u + i, P_v + j)$ とする。

30

次に対象ブロックについて N - 1 枚目と N 枚目の画素値の差分をとり、その絶対値和 S を次式で算出する。

【 0 0 2 0 】

【 数 1 】

$$S = \sum_{p=0}^{M-1} \sum_{q=0}^{M-1} |X_n(P_u + p, P_v + q) - X_{n-1}(P_u + p + i, P_v + q + j)|$$

40

そして移動量 (i, j) を変えながら S を算出し、S が最小値をとるときの移動量 (i, j) について変位 ΔL を次式によって算出する。

【 0 0 2 1 】

【 数 2 】

$$\Delta L = \sqrt{i^2 + j^2} \times p$$

ここで p は画素ピッチである。

【 0 0 2 2 】

上記の演算を分割した各ブロックに対して行い、ブロック毎に変位 ΔL を求める。分割するブロックが大きいと求められる変位は大まかなものになるが、分割するブロック数を

50

多くすればより細かい領域で変位が求められる。しかし、求まる変位はブロック単位である。ブロック単位が細くなる程、画素単位の変位に近づき、その近似値となる。理想的には、画素単位の変位が求まることが好ましいが、ブロック単位を 2×2 とか 3×3 とかにすることで、画素単位の近似変位値を求めることができる。またブロック単位の変位を、その構成画素対応に補間させ、画素対応の変位を求めることができる。

ブロック・マッチングは上記で説明した以外にも、探触子で受信する受波波形に対しても適用できる。

【 0 0 2 3 】

(5) 歪または弾性率の算出

変位計測で求めた超音波断層画像の各画素単位（又はブロック単位。以下同じ）の変位から歪を求める。歪は変位計測で求めた各画素の変位を空間的に微分することで求められる。画像における空間微分は隣接する画素との差分と等価であることから、隣接する画素との変位差分で求める。

【 0 0 2 4 】

例えば、図 1 0 (a) に示すように周辺組織とは硬さの異なる組織 A（ここで組織 A は周辺組織よりも硬いとする。）が存在し、図 1 0 (a) の P の列に対して、探触子によって圧迫する前と後の 2 枚の時系列的な超音波画像から変位を求めると図 1 0 (b) のように、圧迫側の変位は大きく、深くなるに従って小さい変位となる。それ故に、P の列に対して図 1 0 (b) の如く、算出変位は折れ線状になる。この場合、変位は周辺組織より硬い組織のほうが小さい。さらに図 1 0 (b) を深さ方向に変位に対して空間微分すると、図 1 0 (c) のような歪が求まる。

【 0 0 2 5 】

列 P は、一例であって、実際は画像の左端から右端までのすべての列に対して同様な処理を行って、全画素について歪を求める。また、列だけではなく、行方向に対しても同様な処理を行って、行と列とのそれぞれの歪を画素単位に求める例もある。この場合、行と列とを、変化させる方向に応じて選択的に使い分ける例もあれば、両者の平均値をとって 1 つの弾性率にする例もある。

以上、画像全体の歪を求める例を説明したが、特定の関心領域のみに絞って、歪を求める例もある。

なお、上記実施形態では、組織の変形のしやすさ、しにくさを表わす指標として歪を用いたが、弾性率を用いることもできる。組織の弾性率を求めるためには、探触子 1 0 の被検体との接触面に圧力センサを設け、2 つの画像取得時の圧力差で前記歪値を割算するようにすれば良い。

【 0 0 2 6 】

(6) 歪画像又は弾性率画像の作成

読み込んだボリューム画像データと、スキャン断面算出処理にて求めた超音波探触子のスキャン断面座標、歪又は弾性率算出処理で求めた超音波断層画像の各画素の歪又は弾性率を用いて、超音波断層画像の各画素がボリューム画像データのどの画素に対応するかを求め、歪又は弾性率とボリューム画像データを対応づける。

