MRI 対応 画像誘導下手術支援マニピュレータの開発および 電磁波対策に関する評価

Development of Image Guided MRI Compatible Manipulator with Electromagnetic Wave Measurement

佐藤生馬^{a*}, 長縄明大^b, 舟久保昭夫^c, 土肥健純^d, 正宗 賢^d

^a 東京電機大学大学院先端科学技術研究科, ^b 秋田大学工学資源学部機械工学科

^c 東京電機大学理工学部, ^d 東京大学大学院情報理工学系研究科

Ikuma Sato^a, Akihiro Naganawa^b, Akio Funakubo^c, Takeyoshi Dohi^d, Ken Masamune^d

^a Graduate School of Advanced Science and Technology, Tokyo Denki University.

^b Department of Mechanical Engineering, Akita University.

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

^d Graduate School of Information Science and Technology, The University of Tokyo.

Abstract

Surgical mechatronics systems in a MRI environment promise a popular strategy for minimize invasive treatment. We developed an image guided MRI compatible manipulator with ultrasound motors used inside the MRI gantry. MRI compatibility is important in the development of a manipulator, since the effects of magnetic materials and the influence of electromagnetic wave leakage on MRI images should be considered. We evaluated the effect of electromagnetic waves on MR images and clarified the RF immunity level of the image. We also describe an electromagnetic wave shield required for MRI compatibility. We measured the leakage of electromagnetic waves as a novel way of evaluating MRI compatibility based on the results of our findings of RF immunity on images. We also quantified the MR compatibility of the manipulator based on MR images and electromagnetic wave measurements. The decrease in the signal-to-noise ratio (SNR) and distortion, caused by the manipulator inside a 0.2 T MRI gantry, and electromagnetic wave leakage to the actuator were evaluated. The results showed that MR images were only distorted for less than 2 pixels, and that the SNR decreased by 0.6 %. Electromagnetic wave leakage at a resonance frequency band of 0.2 T MRI was undetectable. Therefore, the manipulator has high MRI compatibility and could be driven while acquiring MR images. This evaluation method is effective for developing novel MRI compatible mechatronics systems for use during the acquisition of MR images.

Key words

Open MRI, MRI compatibility, manipulator, electromagnetic wave, RF immunity.

1. MRI 環境下手術支援メカトロニクス の現状と 研究目的

一般的に外科手術では、術者・患者双方に強い負担がかかる。そのため、負担軽減を目的とした手術用メカトロニクス機器の導入が試みられている。特に、X 線 CT・

* 東京電機大学大学院先端科学技術研究科
〒101-8457 東京都千代田区神田錦町 2-2

MRI (磁気共鳴画像法) 等の医療用診断装置の画像を元にした手術ナビゲーション機器開発は早くから取り組まれており、手術中において患者体内の患部の位置や大きさ、周辺臓器の状況とともに、使用している器具の相対位置や手術計画のパスプランニングの情報を視覚的に提示することで、患者にとって必要な機能をできる限り温存する低侵襲治療が実現されている。そして、ナビゲーション手術を行なう際に用いる画像情報として、MRI が注目されている。

MRI は被ばくがなく、X 線 CT 等により得られる形態情報のみならず、軟組織部で高いコントラスト比を持ち、神経・血管走行や脳機能などの情報も非侵襲に得られるという特徴があり、近年では積極的に治療にも用いられるようになってきた。特に、患者に対して術者の手が届く開口型の MRI (オープン MRI) を手術室内に導入することで、手術中に患部周辺の断層画像の撮像を行なうことが可能となった。Iseki らは脳外科手術におけるナビゲーション手術の症例経験を重ね¹⁾、術中 MRI の導入による腫瘍除去率の向上による顕著な治療実績を得ている。そして、現在までに MRI 下で使用可能な手術支援装置の開発について多くの研究報告が行なわれており²⁾⁻¹⁶⁾、手術時間・精度ともに向上されつつあるが、MRI 手術支援装置の開発には次のような問題や要求がある。臨床の現場で用いられる MRI は通常 0.2 ~ 3 T の強磁場環境下で、傾斜磁場をかけながら、微弱な電磁波の測定を行なっている。このため、MRI 内で使用可能な手術支援機器には磁性体の使用が不適格であること、機器から電磁波の漏洩による画像への影響を防ぐなどの要求がある。特に MRI 環境下で機械を動かす場合に問題となるのはアクチュエータである。

これまでの報告では MRI 環境下で稼働させるために、磁気原理を用いない 非磁性仕様の超音波モータが好んで用いられている。しかし、Chinzei らの報告では、超音波モータを駆動した際に 0.3 T MRI で使用される共鳴周波数帯付近で漏洩電磁波が発生することが実験結果により示されている⁷⁾。

その対策として、超音波モータからの漏洩電磁波が MRI 画像に影響を与えないように、モータやケーブルといったアクチュエータ部への電磁波シールドの設置および、伝達機構によるアクチュエータ部と MRI 撮像部位との実距離をとることが行なわれており、これらの有効性がすでに報告されている⁸⁾⁻¹⁰⁾。しかし、MRI 対応性の定量的評価については、画像中のアーチファクトの有無、S/N 比、歪みの評価のみで、機器から発生する漏洩電磁波による画像への影響の調査などは充分には行なわれていない。このために MRI 近辺での漏洩電磁波強度の指標は未だないといえる。

本研究では MRI 対応画像誘導下穿刺治療をターゲットとした、MRI 対応画像誘導下穿刺手術マニピュレータを開発する。そして、MRI 画像の撮像に影響を与える共鳴周波数帯域の電磁波強度を明らかにし、この結果をもとにマニピュレータの MRI 対応性を評価する。特にアクチュエータ部の漏洩電磁波測定をマニピュレータの MRI 対応性の評価指標のひとつとして提案した上で、電磁波対策に関する評価について報告する。

2. 方法

2.1. MRI 対応画像誘導下穿刺手術支援マニピュレータ

本研究では基本手技である穿刺治療における器具の

Fig. 1 Modular designed image guided manipulator for needle insertion.

