

**厚生省科学研究費補助金
高度先端医療研究事業**

平成11年度研究報告書

**三次元画像下手術用
ナビゲータシステムの開発**

研究代表者 土肥 健純

東京大学大学院新領域創成科学研究科 教授

2000年4月10日

目次

総括研究報告書

土肥健純 東京大学大学院新領域創成科学研究科 教授 1

分担研究報告書

制動式穿刺治療用 Passive Navigator System の開発 4

土肥健純 東京大学大学院新領域創成科学研究科 教授

術中手術支援を目的とした画像合成システムの開発に関する研究 1 3

太田裕治 東洋大学工学部機械工学科 助教授

内視鏡下肝癌レーザー穿刺治療システムの開発研究 2 1

橋本大定 東京警察病院外科 部長

脳神経外科におけるナビゲーションの研究 2 2

伊関洋 東京女子医科大学脳神経センター脳神経外科

肝臓外科の電極治療への応用評価 1 4

浅野武秀 千葉大学医学部第2外科 講師

総括研究報告書

三次元画像下手術用ナビゲータシステムの開発

土肥 健純 東京大学大学院新領域創成科学研究科 教授

研究要旨

低侵襲外科治療の実現において開発しなければならない重要技術として、シミュレーション結果に基づいた患部へのナビゲーションがある。本研究では、このナビゲーション技術として、医師が自分の手で自由に操作できる三次元ポインティングデバイスに、手術経路・目標点に近づいた時に制動がかかる制御機構を付加することで、術者が医用画像などを参照しなくても、術前シミュレーションにより得られた最適手術経路を選択し、安全確実に患部に到達できるシステムを開発すると同時に、ナビゲーションの対象となる治療器具類に関して各科領域において臨床評価を行い、実際に手術に用いることのできる高度先端治療システムの開発を目指す。

分担研究者

佐久間一郎	東京大学 新領域創成科学研究科	助教授
太田裕治	東洋大学工学部	助教授
浅野武秀	千葉大学医学部	講師
橋本大定	東京警察病院	外科部長
伊関 洋	東京女子医科大学	講師

新しい治療をも開拓する。

また、近年になり急速に研究され始めてきている軟部臓器の変形などにいち早くこの低侵襲手術は、今後の我が国の少子高齢化社会において重要視されている治療方法である。本研究で得られる成果は、この低侵襲手術を実現し質の高い医療を提供する上で大きく貢献するものである。

A. 研究目的

本研究の目的は、画像支援下手術において医師が画像中の位置と実空間での位置を精確に対応づける手段を実現することである。従来は、術前に撮影した医用画像情報から医師が患者体内の状況を頭の中で想像し、これを実際の術中の患部に当てはめていた。そのため画像情報と患者体内の対応づけは定性的であり、的確に治療を行うためには開腹範囲が大きくならざるを得なかった。本研究で開発するナビゲータシステムにより画像情報と患者の患部状況が精確に対応づけられ医師が的確な判断を下せるため、開腹範囲が必要最小限となり低侵襲の治療が行える。即ち患者負担が軽減されるために、従来の外科的治療の適用領域が拡大されるとともに

B. 研究方法

本研究の遂行には工学と医学双方の知見が必要となるため、機械工学を主とする工学系の研究者と臨床の専門家から成る研究班を組織している。本研究の目的となるナビゲータシステムを開発するにあたって、工学系の個々の要素として、(1)三次元再構成及び手術シミュレーション部およびナビゲータシステムのハードウェア開発(土肥・鈴木)、(2)ナビゲーションを行うための位置情報統合ソフトウェアの開発(太田)を行い、臨床評価班として、(3)肝臓外科の電極治療への応用評価(浅野)、(4)腹部外科の内視鏡手術・レーザー治療への応用評価(橋本)、

(5) 脳神経外科におけるナビゲーション: 内視鏡手術・放射線治療への応用評価(伊関)をとりあげ、これらについて開発・評価実験を行う。本年度は各テーマについて概念設計・プロトタイプ開発を中心とした研究を遂行する。

C. 結果

各分担研究により、以下の結果が得られた。(1) 制動機構による三次元ポインティングデバイスシステムの開発(土肥・佐久間): 医師が自分の手で自由に操作できる三次元ポインティングデバイスに、手術経路・目標点に近づいた時に制動がかかる制御機構を付加した。また、実際の手術室環境に設置し、後述する電極治療への応用を前提とした操作性等の機能評価を行った。

(2) ターゲットへの誘導を行うための位置情報統合表示ソフトウェアの開発及び体内情報表示用デバイスの開発(土肥・佐久間、太田): ポインティングデバイスが保持するツールの先端位置・姿勢及びターゲットをモニタ表示し、術者を導くための GUI ソフトウェアを開発した。患者座標系とシステム座標系の位置合わせを光学式三次元位置測定装置により行い、デバイス位置の誘導実験を行った。また、昨年度までに開発した HMD を用いた体内構造提示システムに基づき、VRML データの描画速度の検討を行った。そして、構築したシステムに対し物理空間内の誘導実験を行い精度の検証を行った。それと並行してインテグラルフोटグラフィの原理を用いた三次元画像作成の基礎研究を行い、ハーフミラーにより患部と三次元画像を三次元的に重ね合わせることに成功した。

(3) 肝臓外科への応用のための電極治療への応用評価(浅野): 超音波ガイド下にラジオ波電極による治療を肝細胞癌33例、転移性肝癌20例に行い、低侵襲の優れた治療法であることが確認されたが、正確な位置への電極刺入および焼灼効果の評価に改良の必要性が明らかとなった。そこで3次元画像下ナビゲーションを行うために、腫瘍および臓器の3次元モデル化、磁気式3次元的位置測定、温度画像

によるマルチスライスモニタリングについて検討した。電極の刺入部位、方向、深さを workstation 上の3D画像でシミュレーション可能とした。また、MRI 温度画像により焼灼効果をモニタリングする方法を検討した。特に MRI 下のマルチスライス温度画像は全焼灼範囲の温度分布を短時間で描出することができ、焼灼範囲のモニタリングとして有用であった。以上より術前画像誘導下に正確に腫瘍穿刺し、さらに温度画像を合わせて治療効果の評価をすることが、肝癌の低侵襲治療法の確立に貢献をするものと考えられた。

(4) 腹部外科の内視鏡・レーザー治療への応用評価(橋本):

安全確実な低侵襲手術としての腹腔鏡下肝癌レーザー治療の実現のためには、手術に必要十分な腹腔内空間を作成するとともに、高機能な内視鏡下手術用鉗子類を開発し、かつ腹腔鏡内でレーザービームを如何に有効にナビゲートするかという点に関する研究が必要不可欠である。肝癌のレーザー治療においては、急速に大量の高温ガスが腹腔内で発生するため、腹腔内を気密に保つ気腹法では不可能で、我々の創案した皮下鋼線腹壁吊り上げ法は必須のものである。また、我々の創案になるオジギ機構を軸とした各種機能鉗子類やレーザービーム方向変換鉗子の開発により、臨床応用が遂行できた。腹部外科領域のより安全確実な低侵襲手術の実現には、気腹を用いない腹腔内空間の作成法の研究が必須である。腹腔内空間作成法として、Double subcutaneous wiring & Adjustable plate lifting 法、並びに Sliding window 法の静力学的な解析を行い、本法の優位性を明らかにした。また、肝臓の画像3次元構成とともに、超細径な高機能内視鏡下手術用鉗子類の開発を順次行い、その成果を踏まえて、安全な穿刺法を確立した。

(5) 脳神経外科におけるナビゲーション-内視鏡手術・放射線治療への応用評価--(伊関): 各種術中イメージングと AR(拡張現実感)ナビゲーションによる脳外科低侵襲手術システムについて良好な結果を得た。オープン MRI 対応手術用試作器具を非磁性

