原 著

MRI 環境下手術支援用穿刺マニピュレータの開発および画像歪み計測

MRI Compatible Needle Insertion Manipulator and Image Distortion Measurement for the Evaluation

正宗 賢(正会員)^{a*}, 稲垣貴文^a, 高井信治^a, 鈴木 真^b

^a 東京電機大学理工学部

^b 東京電機大学情報環境学部

^{a*} Ken Masamune, ^a Takafumi Inagaki, ^a Nobuharu Takai, ^b Makoto Suzuki

^a School of Science and Engineering, Tokyo Denki University.

^b School of Information Environment, Tokyo Denki University.

Abstract

Recently, MRI compatible robots for assisting surgery are focused with the advancement of image guided stereotactic surgical procedure under the MRI environment. To develop the surgical robot which is MR compatible, we should consider not only the severe clinical condition of the design for safety or sterilizations, but also the specific requirements to use under the strong magnetic field in MRI. Because of the existence of the strong magnetic fields, conventional materials, actuators are not allowed to use. In this paper, we developed the newly design of MRI compatible needle insertion manipulator with 6 degrees of freedom movement. To evaluate the validity to install in the MRI environment, we proposed to use the three dimensional marker system, by which we can measure the three dimensional space distortion caused by the manipulator. Phantom testing and the measurement result of the distortion are described.

Key words

Medical robot, MRI compatible, Image distortion evaluation.

1. はじめに

当初は診断装置として始まったX線CT等やMRIの出現により、患部の三次元位置・形状などを視覚的に得られることが可能となり、さらに、手術中にそれらの定量的なデータを活用する、手術器具の位置情報の統合などの研究が行なわれてきている。MRIは、X線CTで得られるような形態的な画像情報だけでなく、手術の遂行にあたり特にその侵襲を避けるべき重要な機能領域描出(Functional Imaging)や、血管描出(Subtraction Angiography)といった機能画像を取得することがで

きる。現在ではこのMRIまでもが治療に活用されてきており、術中における体内の形態的・機能的情報の取得、作業位置・経過確認が得られることにより、腫瘍の完全摘出の実現や、治療・診断の低侵襲化がより一層促進するものと考えられる¹⁾²⁾³⁾⁴⁾⁵⁾。

このように有益な情報を三次元空間上の位置としてとらえた、MRI画像を利用した定量的な手術器具誘導メカトロニクスシステムの必要性が高まってきている。しかしながら、MRIは有益情報を取得できる一方で、常に強磁場が存在するという問題点がある。すなわち、MRIの有する磁場内にメカトロニクス機器類が導入されると、撮像原理的に磁性体などの磁場を乱す物質から構成されている場合はそれらが画像再構成に必要な静磁場・傾斜磁場を乱すこととなり、その結果として画像に歪みが生じ、定量的な位置情報を得

* 東京電機大学理工学部生命工学科
〒350-0394 埼玉県比企郡鳩山町石坂
masa@b.dendai.ac.jp

受付 2002年2月13日; 採択 2002年5月1日

ることが困難となる。また、非磁性体から構成されていたとしても、導電性がある場合は機構の組み合わせによる渦電流が発生し、またアクチュエータから放射されるノイズが画像歪みの原因となる。正確な位置決めを実現することにより患部の生検・薬物投入といった治療を行なうマニピュレータの応用が望まれる一方で、磁場の問題ゆえにその導入が困難となっている現状がある。

また一方で、メカトロニクス機器の医療への導入という点でも、機構的な安全性の確保・滅菌や洗浄の対策、設置スペース・術者との干渉の考慮といった、MRIに対応すること以前に解決すべき問題点も多い。

本研究では、上述の問題を踏まえ、術中MRI下における適応を考慮した、穿刺針などの治療具を患部へと誘導するメカトロニクスシステムを開発し、また、その画像に与える影響を定量的に観察するための計測手法の考案およびそれによる評価を行なったので報告する。

2. MRI 用手術支援メカトロニクスシステムの現状

これまでにMRI撮影環境下におけるメカトロニクスシステムはいくつか研究がなされている⁵⁾⁶⁾⁷⁾⁸⁾⁹⁾。これらはMRIの中で駆動するメカトロニクスシステムを、アクチュエータ・機構・材料の面から重点的に検討しており、MRI下で使用する基準などの検討が行なわれているが、今後も実際の臨床使用を踏まえたメカトロニクス開発が主流になると考えられる。