Fig. 2 Overview of image guided MRI compatible manipulator.

位置・刺入角度決めに特化させた、画像誘導下穿刺手術マニピュレータ¹³⁾¹⁴⁾を基にアクチュエータ部の非磁性タイプ超音波モータ (USR30-E3N, Shinsei Corp.) に電磁波対策を行ない、MRI 対応画像誘導下穿刺手術支援マニピュレータを開発した。マニピュレータの機構図を **Fig. 1**、アクチュエータに電磁波対策したマニピュレータの概観を **Fig. 2** に示す。

開発したマニピュレータは 2 自由度を有する電磁波対策したマニピュレータ本体、14 自由度の非磁性空圧式パッシブアーム (POINT SETTER™, Mitaka Kohki Corp.)、電磁波対策した制御ボックス、ジョイスティックにより構成されている。マニピュレータ本体は直動機構と回転機構の 2 自由度で構成され、2 つのアーム (ARM1, ARM2) には、先端に針をガイドするための小さな自在継手を取り付けられている。直動機構には非磁性送りねじ、回転機構には精密減速機として非磁性型ハーモニックドライブ (Harmonic Drive™ CSF-14-100-2A-R-SP, Harmonic Drive Systems Inc.) を使用したことで、高精度な位置決めが可能であり、H8 マイコンとジョイスティックにより ARM2 は直動機構と回転機構により平面上を動作することで、ナビゲーション画像を見ながら針の刺入角度の制御を行なうことが出来る。

本マニピュレータは穿刺手術の支援を行なうため患者近傍に設置することを想定している。よって、可動範囲内に術者・患者が入ることが考えられ、マニピュレータの誤動作時の干渉を考慮する必要がある。また、MRI ガントリ近辺の限られたスペースで作業を行なうため、必要に応じてマニピュレータを自由に設置・撤去可能とする必要がある。このために、本体の保持には 14 自由度の非磁性空圧式パッシブアームを用いた。これにより、任意の姿勢でマニピュレータを固定することが可能であり、緊急時にも迅速に撤去できる。また、誤動作時に ARM2 が患者に

対して干渉することがないためリスクが低い。

手術室内では清潔部・非清潔部が厳密に区分されており、患部と接近・接触する部位のみならず、術者の接触する可能性がある部位は滅菌された状態が維持される必要がある。また、術後に機器に付着した血液成分や体組織を十分に洗浄できるための構造・機構が考慮される必要がある。そこで、本マニピュレータはアーム部を容易に取り外し可能としたことで、アーム部は取り外して滅菌し、アクチュエータ部は滅菌カバーを覆うことで滅菌に対応した。そして、アーム部は滅菌可能、生体適合性かつ強度のある非磁性材料という条件から強化プラスチック (RENY™, Mitsubishi Engineering-Plastics Corp.) で製作した。直動および回転アクチュエータの機械的な仕様を **Table 1**、マニピュレータに使用した材料について **Table 2** に示す。

本マニピュレータは穿刺器具の位置・刺入角度決めと器具の把持による手ぶれの補償のみを行ない、穿刺そのものは術者が行なう仕様とし、方向決めのための 2 自由度の動きを持つ。そして、穿刺位置決め手法としては、患者およびマニピュレータを MRI 内にセットし、患者の MRI 画像を撮像する。次に MRI 画像に基づき患者の目標部位付近に術者がパッシブアームを使用してマニピュレータを設置し、ナビゲーション画像に従いマニピュレータを操作して穿刺位置と穿入方向の位置決めを行なう。大局的な位置決めは術者自身が行ない、より精確性が求められる方向決めはマニピュレータが行なうというコンセプトであり、穿刺は術者自らが行なう。マニピュレータは位置の保持 (スタビライザ) の役割を果たす。また、三次元位置計測装置などを用いて事前に目標位置をセットすることで、撮像を行ないながら自動的に穿刺方向をセットすることも可能である¹⁵⁾¹⁶⁾。

Table 2 Materials of the manipulator.

Mechanical components	Material
Manipulator frame	Aluminum, RENY
ARM1, ARM2	RENY
Ultrasonic motor	Piezo-ceramic element, Brass (shaft), etc.
Reduction gears : Harmonic Drive	Nonmagnetic stainless steel, Aluminum, Ceramics (bearing)
Sliding bearings	Fluoric resin
Screws, Nuts	PPS
Feed screw	SUS304, Fluoric resin
Bearings	Ceramics
Shield	Aluminum.

Table 1 Specifications of MRI-compatible actuator.

