

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6521707号
(P6521707)

(45) 発行日 令和1年5月29日 (2019.5.29)

(24) 登録日 令和1年5月10日 (2019.5.10)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 17/34 (2006.01) A 6 1 B 17/34
A 6 1 B 34/10 (2016.01) A 6 1 B 34/10

請求項の数 16 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2015-83663 (P2015-83663)	(73) 特許権者	000001007
(22) 出願日	平成27年4月15日 (2015.4.15)		キヤノン株式会社
(65) 公開番号	特開2016-27844 (P2016-27844A)		東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(43) 公開日	平成28年2月25日 (2016.2.25)	(74) 代理人	110002860
審査請求日	平成29年12月19日 (2017.12.19)		特許業務法人秀和特許事務所
(31) 優先権主張番号	特願2014-142425 (P2014-142425)	(74) 代理人	100085006
(32) 優先日	平成26年7月10日 (2014.7.10)		弁理士 世良 和信
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100100549
			弁理士 川口 嘉之
		(74) 代理人	100131532
			弁理士 坂井 浩一郎
		(74) 代理人	100125357
			弁理士 中村 剛
		(74) 代理人	100131392
			弁理士 丹羽 武司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 穿刺ブランニング装置及び穿刺システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

臓器の内部の目標部位に向けて穿刺針を刺入するときの前記臓器と前記穿刺針の動きを臓器モデルを用いたシミュレーションにより模擬するシミュレーション手段と、

前記シミュレーションの結果に基づいて、実際の臓器に対して穿刺を行う場合の穿刺針の動かし方をブランニングしてブランニング結果を出力するブランニング手段と、
を有し、

前記シミュレーション手段は、前記臓器の変形による前記目標部位の移動に追従するように前記穿刺針の向きを修正しながら前記穿刺針を進行させていく動作のシミュレーションを、前記穿刺針の進行速度の条件を変えながら、複数回行い、

前記ブランニング手段は、前記穿刺針の進行速度の条件が異なる複数のシミュレーション結果のうち、穿刺誤差が所定の基準以下であるシミュレーション結果を選択し、前記選択されたシミュレーション結果を用いてブランニングを行い、

前記シミュレーション手段は、

前記シミュレーションにおいて、前記穿刺針が前記臓器から受ける力である穿刺反力に応じて前記穿刺針の進行速度を低下させる速度調整を行うとともに、前記条件として、前記速度調整における進行速度の低下率を決めるパラメータを変えながら、前記複数回のシミュレーションを行う

ことを特徴とする穿刺ブランニング装置。

【請求項 2】

前記シミュレーション手段は、予め定められた進行速度の初期値に対し、前記穿刺反力に応じて決定される速度ゲインを乗ずることにより、前記穿刺針の進行速度を調整することを特徴とする請求項 1 に記載の穿刺プランニング装置。

【請求項 3】

前記速度ゲインは、下記式により決定されるものであり、

前記シミュレーション手段は、前記条件として、下記式におけるパラメータ a_k の値を変えながら、複数回のシミュレーションを行うことを特徴とする請求項 2 に記載の穿刺プランニング装置。

【数 1】

$$K_f = 1 \quad (F_n \leq F_{nmin}) \quad (7)$$

$$K_f = a_k F_n - a_k F_{nmin} + 1 \quad (F_{nmin} < F_n < \frac{a_k F_{nmin} - 1 + K_{fmin}}{a_k}) \quad (8)$$

$$K_f = K_{fmin} \quad (F_n \geq \frac{a_k F_{nmin} - 1 + K_{fmin}}{a_k}) \quad (9)$$

ここで、 K_f は速度ゲイン、 F_n は穿刺反力、 F_{nmin} は予め決めた閾値、 a_k は速度ゲインの低下率を決めるパラメータ、 K_{fmin} は予め決めた速度ゲインの最低値である。

【請求項 4】

臓器の内部の目標部位に向けて穿刺針を刺入するときの前記臓器と前記穿刺針の動きを臓器モデルを用いたシミュレーションにより模擬するシミュレーション手段と、

前記シミュレーションの結果に基づいて、実際の臓器に対して穿刺を行う場合の穿刺針の動かし方をプランニングしてプランニング結果を出力するプランニング手段と、を有し、

前記シミュレーション手段は、前記穿刺針の向きが第 1 の目標向きになるように前記穿刺針の向きを修正しながら前記穿刺針を第 1 の目標変位まで進行させた後、前記穿刺針の向きが第 2 の目標向きになるように前記穿刺針の向きを修正しながら前記穿刺針を前記目標部位に向けて進行させていく動作のシミュレーションを、前記第 1 の目標向きと前記第 1 の目標変位の条件を変えながら、複数回行い、

前記プランニング手段は、前記第 1 の目標向きと前記第 1 の目標変位の条件が異なる複数のシミュレーション結果のうち、穿刺誤差が所定の基準以下であるシミュレーション結果を選択し、前記選択されたシミュレーション結果を用いてプランニングを行うことを特徴とする穿刺プランニング装置。

【請求項 5】

臓器の内部の目標部位に向けて穿刺針を刺入するときの前記臓器と前記穿刺針の動きを臓器モデルを用いたシミュレーションにより模擬するシミュレーション手段と、

前記シミュレーションの結果に基づいて、実際の臓器に対して穿刺を行う場合の穿刺針の動かし方をプランニングしてプランニング結果を出力するプランニング手段と、を有し、

前記シミュレーション手段は、前記穿刺針の向きが第 1 の目標向きになるように前記穿刺針の向きを修正しながら前記穿刺針に作用する力が第 1 の目標力になるまで前記穿刺針を進行させた後、前記穿刺針の向きが第 2 の目標向きになるように前記穿刺針の向きを修正しながら前記穿刺針を前記目標部位に向けて進行させていく動作のシミュレーションを、前記第 1 の目標向きと前記第 1 の目標力の条件を変えながら、複数回行い、

前記プランニング手段は、前記第 1 の目標向きと前記第 1 の目標力の条件が異なる複数

のシミュレーション結果のうち、穿刺誤差が所定の基準以下であるシミュレーション結果を選択し、前記選択されたシミュレーション結果を用いてプランニングを行うことを特徴とする穿刺プランニング装置。

【請求項 6】

前記第 2 の目標向きは、前記穿刺針が前記穿刺針の回転中心と前記目標部位とを結ぶ直線と平行になる向きであり、

前記第 1 の目標向きは、前記第 2 の目標向きを含む所定の向き範囲から選ばれる向きであることを特徴とする請求項 4 又は 5 に記載の穿刺プランニング装置。

【請求項 7】

前記プランニング手段は、前記穿刺針による前記臓器の切断が発生する時点での、前記目標部位に対する前記穿刺針の向きの誤差が最小となるシミュレーション結果を、前記穿刺誤差が所定の基準以下であるシミュレーション結果として選択する

ことを特徴とする請求項 1 ～ 6 のうちいずれか 1 項に記載の穿刺プランニング装置。

【請求項 8】

前記プランニング手段は、前記穿刺針による前記臓器の切断が発生する時点での、前記目標部位に対する前記穿刺針の向きの誤差が許容範囲となるシミュレーション結果のうち、穿刺に要する時間が最も短いものを、前記穿刺誤差が所定の基準以下であるシミュレーション結果として選択することを特徴とする請求項 1 ～ 6 のうちいずれか 1 項に記載の穿刺プランニング装置。

【請求項 9】

前記プランニング手段は、前記穿刺針による前記臓器の切断が発生する時点での、前記目標部位に対する前記穿刺針の向きの誤差と、前記穿刺針が前記臓器に接触して以後の前記目標部位に対する前記穿刺針の向きの誤差の最大値、の双方が許容範囲となるシミュレーション結果を、前記穿刺誤差が所定の基準以下であるシミュレーション結果として選択する

ことを特徴とする請求項 1 ～ 6 のうちいずれか 1 項に記載の穿刺プランニング装置。

【請求項 10】

前記プランニング手段は、時間ステップごとの前記穿刺針の向きと進行変位又は進行速度とを表す情報を前記プランニング結果として出力する

ことを特徴とする請求項 1 ～ 9 のうちいずれか 1 項に記載の穿刺プランニング装置。

【請求項 11】

請求項 1 ～ 10 のうちいずれか 1 項に記載の穿刺プランニング装置と、

前記穿刺プランニング装置で得られるプランニング結果に基づき、穿刺を行う者に対して穿刺針の動かし方をガイドするガイド手段と、
を有することを特徴とする穿刺システム。

【請求項 12】

請求項 1 ～ 10 のうちいずれか 1 項に記載の穿刺プランニング装置と、

穿刺針を有するマニピュレータと、

前記穿刺プランニング装置で得られるプランニング結果に基づき、前記マニピュレータを制御する制御手段と、
を有することを特徴とする穿刺システム。

【請求項 13】

コンピュータが、臓器の内部の目標部位に向けて穿刺針を刺入するときの前記臓器と前記穿刺針の動きを臓器モデルを用いたシミュレーションにより模擬するシミュレーションステップと、

コンピュータが、前記シミュレーションの結果に基づいて、実際の臓器に対して穿刺を行う場合の穿刺針の動かし方をプランニングしてプランニング結果を出力するプランニングステップと、
を有し、

前記シミュレーションステップでは、前記臓器の変形による前記目標部位の移動に追従

10

20

30

40

50

するように前記穿刺針の向きを修正しながら前記穿刺針を進行させていく動作のシミュレーションを、前記穿刺針の進行速度の条件を変えながら、複数回行い、

前記プランニングステップでは、前記穿刺針の進行速度の条件が異なる複数のシミュレーション結果のうち、穿刺誤差が所定の基準以下であるシミュレーション結果を選択し、前記選択されたシミュレーション結果を用いてプランニングを行い、

