

解説

オープンMRIとロボット

Open MRI and Robotics

鎮西 清行**工業技術院機械技術研究所

Kiyoyuki Chinzei **Mechanical Engineering Laboratory, AIST

内視鏡を使った手術に代表される、手術による患者へのダメージを極力抑える低侵襲手術は、患者にとって福音であるが外科医にとっては新たな職業上の試練である。かくして外科医を補佐する「新しい目と手」の重要性が益々高まっている。本稿では「目」としてのオープンMRIと、これと組合せ可能な「手」としてのMR対応手術支援ロボットの技術的可能性を論じる。結論から言うと、最大のハードルであるMR compatibilityにつき目処を示せそうである。MRIのハードウェアについて概説して“MR compatibility”の定義を導入したのちロボット機構のcompatibilityの問題を示す。回答の一つとして筆者らが開発中の機構を紹介する。

1. MRIの原理とハードウェア

MRI (magnetic resonance imaging; 磁気共鳴画像法) は1970年代に考案され、既に代表的な医用画像法の一つとなっている。図1に装置例と画像の例を示す。臓器の形状、特にX線CTが不得意な軟組織の弁別に優れる。くわえて血流、拡散(その逆数として温度)などの物理情報、各種の生理学的情報が得られ、応用範囲が広い。原理的には、化学分析で用いられるNMR (nuclear magnetic resonance; 核磁気共鳴) 装置に画像化のための空間分解機能を持たせたものである。通常、磁気共鳴の対象になりうる核種の中で最も生体内に多い ^1H を観測する。磁気共鳴の周波数は、加える磁場の磁束密度強度(以下、単に磁場強度)に比例する。 ^1H の場合42.57 [MHz / Tesla]である。空間分解は、空間的に線形に変化する磁場(傾斜磁場)を加えて空間位置を共鳴周波数のスペクトルに対応させることで行う。磁場の均一性、線形性は非常に重要である。例えば、0.5 [Tesla]の磁界中(共鳴周波数21.3 [MHz])で共鳴信号を16 [kHz]の帯域幅で受信して256画素に分解する場合、

1画素の位置誤差を生む磁場の誤差(不均一性)は、

$$(16[\text{kHz}]/256[\text{pixels}])/21.3[\text{MHz}] = 2.9\text{ppm} \quad (1)$$

即ち0.5 [Tesla](=5000 [Gauss])に対し0.015 [Gauss]である。

MRI装置のハードウェア構成を図2に示す。現在のMRI装置では、静磁場は磁場強度0.2~1.5 [Tesla]が一般的である。静磁場を生む磁石は永久磁石(低磁場)と超電導電磁石(高磁場)が主流である。傾斜磁場は常伝導コイルにより発生させる。RFパルスは共鳴を起こすために印加するパルス状の電磁場で、周波数は共鳴周波数と同一である。機種により最高で1 [kW]に達する。他の電子回路にスパイク状のノイズとなって誘導され易い。共鳴信号の受信にはRFプローブと呼ぶアンテナを用いる。撮像部位に接近

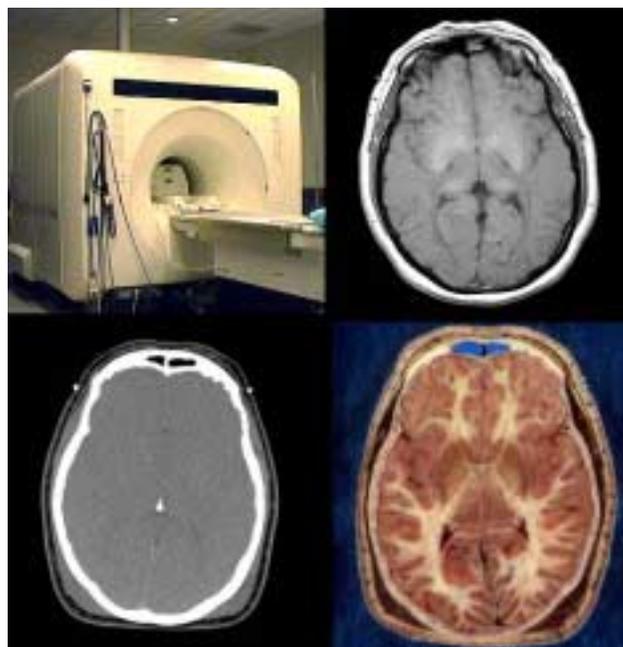


図1 通常のMRI装置(左上)とMR画像の例(右上)、同一断面のCT画像(左下)と献体の断層写真(右下)(画像データは米NIH Visible Womanデータ)

