

(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2010-279631

(P2010-279631A)

(43) 公開日 平成22年12月16日(2010.12.16)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 19/00 (2006.01)	A 6 1 B 19/00 5 0 2	4 C 0 9 3
G 0 9 B 9/00 (2006.01)	G 0 9 B 9/00 Z	5 B 0 8 0
G 0 6 T 17/20 (2006.01)	G 0 6 T 17/20	
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 G	

審査請求 未請求 請求項の数 22 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2009-136898 (P2009-136898)
 (22) 出願日 平成21年6月8日(2009.6.8)

(出願人による申告) 平成20年度、独立行政法人情報通信研究機構「民間基盤技術研究促進制度／生体ボリュームデータに基づくネットワーク型VR手術手技教育訓練システム」、産業技術力強化法第19条の適用を受ける特許出願

(71) 出願人 000176730
 三菱プレシジョン株式会社
 東京都江東区有明2丁目5番7号
 (74) 代理人 100087756
 弁理士 船越 猛
 (72) 発明者 窪田 吉信
 神奈川県横浜市金沢区福浦三丁目9番の1
 公立大学法人横浜市立大学内
 (72) 発明者 横山 和秀
 神奈川県横浜市金沢区福浦三丁目9番の1
 公立大学法人横浜市立大学内
 (72) 発明者 菊川 孝明
 神奈川県鎌倉市上町屋345番地 三菱プレシジョン株式会社内

最終頁に続く

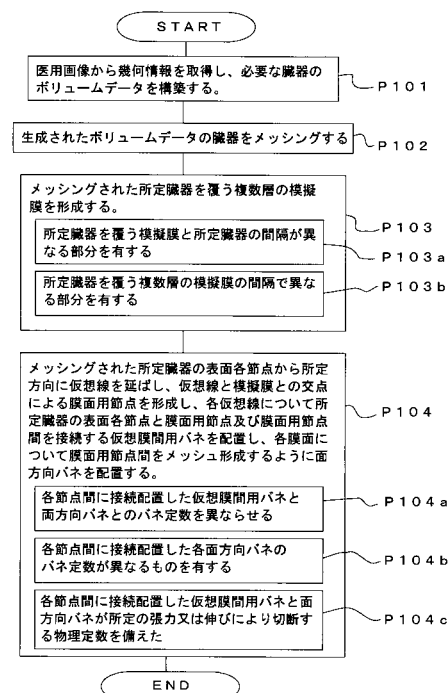
(54) 【発明の名称】 手術シミュレーション用モデルの生成方法、手術シミュレーション方法、及び手術シミュレータ

(57) 【要約】

【課題】 医用画像から手術状況に即したシミュレーション用モデルの生成方法、さらには手術シミュレーション方法、並びに手術シミュレータを提供する。

【解決手段】 医用画像から幾何情報を取得し、必要な臓器のボリュームデータを構築する第1の過程と、第1の過程の後、生成されたボリュームデータの臓器をメッシングする第2の過程と、第2の過程によりメッシングされた所定臓器を覆う複数層の模擬膜を形成する第3の過程と、第2の過程によりメッシングされた所定臓器の表面各節点から所定方向に仮想線を延ばし、前記仮想線と前記第3の過程により形成した模擬膜との交点による膜面用節点を形成し、各仮想線について前記所定臓器の表面各節点と膜面用節点及び膜面用節点間を接続する仮想膜間用パネを配置し、各模擬膜面について前記膜面用節点間をメッシュ形成するように面方向パネを配置する第4の過程とからなる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

医用画像から幾何情報を取得し、必要な臓器のボリュームデータを構築する第 1 の過程と、

第 1 の過程の後、生成されたボリュームデータの臓器をメッシングする第 2 の過程と、

第 2 の過程によりメッシングされた所定臓器を覆う複数層の模擬膜を形成する第 3 の過程と、

第 2 の過程によりメッシングされた所定臓器の表面各節点から所定方向に仮想線を延ばし、前記仮想線と前記第 3 の過程により形成した模擬膜との交点による膜面用節点を形成し、各仮想線について前記所定臓器の表面各節点と膜面用節点及び膜面用節点間を接続する仮想膜間用バネを配置し、各模擬膜面について前記膜面用節点間をメッシュ形成するように面方向バネを配置する第 4 の過程とからなることを特徴とする手術シミュレーション用モデルの生成方法。

10

【請求項 2】

所定臓器を覆う模擬膜と所定臓器の間隔が異なる部分を有することを特徴とする請求項 1 記載の手術シミュレーション用モデルの生成方法。

【請求項 3】

所定臓器を覆う複数層の模擬膜の間隔を各層間で異なる部分を有することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 記載の手術シミュレーション用モデルの生成方法。

【請求項 4】

各節点間に接続配置した仮想膜間用バネのバネ定数が異なるものを有することを特徴とする請求項 1 又は 2 又は 3 に記載の手術シミュレーション用モデルの生成方法。

20

【請求項 5】

各節点間に接続配置した各面方向バネのバネ定数が異なるものを有することを特徴とする請求項 1 又は 2 又は 3 又は 4 に記載の手術シミュレーション用モデルの生成方法。

【請求項 6】

各節点間に接続配置した仮想膜間用バネと面方向バネが所定の張力又は伸びにより切断する物理定数を備えたことを特徴とする請求項 1 又は 2 又は 3 又は 4 又は 5 に記載の手術シミュレーション用モデルの生成方法。

【請求項 7】

医用画像から幾何情報を取得し、必要な臓器のボリュームデータを構築する第 1 の過程と、

第 1 の過程の後、生成されたボリュームデータの臓器をメッシングする第 2 の過程と、

メッシングされた臓器のメッシングにより接続する各節点間を仮想バネにより形成し配置する第 3 の過程とからなることを特徴とする手術シミュレーション用モデルの生成方法。

30

【請求項 8】

手術者が操作する手術操作具の位置と模擬生体との接触位置に応じた反力を発生させる力覚模擬過程と、

手術対象である臓器にそれを覆う複数層の模擬膜組織を備え当該臓器及び模擬膜の生体組織の力学的性質を設定した手術シミュレーション用モデルデータを得て前記力覚模擬過程による手術操作具の移動及び手術操作具と模擬生体との接触による反力を計算して前記力覚過程に与えるとともに模擬生体の反応との運動とを計算する模擬運動演算過程と、

40

模擬内視鏡から撮像した模擬生体の模擬画像を生成する画像生成過程と、

前記画像生成過程により生成された画像を表示する画像表示過程とからなることを特徴とする手術シミュレーション方法。

【請求項 9】

手術者が操作する手術操作具の位置と模擬生体との接触位置に応じた反力を発生させる力覚模擬過程と、

手術対象である臓器にメッシングにより接続する各節点間を仮想バネで形成配置する手

50

術シミュレーション用モデルデータを得て前記力覚模擬過程による手術操作具の移動及び手術操作具と模擬生体との接触による反力を計算して前記力覚過程に与えるとともに模擬生体の反応との運動とを計算する模擬運動演算過程と、

模擬内視鏡から撮像した模擬生体の模擬画像を生成する画像生成過程と、

前記画像生成過程により生成された画像を表示する画像表示過程とからなることを特徴とする手術シミュレーション方法。

【請求項 10】

模擬運動演算過程において、加えられた力による模擬生体の反応である位置変形が生体の物性値の変化に反映させ、反映された物性値により反力を計算することを特徴とする請求項 9 記載の手術シミュレーション方法。