【 0 0 2 7 】

超音波断層画像の各画素が空間座標上でどの位置になるかは、スキャン断面算出処理で得た探触子の位置と傾きから求められるので、ボリューム画像データと超音波断層画像の位置を対応づけるには、スキャン断面がボリューム画像データのどの画素に対応しているかを求めればよい。

【 0 0 2 8 】

スキャン断面の空間座標に対応するボリューム画像データの画素を求めるには、先ずボリューム画像データ上でスキャン断面算出処理にて設定した初期化位置を画像上で指定する。初期化位置の指定では、例えば図 1 1 に示すようにボリューム画像データのアキシャル面、サジタル面、コロナル面を表示し、これら 3 つの断面画像からスキャン断面算出処理で設定した基準点を指定する。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 9 】

ボリューム画像データ上で基準点を設定したら、基準点を原点としてスキャン断面算出処理と同様の座標系をとり（図 6 参照）、スキャン断面座標に対応するボリューム画像データの画素座標を求める。

【 0 0 3 0 】

求めた画素座標に歪又は弾性率算出処理で求めた歪又は弾性率を対応させる。対応の方法としては、例えばボリューム画像データと同じサイズで画素値が 0 で初期化されたマスクデータを用意し、そのマスクデータの画素に歪又は弾性率を代入する。

このようにして歪又は弾性率を求めた超音波断層画像上の位置に対応するボリューム画像データの画素に弾性率を対応させていく。対応していない位置があれば、補間でこの対応していないボリューム画素位置に、周囲の歪又は弾性率から補間した歪又は弾性率を埋め込む。

10

【 0 0 3 1 】

(7) 臓器変形

弾性画像を用いてボリューム画像データ内にある臓器モデルの変形を行う。

臓器変形では、図 1 2 に示すようにボリューム画像データ内の臓器モデルが存在する各画素を制御点とし、さらに隣接する制御点とはばねモデルで定義される接続線によって関連付けられているものとする。

臓器モデルの変形は、この制御点の移動によって実現する。制御点の空間上の位置が元の位置から変化することで臓器モデルの変形が実現される。さらに制御点は隣接する接続線とばねモデルで定義した接続線によって接続されているので、ある制御点を移動させると、接続されている制御点もばねモデルのばね定数に応じた移動を行う。このばね定数を求めた歪又は弾性率にすることで実際の臓器の特徴をあわせることが可能となる。こうした変形の技術は、例えば前述した特許文献 1 に詳しい。

20

なお図 1 2 に示す制御点のモデルは説明を容易にするため 2 次元としたが、3 次元モデルでも適用可能である。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 2 】