原稿受付 1999年10月22日

キーワード: 手術支援ロボット, MR compatibility, ハンバーガ型MRI, ダブルドーナツ型MRI, 磁場均一性

*〒305-8564 つくば市並木1-2

*1-2 Namiki, Tsukuba 305-8564

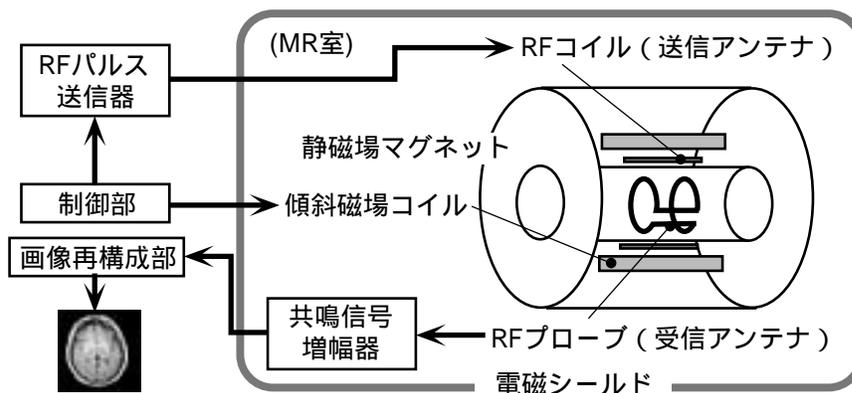


図2 MRI装置のハードウェア構成。

する方が感度の点で有利なため、頭部用、腹部用など幾つかのコイルを使い分ける。信号の増幅率は80~100 [db]におよぶ。直径300 [mm]程度の撮像領域内で磁場均一性を維持するため磁石は非常に大きく、一部屋を占有する。この部屋すなわちMR室には鉄製品などは持ち込み禁止である。共鳴信号が極めて微弱であること、RFパルスを外部に漏らさないために、MR室内外界界には電気ノイズを遮断するための電磁シールドが必須である。

2. オープンMRI

通常のMRI装置は巨大な円筒形磁石で患者を覆う格好になり、これでは医師が手を突っ込む余地が無い。これに対し、オープンMRIと呼ばれる開口部の大きな磁石を持つMRIが登場し、着実に増えている。オープンMRIには垂直磁場型、水平磁場型がある（図3）。その形状からハンバーガ型、ダブルドーナツ型と俗称する。前者は0.3 [Tesla]程度までの磁場強度のものを数社が、後者は0.5 [Tesla]超電導磁石によるものを1社が販売している。

開口部は40~55 [cm]程度である。この幅を大きくすることは傾斜磁場の性能確保、磁場均一性の確保などの問題があり容易でない。この間隔から患者にアクセスすることになる。ダブルドーナツ型のほうが自然な姿勢で患者にアクセスできるためより複雑な手術に適している。ハンバーガ型は病変部のサンプリングを行う生検針の刺入などの簡易な施術や、別室で切開などを行って撮像の時だけMR室に移動するなどの使い方が主である。しかし現在のところダブルドーナツ型の製品は高価なため、全世界でのハンバーガ型の設置台数が数百台であるのに対してダブルドーナツ型は十数台となっている。MRI観察下に手術を行う最大のメリットは、MRIの持つ多彩な可視化機能を利用して手術の状況をほぼリアルタイム（撮像に数秒を要す）に観察できることにある。患部の