前記シミュレーションステップでは、

前記シミュレーションにおいて、前記穿刺針が前記臓器から受ける力である穿刺反力に応じて前記穿刺針の進行速度を低下させる速度調整を行うとともに、前記条件として、前記速度調整における進行速度の低下率を決めるパラメータを変えながら、前記複数回のシミュレーションを行う

10

ことを特徴とする穿刺プランニング方法。

【請求項 14】

コンピュータが、臓器の内部の目標部位に向けて穿刺針を刺入するときの前記臓器と前記穿刺針の動きを臓器モデルを用いたシミュレーションにより模擬するシミュレーションステップと、

コンピュータが、前記シミュレーションの結果に基づいて、実際の臓器に対して穿刺を行う場合の穿刺針の動かし方をプランニングしてプランニング結果を出力するプランニングステップと、

を有し、

前記シミュレーションステップでは、前記穿刺針の向きが第1の目標向きになるように前記穿刺針の向きを修正しながら前記穿刺針を第1の目標変位まで進行させた後、前記穿刺針の向きが第2の目標向きになるように前記穿刺針の向きを修正しながら前記穿刺針を前記目標部位に向けて進行させていく動作のシミュレーションを、前記第1の目標向きと前記第1の目標変位の条件を変えながら、複数回行い、

20

前記プランニングステップでは、前記第1の目標向きと前記第1の目標変位の条件が異なる複数のシミュレーション結果のうち、穿刺誤差が所定の基準以下であるシミュレーション結果を選択し、前記選択されたシミュレーション結果を用いてプランニングを行うことを特徴とする穿刺プランニング方法。

【請求項 15】

コンピュータが、臓器の内部の目標部位に向けて穿刺針を刺入するときの前記臓器と前記穿刺針の動きを臓器モデルを用いたシミュレーションにより模擬するシミュレーションステップと、

30

コンピュータが、前記シミュレーションの結果に基づいて、実際の臓器に対して穿刺を行う場合の穿刺針の動かし方をプランニングしてプランニング結果を出力するプランニングステップと、

を有し、

前記シミュレーションステップでは、前記穿刺針の向きが第1の目標向きになるように前記穿刺針の向きを修正しながら前記穿刺針に作用する力が第1の目標力になるまで前記穿刺針を進行させた後、前記穿刺針の向きが第2の目標向きになるように前記穿刺針の向きを修正しながら前記穿刺針を前記目標部位に向けて進行させていく動作のシミュレーションを、前記第1の目標向きと前記第1の目標力の条件を変えながら、複数回行い、

40

前記プランニングステップでは、前記第1の目標向きと前記第1の目標力の条件が異なる複数のシミュレーション結果のうち、穿刺誤差が所定の基準以下であるシミュレーション結果を選択し、前記選択されたシミュレーション結果を用いてプランニングを行うことを特徴とする穿刺プランニング方法。

【請求項 16】

請求項 13 ~ 15 のうちいずれか 1 項に記載の穿刺プランニング方法の各ステップをコンピュータに実行させるためのプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

【 0 0 0 1 】

本発明は、穿刺のプランニングを行う技術に関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

低侵襲的治療は、患者の身体的負担が少なく、術後の内科的処置の削減やリハビリテーション期間の短縮を図ることができる効果的な治療法であり、医療費削減の面からも有効である。経皮的な低侵襲的治療法として、体外から臓器内部に穿刺針を刺し入れ、ラジオ波、マイクロ波、レーザーなどを照射し腫瘍組織を壊死させる局所治療が注目されている。

【 0 0 0 3 】

穿刺治療では、穿刺針の先端が腫瘍などの目標部位に到達するように、穿刺針を正確に刺入することが要求される。そこで、超音波、CT、MRIといった機器で得られた体内画像により腫瘍などのターゲットの位置を確認しながら穿刺を行う方法が一般的に行われている。しかしながら、針を刺し入れる際に針の撓みや体内組織の変形が生じるため、上記のような体内画像によるガイダンスを利用しても目標部位に正確に針先端を到達させるのは容易ではない。

【 0 0 0 4 】

そこで正確な穿刺を目的とした先行技術として、臓器モデルによるコンピュータ・シミュレーションを利用する方法が提案されている。例えば特許文献1では、力センサと画像情報によって実際の針の撓みや位置を把握する一方で、臓器のモデルを用いたシミュレーションにより臓器内での針の動作を予測し、穿刺ロボットによる針の進路を修正する方法が提案されている。また、特許文献2では、針先端が臓器表面に突き当たった状態での位置・角度・速度を刺入条件として与え、その位置から一定角度かつ一定速度で針を刺入したときの誤差をシミュレーションし、刺入条件の良否を判定する方法が提案されている。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 5 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 6 - 2 7 1 5 4 6 号公報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 0 9 - 2 2 6 0 8 7 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

穿刺の過程を、(1)皮膚から進入した針の先端が臓器の表面に到達、(2)針の先端が臓器に押し付けられ臓器表面を切断(突き破る)、(3)針が臓器内部に進入し目標部位に到達、の3つの段階に分けて考える。前述した特許文献1の方法は、段階(3)における針の進路を制御するための方法であり、特許文献2の方法は、段階(1)における針先端の臓器表面に対する到達位置とその角度をプランニングする方法といえる。

【 0 0 0 7 】

しかし本発明者らの検討により、穿刺誤差(針先端の到達位置と目標部位のずれ)に影響が大きいのは、段階(2)での臓器の変形であることがわかってきた。すなわち、臓器の表面はある程度の強度をもつため、針先端が臓器表面に突き当たってから切断が生じるまでのあいだ、針先端から受ける力により臓器が変形する。そうすると、臓器の復元力によって針の撓みや角度のずれが生じたり、臓器自体の変形により目標部位(腫瘍など)が針の軌道上から外れてしまうのである。

【 0 0 0 8 】

もし、針の軌道と目標部位が大きくずれた状態で切断が発生し針が臓器内に進入してしまった場合、段階(3)における軌道修正だけでは穿刺誤差を十分に是正することは難しい。また、段階(3)での軌道修正は臓器内の正常な組織を傷つける可能性があるため、最小限に抑えるべきである。したがって、段階(2)のあいだに、つまり針が臓器を切断し臓器内部に進入するよりも前に、針の軌道(角度など)を修正し、臓器の変形による穿

10

20

30

40

50

刺誤差を可及的に小さくすることが望ましい。

【 0 0 0 9 】

本発明は上記課題に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、臓器に穿刺針を刺入する際の誤差を可及的に小さくし得る穿刺動作をプランニングするための技術を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

本発明の第一態様は、臓器の内部の目標部位に向けて穿刺針を刺入するときの前記臓器と前記穿刺針の動きを臓器モデルを用いたシミュレーションにより模擬するシミュレーション手段と、前記シミュレーションの結果に基づいて、実際の臓器に対して穿刺を行う場合の穿刺針の動かし方をプランニングしてプランニング結果を出力するプランニング手段と、を有し、前記シミュレーション手段は、前記臓器の変形による前記目標部位の移動に追従するように前記穿刺針の向きを修正しながら前記穿刺針を進行させていく動作のシミュレーションを、前記穿刺針の進行速度の条件を変えながら、複数回行い、前記プランニング手段は、前記穿刺針の進行速度の条件が異なる複数のシミュレーション結果のうち、穿刺誤差が所定の基準以下であるシミュレーション結果を選択し、前記選択されたシミュレーション結果を用いてプランニングを行い、前記シミュレーション手段は、前記シミュレーションにおいて、前記穿刺針が前記臓器から受ける力である穿刺反力に応じて前記穿刺針の進行速度を低下させる速度調整を行うとともに、前記条件として、前記速度調整における進行速度の低下率を決めるパラメータを変えながら、前記複数回のシミュレーションを行うことを特徴とする穿刺プランニング装置を提供する。

【 0 0 1 1 】

本発明の第二態様は、臓器の内部の目標部位に向けて穿刺針を刺入するときの前記臓器と前記穿刺針の動きを臓器モデルを用いたシミュレーションにより模擬するシミュレーション手段と、前記シミュレーションの結果に基づいて、実際の臓器に対して穿刺を行う場合の穿刺針の動かし方をプランニングしてプランニング結果を出力するプランニング手段と、を有し、前記シミュレーション手段は、前記穿刺針の向きが第1の目標向きになるように前記穿刺針の向きを修正しながら前記穿刺針を第1の目標変位まで進行させた後、前記穿刺針の向きが第2の目標向きになるように前記穿刺針の向きを修正しながら前記穿刺針を前記目標部位に向けて進行させていく動作のシミュレーションを、前記第1の目標向きと前記第1の目標変位の条件を変えながら、複数回行い、前記プランニング手段は、前記第1の目標向きと前記第1の目標変位の条件が異なる複数のシミュレーション結果のうち、穿刺誤差が所定の基準以下であるシミュレーション結果を選択し、前記選択されたシミュレーション結果を用いてプランニングを行うことを特徴とする穿刺プランニング装置を提供する。