体(チタンや300番台ステンレス)により製作し、臨床試用を行った。

D. 考察

画像誘導下手術のためには画像座標系と患者身体のある実空間座標系との対応づけを行い、さらに臨床の場で使用しやすいインタフェースの考案・試作を行った。また一方で、術前面像を利用した手術計画に基づいて患者身体への位置決めを行う手術支援ロボットの研究も国内外で行われているが、装置自らが動力を発して操作するために、現段階の研究レベルでは臨床での安全性に疑問があり、その有効性は確認されつつも広く普及するには至っていない。本システムは画像を確認しなくても手術目標が把握でき、また装置自体は動力を持っていないために安全性が高い点でこれら従来の研究より進んだものであると考えられる。

E. 結語

本年度は最終年度として、術前・術中に得られる三次元画像情報に基づくナビゲータシステムの総合試作を行った。特に、三次元画像を術中に観察しながら、三次元ポインティングデバイスの操作を行うことが可能であった。本研究で開発されたデバイスは、本研究班において取り扱う外科領域のみならず、他の領域においても十分に活用・提供できる有用な手段であると考えられる。

制動式穿刺治療用 Passive Navigator System の開発

研究者 土肥 健純 東京大学大学院新領域創成科学研究科 教授
佐久間 一郎 東京大学大学院新領域創成科学研究科 助教授

研究要旨 低侵襲手術のひとつである、RFA (Radio Frequency Ablation) では、MRI 等の術前に撮影した画像や超音波画像を参考にして術者が体内の状況を頭の中で想像しながら自らの手で挿入を行うため、電極を正確に患部に到達させることが困難となっている。本研究ではRFAを対象として、電極を正確に患部にナビゲーションする Passive Navigator System を開発した。具体的には、電磁ブレーキを用いた制動により電極を目標位置・姿勢で位置決めするためのハードウェア、および術前画像情報から腫瘍の位置をハードウェアの座標系で同定し、患部へ正確に誘導するシステムの構築を行った。開発したシステムの位置決め精度、ならびに誘導情報提示手法の評価を行い、ファントムモデルを用いて術前画像撮影からナビゲーションまでの一連の動作を行わせシステムの性能を評価した。

A. 研究目的

RFA (Radio Frequency Ablation) とは、超音波画像装置で癌の位置を確認後、経皮的に Fig.1 のようにカニューレを挿入し、ラジオ波で熱凝固する手法で、一度に直径3センチ程度の癌を処置することができる。また焼灼領域外の脈管や、焼灼領域内でもサイズが大きな胆管は変化が殆ど見られず、損傷を与えることはない。すなわち、開腹・臓器の切除を伴わない低侵襲な手術であるといえる。

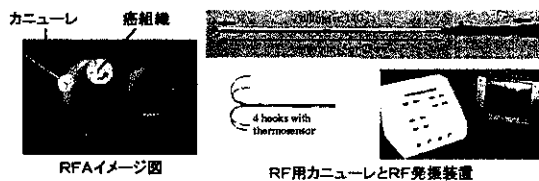


Fig.1 RFA の概要

しかし、術中の視覚情報は超音波画像のみで、術前画像情報の手術空間への適用も術者の推定に依存しており、また手で穿刺するため挿入操作は不正確であるため、ターゲットへの正確な到達は困難である。さらに、サイズの大きな腫瘍は局所再発を防止するために同じ位置への複数回の穿刺を必要とするが、組織焼灼後は組織の音響インピーダンスが変化するため、超音波画像での位置誘導が困難となるため、再度電極を目的位置に正確に穿刺することが困難となっている。

本研究ではこれらの問題を解決する電極の穿刺位置・方向を誘導するナビゲーションシステムを開発することを目的とする。

ナビゲーションシステムにはモータ駆動のロボットなどを用いて、能動的に術者に力を加えて誘導を行う active なシステムと、何らかの方法で術前医用画像情報に基づいて、カニューレの穿刺位置方向を指示し、正確な位置決めができた場合のみに制動力を加え、カニューレを保持する Passive なシステムがある。前者は術中における術者の医師との干渉や、システム暴走時の危険などが存在することから、本研究では術前画像情報を利用してカニューレを正確にターゲットにナビゲーション Passive Navigator を開発することとする。本システムは術者が手で駆動し、目標で電磁ブレーキの制動により位置決めを実現する。

B. 研究方法

前年度までに Fig.2 のような Passive Navigator のプロトタイプが開発した。アームを着脱可能にすることで清潔性への対策もなされているが、アーム収納部に電磁ブレーキ等が搭載されており、サイズが大きいため扱いにくいという問題が存在した。

本年度は、前年度システムの問題点を解決するためのシステムの小型化、また術者に正確なカニューレの挿入位置、プロトタイプの問題点を解決、改良を加えた Passive Navigator を開発して機械的な評価を行う。また、ターゲットの術野における位置と術前

画像における位置を定量的に結び付ける術前画像誘導システムを構築し、システムとしての評価を行った。

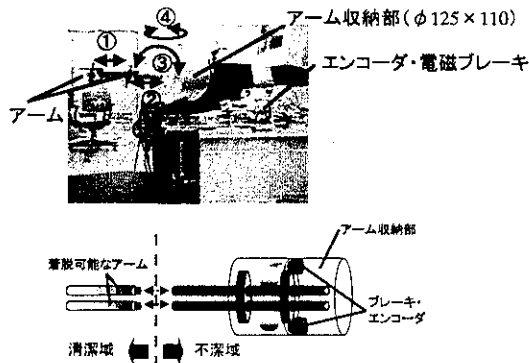


Fig. 2 Passive Navigator プロトタイプ

C. 研究結果

(1) Passive Navigator 機構の設計 Passive Navigator に要求される機能

開発するシステムに要求される機能を列挙すると下記のとおりになる。

・カニューレを保持、目標経路と一致時にロックする機能を有すること。具体的には

- ① 挿入点決定
- ② 挿入方向決定
- ③ 深さを超音波装置で確認しつつ挿入操作を実施

という動作を誘導する機能を有すること。

- ・術野を妨げないよう、術者の脇に配置する。
- ・手術器具としての清潔性を維持する。
- ・求められる位置精度は5mm程度とする。

Passive Navigator の自由度配置

本研究でもプロトタイプを採用し、Fig.3のように①アームAの鉛直軸周り回転、②支柱の鉛直軸方向ストローク、③アームBのアームA周り回転、④アームBの水平方向ストローク、⑤アームAの水平方向ストロークの5自由度からなる基本構造とした。

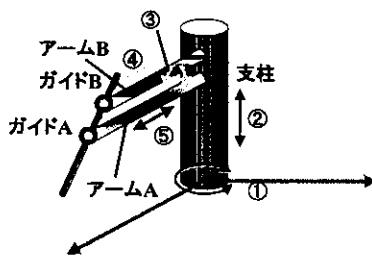


Fig. 3 基本構造

操作方法

Fig.4に示すように、ガイドAを自由度①、②、⑤により患者の皮膚付近で移動・位置決めすることで挿入位置とし、ガイドBを自由度③、④により移動・位置決めすることで挿入方向を決定する。

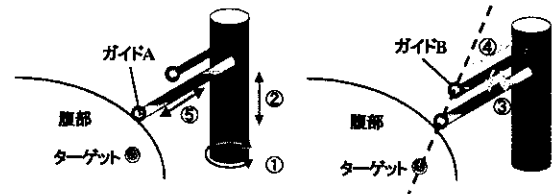


Fig. 4 操作方法

位置計測および制動方法

ロックするためのアクチュエータとしてはマイクロ電磁ブレーキを用い、術者よりナビゲータに加わる力を最大1.5kgfとして選定する。ここで、ガイドAが術者が任意に位置を決定できることから自由度①、②はノブの締め付けによりロックする。これにより配線を低減できると共に、ブレーキの異常時にガイドAが自重で落下する危険性も回避することができるという利点がある。また、位置計測センサとしてはインクリメンタル型のオプティカルエンコーダを使用し、各自由度の位置を計測する。