Linear mechanism	
Size [mm] (Height × Width × Length)	30 × 30 × 165
Moving range [mm]	70
Lead feed / Resolution [mm]	1 / 0.002
Weight [g]	516
Rotary mechanism	
Size [mm] (Height × Width × Length)	80 × 80 × 105
Rotation feed / Resolution [deg]	1 / 0.01
Weight [g]	810

2.2. MRI 環境下におけるアクチュエータの電磁波対策

MRI 対応マニピュレータによく使用される超音波モータは、モータの駆動・制御には電子回路があるため、制御に用いる回路やケーブルから電磁波が発生し、MRI 画像の撮像に影響を与える。特に、モータとケーブルの接続部から電磁波が漏洩しており、本マニピュレータに使用したモータからは 8 MHz 付近の 0.2 T MRI の共鳴周波数帯域を含む帯域が最も強く漏洩している¹⁷⁾¹⁸⁾。そのため、超音波モータに電磁波対策が必要となる。

モータの電磁波対策として、回路・ケーブルへのフィルタの設置とシールド材による遮蔽・吸収が考えられる。本研究ではシールド材を主に使用し、モータからの漏洩電磁波を遮蔽する。

現在、電磁波対策に使用されるシールド材は数多くあるが、MRI 環境下で使用するためには非磁性体でなくてはならない。MRI 環境下で使用できるシールド材は銅、アルミニウム、銀といった導電性材料、電波吸収特性を有する誘電性材料を使用した製品などがある。本研究においてはマニピュレータのフレームと同様に、軽量かつ酸化しにくいアルミニウムをシールド材として主に使用する。

アルミニウムのシールド効果は主にシールド材表面での反射損失、内部での多重反射損失と吸収損失から算出できる。そのうち吸収損失はシールド材の厚さが表皮深さの何倍の厚さかでまき、0.2 T MRI の共鳴周波数帯域の 8.5 MHz に対するアルミニウムの表皮深さは約 0.029 mm であるため、板厚 0.029 mm であれば約 9 dB の減衰が見込める¹⁹⁾。また、同じ厚さでも周波数が上がることで表皮深さは小さくなり、シールド効果の向上が見込める。そこで、厚さ 3 mm 以上のアルミニウムを用いて 8.5 MHz 付近で吸収損失のみでシールド効果が理論値で 900 dB 以上となるようにシールドを設計・製作する。

アクチュエータの電磁波対策としてシールドはモータのケーブル接続部を約 2 mm のアルミニウムで覆い、その上から絶縁体で絶縁した。そして、厚さ 4 mm の楕円筒型アルミボックスを製作し、モータを覆った。接続部のシールドとアルミボックスの間を空けることで、電磁波の反射と吸収損失の繰り返しと空間による減衰によりシールド効果を高め、理論値で 8 MHz 以上の周波数で 1000 dB 以上のシールド効果となるようにした。また、シールド効果を最大に発揮させるためとシールド内で渦電流を起こさないためにシールドの 1 平面に 4 点となるようにアース線を取り付けた。

Fig. 3 Experimental model of RF immunity test of MR image.

マニピュレータの制御ボックスは MRI 室外となるようにアクチュエータと制御ボックス間のケーブルを 10 m で設計し、MRI からの磁場と電磁波の影響によって制御ボックスが誤作動を起こさず、制御ボックスが MRI 画像の撮像に影響を与えないようにした。10 m に延長したケーブルには導電性編組チューブ (ZS-25BF, ZIPPERTUBING, LTD.) で 2 重に覆い、チューブ間に絶縁体を挟む事で 2 重にシールドした。そして、導電性編組チューブの両端にアース線を取り付けた。また、アース線は導電性編組チューブ内を通すことで、アース線からの微弱な漏洩電磁波も遮蔽した。

制御ボックスはマニピュレータ使用時には MRI 室外に位置するので、主にボックスからの導電性ノイズを考慮した。スイッチング電源などが導電性ノイズ源として考えられるため、すべての電源ラインにノイズフィルタ (MXB-1210-33, TDK-Lambda Corp.) を取り付けた。

3. 評価実験

3.1. 電磁波が MRI 画像に与える影響の評価

MRI の撮像時に使用する共鳴周波数は静磁場に比例し、0.2 T MRI の場合の共鳴周波数は約 8.525 MHz である。特に、MRI はこの共鳴周波数を中心とした数 kHz から数十 kHz の周波数帯域を用いて画像化するため、この周波数帯の漏洩電磁波は画像にノイズの混入、画像の S/N 比の大幅な低下、画像として結像しないなどの多大な影響を与えるので注意を要する。しかし、MRI 近辺での漏洩電磁波強度の指標は明らかにされていない。このため、MRI 画像の撮像に影響を与える共鳴周波数帯域の電磁波強度を明らかにする必要がある。

本実験では 0.2 T MRI が画像化に使用する共鳴周波数帯域で影響を与える電磁波強度を明らかにする。そして、最適な電磁波対策を行なうに当たり必要となる、撮像コイル周辺で漏洩電磁波強度の許容値を明確にする。

Fig. 3 に実験概要図を示す。本実験には 0.2 T オープ

Fig. 4 Experimental setting of RF immunity test of MR image: a) MR image acquisition under radiation of the electromagnetic wave, b) Measurement of the electromagnetic wave strength around the coil.

Fig. 5 Experimental setting of measurement of electromagnetic waves: a) The measurement of magnetic field of the leakage electromagnetic wave, b) The measurement of MRI resonant frequency of the leakage electromagnetic wave.

ン MRI, MRI 画像の撮影対象に円筒形標準ファントム, 撮像コイルにヘッドコイルを用いた. そして, 電磁波発生用に送信用ループアンテナと信号発生器 (AFG3022, Tektronix, Inc.), 電磁波計測用に受信用ループアンテナとスペクトラムアナライザ (N9320A, Agilent Technologies, Inc.) を用いて電磁波計測システムを構築した. そして, 受信用ループアンテナから得られる電圧値 ($\text{dB}\mu\text{V}$) を磁界強度 ($\text{dB}\mu\text{A}/\text{m}$) に校正するために, アンテナ特性が既知であるアクティブタイプループアンテナ (6507, ETS・Lindgren, Inc.) を用い, 送信・受信用ループアンテナは本実験用に製作した. そして, 十分なアンテナの利得が得られるように, 受信用ループアンテナはネットワークアナライザ (E5061A, Agilent Technologies, Inc.) を用いて 8.525 MHz で 50Ω となるようにインピーダンスの整合を行なった.