【 0 0 1 2 】

本発明の第三態様は、臓器の内部の目標部位に向けて穿刺針を刺入するときの前記臓器と前記穿刺針の動きを臓器モデルを用いたシミュレーションにより模擬するシミュレーション手段と、前記シミュレーションの結果に基づいて、実際の臓器に対して穿刺を行う場合の穿刺針の動かし方をプランニングしてプランニング結果を出力するプランニング手段と、を有し、前記シミュレーション手段は、前記穿刺針の向きが第1の目標向きになるように前記穿刺針の向きを修正しながら前記穿刺針に作用する力が第1の目標力になるまで前記穿刺針を進行させた後、前記穿刺針の向きが第2の目標向きになるように前記穿刺針の向きを修正しながら前記穿刺針を前記目標部位に向けて進行させていく動作のシミュレーションを、前記第1の目標向きと前記第1の目標力の条件を変えながら、複数回行い、前記プランニング手段は、前記第1の目標向きと前記第1の目標力の条件が異なる複数のシミュレーション結果のうち、穿刺誤差が所定の基準以下であるシミュレーション結果を選択し、前記選択されたシミュレーション結果を用いてプランニングを行うことを特徴とする穿刺プランニング装置を提供する。

【 0 0 1 3 】

本発明の第四態様は、本発明に係る穿刺プランニング装置と、前記穿刺プランニング装置で得られるプランニング結果に基づき、穿刺を行う者に対して穿刺針の動かし方をガイドするガイド手段と、を有することを特徴とする穿刺システムを提供する。

【0014】

本発明の第五態様は、本発明に係る穿刺プランニング装置と、穿刺針を有するマニピュレータと、前記穿刺プランニング装置で得られるプランニング結果に基づき、前記マニピュレータを制御する制御手段と、を有することを特徴とする穿刺システムを提供する。

【0015】

本発明の第六態様は、コンピュータが、臓器の内部の目標部位に向けて穿刺針を刺入するときの前記臓器と前記穿刺針の動きを臓器モデルを用いたシミュレーションにより模擬するシミュレーションステップと、コンピュータが、前記シミュレーションの結果に基づいて、実際の臓器に対して穿刺を行う場合の穿刺針の動かし方をプランニングしてプランニング結果を出力するプランニングステップと、を有し、前記シミュレーションステップでは、前記臓器の変形による前記目標部位の移動に追従するように前記穿刺針の向きを修正しながら前記穿刺針を進行させていく動作のシミュレーションを、前記穿刺針の進行速度の条件を変えながら、複数回行い、前記プランニングステップでは、前記穿刺針の進行速度の条件が異なる複数のシミュレーション結果のうち、穿刺誤差が所定の基準以下であるシミュレーション結果を選択し、前記選択されたシミュレーション結果を用いてプランニングを行い、前記シミュレーションステップでは、前記シミュレーションにおいて、前記穿刺針が前記臓器から受ける力である穿刺反力に応じて前記穿刺針の進行速度を低下させる速度調整を行うとともに、前記条件として、前記速度調整における進行速度の低下率を決めるパラメータを変えながら、前記複数回のシミュレーションを行うことを特徴とする穿刺プランニング方法を提供する。

【0016】

本発明の第七態様は、コンピュータが、臓器の内部の目標部位に向けて穿刺針を刺入するときの前記臓器と前記穿刺針の動きを臓器モデルを用いたシミュレーションにより模擬するシミュレーションステップと、コンピュータが、前記シミュレーションの結果に基づいて、実際の臓器に対して穿刺を行う場合の穿刺針の動かし方をプランニングしてプランニング結果を出力するプランニングステップと、を有し、前記シミュレーションステップでは、前記穿刺針の向きが第1の目標向きになるように前記穿刺針の向きを修正しながら前記穿刺針を第1の目標変位まで進行させた後、前記穿刺針の向きが第2の目標向きになるように前記穿刺針の向きを修正しながら前記穿刺針を前記目標部位に向けて進行させていく動作のシミュレーションを、前記第1の目標向きと前記第1の目標変位の条件を変えながら、複数回行い、前記プランニングステップでは、前記第1の目標向きと前記第1の目標変位の条件が異なる複数のシミュレーション結果のうち、穿刺誤差が所定の基準以下であるシミュレーション結果を選択し、前記選択されたシミュレーション結果を用いてプランニングを行うことを特徴とする穿刺プランニング方法を提供する。

【0017】

本発明の第八態様は、コンピュータが、臓器の内部の目標部位に向けて穿刺針を刺入するときの前記臓器と前記穿刺針の動きを臓器モデルを用いたシミュレーションにより模擬するシミュレーションステップと、コンピュータが、前記シミュレーションの結果に基づいて、実際の臓器に対して穿刺を行う場合の穿刺針の動かし方をプランニングしてプランニング結果を出力するプランニングステップと、を有し、前記シミュレーションステップでは、前記穿刺針の向きが第1の目標向きになるように前記穿刺針の向きを修正しながら前記穿刺針に作用する力が第1の目標力になるまで前記穿刺針を進行させた後、前記穿刺針の向きが第2の目標向きになるように前記穿刺針の向きを修正しながら前記穿刺針を前記目標部位に向けて進行させていく動作のシミュレーションを、前記第1の目標向きと前記第1の目標力の条件を変えながら、複数回行い、前記プランニングステップでは、前記第1の目標向きと前記第1の目標力の条件が異なる複数のシミュレーション結果のうち、穿刺誤差が所定の基準以下であるシミュレーション結果を選択し、前記選択されたシミュ

レーション結果を用いてプランニングを行うことを特徴とする穿刺プランニング方法を提供する。

【 0 0 1 8 】

本発明の第九態様は、本発明に係る穿刺プランニング方法の各ステップをコンピュータに実行させるためのプログラムを提供する。

【発明の効果】

【 0 0 1 9 】

本発明によれば、臓器に穿刺針を刺入する際の誤差を可及的に小さくし得る穿刺動作をプランニングすることができる。

【図面の簡単な説明】

10

【 0 0 2 0 】

【図 1】実施形態に係る穿刺システムの構成を示すブロック図。

【図 2】第 1 実施形態の穿刺シミュレーションに用いる制御系を示すブロック線図。

【図 3】穿刺シミュレーションに用いる臓器と穿刺針のモデルを示す図。

【図 4】臓器の変形による目標部位のずれを示す図。

【図 5】穿刺シミュレーションにおける制御系のパラメータ変化を示す図。

【図 6】第 1 実施形態のシミュレーションの結果を示す図。

【図 7】第 1 実施形態のシミュレーションの結果を示す図。

【図 8】第 1 実施形態のシミュレーションの結果を示す図。

【図 9】第 2 実施形態の穿刺シミュレーションに用いる制御系を示すブロック線図。

20

【図 10】第 2 実施形態における穿刺制御のフローを示す図。

【図 11】第 2 実施形態のシミュレーションの結果を示す図である。

【図 12】第 2 実施形態のシミュレーションの結果を示す図である。

【図 13】第 2 実施形態のシミュレーションの結果を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 1 】

本発明は、臓器の内部の目標部位に向けて穿刺針を刺入する際の穿刺誤差を可及的に小さくするための穿刺動作（穿刺針の動かし方）をプランニングするための技術に関する。得られたプランニング結果は、穿刺を行う者（医師など）に対するガイド出力や、穿刺ロボットの制御などに利用できる。以下に述べる実施形態では、粘弾性と非線形性を考慮する臓器モデルを用いて、穿刺ロボットのマニピュレータに把持された穿刺針の進行及び回転シミュレーションを行う。そして、そのときのロボットの制御応答である、時間ステップごとの穿刺針の角度と進行変位（又は進行速度）を表す情報を、プランニング結果として出力する。

30

【 0 0 2 2 】

（システム構成）

図 1 は、本発明の実施形態に係る穿刺システムの構成を模式的に示している。この穿刺システムは、ヒト 20 の臓器 21 に対する穿刺（針の刺入）を行うためのシステムであり、概略、穿刺ロボット 11 と画像取得装置 12 と穿刺制御装置 13 と表示装置 14 から構成される。

40

【 0 0 2 3 】

穿刺ロボット 11 は、穿刺針 110 と、穿刺針 110 を把持する多関節のマニピュレータ 111 と、マニピュレータ 111 を駆動するアクチュエータ 112 と、穿刺針 110 が穿刺対象から受ける反力を検知する圧力センサ 113 とを有する。図示しないが、穿刺針 110 は、その用途に応じて、ラジオ波、マイクロ波、レーザーなどを照射する手段や、体液、組織などを採取する手段や、生体内の物理量をセンシングする手段などを有してもよい。マニピュレータ 111 は、穿刺針 110 が体表の刺入孔を常に通過するように制御されることが望ましく、機構的に穿刺針 110 の角度調整の回転中心を不動点にする RCM (Remote Center of Motion) 機構が用いられるとよい。

【 0 0 2 4 】

50

画像取得装置 12 は、臓器 21 の断層画像及び / 又は三次元画像を取得する装置である。画像取得装置 12 としては、例えば、超音波診断装置、MRI (Magnetic Resonance Imaging) 装置、X 線装置などを用いることができる。画像取得装置 12 によって得られた画像データは、後述する穿刺シミュレーションで用いる臓器モデルの生成や、実際に穿刺を行う際の画像ガイダンスの出力などに利用される。

【0025】

穿刺制御装置 13 は、その機能として、穿刺シミュレーション部 130、穿刺プランニング部 131、ロボット制御部 132、ガイド出力部 133 などを有している。穿刺シミュレーション部 130 は、臓器 21 の内部の目標部位 22 に向けて穿刺針 110 を刺入するときの臓器と穿刺針の動きを臓器モデルを用いたコンピュータ・シミュレーションにより模擬する機能である。穿刺プランニング部 131 は、シミュレーションの結果に基づいて、実際の臓器 21 に対して穿刺を行う場合の穿刺針 110 の動かし方をプランニングする機能である。ロボット制御部 132 は、穿刺プランニング部 131 で得られるプランニング結果に基づき、マニピュレータ 111 を制御する機能である。ガイド出力部 133 は、穿刺を行う医師に対して穿刺針 110 の動かし方をガイドする機能である。