概観図および可動範囲

Passive Navigatorの概観図および各自由度の可動範囲をそれぞれFig.5およびTable.1に示す。

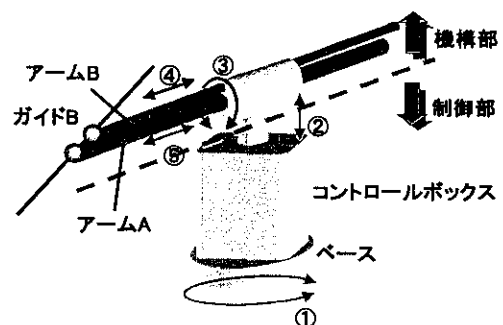


Fig. 5 Passive Navigator の概観図

Table.1 各自由度の可動範囲

自由度	可動範囲
①	360[degree]
②	100[mm]
③	180[degree]
④	(ガイドAとガイドBを結ぶ直線がアームAとなす角度が-45~45[degree])
⑤	150[mm]

また、昨年度開発したプロトタイプの問題点であった、システムの大きさを小さくすることを目的に、制動力を与える電磁ブレーキ、各自由度の動きを計測するエンコーダ等の部品は全てシステム基部に配置することとした。これにより、カニューレ保持部を完全に本体より分離することが可能となり、術者が触れる部分を全て滅菌可能とした。

各自由度の機構

・自由度①の機構

ベースの中心軸からギアを介してエンコーダに回転を伝達しており、中心軸と固定されたコントロールボックスも共に回転する。ロックは手動でノブを締め付けることにより実現する。

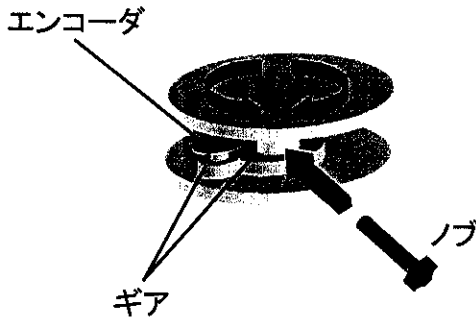


Fig. 6 自由度①の機構

・自由度②の機構 (Fig.7 参照)

ラックの変位をギアの回転に変換してエンコーダに伝達する。自由度①と同様、ロックはノブの締め付けで行う。これにより、電磁ブレーキの不調等による不意のロックの解除を防止し、高い安全性を確保することを意図した。

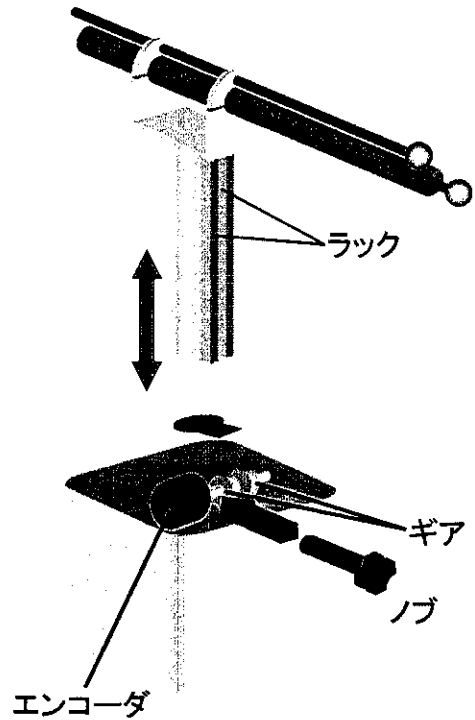


Fig.7 自由度②の機構

・自由度③, ④, ⑤の機構の機構

自由度③については Fig.8 に示す様にアームBのアームA周りの回転を歯車により機構部下部のエンコーダへ伝達する。

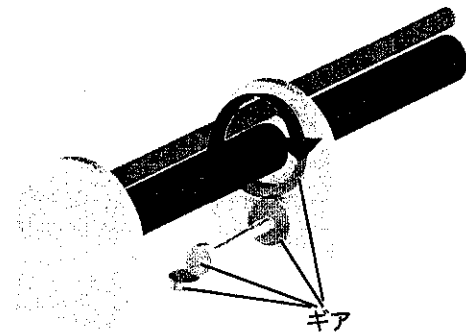


Fig.8 自由度③の機構

自由度④, ⑤はカニューレを保持する2点の直線的な運動を規定する自由度であるが、これらの運動は Fig.9,10 に示す様にラックを使用して回転運動に変換し、これをエンコーダ・ブレーキに伝達する。

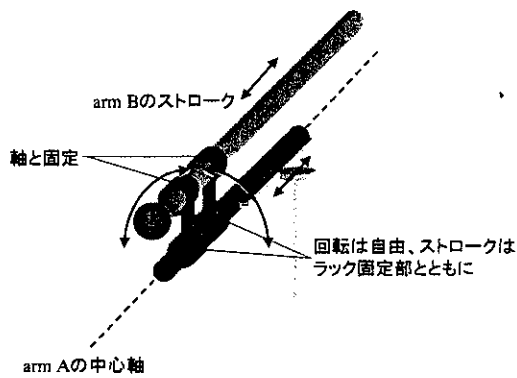


Fig.9 自由度④の機構

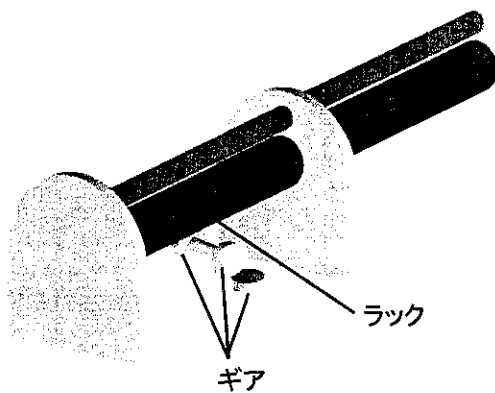


Fig.10 自由度⑤の機構

自由度①は基部に位置し、また自由度②は機構部に取り付けたラックが歯車により基部に設置されたエンコーダと直結しているため、特殊な動力伝達を必要としないが、自由度③、④、⑤については、基部のエンコーダ・電磁ブレーキ部への運動の伝達機構を必要とする。またこれらの部分を脱着し滅菌可能とする意味からも、特殊な伝達機構を必要とする。自由度③、④、⑤は機構部における変位をそれぞれシャフトの回転に変換して、かつ自由度②による上下方向の際にシャフトも上下動するため、スラスト運動が可能で、回転も伝達可能な機械要素が必要である。ここでは、Fig.11のような断面のパイプとシャフトを利用した。

以上を踏まえて製作した Passive Navigatorの外観を Fig.12、手術台に据え付けた様子を Fig.13 に示す。また、各自由度の位置計測精度を Table.2 に示す。