Fig. 4 (a) に示すように送信用ループアンテナを撮像コイルより 3 m の位置に設置し, 共鳴周波数帯付近で 1 波長の電磁波を発生させた状態で MRI 画像を撮像した. そして, 送信用ループアンテナからの放射電磁波の強度を変化させ, 画像の撮像を繰り返し行なった.

画像の撮像後に **Fig. 4 (b)** に示すように受信用ループアンテナを MRI ガントリ内の撮像コイルが設置してあった場所に設置し, 撮像時のコイル周辺の放射電磁波強度の測定を行ない, その最大値を記録した. スペクトラムアナ

Fig. 6 Experimental setting of the MR image distortion measurement and SNR measurement.

イザまでのケーブルとアンテナによる利得をネットワークアナライザで求め, アクティブタイプループアンテナを用いて受信用アンテナとスペクトラムアナライザで得られた値から磁界強度を算出した. そして, 撮像した画像を解析し, 信号部の S/N 比と放射電磁波が原因で現れるジッターノイズの中の信号部以外で画素値が最大となる画素の S/N 比を算出し, これらの実験を 5 回繰り返し行なった.

MRI 画像はスピンエコー法を用いて撮像した. 撮像条件は $\text{FOV} : 260 \times 260 \text{ mm}$, $\text{TR} / \text{TE} : 600/40.0 \text{ ms}$, $\text{Slice thickness} : 10.0 \text{ mm}$, $\text{FA} : 90 \text{ degrees}$, 撮像積算回数 (NSA) : 1 とした.

撮像時のバンド幅 (BW) は比較的 S/N 比が高い 10 kHz で撮像を行なった. そして, 発生させる電磁波は共鳴周波数帯付近の 8.524 MHz を使用した.

3.2. 漏洩電磁波測定と MRI 画像を用いた MRI 対応性の評価

MRI 対応画像誘導下手術支援マニピュレータの MRI 対応性をアクチュエータ部の漏洩電磁波測定とマニピュレータを MRI 環境下に設置した状態で撮像した MRI 画像を用いて定量的に評価を行なう.

3.2.1. 磁界成分漏洩電磁波測定

本実験では, 超音波モータからは 30 MHz までに電磁波の漏洩があるため, アクチュエータ部の $10 \text{ kHz} \sim 30 \text{ MHz}$ の漏洩電磁波を測定することにより MRI 画像に影響を与える漏洩電磁波の有無を明らかにする.

MRI 室内にアクティブタイプループアンテナを設置し, 電磁波対策したアクチュエータをアンテナから 5 cm の位置に設置して $10 \text{ kHz} \sim 30 \text{ MHz}$ までの漏洩電磁波をスペクトラムアナライザを用いて測定した (**Fig. 5 (a)**). また,

Fig. 7 MR image of RF immunity test on 8.524 MHz with strength of electromagnetic wave around the coil of a) $-46.51 \text{ dB}\mu\text{A/m}$, b) $-62.44 \text{ dB}\mu\text{A/m}$, c) $-62.44 \text{ dB}\mu\text{A/m}$ after gamma control and contrast adjustment.

微小な漏洩電磁波まで確実に検出するために測定時は 1 MHz ごとに 5 分間計測し、計測時の電磁波強度の最大値を記録した。そして、アクチュエータの電磁波シールドを取り外した状態でも同様に測定した。

3.2.2. 共鳴周波数帯周辺の漏洩電磁波強度測定

3.1 の電磁波が MRI 画像に与える影響の評価実験で構築した電磁波計測システムと実験結果を用い、MRI ガントリ内でアクチュエータの 0.2 T MRI の共鳴周波数帯を含む周波数帯域 8.425 MHz $\sim$ 8.625 MHz の漏洩電磁波を測定し、電磁波対策したアクチュエータからの漏洩電磁波が MRI 画像の撮像に影響を与えない範囲であることを明らかにする。

ガントリ内で電磁波対策したアクチュエータから 5 cm の位置に受信ループアンテナを固定し、共鳴周波数帯域の漏洩電磁波を測定した (Fig. 5 (b))。計測時は 5 分間計測し、電磁波強度の最大値を記録した。そして、アクチュエータの電磁波シールドを取り外した状態でも同様に測定した。

3.2.3. MRI 画像による MRI 対応性の評価

MRI ガントリ内に設置した際の MRI 画像への影響を S/N 比と差分画像を用いて評価を行ない、MRI 画像による MRI 対応性を評価する。

MRI 画像の撮像には 0.2 T オープン MRI を撮像に使用した。本マニピュレータを設置した場合の画像への影響の評価を行なうために、MRI 内に撮像用の円筒形ファントムとマニピュレータを設置し、撮像を行なった。マニピュレータの配置は Fig. 6 に示すように、実際の使用状況を考慮して、コイル内の対象に穿刺できるように設置した。コイルとマニピュレータの回転機構の距離を 5 cm とした。MRI 画像の撮像にはマニピュレータを MRI ガントリ内に設置し、以下の 1) から 4) までの状態で円筒ファントムの撮像を 5 回行なった。

- 1) コントロール：ファントムのみ状態。
- 2) 装置をガントリ内に設置した状態 (Fig.6)。

Fig. 8 The magnetic field of the leakage electromagnetic wave measurement result (10 kHz $\sim$ 30 MHz).