【0026】

穿刺制御装置 13 は、CPU (中央演算処理装置)、メモリ、補助記憶装置、入力装置、外部装置との I/F などのハードウェア資源を有するコンピュータにより構成可能である。上記した機能 130 ~ 133 は、補助記憶装置に格納されたプログラムを CPU が実行することにより実現されるものであるが、機能 130 ~ 133 のうちの一部又は全部を ASIC などの回路で実現することもできる。また、本実施形態では、穿刺制御装置 13 が、穿刺プランニング装置、穿刺ロボット制御装置、及び穿刺ガイド装置の 3 つの役割を担っているが、これらの役割ごとに別体の装置を設けてもよい。

【0027】

以上述べた穿刺システムの利用の形態は、大きく分けて二つある。一つは、穿刺システムが医師による穿刺作業を支援 (補助) する形態であり、もう一つは、穿刺システムが自動で穿刺を実行する形態である。前者の形態では、例えば、医師が穿刺針 110 の刺入を行う際に、穿刺システムがプランニング結果に従って穿刺針 110 の位置決めや角度制御をアシストすることで、正確な穿刺を容易にする。このとき、ガイド出力部 133 が画像取得装置 12 で得られた画像を表示装置 14 に表示したり、プランニング結果に従って穿刺針 110 の動かし方のガイド (望ましい進行速度、角度など) を出力することで、医師の作業を支援するとなおよい。例えば、プランニング結果 (つまり理想の動かし方) と実際の穿刺針 110 の状態とのずれを是正するようなガイド (例: 「やや減速してください」「やや右に回転してください」) を出力することができる。ガイド出力には、表示装置 14 を用いてもよいし、音声ガイドやランプの点灯・点滅などを用いてもよい。一方、後者の形態は、穿刺システムがプランニング結果に従って自動で穿刺針 110 の刺入を行うというものである。基本的に手動操作は不要であり、医師は画像取得装置 12 で得られた画像などで穿刺が正しく行われているかを確認するだけでよい。

【0028】

< 第 1 実施形態 >

以下、穿刺制御装置 13 の穿刺シミュレーション部 130 と穿刺プランニング部 131 の機能の詳細について説明する。

【0029】

(穿刺シミュレーション及びプランニング)

図 2 に穿刺シミュレーションで用いる穿刺ロボットの制御系のブロック線図を示す。

ここで、 P_{11} は臓器 (本実施形態では肝臓) のモデルである。 P_{CLF} は針を把持するロボットの針前後進のサーボ系のモデルであり、針進行目標変位 y_{nref} を参照信号として、それに追従する内部フィードバックループを有し、その制御出力が針進行変位 y_n となる。さらに、穿刺精度を向上させるために、穿刺反力 F_n に応じて針進行速度を連続的に変化させる制御を特徴とする。穿刺反力とは、穿刺針が臓器等を押圧したときに穿

10

20

30

40

50

刺針が受ける反力のことである。針進行目標変位 $y_{n \text{ } r \text{ } e \text{ } f}$ は、初期値として任意に設定される針進行目標速度

【数 1】

$$\dot{r}_f$$

に、穿刺反力 F_n をパラメータとして変動する針進行速度ゲイン K_f を乗じ、その信号を積分することで生成される。

【0030】

P_{CLr} は針の角度（向き）を制御するサーボ系であり、針目標角度 r_{ef} を参照信号としてそれに追従する内部フィードバックループを有し、その制御出力が針角度 r となる。 r_t はターゲット角度であり、針の回転中心と臓器内部の目標部位（ターゲット）とを結ぶ直線の角度である。ここで、 P_{CLr} にターゲット角度 r_t を入力すると、完全に追従するが、実際には穿刺針を把持するロボットや人の周波数帯域には限度がある。そこで、その周波数帯域をローパスフィルタ LPF としてモデル化している。さらに、定常偏差を補償するために積分特性を含む補償器 K_r を用いるフィードバックループを設ける。

【0031】

以上の構成により、臓器の変形による目標部位の移動に追従するように穿刺針の角度を修正しながら穿刺針を進行させていく動作のシミュレーションが可能である。穿刺シミュレーション部 130 は、穿刺針の進行速度の条件である針進行速度ゲイン K_f を変更しながら穿刺シミュレーションを複数回行い、各条件でのシミュレーション結果を $Memory$ に蓄積する。シミュレーション結果は、例えば、時間ステップごとの針進行変位 y_n と針角度 r の値を示す時系列データの形式で蓄積される。

【0032】

穿刺針の進行速度の条件を変えると、穿刺誤差や穿刺時間に違いができる。そこで、穿刺プランニング部 131 は、条件の異なる複数のシミュレーション結果の中から最良のシミュレーション結果を選択し、そのシミュレーション結果に基づいて穿刺のプランニングを行う。例えば、穿刺針による臓器の切断が発生する時点での穿刺誤差（目標部位に対する針角度の誤差）が最小となったものを最良のシミュレーション結果として選ぶことができる。あるいは、切断発生時点での穿刺誤差が許容範囲となるシミュレーション結果が複数ある場合には、そのなかで穿刺に要する時間が最も短いものを、最良のシミュレーション結果に選んでもよい。穿刺の処置時間が短くなるほど患者への負担も小さいからである。あるいは、切断発生時点での穿刺誤差と、穿刺針が臓器に接触して以後の穿刺誤差の最大値の両方が許容範囲に収まるものを、最良のシミュレーション結果に選ぶことも好ましい。最終的な穿刺誤差を最小化するだけでなく、刺入の途中段階での誤差もできるだけ抑えることで、穿刺に要する時間を短縮できると共に、正常な組織を傷つけるリスクをより低減できるからである。

【0033】

以下に、臓器及びロボットのモデリング、シミュレーションに用いる制御系について詳細に記述し、シミュレーションによって得られたプランニング結果を示す。

【0034】

1) モデリング

図3に本実施形態でシミュレーションに用いるモデルの概要を示す。1は駆動可能な穿刺針であり不図示のマニピュレータに把持される。前述のとおり、マニピュレータは穿刺針1が体表4の刺入点3（ x_h, y_h ）を常に通過するように制御されることが望ましく、RCM機構が用いられてもよい。本実施形態では、穿刺針1のx軸に対する角度を θ とおく。さらに、2は臓器を、5は穿刺目標部位（ターゲット）を表す。穿刺目標部位5と刺入点3（穿刺針1の回転中心）を結ぶ直線のx軸に対する角度を θ_t とおく。本実施形態では、穿刺針1の進入する距離を y_n と定義する。これより、針先端の座標（ x_e, y_e ）は、

10

20

30

40

50

【数 2】

$$x_e = x_h - y_n \cos \theta, \quad y_e = y_h - y_n \sin \theta \quad (1)$$

となる。

【0035】

臓器 2 は有限要素法を用いてモデル化される。本実施形態では、特許文献 2 の方法を用いている。特許文献 2 によれば、粘弾性を有する臓器の有限要素モデルは、K を合成された剛性行列、U を変位ベクトル、 D^k を k 次の分数微分オペレータ、F を外力ベクトルとすると、

【数 3】

10

$$K(U)D^k U = F \quad (2)$$

と表される。ここで、剛性行列は U を変数とする非線形性を有していることがわかる。第 m 要素の剛性行列 K_m () は、 ϵ_0 をそれぞれ弾性率の増加を表す係数、ひずみ、弾性率が変化し始めるひずみとすると、

【数 4】

$$K_m(\epsilon) = \begin{cases} K_{m0} & (\epsilon < \epsilon_0) \\ \left\{ 1 + \alpha_\epsilon (\epsilon - \epsilon_0)^2 \right\} K_{m0} & (\epsilon > \epsilon_0) \end{cases} \quad (3)$$

20

となる。 K_{m0} はひずみに対して線形な領域での要素剛性行列であり、 t を三角形要素の板厚、 A を三角形要素の面積、 B をひずみ - 変位行列、 D を応力 - ひずみ行列とすると、

【数 5】

$$K_{m0} = t \Delta B^T D B \quad (4)$$

である。

【0036】

なお、臓器のモデルは、画像取得装置 12 など取得した患者の臓器の画像から生成される。このとき、患者の年齢、性別、人種などの属性情報や、別の診断や測定で得られた情報を用いて、臓器の剛性行列を設定することも好ましい。このように患者自身の臓器モデルを利用することで、シミュレーションの信頼性を向上できる。

30

【0037】

2) 制御系設計

穿刺目標部位 5 に誤差なく到達するためには、穿刺目標部位 5 が穿刺針 1 の延長線上となるように角度 θ を設定し、穿刺を開始する。しかし、図 4 に示すように、針が進行するに従って臓器が変形し、穿刺目標部位が穿刺針の延長線上から逸脱してしまう。

【0038】

本実施形態では、臓器モデルを用いてシミュレーションを行い、穿刺目標部位に誤差なく到達するために、穿刺針の進行に伴い、穿刺針の角度 θ を好適に動作させるためのプランニングを行う。そこで、シミュレーション上で穿刺誤差を最小にするようにロボットを制御する。ロボットの制御応答である時間ステップごとの角度 θ_t と針進行変位 y_n がプランニングの結果となる。