10

【請求項 11】

模擬運動演算過程において、生体の位置変形を変位ベクトル $\mathbf{U}$ で表し、生体の物性値の変化を剛性マトリクス $\mathbf{K}$ 、質量マトリクスを $\mathbf{M}$ 、粘性抵抗マトリクスを $\mathbf{C}$ で表して反力 $\mathbf{f} = \mathbf{M}\ddot{\mathbf{U}} + \mathbf{C}\dot{\mathbf{U}} + \mathbf{K}\mathbf{U}$ を計算することを特徴とする請求項 10 記載の手術シミュレーション方法。

【請求項 12】

手術対象である臓器にそれを覆う複数層の模擬膜組織を備え当該臓器及び模擬膜の生体組織の力学的性質を設定した手術シミュレーション用モデルデータを格納する手術シミュレーション用モデルデータ部と、

20

手術者が操作する手術操作具の位置と模擬生体との接触位置に応じた反力を発生させる力覚装置と、

前記手術シミュレーション用モデルデータ部から手術シミュレーション用モデルデータを得て前記力覚装置による手術操作具の移動及び手術操作具と模擬生体との接触による反力を計算して前記力覚装置に与えるとともに模擬生体の反応との運動とを計算する模擬運動演算装置と、

前記模擬運動演算装置が計算し模擬内視鏡から撮像した模擬生体の模擬画像を生成する画像生成装置と、

前記画像生成装置により生成された画像を表示する画像表示装置とからなることを特徴とする手術シミュレータ。

30

【請求項 13】

手術シミュレーション用モデルデータ部に格納される手術シミュレーション用モデルデータの所定臓器を覆う模擬膜と所定臓器の間隔が異なる部分を有することを特徴とする請求項 12 記載の手術シミュレータ。

【請求項 14】

手術シミュレーション用モデルデータ部に格納される手術シミュレーション用モデルデータの所定臓器を覆う複数層の模擬膜の間隔を各層間で異なる部分を有することを特徴とする請求項 12 又は請求項 13 記載の手術シミュレータ。

【請求項 15】

手術シミュレーション用モデルデータ部に格納される手術シミュレーション用モデルデータの各節点間に接続配置した仮想膜間用バネのバネ定数が異なるものを有することを特徴とする請求項 12 又は 13 又は 14 に記載の手術シミュレータ。

40

【請求項 16】

手術シミュレーション用モデルデータ部に格納される手術シミュレーション用モデルデータの各節点間に接続配置した各面方向バネのバネ定数が異なるものを有することを特徴とする請求項 12 又は 13 又は 14 又は 15 に記載の手術シミュレータ。

【請求項 17】

手術シミュレーション用モデルデータ部に格納される手術シミュレーション用モデルデータの各節点間に接続配置した仮想膜間用バネと面方向バネが所定の張力又は伸びにより

50

切断する物理定数を備えたことを特徴とする請求項 1 2 又は 1 3 又は 1 4 又は 1 5 又は 1 6 に記載の手術シミュレータ。

【請求項 1 8】

力覚装置により反力を発生する対象の手術操作具が模擬鉗子であり、模擬鉗子で模擬膜を引っ張り所定の張力又は伸びによりバネが切断され模擬膜を剥がす感覚を模擬鉗子に与えることを特徴とする請求項 1 7 に記載の手術シミュレータ。

【請求項 1 9】

模擬膜を引っ張るときの張力を模擬鉗子に力覚装置を介してフィードバックすることにより与えることを特徴とする請求項 1 8 の手術シミュレータ。

【請求項 2 0】

手術対象である臓器にメッシングにより接続する各節点間を仮想バネで形成配置する手術シミュレーション用モデルデータを格納する手術シミュレーション用モデルデータ部と、

手術者が操作する手術操作具の位置と模擬生体との接触位置に応じた反力を発生させる力覚装置と、

前記手術シミュレーション用モデルデータ部から手術シミュレーション用モデルデータを得て前記力覚装置による手術操作具の移動及び手術操作具と模擬生体との接触による反力を計算して前記力覚装置に与えるとともに模擬生体の反応との運動とを計算する模擬運動演算装置と、

前記模擬運動演算装置が計算し模擬内視鏡から撮像した模擬生体の模擬画像を生成する画像生成装置と、

前記画像生成装置により生成された画像を表示する画像表示装置とからなることを特徴とする手術シミュレータ。

【請求項 2 1】

模擬運動演算装置が、加えられた力による模擬生体の反応である位置変形が生体の物性値の変化に反映させ、反映された物性値により反力を計算することを特徴とする請求項 2 0 記載の手術シミュレータ。

【請求項 2 2】

模擬運動演算装置が、生体の位置変形を変位ベクトル $\mathbf{U}$ で表し、生体の物性値の変化を剛性マトリクス $\mathbf{K}$ 、質量マトリクスを $\mathbf{M}$ 、粘性抵抗マトリクスを $\mathbf{C}$ で表して

反力 $\mathbf{f} = \mathbf{M}\ddot{\mathbf{U}} + \mathbf{C}\dot{\mathbf{U}} + \mathbf{K}\mathbf{U}$ を計算することを特徴とする請求項 2 1 記載の手術シミュレータ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、内視鏡下で手術をする前に手術シミュレーションをするための手術シミュレーション用モデルの生成方法、手術シミュレーション方法、及び手術シミュレータに関するものである。

【背景技術】

【0 0 0 2】

医療技術と医療機器の進歩により、腹部手術の多くが腹腔鏡下に行われるようになってきた。腹腔鏡下手術は、3次元のものを2次元の画像表示装置を見ながら操作するので、その習得にはトレーニングが不可欠である。実際の腹腔鏡手術では患者毎に血管の本数や走行、臓器の位置関係、例えば腫瘍の位置や大きさが異なり、それぞれに対応した手術が要求される。

術前のシミュレーションを可能とするため、個々の患者の情報をもとにシミュレータが考えられる。

個々の患者の情報を取り入れるためには、CTやMRI等の医用画像データを用いるの

10

20

30

40

50

が一般的であるが、このような画像には手術臓器周辺にある膜組織が映らないため認識できず、モデル化できない等の問題があり、それらを持たないモデルは術前シミュレーションとして不完全である。また、手術対象臓器の物理・力学的条件を線形に設定することが考えられるが、この場合は臓器の変形模擬が実際とは大きく異なることとなり、術前シミュレーションとして不満足なものであった。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

本発明が解決しようとする課題は、医用画像から手術状況に即したシミュレーション用モデルの生成方法、さらには手術シミュレーション方法、並びに手術シミュレータを提供するものである。

10

【課題を解決するための手段】

【0004】

請求項1に係る手術シミュレーション用モデルの生成方法は、医用画像から幾何情報を取得し、必要な臓器のボリュームデータを構築する第1の過程と、第1の過程の後、生成されたボリュームデータの臓器をメッシングする第2の過程と、第2の過程によりメッシングされた所定臓器を覆う複数層の模擬膜を形成する第3の過程と、第2の過程によりメッシングされた所定臓器の表面各節点から所定方向に仮想線を延ばし、前記仮想線と前記第3の過程により形成した模擬膜との交点による膜面用節点を形成し、各仮想線について前記所定臓器の表面各節点と膜面用節点及び膜面用節点間を接続する仮想膜間用パネを配置し、各模擬膜面について前記膜面用節点間をメッシュ形成するように面方向パネを配置する第4の過程とからなることを特徴とするものである。