一方、手術支援用のメカトロニクスシステムとして見た場合、穿刺装置で実際に臨床使用されたものや広く普及するようなものは海外においても数少ないという現実がある。理由として1)安全性、2)滅菌・洗浄性、4)操作性、5)可視観性、6)コスト、その他等に関して現状の多くが問題点を抱えているためと考えられる。なお、一部のマニピュレータに関しては国内外においても試験的に臨床応用され始めているが、産業用ロボットの延長上のものも多く、機構的な安全性等の根本的な点から問題が多い。

以上のように、MRI対応の手術支援メカトロニクスシステムの開発には、MRI撮影環境下への対応および、手術支援ロボットとしての仕様を満たさなければならないという2つの壁があると考えべきであり、同時に実現することが求められる。本研究ではこれらの点

を踏まえたメカトロニクスシステムの開発および評価を行なう。

3. MRI 環境下手術用穿刺マニピュレータ

本研究では、MRI環境下手術用穿刺マニピュレータということで、MRIで得られる画像情報に基づき、腫瘍などのターゲットを選択し、その位置に向かって直線的なアプローチで穿刺針などの治療具を導くマニピュレータの開発を行なう。具体的な位置決め手法としては、1)患者およびマニピュレータをMRI内にセットし、患者のMRIを撮影する。マニピュレータの位置はMRIガントリに対して既知であるとする。2)患者内の目標部位が描出されている画像から、目標部位の三次元位置情報を取得する。これはMRIガントリに対する座標情報である。3)得られた座標値に従いマニピュレータの位置決めを行なう。本研究では、対象となる部位など細かな状況の設定はしないが、基本的には上述の手順により位置決めを行なう。

3.1 要求仕様

ここで、MRI下手術用マニピュレータに要求される仕様を大きく4つに分けて述べる。

(1) 機構的・制御的な安全性の確保：手術支援を行なうため、直接・間接的なマニピュレータの駆動範囲内に患者が入り込むのは必至である。ここでは、可能な限りこのマニピュレータの駆動範囲と患者との干渉エリアが少ないことが望まれる。

(2) 滅菌・洗浄性の確保：術前には、患者に触れるところのみならず術者の接触する可能性がある部分を滅菌しなければならない。滅菌カバーの使用も可能な限り制限するべきである。また術後には付着した血液成分や脂肪を十分に洗浄できるための機構が必要である。

(3) 術中の患部観察による作業状況の把握・確認：術者はマニピュレータの行なった作業の進捗を常に把握する必要がある。すなわち、作業中に容易に画像などを取得できることが求められる。これはマニピュレータの動作を監視・確認するというだけでなく、その場に応じて腫瘍摘出範囲の変更などの作業指示ができるからである。

(4) MRI対応性¹⁰⁾¹¹⁾：MRI撮影環境下においては、画像取得原理上、常に0.3～2Tの強磁場が存在している。そのため、メカトロニクスシステムの4要素である、機構要素・アクチュエータ・センサ・制御回路について各々磁場の影響を受けないものかつ、影響を与えない

Fig.1 Mechanical design overview.

ものが必要となる。

[機構要素] 基本的には磁化率が小さく、かつ反磁性でない材料から構成されるべきである。また、導電性のある材料（非磁性金属・カーボンなど）は、剛性の求められる部分にできるだけ用い、構造的に大きなループ状を形成しないようにする。基本的に導電性のある素材中ではMRI撮影中に磁場変動による渦電流が発生し、それによる磁場の乱れが生じる可能性がある。

[アクチュエータ] 機構に与える力の発生源として、通常用いられる電磁モータなどは原理的に使用することができない。このため、セラミック製の圧電素子からなる超音波モータや、油圧・水圧などを現状では用いる必要がある⁴⁾⁹⁾。

[センサ] エンコーダ等のセンサ類も非磁性のものが求められる。例えば鎮西らは光ファイバによる信号伝達を採用している⁶⁾。

[制御回路等] アクチュエータ・センサに伴う電気信号線には十分なシールドを施すことが求められる。電源ラインは絶縁トランスを用いて外部へのノイズ流出を防ぐ必要がある。

実用的なMRI環境下の手術用メカトロニクス開発では、以上の仕様を踏まえた設計が必要となる。

3.2 MRI用穿刺マニピュレータの設計・製作

本研究では、作業支援対象を穿刺作業とする。脳神経外科や整形外科・腹部外科領域においてもこの穿刺作業は画像情報との結びつきが強く、また低侵襲な治療を実現しうる作業対象といえる。これまでに、CT画像誘導下穿刺マニピュレータを参考にした、MRI用の三次元位置決めステージの開発を行ってきたが、本研究では、そのステージに搭載することができる穿刺方向決定および針送り部（Remote Center of Motion、以下RCM部）の3自由度の部分新たに設計・開発した。

Fig.2 Mechanical design ; (Top) Parallel mechanism with three links, (Bot) Power transmission for the needle feeding.