40

【0039】

穿刺誤差を最小にするには、穿刺針の角度 θ を常に、

【数 6】

$$\theta = \theta_t \quad (5)$$

と制御すれば良い。しかし、実際には穿刺針を把持するロボットに周波数帯域があるため

50

、その制御性を考慮するシミュレーションを行う必要がある。そこで、本実施形態では、図2のブロック線図に示す制御系を構成する。ここで、 P_{li} は肝臓のモデルである。 P_{clf} は針を把持するロボットの針前後進のサーボ系のモデルであり、針進行目標変位 y_{nref} を参照信号としてそれに追従する内部フィードバックループを有し、その制御出力が針進行変位 y_n となる。また、 P_{clr} は針を把持するロボットの角度を制御するサーボ系であり、針目標角度 θ_{ref} を参照信号としてそれに追従する内部フィードバックループを有し、その制御出力が針角度 θ となる。また、ロボットの周波数特性をローパスフィルタLPFとしてモデル化している。しかし、このモデルに対して角度目標値を穿刺目標部位の角度 θ_t として与えると、穿刺針の角度 θ と穿刺目標部位の角度 θ_t に定常偏差が生じてしまう。そこで、本実施形態では、その定常偏差を補償するために積分特性を含む補償器 K_r を用いて、穿刺針の角度 θ と穿刺目標部位のターゲット角度 θ_t との穿刺角度誤差 θ_e を補償器 K_r の入力とするフィードバックループを設ける。穿刺角度誤差 θ_e は下記式で表せる。

【数7】

$$\theta_e = \theta - \theta_t \quad (6)$$

【0040】

以上の構成により、穿刺針を進行させながら角度を制御し、高精度の穿刺プランニング結果を得るためのシミュレーションが可能である。本実施形態では穿刺精度をさらに向上させるために、針進行速度を穿刺反力 F_n に応じて連続的に変化させる。それは、針が進行し組織切断が生じやすい状態で、式(3)に示したように臓器のひずみが大きくなり、弾性率が変化する。この弾性率の変化により、大きな穿刺角度誤差が生じてしまう。このとき針進行速度が一定であると、穿刺角度誤差を補償する十分な時間がないまま、組織切断が生じ、結果として大きな穿刺誤差が発生してしまう。そこで、針進行目標速度

【数8】

$$\dot{r}_f$$

に穿刺反力をパラメータとして変動する針進行速度ゲイン K_f を乗じ、それを積分することで針進行目標変位を生成する。これにより、穿刺反力が大きくなるのに応じて針進行速度を連続的に減速させることができる。

【0041】

本実施形態では図5に示すように穿刺反力 F_n に応じてゲイン K_f を変化させる。穿刺反力が反力閾値 F_{nmin} 以下ではゲイン K_f を1とするため、穿刺針は一定速度で進行する。そして、穿刺反力が反力閾値 F_{nmin} 以上では、傾き a_k の一次関数で表される一定の低下率でゲイン K_f を減少させる。そして、ゲイン K_f の最低値として K_{fmin} をあらかじめ決めておく。これよりゲイン K_f は、

【数9】

$$K_f = 1 \quad (F_n \leq F_{nmin}) \quad (7)$$

$$K_f = a_k F_n - a_k F_{nmin} + 1 \quad (F_{nmin} < F_n < \frac{a_k F_{nmin} - 1 + K_{fmin}}{a_k}) \quad (8)$$

$$K_f = K_{fmin} \quad (F_n \geq \frac{a_k F_{nmin} - 1 + K_{fmin}}{a_k}) \quad (9)$$

となる。ここでパラメータ a_k は針進行速度の低下率を調整するためのパラメータである。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 2 】

図 5 の例では、反力閾値 $F_{n m i n}$ を 6 N、ゲインの最低値 $K_{f m i n}$ を 0 . 2 に設定したが、これらの値は臓器モデルごと（つまり患者ごと又は臓器の種類ごと）に変えてもよい。

【 0 0 4 3 】

3) シミュレーション

前節で示した制御系を用いるシミュレーションの応答を示す。本実施形態では式 (2) を増分形に変形し、非線形剛性についてはニュートン・ラプソン法を用い、粘弾性についてはサンプリング・スケーリング・プロパティーズを用いて演算する。

【 0 0 4 4 】

図 6 (a) に穿刺針の進行変位を、図 6 (b) に穿刺針の角度を、図 6 (c) に穿刺針先端が受ける反力を、図 6 (d) に穿刺角度誤差を示す。横軸は経過時間である。また、傾き a_k を - 0 . 3 に設定した場合の応答を実線で、傾き a_k を - 0 . 1 6 に設定した場合の応答を破線で、比較として進行速度を一定とする応答を点線で示す。さらに、本実施形態では穿刺反力が 1 0 N 以上で針先端の組織の切断が発生する（又は切断発生の可能性が高まる）と仮定し、その時間帯を太線でプロットしている。以後、この反力の値（1 0 N）を切断発生反力と呼ぶ。また、針進行速度の減速を開始する反力閾値 $F_{n m i n}$ を 6 N としている。反力閾値 $F_{n m i n}$ は穿刺針と臓器表面の接触の開始を判定するための閾値である。

【 0 0 4 5 】

図 6 (a) に示すように、本実施形態の穿刺制御（実線及び破線のライン参照）では穿刺反力が反力閾値 $F_{n m i n}$ を超えると（つまり、穿刺針が臓器に接触したと判定されると）減速を開始するので、進行変位の変化が緩やかになる。図 6 (b) に示すように、穿刺針の押圧により臓器が変形すると、穿刺目標部位は図 2 の y 軸負の方向に移動する。そのため、本実施形態の制御系では穿刺角度を減少させ、穿刺針を反時計回り方向に制御することにより穿刺目標部位に追従している。図 6 (c) より、穿刺針の進行に応じて穿刺反力が上昇することがわかる。

【 0 0 4 6 】

図 6 (d) より、傾き a_k を - 0 . 3 に設定した場合の応答（実線）では、穿刺反力が 1 0 N 以上である時間帯（太線でプロットした約 7 . 2 秒以後）で、十分に穿刺角度誤差が小さくなっていることがわかる。つまり、臓器の切断が発生する前に穿刺角度誤差を十分に補償できていることがわかる。比較として、従来の進行速度を一定とする制御（点線）では、4 . 5 秒付近で、臓器の剛性が変化し、これにより穿刺誤差が発生する。そして、針進行速度が一定のため、その誤差を十分に補償する以前に穿刺反力が切断発生反力となる。これより、穿刺誤差が残ったまま針先端の組織切断が発生しやすいことがわかる。傾き a_k を - 0 . 1 6 に設定した場合の応答（破線）では、まず 3 . 4 秒付近で針進行の減速開始により穿刺角度誤差が発生する。そして、5 . 5 秒付近で臓器の剛性が変化するため、さらに穿刺誤差が大きくなってしまふ。その後は針の進行速度が低速となっているため、針の角度制御により、穿刺誤差を補償することができるが、結果として穿刺反力が切断発生反力を超える時間帯での穿刺角度誤差は、点線で示した針進行速度一定制御による応答よりも大きくなってしまふ。

【 0 0 4 7 】

再び傾き a_k を - 0 . 3 に設定した場合の応答（実線）に着目すると、3 . 4 秒付近で針進行の減速開始により穿刺角度誤差が大きくなる。この誤差は減速度が大きいいため、傾き a_k が - 0 . 1 6 である場合の応答よりも誤差が大きい。しかし、その後は進行速度が十分に低速となるため、臓器剛性の変化による穿刺角度誤差の増加はほとんど現れていないことがわかる。そして、穿刺角度誤差が十分に補償された状態で、穿刺反力が切断発生反力を超えることから、誤差の小さい高精度な穿刺が行われることがわかる。

【 0 0 4 8 】

以上示したように、針進行速度の減速条件を変えることで、針が臓器に接触してから切

10

20

30

40

50

断が発生するまでの期間における穿刺角度誤差に違いがあることがわかる。また、図 6 (d) より、進行速度一定 (従来の方法) や傾き a_k を -0.16 とする条件に比べて、傾き a_k を -0.3 とする条件の方が良好な結果が得られることがわかる。ただし、傾き a_k を -0.3 とする条件が最適値というわけではない。傾き a_k を -0.3 とする条件では、針進行が最低速となる時間が多くなり、全体の穿刺時間は長くなってしまいうからである。特に 6 秒以降では穿刺誤差はすでに十分小さくなっていることから、最低速となる時間帯を短縮することで、穿刺時間を短縮できる余地がある。

【0049】

そこで本実施形態では、傾き a_k の適切値を探索する。具体的には、 -0.1 から -0.3 まで 0.01 ステップで傾き a_k を変化しながら、前述の穿刺シミュレーションを複数回行い、その中から最良の結果が得られた傾き a_k を選択する。傾き a_k の良否を評価するための指標には、切断発生時に残存している穿刺誤差、穿刺に要する時間、針が接触を開始して以後の穿刺誤差の最大値をはじめとして様々な指標を用いることができ、また複数の評価指標を組み合わせてもよい。

【0050】

本実施形態では、一例として、穿刺反力が切断発生反力となる時間帯での穿刺角度誤差の 2 ノルムと、針が接触を開始して以後の穿刺角度誤差の最大値、の 2 つの評価指標を用いる。図 7 (a) に傾き a_k の変化に対する穿刺角度誤差の 2 ノルムの変化を示し、図 7 (b) に傾き a_k の変化に対する穿刺角度誤差の最大値の変化を示す。なお、針と臓器の厳密な接触判定は必要ないので、図 7 (b) では、2 秒以後の穿刺角度誤差の最大値をプロットした。

【0051】

図 7 (a) より、傾き a_k の絶対値が大きいほど、穿刺反力が反力閾値 F_{nmin} を超えた後速やかに低速な針進行になるため、穿刺反力が切断発生反力となる時間帯での誤差は小さくなる。しかし、傾き a_k の絶対値が大きいほど、速度変化が大きいので、例えば図 6 (d) では 3 から 4 秒に現れている速度変化時の穿刺誤差が大きくなってしまいう。そこで本実施形態では、穿刺角度誤差の 2 ノルムと速度変化時の穿刺誤差の双方を考慮し、両方の値が許容範囲に収まるような傾き a_k を選択する。許容範囲に収まる傾き a_k の条件が複数ある場合には、その中で最も穿刺角度誤差の 2 ノルムが小さい条件を選べばよい。本実施形態では、 $a_k = -0.24$ が適切値として選ばれる。