20

【0005】

請求項2に係る手術シミュレーション用モデルの生成方法は、請求項1に記載のものにおいて、所定臓器を覆う模擬膜と所定臓器の間隔が異なる部分を有することを特徴とするものである。

【0006】

請求項3に係る手術シミュレーション用モデルの生成方法は、請求項1又は請求項2記載のものにおいて、所定臓器を覆う複数層の模擬膜の間隔を各層間で異なる部分を有することを特徴とするものである。

30

【0007】

請求項4に係る手術シミュレーション用モデルの生成方法は、請求項1又は2又は3に記載のものにおいて、各節点間に接続配置した仮想膜間用パネのパネ定数が異なるものを有することを特徴とするものである。

【0008】

請求項5に係る手術シミュレーション用モデルの生成方法は、請求項1又は2又は3又は4に記載のものにおいて、各節点間に接続配置した各面方向パネのパネ定数が異なるものを有することを特徴とするものである。

【0009】

請求項6に係る手術シミュレーション用モデルの生成方法は、請求項1又は2又は3又は4又は5に記載のものにおいて、各節点間に接続配置した仮想膜間用パネと面方向パネが所定の張力又は伸びにより切断する物理定数を備えたことを特徴とするものである。

40

【0010】

請求項7に係る手術シミュレーション用モデルの生成方法は、医用画像から幾何情報を取得し、必要な臓器のボリュームデータを構築する第1の過程と、第1の過程の後、生成されたボリュームデータの臓器をメッシングする第2の過程と、メッシングされた臓器のメッシングにより接続する各節点間を仮想パネにより形成し配置する第3の過程とからなることを特徴とするものである。

【0011】

請求項8に係る手術シミュレーション方法は、手術者が操作する手術操作具の位置と模

50

擬生体との接触位置に応じた反力を発生させる力覚模擬過程と、手術対象である臓器にそれを覆う複数層の模擬膜組織を備え当該臓器及び模擬膜の生体組織の力学的性質を設定した手術シミュレーション用モデルデータを得て前記力覚模擬過程による手術操作具の移動及び手術操作具と模擬生体との接触による反力を計算して前記力覚過程に与えるとともに模擬生体の反応との運動とを計算する模擬運動演算過程と、模擬内視鏡から撮像した模擬生体の模擬画像を生成する画像生成過程と、前記画像生成過程により生成された画像を表示する画像表示過程とからなることを特徴とするものである。

【0012】

請求項9に係る手術シミュレーション方法は、手術者が操作する手術操作具の位置と模擬生体との接触位置に応じた反力を発生させる力覚模擬過程と、手術対象である臓器にメ

10

【0013】

請求項10に係る手術シミュレーション方法は、請求項9記載のものであって、模擬運動演算過程において、加えられた力による模擬生体の反応である位置変形が生体の物性値の変化に反映させ、反映された物性値により反力を計算することを特徴とするものである。

20

【0014】

請求項11に係る手術シミュレーション方法は、請求項10記載のものであって、模擬運動演算過程において、生体の位置変形を変位ベクトル $\mathbf{U}$ で表し、生体の物性値の変化を剛性マトリクス $\mathbf{K}$ 、質量マトリクスを $\mathbf{M}$ 、粘性抵抗マトリクスを $\mathbf{C}$ で表して
反力 $\mathbf{f} = \mathbf{M}\ddot{\mathbf{U}} + \mathbf{C}\dot{\mathbf{U}} + \mathbf{K}\mathbf{U}$ を計算することを特徴とするものである。

【0015】

請求項12に係る手術シミュレータは、手術対象である臓器にそれを覆う複数層の模擬膜組織を備え当該臓器及び模擬膜の生体組織の力学的性質を設定した手術シミュレーション用モデルデータを格納する手術シミュレーション用モデルデータ部と、手術者が操作する手術操作具の位置と模擬生体との接触位置に応じた反力を発生させる力覚装置と、前記手術シミュレーション用モデルデータ部から手術シミュレーション用モデルデータを得て前記力覚装置による手術操作具の移動及び手術操作具と模擬生体との接触による反力を計算して前記力覚装置に与えるとともに模擬生体の反応との運動とを計算する模擬運動演算装置と、前記模擬運動演算装置が計算し模擬内視鏡から撮像した模擬生体の模擬画像を生成する画像生成装置と、前記画像生成装置により生成された画像を表示する画像表示装置とからなることを特徴とするものである。

30

【0016】

請求項13に係る手術シミュレータは、請求項12記載のものにおいて、手術シミュレーション用モデルデータ部に格納される手術シミュレーション用モデルデータの所定臓器を覆う模擬膜と所定臓器の間隔が異なる部分を有することを特徴とするものである。

40

【0017】

請求項14に係る手術シミュレータは、請求項12又は請求項13記載のものにおいて、手術シミュレーション用モデルデータ部に格納される手術シミュレーション用モデルデータの所定臓器を覆う複数層の模擬膜の間隔を各層間で異なる部分を有することを特徴とするものである。

【0018】

請求項15に係る手術シミュレータは、請求項12又は13又は14に記載のものにお

50

いて、手術シミュレーション用モデルデータ部に格納される手術シミュレーション用モデルデータの各節点間に接続配置した仮想膜間用バネのバネ定数が異なるものを有することを特徴とするものである。

【0019】

請求項16に係る手術シミュレータは、請求項12又は13又は14又は15に記載のものにおいて、手術シミュレーション用モデルデータ部に格納される手術シミュレーション用モデルデータの各節点間に接続配置した各面方向バネのバネ定数が異なるものを有することを特徴とするものである。

【0020】

請求項17に係る手術シミュレータは、請求項12又は13又は14又は15又は16に記載のものにおいて、手術シミュレーション用モデルデータ部に格納される手術シミュレーション用モデルデータの各節点間に接続配置した仮想膜間用バネと面方向バネが所定の張力又は伸びにより切断する物理定数を備えたことを特徴とするものである。

10

【0021】

請求項18に係る手術シミュレータは、請求項17に記載のものにおいて、力覚装置により反力を発生する対象の手術操作具が模擬鉗子であり、模擬鉗子で模擬膜を引っ張り所定の張力又は伸びによりバネが切断され模擬膜を剥がす感覚を模擬鉗子に与えることを特徴とするものである。

【0022】

請求項19に係る手術シミュレータは、請求項18に記載のものにおいて、模擬膜を引っ張るときの張力を模擬鉗子に力覚装置を介してフィードバックすることにより与えることを特徴とするものである。

20

【0023】

請求項20に係る手術シミュレータは、手術対象である臓器にメッシングにより接続する各節点間を仮想バネで形成配置する手術シミュレーション用モデルデータを格納する手術シミュレーション用モデルデータ部と、手術者が操作する手術操作具の位置と模擬生体との接触位置に応じた反力を発生させる力覚装置と、前記手術シミュレーション用モデルデータ部から手術シミュレーション用モデルデータを得て前記力覚装置による手術操作具の移動及び手術操作具と模擬生体との接触による反力を計算して前記力覚装置に与えるとともに模擬生体の反応との運動とを計算する模擬運動演算装置と、前記模擬運動演算装置が計算し模擬内視鏡から撮像した模擬生体の模擬画像を生成する画像生成装置と、前記画像生成装置により生成された画像を表示する画像表示装置とからなることを特徴とするものである。