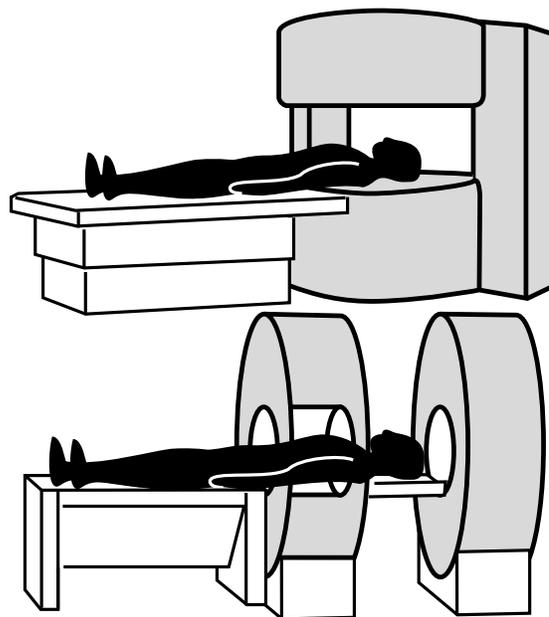


図3 垂直磁場（ハンバーガ）型(上)と水平磁場（ダブルドーナツ）型(下)オープンMRI

表面内部観察に始まり、生検針の進入状況モニタリング、残存病変の確認が既に多く行われている。手術前に得たMRI、CT画像、手術中のMRI画像と手術の実況画像を統合的に術者に提示するナビゲーション、温度計測、組織変形計測など報告されている。

3. MR compatibility

一方、MRI内で手術を行う際に避けて通れない問題が、MR compatibility（MR 対応性）である。MRI内で使用する全ての機器がMR対応でなくてはならない。現在、MR compatibilityに関する公的規格は存在しない。MRIメーカーの公開している技術文書[1]が現在もっとも詳細であるのでこれを準用すると、ある機器がMR対応であるとは、

- MR室内にて、その機器が安全上問題を呈さないこと

- 機器の存在，動作がMRIの画質に悪影響を与えないこと
- MRIの磁場，撮像動作が機器の所定の機能に影響しないこと

の3点を満たすことである．これらは，MRI撮像部からの距離や患者との接触の有無など機器が使用される条件にも依存する．工学的に考慮すべき点を表1に示す．材料の磁気的性質 [2] および電磁ノイズ対策を考慮する必要がある．

この点に配慮した器具が，小は縫合針から大は麻酔装置，手術用顕微鏡に至るまで開発されている [3]．現在では手術用MRI内で脳腫瘍摘出のような高度な手術も可能になっている．

4. 手術支援ロボットとMRI

手術支援ロボット・マニピュレータに関する一般的な解説は他の記事に譲る．MRIと協調的に働く手術支援機構は，まずMR compatibilityを満たす必要がある．ところが，通常のロボットを含む多くのメカトロニクス機器は表2に見るように表1のポイントをことごとく満たさない [4]．

構造部材に関しては代替材料の選択肢が比較的豊富であるが，後三項は代替品の選択肢が少なく，汎用品では見

表1 MR compatibilityのためのポイント

- 鋼鉄などの強磁性体（磁場を強く歪ませる，磁石に吸い寄せられ危険）を多く含まない．
- 撮像部分近傍（中心から30 [cm]程度の内側）では微弱な磁性を示す常磁性体以外は置かない．
- 電気的ノイズを導くもの（適切にシールド，ノイズ処理されていない電線，大半の電気製品，特にデジタル機器）はMRI室内に持ち込まない．
- MRIの共鳴信号の受信コイル（RFプローブ）のアンテナ特性を阻害しない．
- MRIの発するRF出力の影響を受けない．
- 傾斜磁場の時間変動，RFパルスによる電流と発熱が患者に達しない．

表2 ロボット機構のMR incompatibility

- 構造部材...金属が多用される．鉄系でなくても体積が大きい場合，磁場を歪める可能性がある．患者身体に導体が接触する場合は誘導電流と発熱による安全性の問題がある．
- 受動機構部品...剛性，表面硬さ，価格などから，精密を要求される機械部品は圧倒的に鋼鉄製．磁場を歪める．磁力による影響を受けうる部品もある（ばねなど）．
- アクチュエータ...電磁的原理によるものが圧倒的で磁場を歪め，ノイズを発する（特にステッピングモータ）．磁力による影響を受けうる（電磁バルブなどの中ばねなど）．
- センサ...ノイズを発する．RFパルスがノイズとして混入して，暴走の可能性がある．
- その他...制御系，電源系など一切の電気回路・配線がノイズ源になりうる．



図4 開発したMR compatible手術支援ロボット機構

つけられないことが多い．これらの事情のためか，MR対応の手術支援ロボット関連の開発の試みは少ない．正宗らは構造部材，指動部に樹脂，アルミ製の送りねじを超音波モータで駆動するマニピュレータを発表しているが汎用部品で構成した同種の機構に比べて精度低下したという [5]．