- 3) 装置に電源を入れた待機状態。
- 4) 回転機構の超音波モータを稼動した状態。

MRI 画像はスピンエコー法で撮像し、撮像条件は FOV: $260 \times 260 \text{ mm}$, TR/TE: 600/40.0 ms, Slice thickness: 10.0 mm, FA: 90 degrees, NSA: 1, Level (BW): 10.0 kHz とした。

4. 結果

4.1. 電磁波が MRI 画像に与える影響の評価結果

Table 3 に信号部とジッパーノイズの最大値の S/N 比を示す。コイル周辺で電磁波強度が $-46.51 \text{ dB}\mu\text{A/m}$ 以上ではジッパーノイズの S/N 比が信号部の S/N 比より高くなっている。そして、電磁波強度が $-62.44 \text{ dB}\mu\text{A/m}$ のときにジッパーノイズの S/N 比は信号部周辺のノイズと同程度もしくは低くなり判別できなくなった。

Fig. 7 に 8.524 MHz の電磁波を発生させた状態で撮像した画像の 1 例を示す。Fig. 7 (a) は撮像コイル周辺で電磁波強度が $-46.51 \text{ dB}\mu\text{A/m}$ でありジッパーノイズが発生した状態の画像、Fig. 7 (b) は撮像コイル周辺で電磁波強度が $-62.44 \text{ dB}\mu\text{A/m}$ であり、ジッパーノイズが画像中のノイズ以下となり検出できない状態の画像、Fig. 7 (c) は

Table 3 Signal-to-Noise ratio (SNR) of RF immunity test of MR image.

Electromagnetic wave strength [dB μ A/m]	SNR: Signal	SNR: Zipper noise
-62.44 ± 0.37	87.77 ± 1.61	9.03 ± 3.02
-59.26 ± 0.04	87.11 ± 2.16	18.11 ± 2.15
-56.14 ± 0.10	89.33 ± 2.15	31.04 ± 3.46
-51.37 ± 0.13	90.23 ± 1.58	63.91 ± 0.77
-46.51 ± 0.04	87.99 ± 0.65	92.11 ± 8.06
-40.98 ± 0.05	88.27 ± 6.87	278.22 ± 17.35

Fig. 9 Measurement result of 0.2 T MRI resonant frequency band of leakage electromagnetic wave (8.425 MHz – 8.625 MHz).

Fig. 7 (b) の画像に対してガンマ補正とコントラスト補正を行なった画像である。

Fig. 7 (c) より、発生させた電磁波によるジッパーノイズが画像中のノイズと同程度となり判別できないことがわかる。このことより、電磁波強度が $-62.44 \text{ dB}\mu\text{A/m}$ 以下であれば MRI の撮像に影響を与えないといえる。

4.2. 漏洩電磁波測定と MRI 画像を用いた MRI 対応性の評価結果

4.2.1. 磁界成分漏洩電磁波測定結果

アクチュエータの 10 kHz ～ 30 MHz の磁界成分の漏洩電磁波測定を行なった。

Fig. 8 に 10 kHz ～ 30 MHz の漏洩電磁波の磁界成分のシールドの有無による測定結果を示す。Fig. 8 より、アクチュエータ部の漏洩電磁波測定では、シールドした状態で 600 kHz までに漏洩電磁波が検出されたが、それ以上の周波数帯では漏洩電磁波は検出されなかった。

4.2.2. 共鳴周波数帯周辺の漏洩電磁波強度測定結果

アクチュエータの 8.425 MHz ～ 8.625 MHz の 0.2 T MRI の共鳴周波数帯周辺の漏洩電磁波強度測定を行なった。

Fig. 9 に共鳴周波数帯周辺の漏洩電磁波強度測定結果を示す。Fig. 9 より、共鳴周波数帯域での漏洩電磁波はシールドした状態で $-75 \text{ dB}\mu\text{A/m}$ 以下の範囲であった。そして、電磁波が MRI 画像に与える影響の評価で得られた値である $-62.44 \text{ dB}\mu\text{A/m}$ を下回っているため、アクチュエータの共鳴周波数帯域の漏洩電磁波は MRI 画像の撮像に影響のない範囲であった。

4.2.3. MRI 画像による MRI 対応性の評価結果

Fig. 10 Result of MR image distortion measurement.

0.2 T MRI 内に MRI 対応画像誘導下手術支援マニピュレータを設置し、MRI 画像から MRI 対応性を評価した。

Fig. 10 に 0.2 T MRI を用いた撮像実験結果の 1 例を示す。Fig. 10 (a) は装置を設置し回転機構の超音波モータを動作させた状態で撮影した画像、Fig. 10 (b) は円筒形ファントムのみで撮影した画像である。Fig. 10 (a) から Fig. 10 (b) を差分した絶対値の画像が Fig. 10 (c) である。結果として、マニピュレータを設置、動作時に画像に 1 ～ 2 ピクセル程度の歪みが確認された。

Table 4 に撮像実験結果の MRI 画像の S/N 比と S/N 比の低下率を示す。MRI 画像の撮像実験結果より円筒形ファントムのみで撮像した画像の S/N 比は 93.2 ± 0.90 、装置をガントリ内に設置した状態で S/N 比は 92.1 ± 0.79 、ファントムのみの場合に比べ S/N 比は 1.3 % の低下した。装置に電源を入れた待機状態では 92.3 ± 1.00 、ファントムのみの場合に比べ 1.0 % の低下、回転機構の超音波モータを稼動した状態では 92.7 ± 0.67 であり、ファントムのみ状態とその他の状態の S/N 比を危険率 5 % として Wilcoxon 検定により比較した結果、有意差は認められなかった。

5. 考察

本研究では MRI ガントリ内で MRI 画像を撮像しながらの使用を目的とした MRI 対応画像誘導下手術支援マニピュレータを開発し、漏洩電磁波測定と MRI 画像を用いて MRI 対応性を評価した。

開発したマニピュレータは以下の 3 点を重視した。

(1) 簡易に設置可能であり、不要の際にも除けることが容易であること。(2) 実際の臨床現場で使用可能であ

Table 4 SNR and decreasing ratio.