【 図 1 】 画像診断支援装置の概要構成図

【 図 2 】 本発明の処理の一例を示すフローチャート

30

【 図 3 】 位置センサの構造を示す模式図

【 図 4 】 位置センサの別の構造を示す模式図

【 図 5 】 位置センサの基準点を設定する方法を説明する例図

【 図 6 】 位置センサの座標系と座標情報を説明する例図

【 図 7 】 位置センサの基準点設定時のスキャン面を示す例図

【 図 8 】 位置センサの傾き情報を説明する例図

【 図 9 】 変位計測におけるブロック・マッチング法を説明する例図

【 図 1 0 】 弾性率算出の方法を説明する例図

【 図 1 1 】 ボリューム画像データ上から基準点を設定する際の画面例

【 図 1 2 】 臓器モデル変形の概要を説明するモデル図

40

【 符号の説明 】

【 0 0 3 3 】

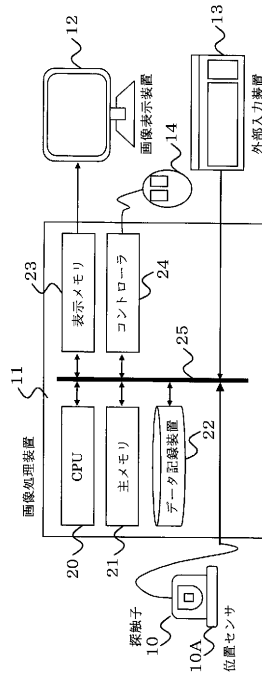
1 0 深触子

1 0 A 位置センサ

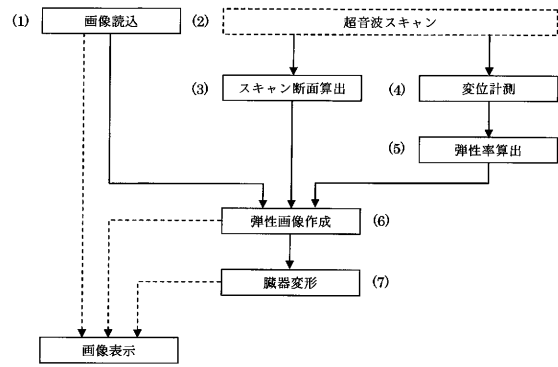
1 1 画像処理装置

1 2 画像表示装置

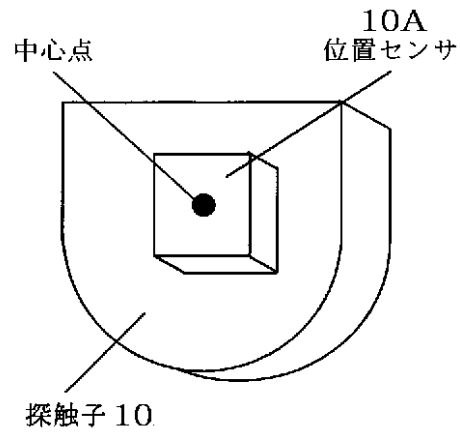
【図 1】



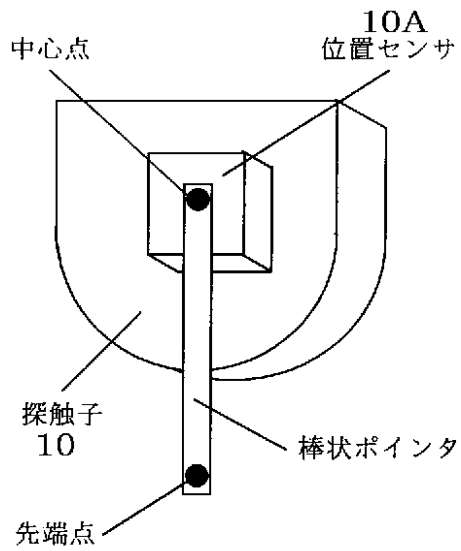
【図 2】



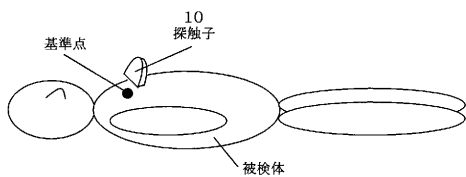
【図 3】



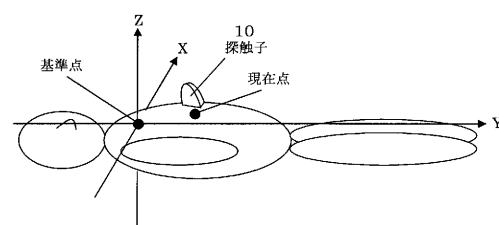
【図 4】



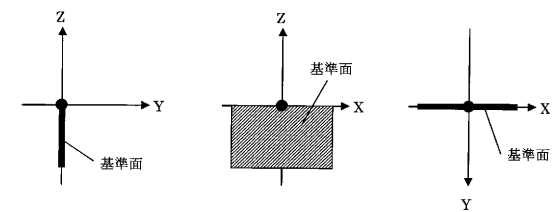
【図 5】



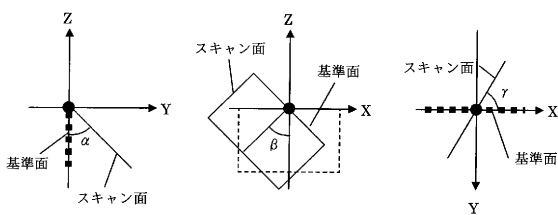
【図 6】



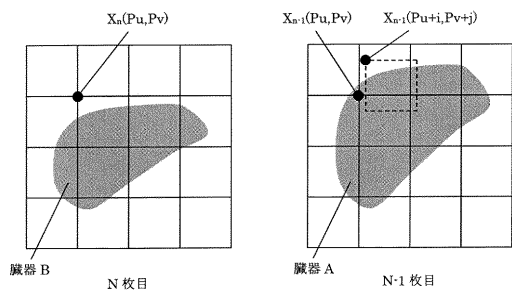
【図 7】



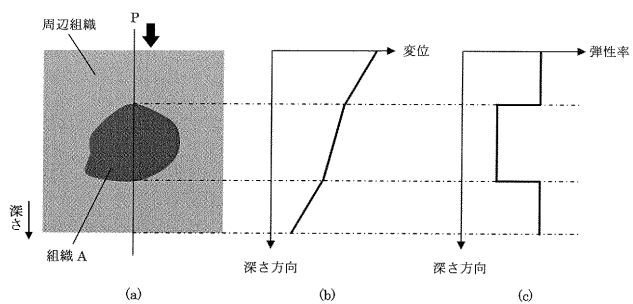
【図 8】



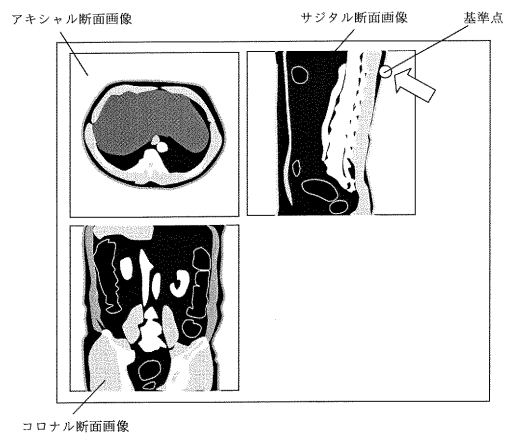
【図 9】



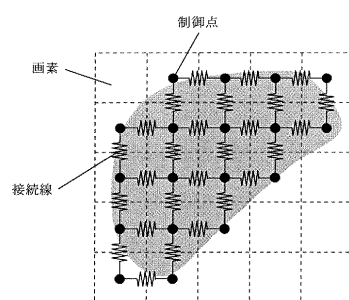
【図 10】



【図 11】



【図 12】



专利名称(译)	图像诊断支持装置		