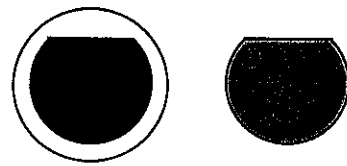


Fig.11 パイプとシャフトの断面形状

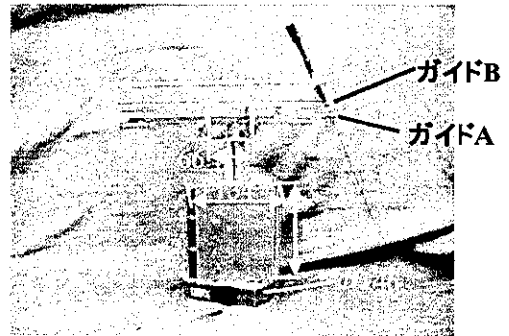


Fig.12 Passive Navigatorの外観

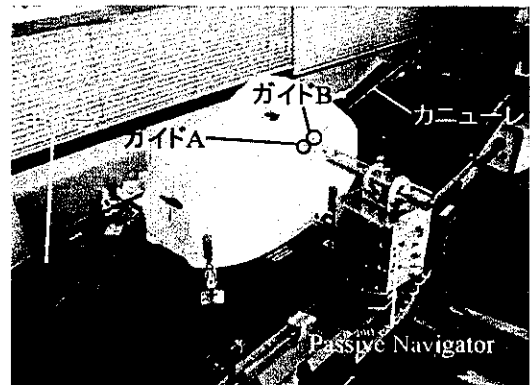


Fig.13 Passive Navigatorを手術台に据え付けた様子

Table.2 各自由度の計測精度

自由度	計測精度
①	0.31[degree]
②	0.06[mm]
③	0.45[degree]
④	0.13[mm]
⑤	0.09[mm]

(2) 制御システム

本ナビゲータの制御システム構成を Fig.14 に示す。術者はターゲットの座標を操作用インタフェースを介して入力する。

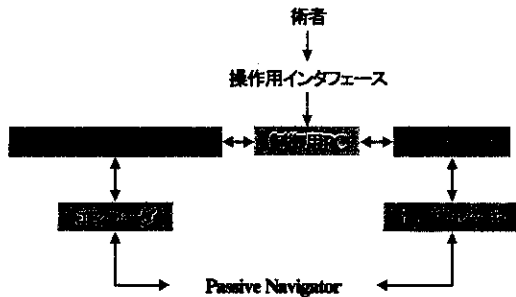


Fig. 14 システム構成

Fig.15 に具体的な操作手順を示す。初めにターゲットの座標を入力すると、ガイド A を拘束する自由度①、②、⑤が解放される。術者がガイド A を任意の位置まで駆動し、ロックすると、今度はガイド B を拘束する自由度③、④が解放される。術者は引き続きガイド B を駆動すると、目標位置でガイド B がロックされ、穿刺経路が確保される。

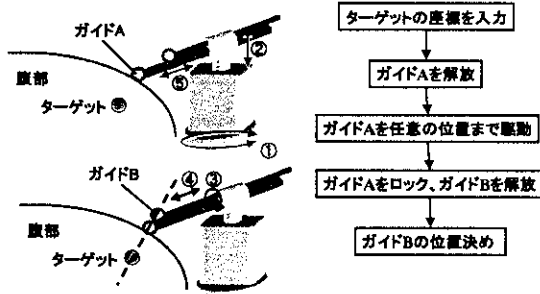


Fig. 15 操作手順

本システムは、術者が自由にアームを動かし目標位置に位置決めできた場合に電磁ブレーキによる制動を加え得る方式を採用しているため、目標へ術者を誘導するための情報提示部が不可欠である。本研究では機構部のエンコーダにより計測された各自由度の位置を元に、ナビゲータアームの姿勢をコンピュータグラフィックスによりリアルタイムで表示し、このグラフィックス上で適切なアーム移動方向を指示する GUI (Graphic User

Interface)を開発した。Fig. 16 はその画面例である。2つの数字は目標経路までの駆動量を表している。

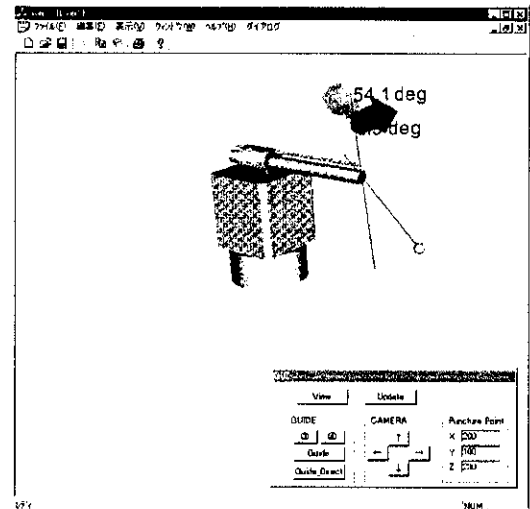


Fig. 16 ナビゲータの適切な操作方法を提示するGUIの表示例

(3) ナビゲータ機構部の評価 機械的位置決め誤差の評価

実験はフライス盤の X-Y ステージと Z 軸方向に移動するコレットチャックを利用して行い、ノブ止めの自由度①、②は位置決め誤差のみ、ブレーキ止めの③、④、⑤は位置決め誤差とバックラッシュを測定した。運動する自由度④⑤以外は1つの自由度を測定中他の自由度を全てロックし、初期状態から駆動した。実験は次の手順で行った。ここでは自由度⑤ (アーム A のストローク) について説明する (Fig.17)。

- (1) Passive Navigator をフライス盤の X-Y ステージに固定し、コレットチャックでステンレスシャフトを保持する。
- (2) ステンレスシャフトと Passive Navigator にテストのプローブを接触させる。
- (3) X-Y ステージによりアーム A の先端をステンレスシャフトに徐々に接近させ、テストが通電反応した位置を原点とする。
- (4) アーム A をステンレスシャフトから遠ざけ、目標駆動量を 50mm に設定してロックを解放。

- (5) アームAを手動により低速度でロックされるまで駆動。
- (6) 再びアームAの先端をステンレスシャフトに徐々に接近させ、テストが通電反応した位置で X-Y ステージの駆動量を読み、計測値とする。
- (7) X-Y ステージの駆動量をリセットし、アームAをステンレスシャフトから離す。
- (8) さらに 50mm 駆動した後、逆方向に 50mm 駆動。
- (9) 再び X-Y ステージによりアームAの先端を-X方向からステンレスシャフトに徐々に接近させて、テストが通電反応した位置で X-Y ステージの駆動量を読み、バックラッシュとする。

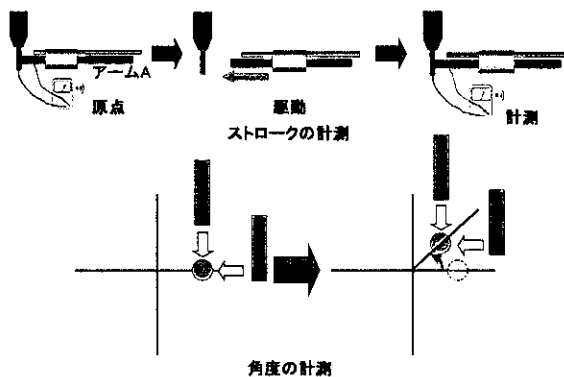


Fig. 17 位置決め誤差測定実験概要

ストロークについては以上のように実験を行い、角度については Y、Z 軸あるいは X、Y 軸の 2 方向から接触させて計測し、中心座標の変位から実際の駆動角度を算出した。実験を各々 10 回行った結果を Table.3 に示す。自由度③は 2.83degree と非常に大きな誤差となり、ばらつきも大きくなった。原因としては部品の加工精度や組み立てによる誤差の他、テストプローブの接触面積のばらつきなどが含まれると考えられる。また、バックラッシュは各自由度で大きくなったため、目標位置を超過した際反転する等のバックラッシュを含む位置決めを行うと誤差が拡大すると考えられる。

Table 3 繰り返し位置決め誤差及びバックラッシュ

	繰り返し位置決め誤差			
	誤差平均	標準偏差	最大値	最小値
自由度①[degree]	0.61	0.23	1.15	0.27
自由度②[mm]	0.05	0.05	0.09	0.01
自由度③[degree]	2.83	2.56	4.80	0.30
自由度④[mm]	0.32	0.20	0.51	0.08
自由度⑤[mm]	0.28	0.27	0.56	0.02