	SNR	SNR decreasing ratio [%]	p-value
Control image	93.2 ± 0.90		
Manipulator set	92.1 ± 0.79	1.3	0.058
Manipulator power on	92.3 ± 1.00	1.0	0.167
Motor turn on	92.7 ± 0.67	0.6	0.281

ること。(3) MRI 画像の撮像を行ないながら使用可能であること。

(1) について、本体も小型かつ 1.4 kg 以下と軽量であり、本体の保持には非磁性空圧式パッシブアームを用いたことで必要に応じてマニピュレータを自由に設置・撤去可能であった。

(2) については ARM 部が簡易に取り外し・滅菌可能であり、アクチュエータ部も滅菌シートで覆うことで術場を清潔に保つことが可能である。また、万が一の誤作動時も ARM が患者に触れることはないので臨床現場で使用可能であると考えられる。

(3) については、構成材料をすべて非磁性材料で構成し、アクチュエータ部に厳密な電磁波対策を行なうことで対応できたと考えている。そして、電磁波が MRI 画像に与える影響を評価し、その結果を用いてマニピュレータの MRI 対応性の評価を漏洩電磁波測定と MRI 画像を用いて行ない、MRI 画像の撮像を行ないながら使用可能が確かめた。

以下にマニピュレータの MRI 対応性の詳細を記述する。

電磁波が MRI 画像に与える影響の評価より、ヘッドコイル使用時の共鳴周波数帯の電磁波が MRI 画像に影響を与える電磁波の磁界強度は $-62.44 \text{ dB}\mu\text{A/m}$ 以上であった。しかし、本実験では微弱な電磁波を計測している。このため、ケーブルの屈折や計測器内での信号の歪みなどで数 dB 程度の誤差があり得る。よって、実際の電磁波対策用の指標とするにはガントリ内での漏洩電磁波の磁界強度を $-62.44 \text{ dB}\mu\text{A/m}$ 以下の約 $-65 \text{ dB}\mu\text{A/m}$ 程度に設定するのが望ましいと考えられる。また、この結果は MRI の磁場強度、撮像コイルの種類、撮像方法やバンド幅によって変わってくると考えられるが、本実験では撮像コイルの中でも感度のよいヘッドコイルを使用し、撮像プロトコルも S/N 比測定用の条件を用いており、診断用の撮像プロトコルと比べて同等の S/N 比を持っている。このため、MRI ガントリ内で共鳴周波数帯域の漏洩電磁波を約 $-65 \text{ dB}\mu\text{A/m}$ 以下になるように電磁波対策を行なえば問題ないと考えられる。

将来的には臨床で複数台のマニピュレータや計測器を MRI 室内に導入し、手術などに使用すると考えられる。このとき、すべての機器に対して的確な電磁波対策と電磁波計測を行なうことで撮像時にもノイズを気にすることなく使用可能になると考えている。これらの電磁波対策はマニピュレータなどのガントリ内および 5 ガウスライン内で使

用するものには非磁性材料のみでシールドしなければならないが、計測器などは 5 ガウスライン外で使用するため磁性材料を用いたシールドが使用できる。そして、距離による電磁波の減衰も考えられるので、このように指標を提示することが容易に達成可能である。

共鳴周波数帯域を含む漏洩電磁波の確認として 60 cm クラスのアクティブタイプループアンテナとスペクトラムアナライザを用いれば、漏洩電磁波を $-60 \text{ dB}\mu\text{A/m}$ 以下まで計測可能であり、本実験で使用した計測システムに頼らずとも十分に漏洩電磁波を評価できる。よって、本実験結果は MRI 対応機器開発のための電磁波対策の指標となりえると考えている。しかし、MRI 装置の使用する磁場強度が同じ場合でもメーカー・機種が違うことで結果が変わる可能性がある。このため、他の MRI であっても同様の実験を最初に行なうことで、すべての MRI を有する手術室内での手術支援機器の開発に応用可能である。

マニピュレータの漏洩電磁波測定と MRI 画像に用いた MRI 対応性の評価結果より、アクチュエータ部の漏洩電磁波測定結果 (Fig. 8, 9) では、シールドした状態で 0.2 T MRI の共鳴周波数帯周辺では $-75 \text{ dB}\mu\text{A/m}$ 以下であり、電磁波が MRI 画像に与える影響の評価で得られた値 $-62.44 \text{ dB}\mu\text{A/m}$ を下回っていた。このため、画像の撮像時にマニピュレータを駆動しても漏洩電磁波によるアーチファクトは出ないと考えられる。しかし、シールドした状態で 600 k Hz 以下の周波数帯で漏洩電磁波が検出されている。これは、MRI の共鳴周波数帯の遮蔽を目的としてシールドを設計したために、低周波数帯に十分なシールド効果を発揮しなかったと考えられる。このために、S/N 比に影響を与えると考えられる。

MRI 画像による MRI 対応性の評価結果より、マニピュレータを設置し、アクチュエータが動作した状態で MRI 画像に 1 ～ 2 ピクセル程度の歪みが確認された (Fig. 10)。マニピュレータと非磁性空圧式パッシブアームの導入が傾斜磁場を乱したことが原因であると考えられるが、ヘッドコイル内への穿刺を想定した場合でも 1 ～ 2 ピクセル程度の歪みであることと、実際の腹部などの穿刺には撮像中心 (磁場中心) よりさらに離れるので実用には問題ないと考えられる (Fig. 6, 10)。