【0052】

図 8 に、本実施形態の提案手法で傾き a_k を適切値に設定した場合の穿刺誤差を実線で示す。また、比較例として、従来の一定速度の穿刺による誤差を点線で示し、穿刺反力が切断発生反力に達した時点で針進行速度を低速に切り替える制御を行った場合の穿刺誤差を破線で示す。図 6 (d) と同様に、穿刺反力が切断発生反力となる時間帯を太線でプロットしている。提案手法 (実線) では穿刺反力が切断発生反力となる時間帯において穿刺誤差を最小化し、さらに穿刺時間も傾き a_k を適切値とすることで短縮化していることがわかる。これに対し、穿刺反力が切断発生反力に達した時点で速度を切り替える制御 (破線) では、速度を切り替えた直後に臓器剛性の非線形性により大きな穿刺誤差が発生してしまうことがわかる。

【0053】

以上述べたように、本実施形態では、臓器の変形による目標部位の移動に追従するように針角度と針進行速度を制御するシミュレーションを、針進行速度の条件を変えながら複数回行い、その中から針進行速度条件の適切値を決定する。そして、そのシミュレーション結果に基づき穿刺のプランニングを行うため、穿刺誤差の小さい高精度な穿刺動作を実現することが可能となる。また本実施形態では、粘弾性及び非線形性を考慮した臓器モデルを用いて臓器の変形をシミュレートするので、より精度の高いプランニングが可能となる。

【0054】

特に本実施形態では、穿刺反力に応じて針進行速度を低下させる速度調整を行うので、

10

20

30

40

50

穿刺針の押圧で臓器が変形し目標部位が移動した場合でも、針角度を目標部位に追従させるための時間を確保でき、穿刺誤差を是正することが可能となる。そして、穿刺針が臓器表面を切断し臓器内に進入するより前に、穿刺誤差を十分に小さくすることができる。切断が発生した後は穿刺誤差は大きく変化しないと考えられるため、切断発生前に穿刺誤差の是正を完了しておくことで、針先端を目標部位に正確に到達させることが容易になる。しかも、針が臓器内に進入した後の軌道修正を最小限にできるため、臓器内の正常な組織を傷つけるリスクを低減することができる。

【 0 0 5 5 】

なお、上述した実施形態の構成は、本発明の一具体例を例示したものにすぎず、本発明の範囲をそれらの構成にのみ限定する趣旨のものではない。例えば、上記実施形態では、針進行速度の条件として傾き a_k を変化させたが、針進行速度の低下率を決めるパラメータであればどのようなパラメータを変化させてもよい。また、上記実施形態では、穿刺反力に対し一定の低下率で速度を低下させたが、穿刺反力に応じて低下率を変化させてもよい。すなわち、穿刺反力に応じて針進行速度が連続的に変化させることができればよい。

【 0 0 5 6 】

< 第 2 実施形態 >

穿刺制御装置 1 3 の穿刺シミュレーション部 1 3 0 と穿刺プランニング部 1 3 1 の機能の別の実施形態として、図 9 (a) に穿刺シミュレーションで用いる穿刺ロボットの制御系のブロック線図を示す。ここで、 P_{1i} は第 1 実施形態と同様、臓器（本実施形態では肝臓）のモデルである。 P_{CL} は第 1 実施形態のサーボ系のモデル P_{CLf} と P_{CLr} の並列結合である。 P_{CL} は、針進行目標変位 y_{nref} および針目標角度 θ_{ref} を参照信号として、それに追従する内部フィードバックループを有する。 P_{CL} の制御出力が針進行変位 y_n および針角度 θ となる。第 1 実施形態と同様に、 F_n 、 θ_t はそれぞれ穿刺反力、ターゲット角度を示す。

【 0 0 5 7 】

本実施形態では、針進行変位と針角度に対する 3 種類の参照信号 ref_1 、 ref_2 、 ref_3 を有する制御系を用いてシミュレーションを行う。制御系は、時刻に応じて参照信号を切り替えるための切り替え部を有する。本実施形態では、穿刺針 1 1 0 が刺入点（穿刺針 1 1 0 の回転中心）とターゲット（目標部位）とを結ぶ直線と平行になる角度を初期ターゲット角度（第 2 の目標角度） θ_{t0} と定義する。参照信号 ref_1 は、ターゲットに対する穿刺の前に、初期ターゲット角度 θ_{t0} とは異なる角度 θ_p で予備的な穿刺を行うための信号である。本実施形態では、この予備的な穿刺を予備穿刺又はシフト補償穿刺とよび、角度 θ_p をシフト補償穿刺角度（第 1 の目標角度）とよぶ。シフト補償穿刺は、ターゲットをシフトさせるために行われる穿刺であり、臓器の切断が発生しないように（つまり針先端が臓器に到達しない程度の刺入量で）行うことが好ましい。ここで、臓器の切断が発生しない量の針進行変位をシフト補償穿刺変位 y_{np} と定義する。参照信号 ref_2 は、シフト補償穿刺からターゲットに対する穿刺へと遷移させるための参照信号であり、針進行変位を 0 へと戻すと同時に、針角度を初期ターゲット角度 θ_{t0} へと回転させる。最後に、参照信号 ref_3 は、針角度を初期ターゲット角度 θ_{t0} に設定して、針を進行させるための信号である。本実施形態の手法では、参照信号 ref_1 、 ref_2 によるシフト補償穿刺により、参照信号 ref_3 によるターゲットへの穿刺時に式 (6) に示した穿刺誤差を最小化することができる。

【 0 0 5 8 】

以上の構成により、臓器の変形によるターゲットの移動を補償するためのシフト補償穿刺動作のシミュレーションが可能である。穿刺シミュレーション部 1 3 0 は、シフト補償穿刺角度 θ_p およびシフト補償穿刺変位 y_{np} を変更しながら穿刺シミュレーションを複数回行い、各条件でのシミュレーション結果を Memory に蓄積する。シミュレーション結果は、例えば、時間ステップごとの針進行変位 y_n と針角度 θ の値を示す時系列データの形式で蓄積される。第 1 実施形態と同様に、穿刺プランニング部 1 3 1 は、条件の異なる複数のシミュレーション結果の中から最良のシミュレーション結果を選択し、そのシ

10

20

30

40

50

ミュレーション結果に基づいて穿刺のプランニングを行う。

【 0 0 5 9 】

プランニング結果と実際の穿刺針 1 1 0 の状態とのずれを是正するようなガイド出力には、第 1 実施形態と同様に表示装置 1 4 や音声ガイドを用いることができる。さらに本実施形態の制御方法では、穿刺針を初期ターゲット角度 t_0 とシフト補償穿刺角度 p に物理的に固定できるような V 字型の器具を用いることも可能である。

【 0 0 6 0 】

以下に、臓器及びロボットのモデリング、シミュレーションに用いる制御系について詳細に記述し、シミュレーションによって得られたプランニング結果を示す。

【 0 0 6 1 】

1) モデリング

モデルは第 1 実施形態と同様のモデルを用いる。

【 0 0 6 2 】

2) 制御系設計

本実施形態では、臓器モデルと制御系を用いてシミュレーションを行い、穿刺目標部位に誤差なく到達するための、シフト補償穿刺を伴うプランニングを行う。そこで、シミュレーション上で穿刺誤差を最小にするようにロボットを制御する。第 1 実施形態と同様に、ロボットの制御応答である時間ステップごとの角度 と針進行変位 y_n がプランニングの結果となる。図 9 (a) に穿刺シミュレーションで用いる穿刺ロボットの制御系のブロック線図を示す。

【 0 0 6 3 】

本実施形態の制御系では、ターゲットに対する穿刺（ターゲットへ向けて針を進入する穿刺）の前に、初期ターゲット角度（第 2 の目標角度）とは異なる第 1 の目標角度 p で穿刺を行う。この穿刺は予備的な穿刺であり、本実施形態ではこれをシフト補償穿刺とよび、その角度 p をシフト補償穿刺角度とよぶ。シフト補償穿刺では、臓器の切断が発生しないことが好ましく、その針進行変位をシフト補償穿刺変位 $y_{n,p}$ と定義する。参照信号 ref_1 は、シフト補償穿刺のための参照信号である。参照信号 ref_2 は、シフト補償穿刺からターゲットへの穿刺へと遷移させるための参照信号であり、針進行変位を 0 へと戻すと同時に、針角度を初期ターゲット角度 t_0 へと回転させる。そして、参照信号 ref_3 は、針角度を初期ターゲット角度として、針をターゲットへと進行させるための参照信号である。シフト補償穿刺により、式 (6) に示した穿刺誤差を最小化することが可能である。参照信号 ref_1 から ref_2 への切り替え、 ref_2 から ref_3 への切り替えは、切り替え部によって行われる。参照信号の切り替え時刻はシミュレーションのパラメータとして与える。