Fig.1に全体の機構の外観を示す。今回は特に脳外科における使用を想定した大きさとし、仮想球の大きさを半径120mmとした。この機構により穿刺軸以外は患者頭部と干渉することがないため、機構的安全が保たれた構造となっている。また、位置決め機構および穿刺方向決定部が独立しているため精度管理が容易となる¹²⁾。また、マニピュレータの大きさは通常のMRIガントリ直径より小さく、ベッド上に載せることが出来る大きさである。

これにより、前節で述べた要求仕様のうち、(1)(3)が基本的に満たされたといえる。(2)に関しても、すでに報告された駆動を分離することによるXYZステージを用いることにより解決可能である。これは、機械要素のみ含まれる本体部およびモータやセンサなど電気要素などが含まれる駆動部を明確に分離する機構であるが、CT用ではステッピングモータを用いていた駆動箇所をMRI用に超音波モータに入れ替えたものをすでに開発している¹³⁾。通常、モータなどのアクチュエータや電気回路などは、オートクレーブによる高温・高圧な環境や、ガス滅菌による薬物腐食に対応できず、動作保証されないが、本設計により、それらを非滅菌部として術野から離すことにより、清潔性を維持することが出来る。このとき、非滅菌部はドレープ等で覆う。機構要素では、非磁性材料であるアルミ・無給油樹脂潤滑・非磁性ステンレスを用いた。アクチュエータとして回転モータに非磁性超音波モータ(USR-30N, 新生工業社)を採用している。また、モータ回転軸に直結した内蔵型エンコーダにより回転角度を検出した。

Fig.3 MRI compatible RCM manipulator.

RCM部の実現手法として、ベルトによる平行リンク機構を採用した。これは、平行リンクの代わりに平行に張られたタイミングベルトをリンクと見立てた機構であり、一般的にもよく用いられている。具体的に説明する。Fig.2上図でPulley2とLinkCは固定されている。また、Pulley1とLinkAは固定されているものとする。Pulley1とPulley2の間はタイミングベルトが張られている。LinkCを固定して、LinkBを軸BCを中心に回転させると、Pulley2はLinkCに固定されているため、タイミングベルトを介してPulley1が軸ABを中心に同じ角度回転することとなる。これにより、LinkCとLinkAは平行な状態を保ったままとなり、平行リンクと同等な機構となる。本研究で作成したのはこれを2つ組み合わせ、RCM機構を実現した。針送りを行なう手法としては、Stoianoviciらにより考案されている、摩擦による針送り機構を用いた¹⁴⁾¹⁵⁾¹⁶⁾。針の刺入方向に垂直な回転軸との摩擦により針が送られるが、本マニピュレータではFig.2下図に示すようにその回転軸および平行リンク部の回転軸を同軸構造として力を伝達させ、最終的には回転力を発生させる超音波モータをリンクの根元に配置するように設計した。これにより、術野すなわち画像撮影部位周囲からモータを遠ざけた。Fig.3に開発したマニピュレータを示す。また、Table 1にRCM部の構成材料を示した。RCM部の各軸の駆動範囲は、 ϕ 回転: $15 \sim 90\text{deg.}$, θ 回転: $0 \sim 180\text{deg.}$ となっている。

RCM部の機械的な精度評価実験を行なった結果、相対的な回転角度の繰り返し位置決め誤差は ϕ 回転: $0.0 \pm 1.9\text{deg.}$, θ 回転: $0.1 \pm 0.3\text{deg.}$ であった。バックラッ

Table 1 Materials of the RCM manipulator.