S/N 比の評価ではマニピュレータをガントリ内に設置した状態でコントロール画像と比べて S/N 比の低下は 1.3 % 程度であり、電源を入れた待機状態では 1 % の低下、アクチュエータが動作した状態でも 0.6 % 低下していた。そして、すべての結果において有意水準 5 % で有意差は

得られず、S/N 比の低下率は極めて小さい値であり、肉眼での識別は困難であるため実用には問題ない範囲である (Table 4)。また、マニピュレータの設置時より動作時の方が S/N 比の低下が小さいという結果については、マニピュレータのアームの動作と 600 kHz 以下の周波数帯での漏洩電磁波などが要因になったと考えている。

これらの実験結果から電磁波対策の一例として以下のような対策が考えられる。今回使用した小型の超音波モータの 8.5 MHz 付近の最大の漏洩電磁波は約 5 cm の距離で約 $-9 \text{ dB}\mu\text{A/m}$ であったため、シールドは 8.5 MHz 付近で約 60 dB 程度の効果があれば、ガントリ内で共鳴周波数帯の電磁波強度を $-65 \text{ dB}\mu\text{A/m}$ 以下にできると考えられる (Fig. 9)。このため、コネクタ部とモータ全体を厚さ 1 ~ 2 mm のアルミニウムでシールドし、アースを取り付ける。そして、低周波帯域の漏洩電磁波に対してはフィルタなどを併用することで、MRI 画像の撮像に影響がほとんどなくなると考えられる。

本マニピュレータの他の MRI への対応性については、アクチュエータ部からの漏洩電磁波は 8.5 MHz 付近までが大きいという実験結果 (Fig. 8)、シールドした状態で 8.5 MHz の周波数帯域で漏洩電磁波強度が $-75 \text{ dB}\mu\text{A/m}$ 以下に抑えられていること (Fig. 9)、周波数が高くなるとシールドの効果も上がることから 8.5 MHz 以上の周波数帯域の漏洩電磁波強度はさらに低いと考えられる。これらより、0.2 T 以上の磁場を持つ MRI においても漏洩電磁波の影響は撮像に問題ない範囲にあると考えられる。しかし、マニピュレータやシールド材にアルミニウムを使用しているため、MRI の静磁場強度が上がるにつれてマニピュレータの導入による S/N 比の低下や画像の歪みが考えられる。よって、0.2 T 以上の MRI でも撮像時に使用可能であるが、マニピュレータとシールドの使用材料と電磁波対策の最適化による S/N 比のトレードオフなど一考する余地がある。

以上より、開発した MRI 対応画像誘導下手術支援マニピュレータは 0.2 T の共鳴周波数付近の漏洩電磁波がほとんどないため、コイル周辺でマニピュレータを動作させても画像の撮像に若干影響を及ぼすが実用には問題ない範囲であることが示された。そして、ガントリ内で共鳴周波数帯域の漏洩電磁波を約 $-65 \text{ dB}\mu\text{A/m}$ 以下にすることが望ましいことを明らかにした。また、共鳴周波数帯以外の帯域の電磁波であればある程度の強度までは S/N 比の低下や画像に若干の影響を与えるが、画像が歪むわけではないので許容できると考えられる。

今後の展望としてナビゲーションシステムとの統合があげられる。MRI を用いたナビゲーションとして、Mogami らは 0.3 T オープン MRI の追加機能として、三次元位置計測装置を用いて穿刺針の位置をリアルタイムに検出し、穿刺針を含む断面の撮影が可能であり、穿刺針の動作に合わせて撮像を中断することなく撮像位置を変更可能なシステムについて報告している²⁰⁾。また、このシステムを用いて Nakamoto らは穿刺手術ナビゲーションシステムについて報告している²¹⁾。これらの報告のようなリアルタイムに MRI 画像を撮像するナビゲーションシステムにも本研究で開発したマニピュレータは応用可能であると考えている。よって、このようなナビゲーションシステムと本マニピュレータを使用することで、将来的に行なわれると考えられる MRI ガントリ内での低侵襲手術を支援することが可能になると考えている。

6. 結論

本研究では MRI ガントリ内で MRI 画像の撮像を行ないながら使用可能な MRI 対応画像誘導下手術支援マニピュレータを開発した。そして、撮像コイル周辺で MRI 画像に影響を与える共鳴周波数帯域の電磁波の強度を評価し、コイル周辺で漏洩電磁波強度が $-65 \text{ dB}\mu\text{A/m}$ 以下であれば画像の撮像に影響がないという結論を得た。

得られた値を用いて漏洩電磁波測定を MRI 対応性の評価指標のひとつとして提案し、マニピュレータの MRI 対応性を漏洩電磁波測定と MRI 画像を用いて定量的に評価を行なった。結果、漏洩電磁波強度は提案値以内であり、画像の S/N 比の低下率は 1.3 % 以内と問題ない範囲であった。また、画像に 1 ~ 2 ピクセル程度の歪みが確認されたが実用上問題ない範囲であった。以上より、本マニピュレータが 0.2 T オープン MRI の MRI ガントリ内で MRI 画像の撮像を行ないながら使用可能であることを確認した。

提案した評価方法は MRI で使用する共鳴周波数帯の漏洩電磁波の有無を示すことができ、漏洩電磁波がある場合でも正確に手術支援機器の運用方法や改良方法を示すことができるため、MRI 画像の撮像を行ないながら使用する MRI 対応手術支援機器の開発・評価に有効であると考えている。