	バックラッシュ			
	平均	標準偏差	最大値	最小値
自由度①[degree]				
自由度②[mm]				
自由度③[degree]	2.76	1.05	4.55	1.32
自由度④[mm]	1.10	0.19	1.46	0.86
自由度⑤[mm]	1.15	0.51	1.86	0.54

電磁ブレーキの制動遅れと超過誤差

本システムでは制動力を電磁ブレーキにより発生しているが、位置決めの際電磁ブレーキの制動遅れにより目標位置を超過して誤差が生じる。そこで、駆動速度と超過誤差の関係を調べる実験を行った。実験は自由度⑤を利用、目標駆動量を 50mm に設定して換算したパルス数とロックされた位置におけるカウンタとの差を超過誤差とし、また駆動開始から停止まで約 100ms 毎に記録されたカウンタの変化量からブレーキ ON の直前の平均速度を算出しそれを駆動速度とした。実験は 4 人が 5 回ずつ任意の速度で駆動を行った。結果を Fig.18 に示す。

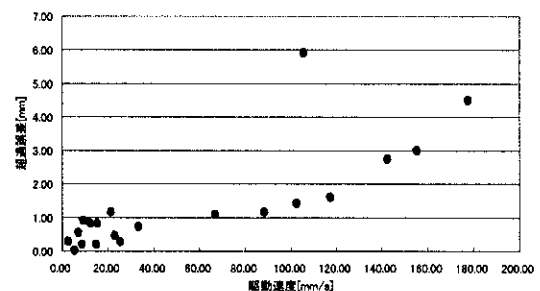


Fig. 18 駆動速度と超過誤差の関係

実験結果より制動がかかる直前の駆動速度が速いと超過誤差が大きくなる傾向があるといえる。

位置決め制動誤差低減化

上述の超過誤差を低減する対策としてここでは次の方法を検討した。

目標経路に一定の距離・角度まで接近した際に一度ロックをかけてターゲットに近いことを術者に認識させ、駆動速度を落とすよう促す。ここから術者は低速度で駆動し、目標経路に一致したときにもう一度ロックをかけることで位置決めを行う。この目的でナビゲータ操作指示用の GUI がどの程度効果があるかについて実験的に検討した。

実験は GUI を用いる場合と用いない場合において自由度③・④の操作を行い、制動がかかる直前の各自由度の駆動速度を計測し、超過誤差低減の評価をした。実験は1人が自由度③④において5回ずつ行った。自由度③における結果を Fig.19 に、自由度④における結果を Fig.20 に示す。

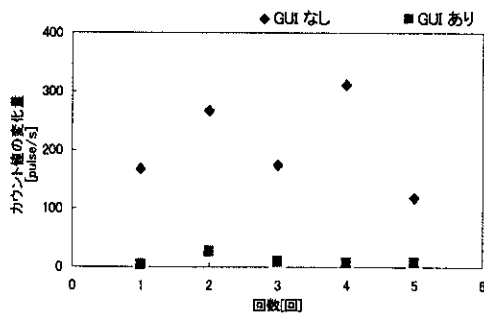


Fig.19 GUIによる超過誤差の低減 (自由度③)

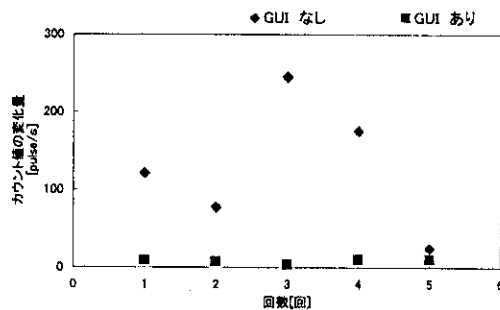


Fig.20 GUIによる超過誤差の低減 (自由度④)

実験結果から、GUIを用いると制動がかかる直前の駆動速度が遅くなることが示され

た。つまり二段階制動と同様、この2つの数字が小さくなるにつれて術者にターゲットへの接近を知らせ、駆動速度を落とすよう喚起し超過誤差の低減をすることができるといえる。

総合的穿刺位置決め誤差測定実験

Fig.21 に示すように Passive Navigator 上のベースの角 Q へ穿刺すると仮定し、ナビゲータによりカニューレガイドの位置と方向を位置決めをし、目標点が存在する高さまでカニューレを進めた。

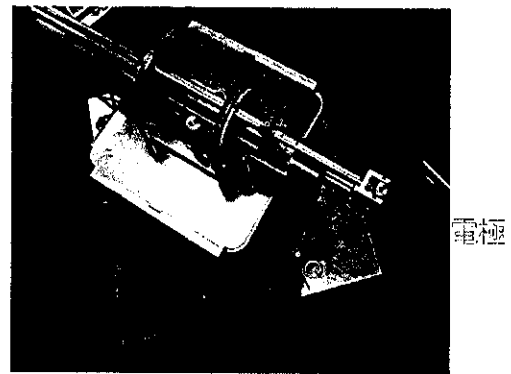


Fig.21 総合的穿刺位置決め誤差測定実験の外観

三次元計測装置を用いて目標点とカニューレ先端との誤差を測定、結果として平均誤差 8.07mm が得られた。

術前画像誘導による評価実験

術前画像取得からナビゲーション実施までの一連のシステム動作を模擬し、システム全体の性能を評価することを目的に以下の実験を行った。

術前画像座標系を Passive Navigator 座標系に統合するために基準マーカと光学式三次元位置計測装置 ((POLARIS Optical Tracking System, Northern Digital Inc) を使用した。患者につけた MRIpositive なマーカの座標を光学式三次元位置計測装置で取得し、術前画像座標系を基準座標系に変換。次に、Passive Navigator 上の点の座標を光学式三次元位置計測装置で取得し、基準座標系を Passive Navigator 座標系に変換する。最後に求められた2つの変換から目的の変換を求めた (Fig.22)。

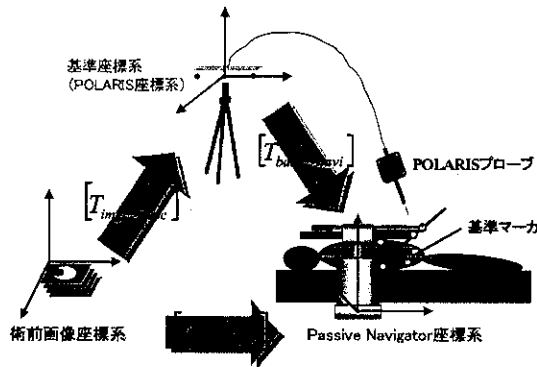


Fig. 22 システム構成

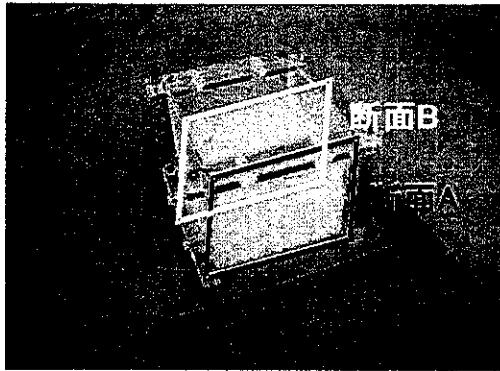


Fig. 23 実験用ファントム

実験用ファントムとして Fig.23 に示すアクリルケースにMRI positiveな寒天を充填、マーカおよびターゲットには長径 10.3mm、短径 6.8mm の楕円球の油脂カプセルを使用し、マーカはアクリル角柱の穴に垂直に固定した。MRI で撮影した画像を Fig.24 に示す。