【 0 0 6 4 】

シフト補償穿刺角度 p とシフト補償穿刺変位 $y_{n,p}$ を求める手順を図 1 0 のフローチャートに示す。まず、穿刺シミュレーション部 1 3 0 が、刺入点とターゲットの位置関係から初期ターゲット角度 t_0 を決定する（ステップ S 1 0 0）。つぎに、穿刺シミュレーション部 1 3 0 が、シフト補償穿刺変位 $y_{n,p}$ を微小値で固定し、シフト補償穿刺角度 p の角度範囲を、

$$t_0 - s < p < t_0 + s \quad (10)$$

と設定する（ステップ S 1 0 1）。式 (1 0) において、 s は探索の範囲である。探索範囲 s が大きくなるほど、ターゲットのシフト補償変位を大きくすることができ、穿刺針の側面により臓器を切断してしまう可能性が高まる。そこで、本実施形態では s を $2/3 \text{ rad}$ としている。そして、穿刺シミュレーション部 1 3 0 は、図 9 (a) に示す制御系を用いてシミュレーションを行い、穿刺誤差を算出する（ステップ S 1 0 2）。このとき、式 (1 0) の範囲内でシフト補償穿刺角度 p を微小に変化させてシミュレーションを繰り返すことで、シフト補償穿刺角度 p ごとの穿刺誤差を得る。穿刺シミュレーション部 1 3 0 は、穿刺誤差が最も小さくなる角度 p をシフト補償穿刺角度の最適値として採用する（ステップ S 1 0 3）。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 5 】

つぎに、穿刺シミュレーション部 1 3 0 は、決定したシフト補償穿刺角度 θ_p を用いて、シフト補償穿刺変位 y_p の最適値を求める。具体的には、穿刺シミュレーション部 1 3 0 は、シフト補償穿刺角度 θ_p を固定し、シフト補償穿刺変位 y_{np} を 0 から微小ずつ増加させてシミュレーションを繰り返し、各変位 y_{np} での穿刺誤差を算出する（ステップ S 1 0 4）。シフト補償穿刺変位 y_{np} は臓器の切断が発生しない範囲で変化させる。例えば、穿刺反力 F_n の値を算出し、この値が所定値（例えば、1 0 N）に達したらシミュレーションを終了すればよい。そして、穿刺シミュレーション部 1 3 0 は、穿刺誤差が最も小さくなる変位 y_{np} をシフト補償穿刺変位の最適値として採用する（ステップ S 1 0 5）。以上の処理によって、穿刺誤差を最小とするシフト補償穿刺角度 θ_p とシフト補償

10

【 0 0 6 6 】

図 9 (a) では、針進行変位 y と針角度 θ を制御することによりシフト補償穿刺を行ったが、針進行変位 y の代わりに針穿刺力 f を制御してもよい。針穿刺力 f は穿刺針 1 1 0 の刺入方向に作用する力である。針穿刺力 f と針角度 θ の制御系のブロック線図を図 9 (b) に示す。ここで、参照信号中の f_{np} はシフト補償穿刺力（第 1 の目標力）を示している。図 9 (b) の制御系を用いて、図 1 0 と同様の処理を行うことにより、シフト補償穿刺力 f_{np} とシフト補償角度 θ_p の最適値を求めることができる。

【 0 0 6 7 】

3) シミュレーション

20

前節で示した制御系を用いるシミュレーションの応答を示す。まず、シフト補償穿刺変位 y_{np} を微小値で固定し、シフト補償穿刺角度 θ_p を微小に変化させてシミュレーションを繰り返すことで得られる応答を図 1 1 (a) に示す。横軸にシフト補償穿刺角度 θ_p を示し、縦軸に穿刺誤差を示す。この穿刺誤差は、参照信号 ref_1 によるシフト補償穿刺が終了した時点での穿刺誤差ではなく、参照信号 ref_2 、 ref_3 によるターゲットに対する穿刺までをシミュレーションした際の最終的な誤差を示している。また、本実施形態で設定したターゲットの初期ターゲット角度 θ_0 は 80.11 deg であり、式 (1 0) に示した探索範囲である $\theta_0 - s$ 、 $\theta_0 + s$ と共に、図中に破線で示している。本実施形態のターゲットは、シフト補償穿刺を行わずに、初期ターゲット角度を保って穿刺すると x 負方向にシフトする。そのため、シフト補償穿刺はターゲットを x 正方向にシフトさせる必要があり、そのためにはシフト補償穿刺角度 θ_p を大きくとればよい。図 1 1 (a) のシミュレーション応答より、シフト補償穿刺角度 θ_p を大きくするにつれて、穿刺誤差が減少してゆくことがわかる。本実施形態では有限要素モデルのメッシュ数の制約から最適なシフト補償穿刺角度 θ_p を 135.5 deg とするが、さらにメッシュを細分化して演算してもよい。

30

【 0 0 6 8 】

つぎに、得られたシフト補償穿刺角度 θ_p を用いて、最適なシフト補償穿刺変位 y_{np} を探索する。シフト補償穿刺変位 y_{np} を 0 から増加させてシミュレーションを繰り返すことで得られる応答を図 1 1 (b) に示す。横軸にシフト補償穿刺変位 y_{np} を示し、縦軸に穿刺誤差を示している。図 1 1 (b) より、シフト補償穿刺変位 y_{np} を 0.0273 m とすることで、ターゲットに対する穿刺誤差が最小となることがわかる。

40

【 0 0 6 9 】

図 1 2 に本実施形態の制御系によるターゲット角度 θ_t の時刻歴応答を実線で示す。シミュレーション開始時は、穿刺針はシフト補償穿刺角度 θ_p に制御され、そして 2 秒までシフト補償穿刺変位 y_{np} に到達する。その後、2.8 秒まで停止する。ここまです参照信号 ref_1 によって制御される。そして、2.8 秒から 4 秒までの間で、参照信号 ref_2 によって穿刺針の後進と、シフト補償穿刺角度 θ_p から初期ターゲット角度 θ_0 への回転が制御される。4 秒から参照信号 ref_3 による穿刺が行われ、制御系は穿刺反力 F_n が切断発生反力（例えば 1 0 N）となるまで針を前進させる。切断発生の可能性が高まる時間帯である 5.6 ~ 6.1 秒にかけて、穿刺誤差が十分に低減されていることが

50

わかる。比較として、穿刺角度を初期ターゲット角度 θ_0 に保ったまま穿刺を行った応答を破線で示す。針の前進につれてターゲットがシフトし、切断発生の可能性が高まる時間帯では穿刺誤差が残ってしまうことがわかる。

【0070】

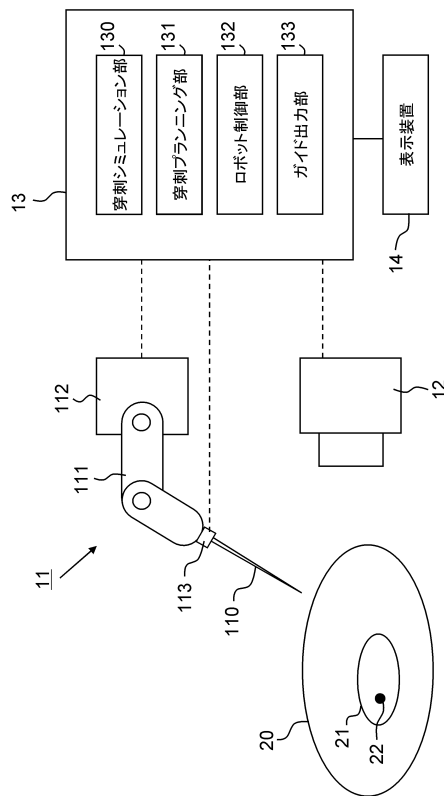
図13(a)～図13(l)にシミュレーション開始から0.5秒ごとの応答を示す。参照信号 ref_1 、 ref_2 、 ref_3 による応答は、それぞれ図13(a)～図13(e)、図13(f)～図13(h)、図13(i)～図13(l)に対応する。穿刺針の姿勢を実線で、初期ターゲット角度による軌道を破線で、ターゲットを点で示している。図13(a)～図13(e)より、ターゲットはシフト補償穿刺によりx正方向にシフトしていることがわかる。図13(i)からは、穿刺針は初期ターゲット角度 θ_0 による軌道上を前進する。図13(i)に示す穿刺針が刺入開始する状態では、ターゲットは軌道上からx正方向に外れているが、図13(j)、図13(k)に示すように、穿刺針が前進するにつれてターゲットは軌道上に戻ってゆく。そして、切断発生の可能性が高まる図13(l)の時間帯では、穿刺誤差が十分に低減されている。これより、本実施形態に示した穿刺針制御系が有効であることがわかる。また、シミュレーションで得られた結果を実際の穿刺のプランニング信号として用いることにより穿刺精度を向上させることができる。

【符号の説明】

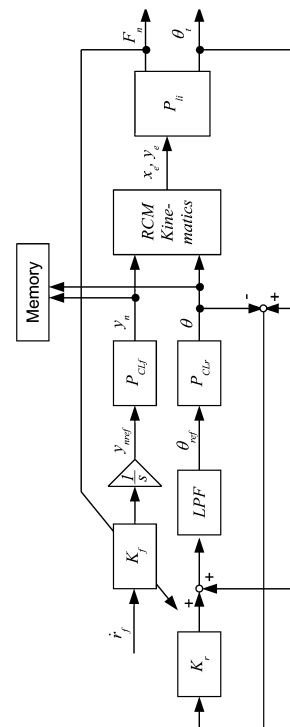
【0071】

1：穿刺針、2：臓器、5：穿刺目標部位
11：穿刺ロボット、12：画像取得装置、13：穿刺制御装置、21：臓器、22：目標部位、110：穿刺針、130：穿刺シミュレーション部、131：穿刺プランニング部、132：ロボット制御部、133：ガイド出力部、14：表示装置