謝辞: 本研究の一部は文部科学省科研費 (#18680042) および特別研究員奨励費 (#20・9081) による。

文献

- 1) 伊関洋, 村垣善浩, 中村亮一, 堀智勝, 高倉公朋, 杉浦円, 谷口拓樹, 小沢紀彦, 白川洋. インテリジェントオペ室・MRI誘導手術対応システム. MEDIX 2003; 39: 11 - 17.
- 2) K. Masamune, E. Kobayashi, Y. Masutani, M. Suzuki, T. Dohi, H. Iseki, and K. Takakura: Development of an MRI-compatible needle insertion manipulator for stereotactic neurosurgery. in J Image Guid Surg 1995; 1 (4): 242 -248.
- 3) 正宗賢, 稲垣貴文, 高井信治, 鈴木真. 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. JJCAS 2001; 3 (4): 273 - 280.
- 4) S. P. DiMaio, S. Pieper, K. Chinzei, N. Hata, S. J. Haker, D. F. Kacher, G. Fichtinger, C. M. Tempny, R. Kikinis: Robot-assisted needle placement in open MRI: System architecture, integration and validation. Comput Aided Surg 2007; 12 (1): 15 - 24.
- 5) K. Chinzei, N. Hata, A. Jolesz, R. Kikinis: Surgical Assist Robot for the Active Navigation in the Intraoperative MRI: Hardware Design Issues. proc IEEE/RSJ IROS 2000. Takamatsu, 2000: 727-732.
- 6) 小関義彦, 鷺尾利克, 鎮西清行, 伊関洋. 経鼻孔下垂体手術のためのオープン MRI 対応内視鏡操作マニピュレータプロトタイプ製作とその MRI 対応性検証. JJCAS 2002; 4 (1): 20 - 26.
- 7) K. Chinzei, K. Yoshinaka, T. Washio: Numerical Simulations and Lab Tests for Design of MR-Compatible Robots. proc IEEE ICRA 2006. Florida, 2006: 3819 - 3824.
- 8) F. Tajima, K. Kishi, K. Nishizawa, K. Kan, H. Ishii, M. G. Fujie, T. Dohi, K. Sudo, S. Takamoto: A Prototype Master-Slave System Consisting of Two MR-Compatible Manipulators with Interchangeable Surgical Tools. proc IEEE ICRA 2004. LA, 2004: 2505 - 2510.
- 9) E. Hempel, H. Fischer, L. Gumb, T. Hohn, H. Krause, U. Voges, H. Breitwieser, B. Gutmann, J. Durke, M. Bock, and A. Melzer: An MRI-compatible surgical robot for precise radiological interventions. Comput Aided Surg 2003; 8 (4): 180 - 191.
- 10) N. Y. Tsekos, A. Ozcan, E. Christorou: A Prototype Manipulator for Magnetic Resonance-Guided interventions inside Standard Cylindrical Magnetic Resonance Imaging Scanners. in Journal of Biomechanical Engineering 2005; 127 (6): 972 - 980.
- 11) K. Chinzei, R. Kikinis, F. Jolesz: MR Compatibility of Mechatronic Devices: Design Criteria. MICCAI '99. UK, 1999: 1020 - 1030.
- 12) N. V. Tsekos, A. Khanicheh, E. Christoforou, C. Mavroidis: Magnetic Resonance-Compatible Robotic and Mechatronics Systems for Image-Guided Interventions and Rehabilitation: A Review Study. Annual Review of Biomedical Engineering 2007; 9: 351 - 387.
- 13) 正宗賢. 超音波アクチュエータによるオープン MRI 下手術支援装置. 超音波 TECHNO 2004; 16 (6): 6 - 11.
- 14) H. Naganou, H. Iseki, K. Masamune: MRI Compatible Modular Designed Robot for Interventional Navigation - Prototype Development and Evaluation -. MICCAI 2004. France, 2004: 1069 - 1070.
- 15) I. SATO, A. FUNAKUBO, H. LIAO, K. MATSUMIYA, T. DOHI, K. MASAMUNE: Development of an MRI compatible needle guiding manipulator with navigation system for Open-type MRI. 3rd AC C AS. Singapore, 2007: 19 - 20.
- 16) 佐藤生馬, 舟久保昭夫, 土肥健純, 正宗賢. MRI 対応 2DOF マニピュレータによる MRI 画像誘導下デバイス位置決めシステムの開発. 日本機会学会 情報・知能・精密機器部門講演論文集. 東京, 2008: 63 - 66.
- 17) 佐藤生馬, 大野太郎, 貞弘晃宜, 正宗賢. MRI 対応穿刺ロボットの電磁波測定による対応性評価に関する研究. 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 2006 合同論文集. 東京, 2006: 87.
- 18) 佐藤生馬, 正宗賢, 土肥健純, 長縄明大, 貞弘晃宜. 電磁波測定と MRI 画像に基づく MRI 対応穿刺ロボットの評価に関する研究. 日本機会学会 2006 年度年次大会講演論文集. 熊本, 2006: 5: 581 - 582.
- 19) K. Armstrong: Design techniques for EMC- Part 4: Shielding. The UK EMC Journal 1999; August: 10 - 20.
- 20) 最上拓児, 土肥美智子, 原田潤太, 小村和美, 高橋哲彦, 大井征雄. 穿刺補助器具 Interactive Scan Control を使用したオープン MRI ガイド下凍結療法. Radiology Frontier 2002; 5 (1): 9 - 13.
- 21) 仲本秀和, 安永武史, 伊関洋, 橋爪誠. オープン MRI における術中ガイドイメージング技術の開発. JJCAS 2006; 8 (3): 318 - 319.