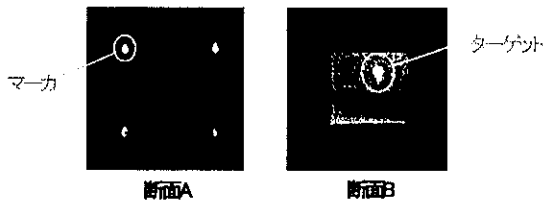
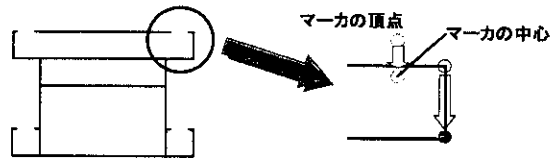


Fig. 24 ファントムのMRI画像

以上の実験形における術前画像座標系、ファントム座標系、Passive Navigator 座標系間のレジストレーションを以下のように実施した。

- 1) 術前画像座標系⇒基準座標系 $[T_{img \rightarrow base}]$ ポラリスで8つのマーカの頂点およびアクリル

角柱の2頂点を計測し、アクリル角柱の2頂点を結ぶベクトルからマーカの中心座標を取得 (fig.25)。術前画像上で計測した座標と対応させることで術前画像座標系から基準座標系への変換行列を得る。



アクリル角柱の2頂点を結んだベクトルからマーカの中心を算出

Fig. 25 マーカの中心座標取得手法

- 2) 基準座標系⇒Passive Navigator 座標系

$$[T_{base \rightarrow navi}]$$

同じくポラリスで Passive Navigator 上の指定された7点を計測し、基準座標系での座標を求めることで、基準座標系から Passive Navigator 座標系への変換行列を得る。

- 3) 術前画像座標系⇒Passive Navigator 座標系

から得られる。

カニューレを穿刺する際にチューブカバーを被せ、穿刺後留置したチューブカバーにオリーブオイルを注入して穿刺経路がMRIで抽出されるようにした (Fig.26)。穿刺後のMRI画像より、ターゲットの中心から穿刺経路への距離は約 13mm という結果となった。このように誤差が拡大した原因としては自由度③による機械的位置決め誤差が大きく影響していると考えられるほか、カニューレのたわみや基準マーカやターゲットの座標の画像計測誤差、ポラリスの計測誤差、あるいは座標系統合時の計算誤差などが考えられる。ここで、機械的位置決め誤差を先程の各自由度の精度実験の結果を利用すると、ターゲットの真上 (Z 軸方向) 40 mmの位置にガイド A を位置決めすると仮定した時に最大 7.79mm と算出された。

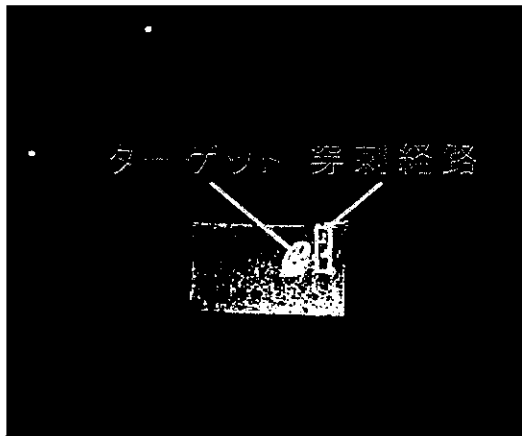


Fig. 26 穿刺後のファントムのMRI断層像

D. 考察

本研究では、高い安全性を確保できると考えられる、手動と電磁ブレーキによる位置決めを行う Passive Navigator を開発した。その機構的特徴として、電気的要素を含んだ制御部と機構部を容易に分離できるようにすることにより滅菌性に十分配慮し、かつサイズについても機構部を直径 25mm 長さ 300mm と直径 6mm 長さ 300mm の 2 本のアームと長さ 140mm の支柱から構成し、前年度開発したプロトタイプと比較して小型・軽量化するなど、扱いやすさも向上させた。本 Passive Navigator を際に手術台の脇に取り付けたところ、術者の脇からアームが伸びる構造であるため、作業空間を著しく侵すことはなかった。しかし、機構部と制御部を分離して動力を伝達するために多数の歯車列と、特殊なシャフトとパイプを使用したため、バックラッシュが蓄積することが問題となった。5 自由度のうち、アーム B の回転については加工・組み立て誤差が目立ち、他の自由度と比較して誤差も増大した。今年度の結果に基づき、小型化を実現しつつ、精度を向上させるための適切なエンコーダ・ブレーキ位置の配置について三度検討する必要がある。

次に、ブレーキの動作特性による制動の遅れから目標位置を通過してしまい、精密な位置決めが困難であるという問題について検証したところ、駆動速度が大きいほど超過誤差は拡大する傾向にあったが、対策として現況および目標経路までの駆動量をリアルタイムで表示する GUI を開発した。目標に近いと

いう意識を操作者に与える効果があることが示された。

また本システムはアームを術者が自由に動かすことができる反面、どの方向へアームを移動すれば適切な穿刺位置・方向に近づくかについて、コンピュータグラフィックス等で知らせることが不可欠となる。今回開発した GUI (Graphical User Interface) はその基本部分となるものであり、これまでに開発した術前画像に基づく手術計画作成システム、危険度マッピングなどと組み合わせることによりよりよいシステムが構築できるものと考えられる。

E. 結論

1. 清潔性に十分配慮した Passive Navigator の開発した。前年度開発したものに比べ小型化と、アーム部分全体の滅菌可能化を図った。
2. ナビゲータアームの姿勢をコンピュータグラフィックスによりリアルタイムで表示し、このグラフィックス上で適切なアーム移動方向を指示する GUI (Graphic User Interface) を開発した。
3. 繰り返し位置決め誤差、バックラッシュを測定については自由度③を除き許容できる値であった。
4. ブレーキの制動遅れを回避する手法として GUI による動作状況表示と、目標への距離表示は有効であった。
5. 術前画像誘導によるファントム穿刺実験を実施した。自由度③の位置決め誤差の影響が大きく、マーカ中心から穿刺経路への距離：画像上で約 13mm であった。

G. 発表論文

粟生泰介、正宗賢、佐久間一郎、土肥健純 制動機構を用いた穿刺手術用 Passive Navigator System に関する研究、第 8 回日本コンピュータ外科学会大会 合同論文集, p.127-128, 1999

T.NOMURA, E.KOBAYASHI, K.MASAMUNE, I.SAKUMA, T.DOHI, H.ISEKI, K.Takakura, Development of an Active Wireless Optical Marker System for Optical Tracking System in Computer Aided Surgery, Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS99), pp.813-822, 1999

本研究では、Head Mounted Display (HMD)のシースルー機能を利用し、患者体内情報を体表面上にスーパーインポーズ表示するデバイスの開発を行ってきた。本デバイスの意義は内部構造の3次元提示のみならず、ユーザの3次元実空間内での物理的誘導にあると考えられ、本年度は昨年度までに開発したシステムを用いて、物理空間内誘導精度の検討を行った。健康者5人を対象としHMDを装着させた状態でVRML空間内に両眼提示したポインタを認識させ、かつ物理空間内で指示させる評価実験を行なったところ、水平面内にはVRML空間と実空間の間には正の相関関係を見出し、数mm程度の認識精度が得られたものの、奥行き方向の誘導精度が悪く、今後HMDの高解像度化等を検討する必要があることが明らかとなった。

A 研究目的

外科手術の低侵襲化を目的に患者体内情報を体表面上にスーパーインポーズ表示するデバイスの開発を行う。特に本年度は昨年度までに開発したシステムに基づき、ユーザの物理空間内での誘導精度に関し検討を行った。

B 研究方法

本研究の対象となるハードウェア構成を図1に示す。CCDカメラ画像により計測された患者と医師の相対距離及び姿勢データはWSへ送信され、更にWSから提示画像表示を行うクライアントPCに対し送信される。そのPCモニタ上にブラウザソフトにより両眼に対応する体内構造画像が生成表示される。この映像信号に対し2台のスキャンコンバータにより拡大・移動等の調整を加えた後に、最終的にHMDに出力する。本システムの画像生成提示部の評価としてVRMLデータの繰り返し描画速度に関する検討を行うとともに、ユーザを対象とした実空間内での誘導精度を評価した。即ち健康者