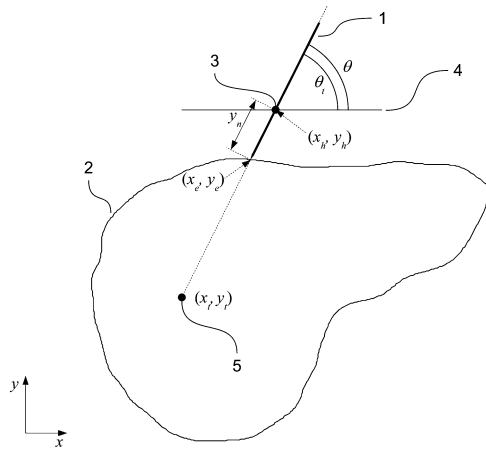
【図1】



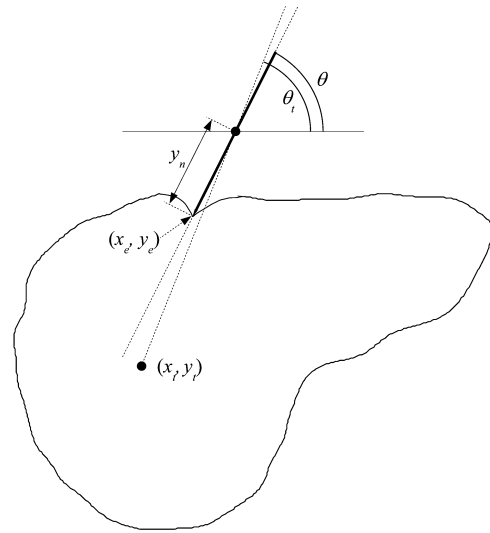
【図2】



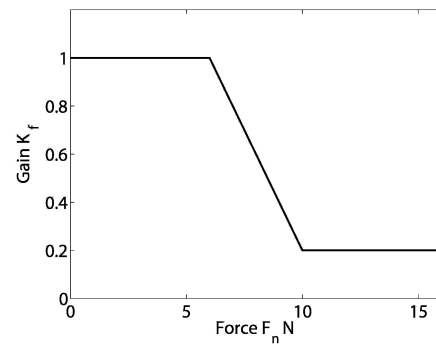
【図3】



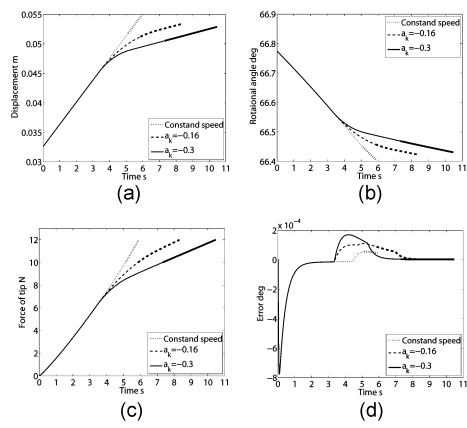
【図4】



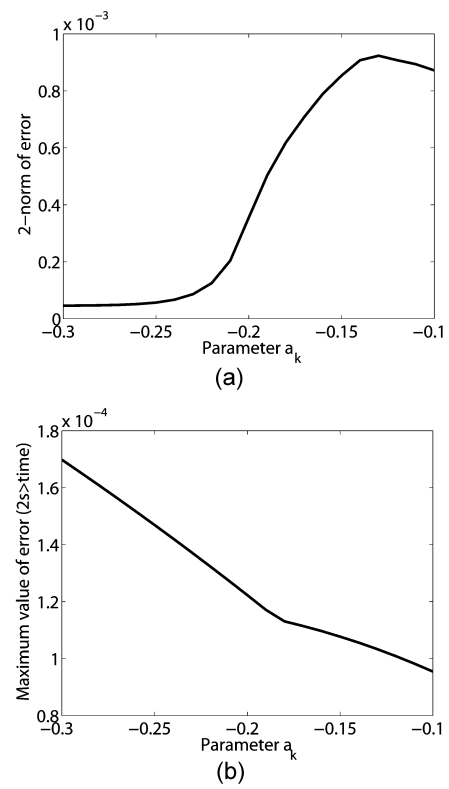
【図5】



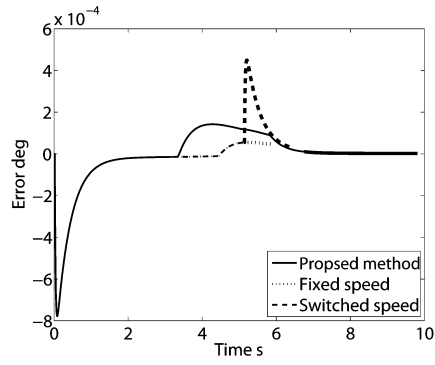
【図6】



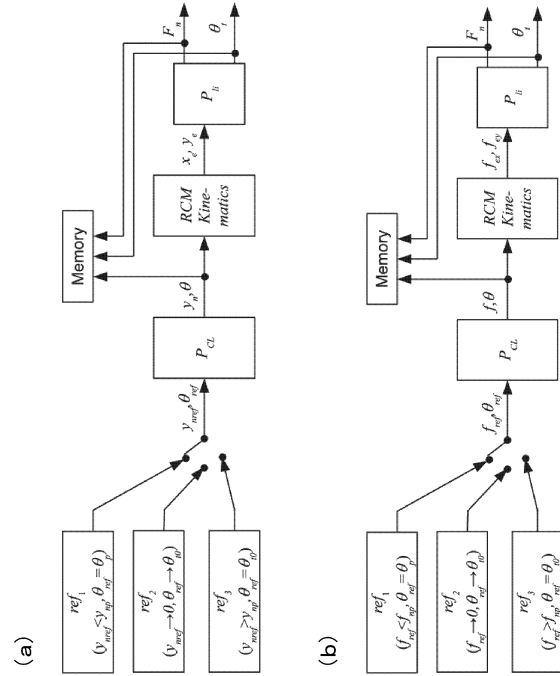
【図7】



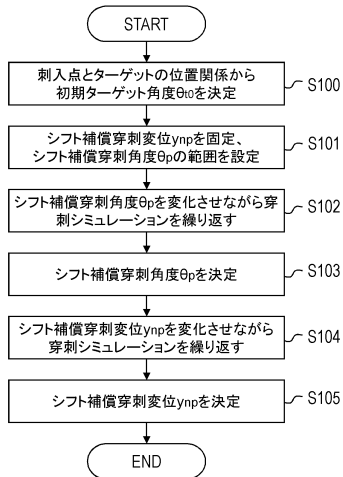
【図 8】



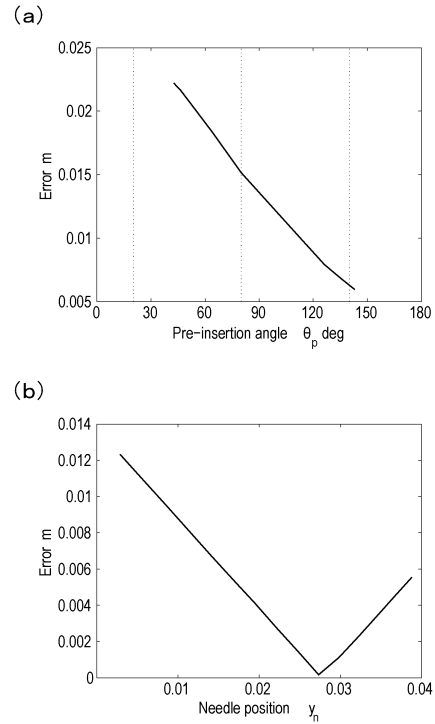
【図 9】



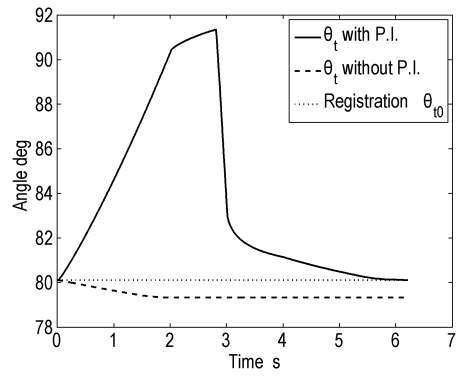
【図 10】



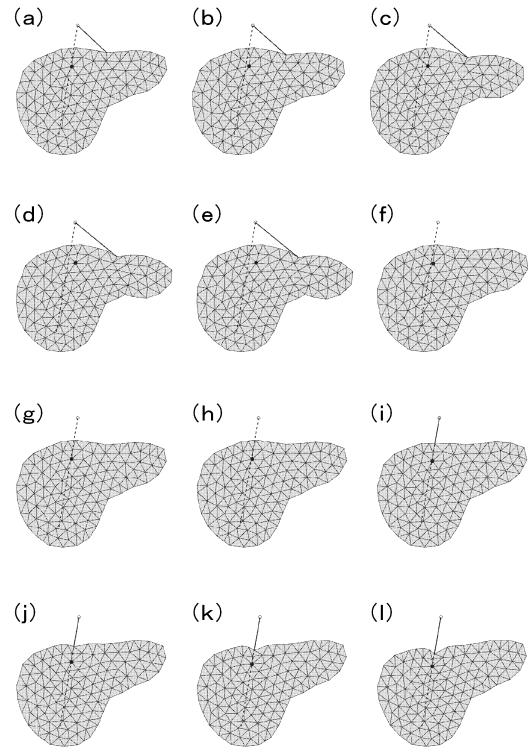
【図 11】



【図 1 2】



【図 1 3】



フロントページの続き

(74)代理人 100155871

弁理士 森廣 亮太

(72)発明者 高 木 清志

東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内

審査官 後藤 健志

(56)参考文献 特開2011-125420(JP,A)

米国特許出願公開第2007/0016067(US,A1)

特開2006-271546(JP,A)

特開2014-004212(JP,A)

特開2009-226087(JP,A)

特開2011-235089(JP,A)

特表2010-506600(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 17/34

A61B 34/10

A61B 34/30 - 34/37