30

【0024】

請求項21に係る手術シミュレータは、請求項20記載のものにおいて、模擬運動演算装置が、加えられた力による模擬生体の反応である位置変形が生体の物性値の変化に反映させ、反映された物性値により反力を計算することを特徴とするものである。

【0025】

請求項22に係る手術シミュレータは、請求項21記載のものにおいて、模擬運動演算装置が、生体の位置変形を変位ベクトル $\mathbf{U}$ で表し、生体の物性値の変化を剛性マトリクス $\mathbf{K}$ 、質量マトリクスを $\mathbf{M}$ 、粘性抵抗マトリクスを $\mathbf{C}$ で表して
反力 $\mathbf{f} = \mathbf{M}\ddot{\mathbf{U}} + \mathbf{C}\dot{\mathbf{U}} + \mathbf{K}\mathbf{U}$ を計算することを特徴とするものである。

40

【発明の効果】

【0026】

請求項1に係る手術シミュレーション用モデルの生成方法によると、メッシングされた所定臓器を複数層の模擬膜で覆うから、膜を再現することができ、メッシングされた所定臓器の表面各節点から所定方向に仮想線を延ばし、前記仮想線と膜との交点による膜面用節点を形成し、各仮想線について前記所定臓器の表面各節点と膜面用節点及び膜面用節点

50

間を接続する仮想膜間用バネを配置するから、臓器と膜間及び各膜間でバネの弾性が働き、各模擬膜面について前記膜面用節点間をメッシュ形成するように面方向バネを配置するから各模擬膜面内でバネの弾性が働き、膜の変形模擬精度を向上させることができ、訓練効果の高い手術シミュレーションを可能にするモデルを生成することができる。

【0027】

請求項2に係る手術シミュレーション用モデルの生成方法によると、所定臓器を覆う模擬膜と所定臓器の間隔が異なる部分を有することにより、膜の変形模擬を種々に変化させるモデルを生成することができる。

【0028】

請求項3に係る手術シミュレーション用モデルの生成方法によると、所定臓器を覆う複数層の模擬膜の間隔を各層間で異なる部分を有することにより、膜の変形模擬を種々に変化させるモデルを生成することができる。

【0029】

請求項4に係る手術シミュレーション用モデルの生成方法によると、各節点間に接続配置した仮想膜間用バネのバネ定数を異ならせるから、膜に力を加えたときに仮想線方向に膜の各部で一様に変化するのではなく、異ならせたバネ定数に応じた変化をするモデルを生成することができる。

【0030】

請求項5に係る手術シミュレーション用モデルの生成方法によると、各節点間に接続配置した各面方向バネのバネ定数を異ならせるから、膜に異方性を持たせることができ、膜に力を加えたときに膜面内で一様に変化するのではなく、異ならせたバネ定数に応じた変化をするモデルを生成することができる。

【0031】

請求項6に係る手術シミュレーション用モデルの生成方法によると、各節点間に接続配置した仮想膜間用バネと面方向バネが所定の張力又は伸びにより切断する物理定数を備えるから、膜に力を加えたとき、膜が剥がれるように切断模擬をするモデルを生成することができる。

【0032】

請求項7に係る手術シミュレーション用モデルの生成方法によると、臓器のメッシングにより接続する各節点間を仮想バネにより形成し配置するから、臓器にバネの弾性が働き、臓器の変形模擬精度を向上させることができ、訓練効果の高い手術シミュレーションを可能にするモデルを生成することができる。

【0033】

請求項8に係る手術シミュレーション方法によると、模擬運動演算過程が、手術シミュレーション用モデルデータを得て力覚模擬過程による手術操作具の移動及び手術操作具と模擬生体との接触による反力を計算して力覚過程に与えるとともに模擬生体の反応との運動とを計算する。このとき、手術シミュレーション用モデルデータは手術対象である臓器にそれを覆う複数層の模擬膜組織を備え当該臓器及び模擬膜の生体組織の力学的性質を設定してあるから、臓器と膜間及び各膜間でバネの弾性が働き、各模擬膜面について膜面用節点間をメッシュ形成するように面方向バネを配置するから各模擬膜面内でバネの弾性が働き、膜の変形模擬精度を向上させることができ、訓練効果の高い手術シミュレーションを可能にする。

【0034】

請求項9に係る手術シミュレーション方法によると、模擬運動演算過程が、手術シミュレーション用モデルデータを得て力覚模擬過程による手術操作具の移動及び手術操作具と模擬生体との接触による反力を計算して力覚過程に与えるとともに模擬生体の反応との運動とを計算する。このとき、手術シミュレーション用モデルデータは手術対象である臓器にメッシングにより接続する各節点間を仮想バネで形成配置するから、臓器にバネの弾性が働き、臓器の変形模擬精度を向上させることができ、訓練効果の高い手術シミュレーションを可能にする。

10

20

30

40

50

【0035】

請求項10に係る手術シミュレーション方法によると、加えられた力による模擬生体の反応である位置変形が生体の物性値の変化に反映させ、反映された物性値により反力を計算するから、大変形において、臓器の変形模擬精度を向上させることができ、訓練効果の高い手術シミュレーションを可能にする。

【0036】

請求項11に係る手術シミュレーション方法によると、模擬運動演算過程において、生体の位置変形を変位ベクトル $\mathbf{U}$ で表し、生体の物性値の変化を剛性マトリクス $\mathbf{K}$ 、質量マトリクスを $\mathbf{M}$ 、粘性抵抗マトリクスを $\mathbf{C}$ で表して

10

反力 $\mathbf{f} = \mathbf{M}\ddot{\mathbf{U}} + \mathbf{C}\dot{\mathbf{U}} + \mathbf{K}\mathbf{U}$ を計算するから、実時間で実施することができる。

【0037】

請求項12に係る手術シミュレータによると、模擬運動演算装置が、手術シミュレーション用モデルデータを得て力覚装置による手術操作具の移動及び手術操作具と模擬生体との接触による反力を計算して力覚装置に与えるとともに模擬生体の反応との運動とを計算する。このとき、手術シミュレーション用モデルデータは手術対象である臓器にそれを覆う複数層の模擬膜組織を備え当該臓器及び模擬膜の生体組織の力学的性質を設定してあるから、臓器と膜間及び各膜間でバネの弾性が働き、各模擬膜面について膜面用節点間をメッシュ形成するように面方向バネを配置するから各模擬膜面内でバネの弾性が働き、膜の変形模擬精度を向上させることができ、訓練効果の高い手術シミュレーションを行うことができる。

20

【0038】

請求項13に係る手術シミュレータによると、手術シミュレーション用モデルデータにおいて所定臓器を覆う模擬膜と所定臓器の間隔が異なる部分を有するから、模擬運動演算装置の演算により、膜の変形模擬を種種に変化させることができる。

【0039】

請求項14に係る手術シミュレータによると、手術シミュレーション用モデルデータにおいて所定臓器を覆う複数層の模擬膜の間隔を各層間で異なる部分を有するから、模擬運動演算装置の演算により、膜の変形模擬を種種に変化させることができる。

30

【0040】

請求項15に係る手術シミュレータによると、手術シミュレーション用モデルデータにおいて各節点間に接続配置した仮想膜間用バネのバネ定数を異ならせるから、模擬運動演算装置の演算により、膜に力を加えたときに仮想線方向に膜の各部で一様に変化するのではなく、異ならせたバネ定数に応じた変化をさせることができる。