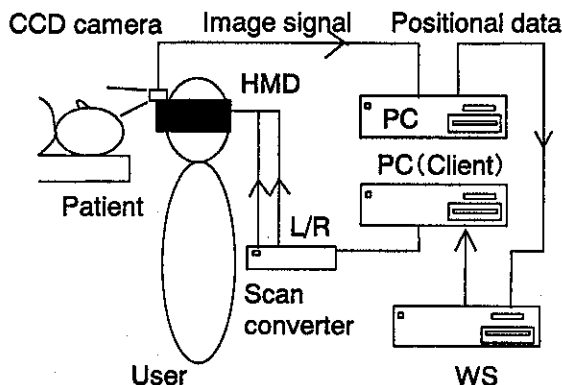


Fig. 1 Schematic diagram of the system

5名を対象にHMDを装着させた状態で仮想的な針状ポインタ像をVRML空間内に提示し、被験者にポインタ先端位置と認識される場所を実空間内で指示させ、両者の距離誤差を測定した。即ち計算機内におけるVRML空間座標系と被験者が実際に誘導される実空間座標系の対応関係に関し検討した。誘導精度の評価範囲は、HMD前面中心より30cm離れた点を原点とし、左右、上下、奥行き方向に、それぞれ±10cm, ±4.5cm, ±10cmと設定した。

C 結果及び考察

脳のVRMLデータに対し本プログラムを両眼用として動作させた結果、1コマ/秒程度の繰り返し描画速度が得られた。但し、ブラウザソフトによる表示の際に左右の画像の提示タイミングのズレが発生し、解決すべき課題と考えられた。またユーザを対象とした物理空間内での誘導実験の結果、水平方向には数mm程度の認識精度が得られたものの、奥行き方向の誘導精度が悪く、HMDの高解像度化等を検討する必要があることが明らかとなった。

D 研究発表

1. 論文発表: 手術支援を目的とした画像合成システムに関する研究. 太田裕治他. 日本コンピュータ外科学会誌(印刷中)
2. 学会発表: 太田裕治他. 第8回日本コンピュータ外科学会大会合同論文集 pp.145-146, 1999. Ohta Y, et al. IMEKO-XV World Congress Vol. VIII, pp.213-216.

平成11年度厚生科学研究費補助金（高度先端医療研究事業）

分担研究報告書

3次元画像下手術用ナビゲーターシステムの開発に関する研究

肝臓外科の電極治療への応用評価

分担研究者 浅野武秀 千葉大学医学部第2外科講師

研究協力者 貝沼 修、中郡聡夫、青山博通、所 義治、剣持 敬

研究要旨

肝腫瘍の Radiofrequency ablation のための3次元画像下ナビゲーターシステムの開発を目的とし、昨年度に引き続き調査研究をおこなった。本年度はMRI下ナビゲーターシステムの開発を目的に3次元画像の作成および穿刺経路シミュレーション、さらにMRI下温度画像モニタリングについて検討した。また電極尖端の3次元的位置測定は磁気式 FASTRAK の使用を試みた。

5mm スライスで得たCT画像より肝、骨、腫瘍などを segmentation して workstation 上で3次元モデルを作成した。このモデルは interactive に移動、回転が可能であり電極の刺入部位、方向、深さをシミュレーションすることが術前に可能になった。MRI 下の温度画像は焼灼部の温度分布をマルチスライスで描出することができ、70℃以上の範囲は肉眼的凝固範囲と相関しモニタリング法として有用であった。磁気式位置測定は金属の影響を受け正確な位置測定には限界があり光学式を検討すべきと考えられた。以上よりRFA用ナビゲーターシステムの一法としてMR下に光学式位置測定器にて電極をナビゲーションし、温度画像により治療効果の評価をすることで、肝癌の低侵襲治療法の確立に貢献出来るものと考えられた。

A. 研究目的

切除困難な肝腫瘍に対する Thermal ablation 法のひとつとして 教室ではラジオ波エネルギーを用いる Radiofrequency ablation (以下 RFA) を臨床応用してきた。確実な腫瘍焼灼のためには術前画像に基づいて肝腫瘍の 3 次元的位置の把握と正確な位置への電極挿入および焼灼範囲のモニタリングが必要である。そこで本年度は腫瘍および臓器の 3 次元モデル化、MRI 下 RFA によるマルチスライス温度画像モニタリング、磁気式 3 次元的位置測定について検討した。

B. 研究方法

UNIX computer を用い、5mm スライスで得た CT 画像より 3 次元画像の作成を試みた。使用した computer は Ultra 10 (Sun Microsystems, mountain View, CA) で software は Harvard と MIT が共同開発した MRX, LAVA, および 3D slicer で、5mm スライスで得た CT 画像より皮膚、肝、骨などの各臓器および腫瘍を MRX で segmentation して LAVA にて 3 次元モデルを作成した。さらに 3D slicer にて穿刺経路に最適と思われる面を選択し、穿刺経路のシミュレーションを行った。

温度モニタリングは 1.5T MRI (Signa, General Electric Medical Systems, Milwaukee, WI) 下で ex vivo の牛肝を焼灼し、water proton resonance frequency 法にて温度画像を作成し、その有用性について検討した。電極には shaft 部分をチタン製にした MR compatible なものを作成使用した。電極先端の 3 次元的位置測定の試みには磁気式

の FASTRAK (Polhemus, VM, USA) を使用した。

C. 研究結果

Computer 画像上で各臓器は一つ一つのパーツとして 3 次元モデル化され、interactive にあらゆる方向に移動、回転できた。それぞれの臓器は透過性を変えられることから、腫瘍を透視しながら、最適な穿刺経路が決定でき、その方向、深さがシミュレーションできるようになった (Fig.1,2,3)。

Fig.4 に温度画像と焼灼した肝臓の断面を示す。温度分布の広がりを 2 次元画像として visual 化でき、マルチスライスで撮像することにより 3 次元的にも温度分布をみることができるようになった。70℃以上の範囲と断面における凝固範囲の径を比較すると $y=0.97x$ ($r^2=0.87$) で相関した。

磁気式位置測定は金属の影響を受け、正確な位置測定はできなかった。Fig.5 に FASTRAK のレシーバを 25 mm ピッチで移動させた結果を示す。テーブル移動に対して正しく計測が行われていれば、計測結果は 25 mm のマトリクス状に配列されるはずであるが、結果は正確な値を指示することがなかった。特に、測定結果はレシーバの移動とともに大きく湾曲し、磁界の歪みによる影響と見られ、使用に耐えないと結論された。

D. 考察

Ablation therapy の分野では脳腫瘍に対するレーザー療法や肝腫瘍に対する cryo 療法が open MRI ガイド下で行われている。また脳外科領域では術前 3 次元モデルと術中画像を fusion させ、MRI 下の navigation 手術に利用されている。腹部臓器に関しては呼吸性移動、変形などの問題があり、まだ技術的には完成していないが、今回この施設にて MRI 下の RFA 3 次元画像下ナビゲーターシステムについて検討した。

RFA は臨床的にはエコーガイドで行っているが、腫瘍の位置によっては肝内血管、肺、肋骨、腸管ガスなどにより穿刺経路が極めて限定され、高度な穿刺技術が要求される。当初、磁気センサーによる navigation を計画したが、金属による影響が予想以上に大きく、正確な位置測定が困難であることが判明し、この方法は断念せざるを得なかった。これに対し optical tracking system は、2 点の発光ダイオードを CCD カメラでとらえその 3 次元的位置を記録するもので、金属の影響を受けずに、MRI に連動し任意の面を選択して撮像、navigation することが可能である。後に述べる温度画像も描出可能であり、MRI 下に行える RFA 用のナビゲーターシステムも有用な方法であると考えられた。