公开(公告)号	JP2009011628A	公开(公告)日	2009-01-22
申请号	JP2007178228	申请日	2007-07-06
[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	角村卓是		
发明人	角村 卓是		
IPC分类号	A61B8/08 A61B6/03 A61B5/055		
FI分类号	A61B8/08 A61B6/03.360.B A61B6/03.360.G A61B6/03.377 A61B5/05.380 A61B5/055.380 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C093/AA22 4C093/AA25 4C093/AA26 4C093/CA21 4C093/FF35 4C093/FF37 4C093/FF42 4C093/FF50 4C093/FG01 4C096/AA18 4C096/AB36 4C096/AD14 4C096/AD15 4C096/DC31 4C096/DC36 4C096/DD07 4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/BB15 4C601/BB16 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE05 4C601/EE09 4C601/GA06 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/GB04 4C601/JC13 4C601/JC21 4C601/JC33 4C601/KK21 4C601/KK24 4C601/LL33		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在使用人体模型图像或器官模型图像的手术模拟中，使器官的变形尽可能接近对象的实体。图像支撑装置首先从测量结果获得对象的器官等的变形的容易度，以及通过图像处理获得的变形的难度。在该实际测量中，首先，在两种状态下，在有或没有按下超声深探头的情况下，都从同一位置进行超声测量以获得两个超声断层图像，并且以像素为单位或以预定方式显示两个超声断层图像。块的像素数（M×M）以压力单位计算。接下来，从该位移获得像素单位或块单位的应变或弹性模量。如此获得的弹性图像对应于体图像的像素被嵌入。使用该结果，可以计算变形状态并再现变形。[选择图]图2