Mechanical components	Material
Main body	Acrylic
Screws	Acrylic
Shaft	Brass (JIS H 3250)
Actuator	Ultrasound motor
Gears	Polyacetal
Spacer	Polyacetal, Acrylic
Bearings	Polyacetal
Synchronized Belts	Polyacetal, resinoid, Glass fiber cord,
Pulley	Aluminum (A2017)

シはギアを多段に用いたため 3.4deg. と大きかったが、繰り返し精度が良いためソフトウェアによる誤差解消が可能である。また、穿刺深さに関しては穿刺針に止金を付けることにより送り量を制限した。最終的な針先端の位置誤差の精度は仮想球原理により保たれるが、画像処理による先端位置の計測により、先端の位置のずれ量は $1.0 \pm 0.6\text{mm}$ の誤差となった。これはあくまで対象物を想定していないすなわち穿刺作業を行っていない状態での値である。

4. マニピュレータにより生じる画像歪みの評価法および評価実験

開発したマニピュレータに対して、MRI対応のフィージビリティを評価する際は、MRIの磁場から受ける影響を考えるだけでなく、MRIの磁場に与える影響も十分に検討しなければならない。そのため、本研究では磁場に与える影響が画像にどの程度影響するかを評価するため、画像歪み計測実験を行なった。実験で用いたMRIは、1.5Tの筒型MRI (StratisII™, 日立メ

Fig.4 Three dimensional marker lattice phantom.

ディコ社製)である。本来MRI下での治療を行なうためには、ここで用いるような筒型のものではなく、開放型MRIを用いることが適しているが、それらについては本研究と同様の手法で評価実験できるものと考えている。また、今回は撮影時にマニピュレータのアクチュエータの通電していない状態で実験を行なった。

4.1 評価用ファントムの製作

マニピュレータに対し、MRI下に設置・駆動させた条件下でのMRI画像歪みを評価することが不可欠であ

る。マニピュレータのMRIへの導入によって生じる画像の歪を評価する方法として、三次元格子マーカによる三次元空間歪の計測を考案し、評価を行なった。

三次元格子マーカとは、三次元空間の歪を計測するために、点状マーカ(ビタミンEカプセル, エーザイ社製, 大きさ $6 \times 6 \times 8\text{mm}$ の紡錘形状のソフトカプセル)を三次元空間上に精密に配置させたものである。ここでは、マーカの間隔を 30mm とし、 $6 \times 7 \times 6$ 個のマーカを格子状に配置させた。また、格子の中央部に空洞を作成することができる構造としており、空洞部に測定対象のデバイス等を設置して、その周囲の三次元空間の画像歪みを計測することも可能である。Fig. 4に製作した三次元格子マーカを示す。Fig. 4左は標準的にマーカを並べたもので、丸い大きな穴の開いたプレートに差し替えることによって、Fig. 4右に示すように測定対象物を格子マーカ内部に取り入れることが可能である。

Fig. 5 Image distortion measurement results using 3D lattice marker phantom; (a) Standard image, (b) set the manipulator 50mm far from the phantom, (c) Overlay with (a) and (b)

4.2 マニピュレータによる画像歪みの計測実験結果

MRI ガントリの座標系を絶対座標として、体軸方向をZ軸、断面をXY軸と設定した。仰向けの状態で患者がMRI内に入った状態で頭部から見て前後がY軸、脚から見て左右がX軸である。マニピュレータのファントムに対する設置位置を体軸方向にファントム端面からの距離 $z=50\text{mm}$ から 50mm 間隔に遠ざけてゆき、各位置での三次元格子マークのMRI画像を撮影した。撮影プロトコルは、2D-SE/FOV=256mm/TR=600/TE=14/画像サイズ $256 \times 256\text{pixel}$ /画像解像度 $1 \times 1\text{mm}$ /スライス厚 $=5\text{mm}$ /スライスギャップ $=0\text{mm}$ /スライス枚数 $=40$ 枚/撮影角度=AxialのT1強調である。このプロトコルを設定した理由としては、すべてのマークを1回の撮影で含むことができること、マークの描出性が良かったことである。また、Sagittal像による位置決め画像を基準画像として、傾斜磁場の変動の影響を直接受けるのはAxial slice画像であると考え、プロトコルを設定した。格子マークの各点の絶対的な三次元座標値を計測し、各マークの相対移動量を算出した。マークの位置計測には、閾値処理により抽出されたマークの重心を求める専用のソフトウェアを作成して計測を行なった。計測ソフトウェアでは複数枚に描出されたマークの位置情報の重心の値を求めている。画像の解像度はXY軸に関しては1pixelが1mmであるが、Z軸のスライス厚が5mmであるため、マークの大きさも考慮すると本手法ではZ軸方向の精度がその半分程度にしかない。