【0041】

請求項16に係る手術シミュレータによると、手術シミュレーション用モデルデータにおいて各節点間に接続配置した各面方向バネとバネ定数を異ならせるから、模擬運動演算装置の演算により、膜に力を加えたときに膜面内で一様に変化するのではなく、異ならせたバネ定数に応じた変化をさせることができる。

40

【0042】

請求項17に係る手術シミュレータによると、手術シミュレーション用モデルデータにおいて各節点間に接続配置した仮想膜間用バネと面方向バネが所定の張力又は伸びにより切断する物理定数を備えるから、模擬運動演算装置の演算により、膜に力を加えたとき、膜が剥がれるように切断模擬をすることができる。

【0043】

請求項18に係る手術シミュレータによると、模擬鉗子で模擬膜を引っ張り所定の張力又は伸びによりバネが切断され模擬膜を剥がす感覚を模擬鉗子に与えるから、膜に力を加えたとき、膜が剥がれるように切断模擬をすることができる。

50

【0044】

請求項19に係る手術シミュレータによると、模擬膜を引っ張るときの張力を模擬鉗子に力覚装置を介してフィードバックすることにより与えるから、より実感のある模擬を行うことができ、訓練効果の高い手術シミュレーションを行うことができる。

【0045】

請求項20に係る手術シミュレータによると、手術シミュレーション用モデルデータ部が格納する手術シミュレーション用モデルデータに手術対象である臓器にメッシングにより接続する各節点間を仮想バネで形成配置するから、臓器にバネの弾性が働き、臓器の変形模擬精度を向上させることができ、訓練効果の高い手術シミュレーションを可能にする。

10

【0046】

請求項21に係る手術シミュレータによると、加えられた力による模擬生体の反応である位置変形が生体の物性値の変化に反映させ、反映された物性値により反力を計算するから、大変形において、臓器の変形模擬精度を向上させることができ、訓練効果の高い手術シミュレーションを可能にする。

【0047】

請求項22に係る手術シミュレータによると、模擬運動演算装置において、生体の位置変形を変位ベクトル $\mathbf{U}$ で表し、生体の物性値の変化を剛性マトリクス $\mathbf{K}$ 、質量マトリクスを $\mathbf{M}$ 、粘性抵抗マトリクスを $\mathbf{C}$ で表して
反力 $\mathbf{f} = \mathbf{M}\ddot{\mathbf{U}} + \mathbf{C}\dot{\mathbf{U}} + \mathbf{K}\mathbf{U}$ を計算するから、実時間で実施することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0048】

【図1】図1は手術シミュレーション用モデルの生成方法の第1の実施例を説明するフロー図である。

【図2】図2は手術シミュレーション用モデルの生成方法の第2の実施例を説明するフロー図である。

【図3】図3は手術シミュレーション方法の第1の実施例を説明するフロー図である。

【図4】図4は手術シミュレーション方法の第2の実施例を説明するフロー図である。

30

【図5】図5は手術シミュレータの実施例を説明する機能ブロック図である。

【図6】図6は膜構造を説明する図である。

【図7】図7は臓器の有限要素モデルを説明する図である。

【図8】図8は仮想バネの特性を説明する図である。

【図9】図9は $\langle \mathbf{K}_f \rangle$ 、 $\langle \mathbf{K}(\langle \mathbf{U} \rangle) \rangle$ 、 $\langle \mathbf{U} \rangle$ の関係を示す図である。

【実施例1】

【0049】

図1は手術シミュレーション用モデルの生成方法の第1の実施例を説明するフロー図、図2は手術シミュレーション用モデルの生成方法の第2の実施例を説明するフロー図、図3は手術シミュレーション方法の第1の実施例を説明するフロー図、図4は手術シミュレーション方法の第2の実施例を説明するフロー図、図5は手術シミュレータの実施例を説明する機能ブロック図である。

40

図5において、501は医療用画像データ格納部、502はボリュームデータ構築部、503は画像生成装置、504は画像表示装置、505は手術シミュレーション用モデルデータ部、506は力覚装置、507は模擬運動演算装置、508は手術操作具、509は模擬内視鏡、510は模擬鉗子である。

【0050】

まず、手術シミュレーション用モデルの生成方法を説明する。

医療用画像データ格納部501は例えば手術対象者の医療用画像の元データが格納されている。医療用画像の元データは、例えばCT、MRI等で撮像されている。医療用画像

50

データは、ボリュームデータ構築部 502 において、画像生成装置 503 により画像生成される。これは、画像表示装置 504 に表示しながら、手術対象者の断面を細かくスライスし、臓器を含む生体の部位を撮影した医療用画像データの幾何学的な情報に基づき、生体の各部位（臓器）を 2 次元的に抽出し、各臓器の定められた連結関係に応じて配置し、さらにこれらスライスされた画像を積層し、3 次元ボリュームデータを構成する（図 1 の P101）。3 次元ボリュームデータは医療用画像データ格納部 501 の医療用画像の元データとは別の記憶領域に格納される。

【0051】

操作者は、手術対象者の医療用画像データを医療用画像データ格納部 501 から読み出す。ボリュームデータ構築部 502、画像生成装置 503 は読み出された目的の臓器を含む所定範囲の各臓器を抜き出し所定の位置関係で画像表示装置 504 に表示する。操作者は画像表示装置 504 に表示された臓器の中から目的の臓器を必要により移動・回転させる。

ボリュームデータには、臓器毎に ID が割り振られており、元のボリュームデータを $ID = F(x, y, z)$ 、処理後 $ID = G(x, r, z)$ とかける。この移動・姿勢変換を行列 R_{ID} で表すと、 F と G の関係は、 $R_{ID} F = G$ となるので、 $G = R_{ID}^{-1} F$ として G を求めることができる。この移動位置データは、手術シミュレーション用モデルデータ部 505 に記録される。

次に目的の臓器の前記移動に合わせて目的の臓器に連結する他の臓器を生成する。この他の臓器モデルデータは、手術シミュレーション用モデルデータ部 505 に記録される。

次に、ボリュームデータに対し、幾何情報を入力情報とし、解剖学的性質を元に、プログラムにより、四面体にメッシングして有限要素モデルを生成する（図 1 の P102）。

次に、ボリュームデータに対し、幾何情報を入力情報とし、解剖学的性質を元に、厚さを決定し、指定した臓器の周りに膜モデルを生成させる（図 1 の P103）。膜は、所定の臓器の周りに複数層で形成する。この膜は、所定臓器と膜及び各膜間の間隔を一定の距離又は間隔が異なる部分を有するように適当に配置する（図 1 の P103a, P103b）。

図 6 に示すように、過程 P102 でメッシングされた所定臓器 601 の表面各節点 602a, 602b, 602c…から例えば法線方向に仮想線 603a, 603b, 603c…を延ばし、前記仮想線 603a, 603b, 603c…と過程 P103 により形成した模擬膜 604a, 604b, 604c…との交点による膜面用節点 605a, 605b, 605c…を形成し、この各仮想線 603a, 603b, 603c…について前記所定臓器 601 の表面各節点 602a, 602b, 602c…と膜面用節点 605a, 605b, 605c…及び膜面用節点間を接続する仮想膜間用バネ 606a, 606b, 606c…を配置し、さらに、各膜 604a, 604b, 604c…の各面について前記膜面用節点 605a, 605b, 605c…の間をメッシュ形成するように面方向バネ 607a, 607b, 607c…を配置する（図 1 の P104）。仮想膜間用バネ 606a, 606b, 606c…、面方向バネ 607a, 607b, 607c…はバネモデルにより形成する。