3 次元モデルは腫瘍の解剖学的位置関係の把握や最適穿刺経路の選択などの術前シミュレーションとして有用なばかりでなく、この画像を術中の MRI 画像と fusion できれば最適経路に沿ったガイドも可能となると考えられる。

MRI 下で行うもう一つのメリットは MR の温

度感受性である。MR で用いられる様々な parameter は温度依存性のものであり、中でも水分子のプロトンの位相差は、温度モニタリングに最適の指標である。従来、RFA のモニタリングは電極内蔵の温度計、インピーダンス、エコー画像などにより行われてきたが、いずれも焼灼効果を正しく反映するものではなかった。今回は ex vivo の検討ではあるが、温度画像はほぼ real-time に温度分布を 3 次元的に描出することが可能であり、凝固効果も判定できる優れたモニタリング法と考えられた。

3 次元画像下ナビゲーターシステムの今後の方向として、MR ガイド下 RFA が理想的であり、MR compatible needle に脱着可能な optical tracking system の開発が必要と考えられた。

E. 結論

CT 画像から作成した 3 次元モデルは電極穿刺経路のシミュレーションに有用であった。磁気式 3 次元位置センサーは金属の影響を強く受けしてしまうため光学式センサーを採用すべきである。MRI 下温度画像は焼灼効果のモニタリングとしても有用であり、RFA 用ナビゲーターシステムの一法となりうると考えられた。

F. 研究発表

1 論文発表

Osamu Kainuma, Takehide Asano, Hiromichi Aoyama, Wataru Takayama, Toshio Nakagohri, Takashi Kenmochi, Masayuki Hasugawa, Yoshihiro

- Tokoro, Shinichi Sasagawa, Takenori Ochiai
 Combined Therapy with Radiofrequency
 Thermal Ablation and Intra-Arterial Infusion
 Chemotherapy for Hepatic Metastases from
 Colorectal Cancer
 Hepato-Gastroenterology 46:1071-1077,1999
- Osamu Kainuma, Takehide Asano, Hiromichi
 Aoyama, and Yasushi Shinohara
 Recurrent hepatocellular carcinoma successfully
 treated with radiofrequency thermal ablation
 J Hepatobiliary Pancreas Surg 6:190-194,1999
- Michihiro Maruyama, Takehide Asano, Toshio
 Nakagori, Takeshi Uematu, Masayuki Hasegawa,
 Hideaki Miyauchi
 Application of High Energy Shock Waves to Cancer
 Treatment in Combination with Cisplatin and
 ATX-70.
 Anticancer Res. 19:1989-1994 1999
- Susumu Kobayashi, Hiroshi Sirasawa, Hiroshi
 Sashiyama, Hiroshi Kawahira, Kentaro Kaneko,
 Takehide Asano,
 p16INK4a Expression Adenovirus Vector to
 Suppress Pancreas Cancer Cell Proliferation
 Clinical Cancer Research 5:4182-4185,1999
- Susumu Kobayashi, Takehide Asano, Masato
 Yamazaki, Takashi Kenmochi, Toshio Nakagori, and
 Takenori Ochiai
 Risk of bile duct carcinogenesis after excision of
 extrahepatic bile ducts in pancreaticobiliary
 maljunction. Surgery 126 (5) 939-944 1999
- Fumihiko Miura, Takehide Asano, Shinichi Okazumi,
 Wataru Takayama, Yasushi Shinohara, Harufumi
 Makino, Ratational Cine
- Cholangiography:Evaluation for Use in Diagnosing
 Bile Duct Carcino
 American Journal Roentgenology
 173(4):1043-1048,1999
- Toshio Nakagori, Tasaki Kenmochi, Osamu Kainuma,
 Yoshiharu Tokoro, Takehide Asano Intraductal
 Papillary Mucinous Tumors of the Pancreas.
 The American Journal of Surgery
 178:344-347,1999
- 中郡聡夫、浅野武秀、剣持敬、所義治、長谷川正
 行、神宮和彦、宮内英聡、奥田茂男、貝沼修、
 Ron Kikinis
 バーチャル膵管鏡イメージま膵区域切除手術計
 画への応用とその画像処理における問題点
 日本コンピューター外科学会誌 1:39-43,1999
- 剣持敬、浅野武秀、中郡聡夫、貝沼修、長谷川
 正行、神宮和彦、小林進、中市人史、落合武徳
 予後、QOLよりみた膵癌の至適治療
 日消外会誌 32:1103-1106,1999
- 2 口頭発表
- 貝沼修、奥田茂男、浅野武秀、Ferenc A Jolesz
 MRI下 Radiofrequency ablation(RFA)による温度画
 像の検討。第18回 Microwave Surgery 研究会 第
 18回 Microwave Surgery 研究会抄録集 58
 11/20/1999 東京
- 伊藤泰平、浅野武秀、近藤悟、高山亘、堀江弘、
 坂本薫薫、剣持敬、中郡聡夫、貝沼治、所義治、
 長谷川正行、神宮和彦、松井芳文、宮内英聡、
 菅本裕司、鈴木一史、高橋進一郎、斉藤剛、落
 合武徳、相田聡、藤本克彦

位相差駆動による焦点拡大法を用いた集束超音波 High Intensity Focused Ultrasound (HIFU) による肝腫瘍照射の臨床応用への可能性
日消外会誌 32(6) 1850, 1999

伊藤泰平、浅野武秀、近藤悟、高山亘、堀江弘、坂本薫、剣持敬、中郡聡夫、貝沼修、所義治、長谷川正行、神宮和彦、松井芳文、宮内英聡、菅本祐司、鈴木一史、高橋進一郎、斎藤剛、落合武徳、相田聡、藤本克彦
焦点拡大法を用いた集束超音波による肝腫瘍照射の基礎的検討
第35回日本肝臓研究会抄録集 90, 1999

浅野武秀、中郡聡夫、剣持敬、高山亘、貝沼修、伊藤泰平、青山博道、菅本裕司、長谷川正行、神宮和彦、宮内英聡、笹川真一、
医用工学的がんの治療 RFAの臨床応用から集束超音波照射の利用へ
日外会誌 100(臨時増刊号) 33, 1999

長谷川正行、浅野武秀、貝沼修、笹川真一、剣持敬、中郡聡夫、小林進、中市人史、神宮和彦、吉村清司、岩崎好太郎、宮内英聡、落合武徳
肝機能不良肝細胞癌症例に対するラジオ波熱凝固療法の検討
日外会誌 100(臨時増刊号) 656, 1999

長谷川正行、浅野武秀、小林進、剣持敬、中郡聡夫、神宮和彦、吉村清司、岩崎好太郎、宮内英聡、笹川真一、落合武徳
転移性肝癌に対するラジオ波熱凝固療法の検討
日本肝胆膵外科関連会議・徳島 合同プログラム 267, 1999

伊藤泰平、浅野武秀、堀江弘、剣持敬、中郡聡夫、高山亘、貝沼修、所義治、神宮和彦、松井芳文、宮内英聡、菅本祐司、鈴木一史、千

葉聡、高橋進一郎、斎藤剛、近藤悟、落合武徳

焦点拡大音源型 High Intensity Focused Ultrasound (HIFU) 用いた肝腫瘍照射の基礎的検討

日本肝胆膵外科関連会議・徳島 合同プログラム 268, 1999

T.Asano, O.Kainuma, H. Aoyama, Y.Tokoro, M.Hasegawa, K.Jingu, K.Iwasaki, H.Miyauchi, S.sasagawa, K.Suzuki, T.Itoh, S.Takahashi, T. Saito, S.Kondo, T.Kenmochi, T.Nakagori.

Thermal ablation as a tool for liver surgery.

38th World Congress of surgery International Surgical Week

ISW99 Abstract Book 20,1999