結果をFig.5に示す。Fig.5(a)は、三次元格子マークのみを設置して撮影して得られたデータであり、いわば基準データである。(b)に、マニピュレータ本体を最近接位置($z=50\text{mm}$)に設置した時の三次元格子マークを示す。グラフ中の格子頂点・交点がマークの位置であり、A→P方向が位相エンコーディング方向である。図から見ても、顕著な変形は発生していないことがわかる。また、(c)は(a)と(b)を重ね合わせたグラフであるが、全体の移動もほとんど観察されなかった。各点のマーク移動量をグラフに表わしたものをFig.6(a)および(b)に示す。グラフの横軸は、格子ファントム端面と設置したマニピュレータ端部とのZ軸方向の距離を表わす。また縦軸は、マーク移動量(誤差)を表わす。(a)は、今回製作したマニピュレータのRCM部分のみを設置し、その位置を変化させた場合である。発生した歪みによりマークが移動した誤差の平均値は、最も近接した位置に設置した場合 $0.7 \pm 1.5\text{mm}$ であった。また、(b)はXYZステージのマニピュレータを含めた全自由度を設置した場合のであるが、同様に最も近接した位置に設置した場合の誤差は、 $1.4 \pm 1.8\text{mm}$ となった。

5. 考察

本研究では、画像歪みの影響を考慮したMRI内で駆動する非磁性メカトロニクス開発を行ない、また、三次元空間歪みを計測するためのファントムを用いた画像歪み評価法を考案することにより開発した機器の評価を行なった。MRI対応性を考慮すると、限りなく使

Fig. 6 Image distortion measurement results using 3D lattice marker phantom; a) distortion error (set RCM), b) distortion error (set XYZ stage and RCM).

用する材料・手段が非磁性かつ導電性のないことが求められるが、本研究におけるMRI下のマニピュレータの開発方針としては以下の3点を重視した設計を行なった。(1)ガントリ内部に機械を設置する。(2)受信コイル近傍には非金属非磁性のものをできるだけ使用する。(3)画像撮像中心より一定距離以上離れた箇所には、剛性を上げるため非磁性金属類を使用する。また、摩擦による針送り機構を採用することにより、滅菌・洗浄性が保たれ、動力伝達を行なうことによりモータ類を撮像中心から離す構造とした。

マニピュレータの導入によって生じる画像歪みの測定についての考察について述べる。MRI内の画像の歪みを客観的に観察する手法として、三次元格子マーカーを作製し、三次元的な画像歪みを計測することを可能とした。歪み補正方法については様々な手法が考えられるが、本手法のような三次元格子による評価は他に報告されていない。座標の歪みを観察するための格子状のマーカーは、例えば鈴川らによる格子マーカーなどいくつか報告されている¹⁷⁾が、このような三次元的に離散されたマーカーを用いたものではない。本手法が、今後多く開発されるであろうMRI内のマニピュレータの評価の一手段となることが十分に期待される。

画像歪みの計測結果について考察する。画像のX軸は位相エンコーディング方向であり、Y軸は周波数エンコーディング方向であるが、Fig.6より、Y軸の移動量もX軸の移動量と比較して大差がない結果となった。RCMのみの場合はどの位置においても同じような結果であるが、XYZステージを導入した場合の最も近づけた状態で比較的に大きなひずみが計測されたこと、および、XYZステージのマニピュレータでは誤差がRCMのみの場合の約2倍の値となったことから、XYZステージが画像歪みに大きく影響したといえる。これは、マニピュレータの構成素材として非磁性ではあるものの金属類を多用しているからであると考えられる。Z軸に関する周波数エンコーディング方向ではほとんど歪みによるマーカー移動がない結果となり、これは前述の通りZ軸方向の解像度が悪いことが主原因であると考えられるが、計測系の範囲内において本マニピュレータは影響しなかったともいえる。今後はより精度を上げる撮像方法などを導入する必要がある今後の課題である。

本システムではXYZステージのマニピュレータを患者近傍には近づけない設計としたが、実際に歪みによ

るマーカーの移動量の測定結果により、本マニピュレータは基本的には大きな影響を与えないものと考えられる。さらに、Fig.5,6の結果より、設置位置と誤差の相関があり、より精度を求める場合は本結果を用いて簡略的な補正が可能であると考えられる。より厳密な補正が必要な場合は、鷺尾らの研究¹⁸⁾のように傾斜磁場の乱れをシミュレーションにより推定し、歪みを修正する手法の研究などが有用であると考えられるが、一方で本研究で用いたような、画像歪みを観察するファントムを校正に用いる手法は、よりシンプルとなりうるため、今後も研究を進めていく。今回は単純にマニピュレータの位置・大きさを限定して測定しているが、実際の臨床においてはマニピュレータの姿勢の変化の影響や、対象患者の体積や受信コイルの形状などにより必ずしも一定の補正量が得られないことも予想される。また、Z軸方向の解像度をあげるために三次元画像の取得など多種の撮像プロトコルを導入する必要もあり、この点に関しても今後検討をする予定である。