このとき、各節点間に接続配置した仮想膜間用バネ 606a, 606b, 606c…のバネ定数 k が異なるもの（ $k = k_1, k_2 \dots$ ）を有するようにし、また、面方向バネ 607a, 607b, 607c…のバネ定数 K が異なるもの（ $K = K_1, K_2 \dots$ ）を有するようにしてもよい（図 1 の P104a, P104b）。

そして、各節点間に接続配置した仮想膜間用バネ 606a, 606b, 606c…と面方向バネ 607a, 607b, 607c…に所定の張力又は伸びにより切断する物理定数を備えさせることもできる（図 1 の P104c）。

これら手術シミュレーション用モデルデータは手術シミュレーション用モデルデータ部 505 に記録格納される。

【実施例 2】

【0052】

10

20

30

40

50

次に、所定の臓器の大変形に対し高精度に模擬できることを意図した手術シミュレーション用モデルの生成法について図2により説明する。

図2において、過程P201、P202の内容は、図1における過程101、P102と同様である。

次に、過程P203において、四面体にメッシングした所定臓器の有限要素モデルについて、メッシングにより接続する各節点間を仮想バネ701a、701b、701c…により形成しこれを配置する(図7)。仮想バネ701a、701b、701c…は、バネモデルにより形成し、臓器内部の節点間についても、実施例1と同様にバネ定数が異なるものを含むように構成することができる。また、各節点間に接続配置した仮想バネ701a、701b、701c…に所定の張力又は伸びにより切断する物理定数を備えさせることもできる。このとき、各仮想バネ701a、701b、701c…の加える力と伸びに対する特性が直線でなく、一つのバネが例えば図8のように上に凸の非線形のものとし、所定の張力又は伸びにより切断するものとする。

これら手術シミュレーション用モデルデータは手術シミュレーション用モデルデータ部505に記録格納される。

【実施例3】

【0053】

次に、実施例1において構成した手術シミュレーション用モデルデータを用いてシミュレーションを行うこと及びその実施するため装置について説明する。実施例装置は図5で説明した装置が用いられる。

手術対象である臓器にそれを覆う複数層の模擬膜組織を備え当該臓器及び模擬膜の生体組織の力学的性質を設定した手術シミュレーション用モデルデータを手術シミュレーション用モデルデータ部505から読み出し、画像生成装置503で当該臓器を含む画像を生成し、画像表示装置504で表示する。

手術者が手術操作具508の一つである模擬鉗子510を操作して、模擬生体である模擬膜に接触し、模擬鉗子510の挟持面で模擬膜を引っ張る。模擬鉗子510の位置と模擬膜との接触位置に応じた反力を力覚装置506により発生され、力覚装置506を介して模擬鉗子510にフィードバックされる。(P301)

模擬鉗子510に与えられる反力は、仮想膜間用バネ606a、606b、606c…、面方向バネ607a、607b、607c…のバネ定数と模擬鉗子510の移動位置とにより、模擬運動演算装置507が計算し、力覚装置506に引っ張り力を発生させて、模擬する。このとき、模擬膜をはさむ模擬鉗子510の挟持面の位置により模擬鉗子のグリップ力が異なり、このグリップ力は、模擬運動演算装置507により計算される。模擬鉗子510が膜を引っ張りときの模擬膜の伸び又は張力が所定以上に達すると仮想膜間用バネ606a、606b、606c…、面方向バネ607a、607b、607c…が切断し、模擬膜が剥がれることを模擬することができる。(P302)

手術シミュレーションの間、画像生成装置503は、模擬運動演算装置507が計算する模擬鉗子510と模擬膜との移動運動に基づく位置により、模擬内視鏡から撮像したように模擬膜を含む模擬生体と模擬鉗子を含む手術操作具508の運動模擬画像を生成する。(P303)

この模擬画像は、画像表示装置504に表示され、手術者はこの画像を見ながら、手術シミュレーションを行う。(P304)

【実施例4】

【0054】

次に、実施例2において構成した手術シミュレーション用モデルデータを用いてシミュレーションを行うこと及びその実施するため装置について説明する。実施例装置は図5で説明した装置が用いられる。

手術対象である臓器にメッシングにより接続する各節点間を仮想バネで形成配置する手術シミュレーション用モデルデータを手術シミュレーション用モデルデータ部505から読み出し、画像生成装置503で当該臓器を含む画像を生成し、画像表示装置504で表

10

20

30

40

50

示する。

手術者が手術操作具 508 の一つである模擬鉗子 510 を操作して、模擬生体である臓器に接触し、模擬鉗子 510 の挟持面で模擬臓器を押す又は引っ張る。模擬鉗子 510 の位置と模擬臓器との接触位置に応じた反力を力覚装置 506 により発生される。(P401)

模擬鉗子 510 に与えられる反力は、バネ定数が非線形に設定されている仮想バネ 701a, 701b, 701c…のバネ定数と模擬鉗子の移動位置とにより、模擬運動演算装置 507 が計算し、力覚装置 506 に圧縮力又は引っ張り力を発生させて、模擬する。このとき、模擬膜をはさむ模擬鉗子の挟持面の位置により模擬鉗子のグリップ力が異なり、このグリップ力は、模擬運動演算装置 507 により計算される。

高精度に生体の変形を模擬するために、主要臓器の変形モデルに、非線形 FEM (有限要素法) を用いる。

非線形処理を、区分的に線形化することにより、実時間で、非線形処理を行う。従来の線形計算モデルは、変位が少ないことを前提として、変位ベクトルを $\langle U \rangle$ 、質量マトリクスを $\langle M \rangle$ 、粘性抵抗マトリクスを $\langle C \rangle$ 、剛性マトリクスを $\langle K \rangle$ 、外力を $\langle f \rangle$ としたとき以下の絶対表示で示される。(本明細書で、 $\langle a \rangle$ は a のベクトル、マトリクスを表示し、太字とともに用いる。)

【数 1】

$$M\ddot{U} + C\dot{U} + KU = f \quad (1)$$

これを、剛性マトリクス $\langle K \rangle$ が変位 $\langle U \rangle$ の関数である $\langle K(\langle U \rangle) \rangle$ とした次の非線形モデルとする。

【数 2】

$$M\ddot{U} + C\dot{U} + K_f(U) = f \quad (2)$$

$$K_f(U) = \int_0^U K(U) dU$$

(区分的に線形化すること)

今、物体(臓器等)に鉗子等の模擬術具(手術操作具)により力を加えたとする。すると、物体が変形して応力を発生しこの表面力と、模擬術具による力が釣り合った状態で変形が止まり、平衡状態に達する。ここで、更に力を加えると、次の釣り合う表面力を発生するまで変形し、次の平衡状態で安定する。実時間の処理では、これを、高速に繰り返している。

このような動的な計算を想定した場合、1 フレーム前の剛性マトリクス(応力発生元となる情報)と現在の剛性マトリクスの差は少ないと考えられる(即ち、区分的には線形化される)。特に、手術シミュレータでは操作が比較的緩やかである。従って、1 フレーム前の位置($\langle U \rangle^{k-1}$)に対応する剛性マトリクス $\langle K \rangle_i$ 、と $\Delta \langle u \rangle^k_i$ を用いて、

10

20

30

40

50

【数 3】

$$K_{fi}(u^k) = K_{fi}(u^{k-1}) + K_i \cdot \Delta u_i^k \quad (3)$$

から得られる。

従って、処理は、

$$\left. \begin{array}{ll} (1) & K_{fi}(u_i^k) = K_{fi}(u_i^{k-1}) + K_i(u_i^{k-1}) \cdot \Delta u_i^{k-1} \\ (2) & \alpha_i^k = (f_i^k - C_i \cdot v_i^{k-1} - K_{fi}(u_i^k)) / M_i \\ (3) & v_i^k = v_i^{k-1} + \alpha_i^k \Delta t \\ (4) & \Delta u_i^k = v_i^k \Delta t \\ (5) & u_i^k = u_i^{k-1} + \Delta u_i^k \\ (6) & K_i^k \text{を} u_i^k \text{を用いて計算する} \\ (7) & \text{処理 (1) } \sim (i=N \text{まで}) \end{array} \right\} \quad (4)$$

処理 (1) から処理 (7) 全体を式 (4) とする。

但し、添え字 k は計算時刻、 α_i は i 番目の要素の加速度、 f_i は同外力、 v_i は同速度、 u_i は同変位、 K_{fi} は剛性力である。図 9 に $\langle K_f \rangle$ 、 $\langle K(\langle U \rangle) \rangle$ 、 $\langle U \rangle$ の関係を示す。また、 $\langle U^k \rangle$ は、各要素に対応した u_i^k を積み重ねて、

$$u^k = (u_1^k, u_2^k, \dots, u_N^k) \quad (5)$$

としたものである。但し、 N は有限要素数である。

処理 (6) における K_i^k を u_i^k を用いて計算することは、以下の式を用いる。

K_i は K_e と表示して、

【数 4】

$$K_e = \int B(x)^T D B(x) dx_1 dx_2 dx_3$$

ここで、 $\langle B(\langle x \rangle) \rangle$ は歪みテンソルと変位 (節点 1 から節点 n の変位) とを (歪みテンソル) = (形状マトリクス) ・ (変位) として関係付ける形状マトリクス、 $\langle D \rangle$ は応力テンソルと歪みテンソルとを (応力テンソル) = (物性マトリクス) ・ (歪みテンソル) として関係付ける物性マトリクスである。

上記式 (4) の処理により、形状に応じた剛性マトリクス $\langle K \rangle$ の再構成と、模擬運動演算装置 507 上での更新を、実時間で実施する。(P403)

手術シミュレーションの間、画像生成装置 503 は、模擬運動演算装置 507 が計算する模擬鉗子 510 と模擬臓器との移動運動に基づく位置により、模擬内視鏡から撮像したように模擬臓器を含む模擬生体と模擬鉗子を含む手術操作具 508 の運動模擬画像を生成する。(P403)

この模擬画像は、画像表示装置 504 に表示され、手術者はこの画像を見ながら、手術シミュレーションを行う。(P404)

【符号の説明】

【0055】

501：医療用画像データ格納部、502：ボリュームデータ構築部、

503：画像生成装置、504：画像表示装置、

10

20

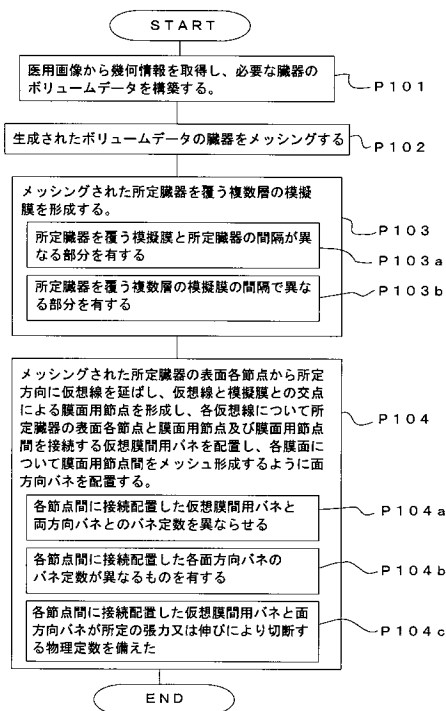
30

40

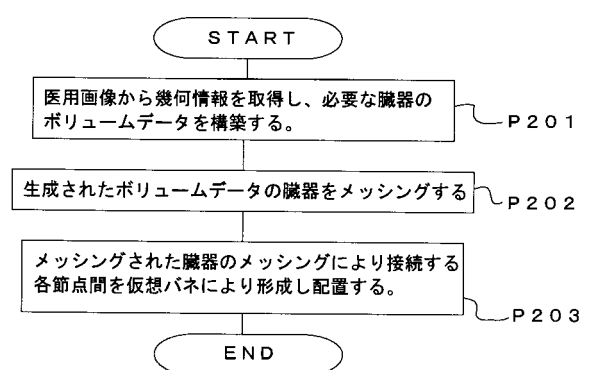
50

505：手術シミュレーション用モデルデータ部、506：力覚装置、
 507：模擬運動演算装置、508：手術操作具、509：模擬内視鏡、
 510：模擬鉗子、601：所定臓器、602a, 602b, 602c…：表面各節点、
 603a, 603b, 603c…：仮想線、
 604a, 604b, 604c…：模擬膜、
 605a, 605b, 605c…：膜面用節点、
 606a, 606b, 606c…：仮想膜間用バネ、
 607a, 607b, 607c…：面方向バネ。