今回の実験では臓器など実質を刺した状態での評価を行っていない。特に穿刺針を臓器などに刺入した場合は、針が直接体内に接触するために磁場を大きく乱す可能性がある。実質臓器を穿刺する際は、針刺入時のたわみのみならず、針自体による画像歪みの発生が予測されるため、三次元格子ファントムを用いた各状況下による実験が必要であり、今後の課題とする。

6. 結論

本研究では、術中MRI下における穿刺治療への適応を考慮した、穿刺針などの治療器具を患部へと誘導するメカトロニクスシステムを試作し、また、画像に与える影響を定量的に観察するための三次元格子ファントムの考案・それによる評価を行なった。開発したMRI下手術支援マニピュレータの画像に対する影響を評価

謝辞：本研究の一部は科学研究費(奨励研究(A)10750183)および東京電機大学超電導応用研究所ハイテクリサーチセンター研究助成および、日本エム・イー学会荻野賞による。

文献

- 1) 伊関洋 ほか. 術中オープンMRI下での脳外科手術. *JJSCAS* 2000;2(3):211-212.
- 2) 杉浦円 ほか. オープンMRIを中心とするインテリジェント手術室の構築. *JJSCAS* 2000;2(3):121-122.

- 3) 寺尾 亨 ほか. Interventional MRI を用いた定位的脳手術. 機能的脳神経外科 2000; 39:78-79.
- 4) 金大永 ほか. 水圧駆動を用いた MRI 誘導下低侵襲外科手術用鉗子マニピュレータの開発. JJSCAS 2001;3 (3):237-238.
- 5) 西澤幸司 ほか. 心疾患診断・治療統合支援システムの構想. JJSCAS 2001;3 (3):119-120.
- 6) 鎮西清行, 本間一弘, 井原一郎. MRI Compatibility を有する機械機構, 第7回日本コンピュータ外科学会大会論文集, 1998; 135-136.
- 7) Koseki Y, Chinzei K, Koyachi N, Arai T. Robotic Assist for MR-Guided Surgery Using Leverage and Parallelepiped Mechanism. Proc. MICCAI, 2000:940-948.
- 8) W.A.Kaiser,H.Fischer,J.Vabner,M.Selig. Robotic system for Biopsy and Therapy in a high-field whole-body Magnetic-Resonance-Tomograph. Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 2000;8:411.
- 9) Masamune K, et al. Development of an MRI-Compatible Needle Insertion Manipulator for Stereotactic Neurosurgery. Journal of Image Guided Surgery 1995;1:242-248.
- 10) 鎮西清行. 手術支援と MRI Compatibility. BME 1997; 11(8):72-77.
- 11) Chinzei K, Kikinis R, Jolesz F. MR Compatibility of Mechatronic Devices: Design Criteria. Proc MICCAI'99 Lecture Notes in Computer Science, 1999; 1679:1020-1031.
- 12) 山内康司 ほか. CT 誘導定位脳手術のための穿刺マニピュレータシステム. LST 学会誌 1991;5(4):91-98.
- 13) 正宗賢, 西川宜人 ほか. MRI 環境下手術支援用穿刺マニピュレータの開発;臨床を目的とした機構. 日本機械学会 1999 年度年次大会論文集(V), 1999;85-86.
- 14) Stoianovici,D., et al. An Efficient Needle Injection Technique and Radiological Guidance Method for Percutaneous Procedures. Proc MICCAI'97 Lecture Notes in Computer Science 1997:1205;295-298.
- 15) Stoianovici D, et.al. Friction Transmission with Axial Loading and a Radiolucent Surgical Needle Drive. Provisional US Patent of Invention No. 60/038,115, 1998.
- 16) Ken Masamune, Dan Stoianovici , Ichiro Sakuma, Takeyoshi Dohi, Hiroshi Iseki. Direct MR image guided positioning manipulator for percutaneous needle puncturing therapy. Proc. 32nd ISR 2001;619-624.
- 17) 鈴川浩一 ほか. OpenMRI 下脳外科手術におけるナビゲーションシステムの MRI 磁場特性を考慮した最適化. JJSCAS 2001;3 (3):229-230.
- 18) 鷺尾利克 ほか. 有限要素解析を用いた MR 磁場分布歪の評価. JJSCAS 2001;3 (3):233-234.