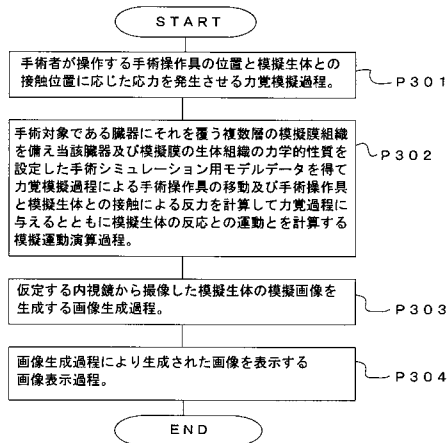
【図1】



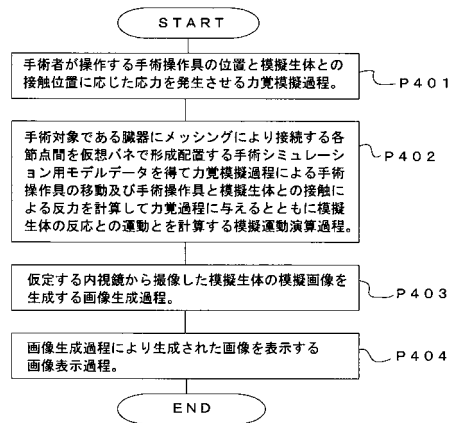
【図2】



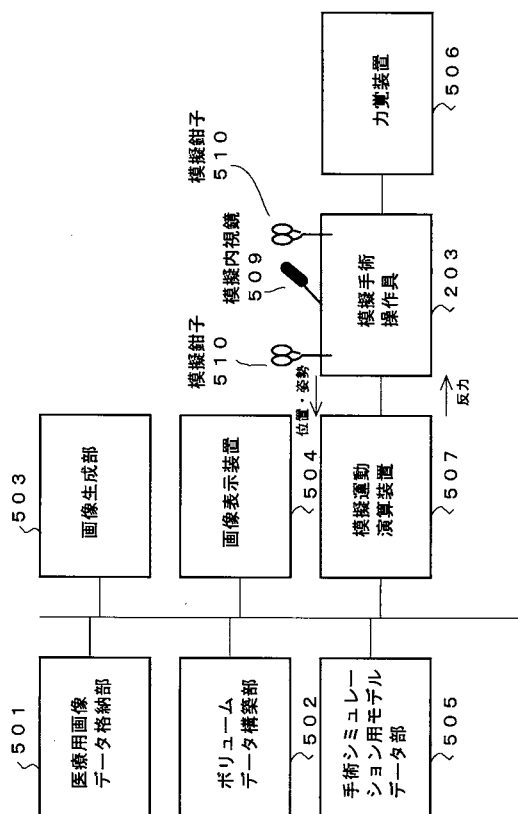
【図 3】



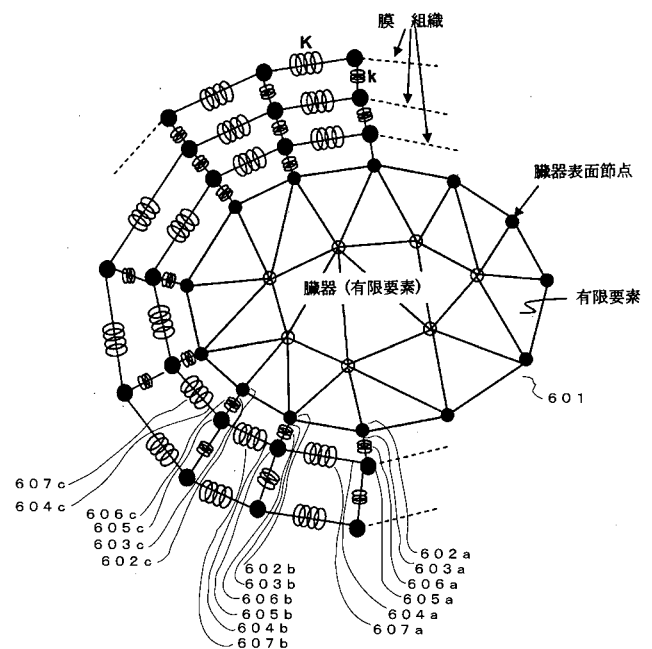
【図 4】



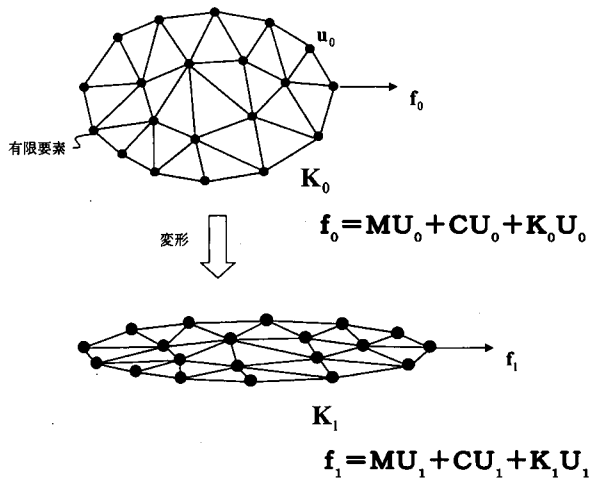
【図 5】



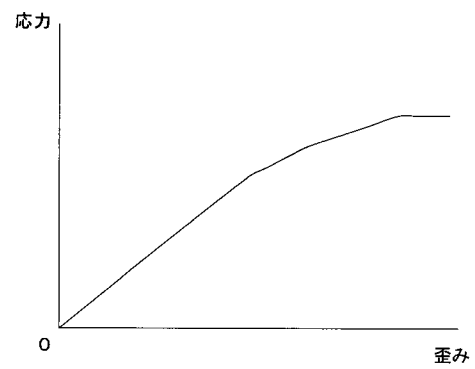
【図 6】



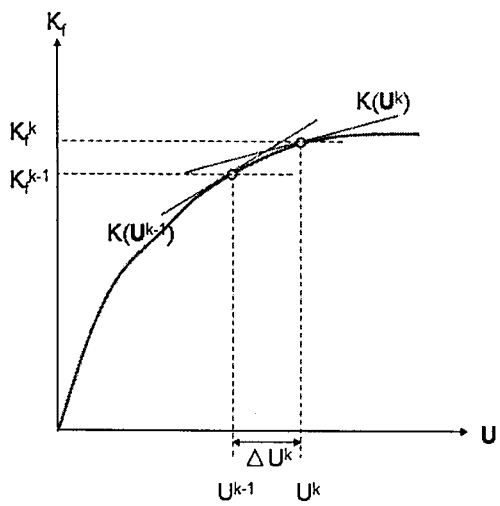
【図 7】



【図 8】



【図 9】



区分法による剛性マトリクスの推定

フロントページの続き

- (72)発明者 長坂 学
神奈川県鎌倉市上町屋3 4 5 番地 三菱プレシジョン株式会社内
- (72)発明者 坂本 英男
神奈川県鎌倉市上町屋3 4 5 番地 三菱プレシジョン株式会社内
- (72)発明者 緒方 正人
神奈川県鎌倉市上町屋3 4 5 番地 三菱プレシジョン株式会社内
- Fターム(参考) 4C093 AA22 FF16 FF42
5B080 AA14 DA06 FA00 GA00

专利名称(译)	产生手术模拟模型的方法，手术模拟方法和手术模拟器		
公开(公告)号	JP2010279631A	公开(公告)日	2010-12-16
申请号	JP2009136898	申请日	2009-06-08
[标]申请(专利权)人(译)	三菱精密株式会社		
申请(专利权)人(译)	三菱（苏州）有限公司		
[标]发明人	窪田吉信 槇山和秀 菊川孝明 長坂学 坂本英男 緒方正人		
发明人	窪田 吉信 槇山 和秀 菊川 孝明 長坂 学 坂本 英男 緒方 正人		
IPC分类号	A61B19/00 G09B9/00 G06T17/20 A61B6/03		
CPC分类号	G06K9/52 A61B2034/105 G06K9/6201 G06T7/0014 G06T7/248 G06T7/74 G06T13/80 G06T17/20 G06T2207/30004 G09B23/285		
FI分类号	A61B19/00.502 G09B9/00.Z G06T17/20 A61B6/03.360.G A61B34/10		
F-TERM分类号	4C093/AA22 4C093/FF16 4C093/FF42 5B080/AA14 5B080/DA06 5B080/FA00 5B080/GA00		
其他公开文献	JP5761900B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种用于从医学图像生成适合于手术情况的仿真模型的方法，一种手术仿真方法以及一种手术仿真器。解决方案：第一步，从医学图像中获取几何信息并构建必要器官的体积数据，第二步是在第一步之后将生成的体积数据的器网格化。第三步骤，形成覆盖由第二步步骤啮合的预定器官的多层模拟膜，以及从第二步步骤啮合的预定器官的表面的每个节点沿预定方向延伸的虚拟线，膜表面节点由假想线和在第三步骤中形成的模拟膜的交点形成，并且每个假想线将预定器官的每个表面节点与膜表面节点连接并且在膜表面节点之间。第四步是布置虚拟的膜间弹簧，并布置平面方向的弹簧，以便在每个模拟膜表面的膜表面节点之间形成网格。[选型图]图1