5. MR対応5軸ロボット機構

筆者らはダブルドーナツ型オープンMRIに特化させた5軸の機構を試作して，同MRI装置内にてMR compatibilityを確認している [6]．この機構は，3次元空間内の座標値 (x, y, z) と方向 (θ, ϕ) （極座標系）を与える．これにより生検針などの保持や穿刺作業が可能である．図4にその全景を示す．手術用MRI装置の中央上部に機構本体が固定され，ここから腕が手術操作部まで伸びる．このデザインにより，1) 医師の作業空間を邪魔しない，2) MR compatibilityを維持する，3) 終端器の機構を単純化したことで，この部分が着脱・滅菌可能，などの特徴を有する．機構は直動機構の組み合わせである．3軸の直交座標系 (x_1, y_1, z_1) を成す第一の直動機構に第二の2軸直交座標系 (x_2, y_2) 機構が懸垂している．それぞれから1 [m] 弱の剛体の腕が懸垂し，終端で2つの球面関節によって連結される4節リンクをなす（図5）．それぞれの球面関節の座標を P_1, P_2 とすると， $P_1 = (x_1, y_1, z_1)$ ， $P_2 = (x_1 + x_2, y_1 + y_2, z_1 + z_2)$ (z_2 は定数) となる． P_1, P_2 を結ぶ線分の方向 (θ, ϕ) は， P_1 を原点とする極座標系を用いると

$$\begin{aligned} x_2 &= r \cos \phi \sin \theta \\ y_2 &= r \sin \phi \sin \theta \\ z_2 &= r \cos \theta \end{aligned} \quad (2)$$

の関係を満たす ($r^2 = x_2^2 + y_2^2 + z_2^2$; r が x_2, y_2 に従い変化するので， P_2 のジョイントはスライド機構になっている)．すなわち，方向は P_2 のみにより決まり P_1 とは独立である．運動学と逆運動学が比較的単純な関係で示せるのも特徴の一つである．これは，ユーザーである医師が機構

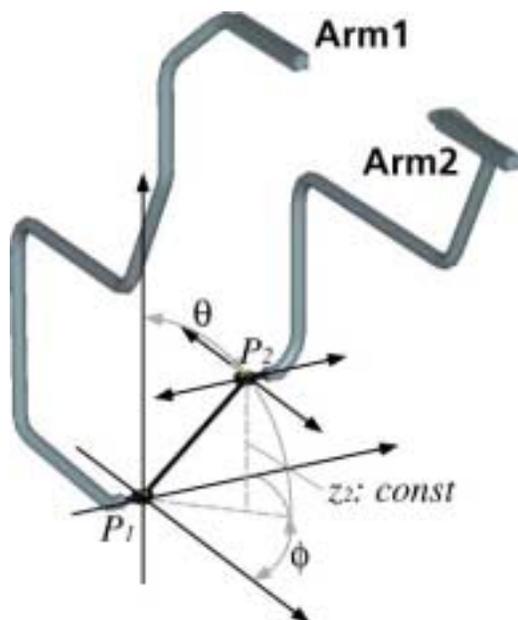


図5 終端器の座標系

の動作の結果を予測することを容易にするもので、医療用のロボット/マニピュレータにとって非常に重要である。

5.1 MR対応策

この機構では、MRI撮像領域から約0.7~1[m]の位置に本体を置くことを前提に、終端部が患者身体に触れることがありうることを、MRI撮像中にも正常に動作可能であることを目標に、以下のようにMR compatibilityを達成した。構造部材...樹脂を多用し、一部をチタン合金とした。ねじはチタンおよび真鍮製の汎用品を用いている。

受動機構部品...全軸がボールねじとリニアガイドの組み合わせからなる直動機構である。これらには高い表面硬さと低い磁化率を両立するベリリウム銅あるいは特殊ステンレス鋼YHD50製の部品を使用している。これらと他の代表的な金属材料の表面硬さと磁化率を表3に示す。玉軸受には窒化ケイ素製の汎用品を用いている。

アクチュエータ...超音波モータを用いている。トルク制御は容易でないが、体積あたりのトルクが強く、特に保持トルクが強力でブレーキ機構が不要である。

表3 代表的金属材料の表面硬さと磁化率

	表面硬さ [HB]	磁化率 [$\times 10^{-6}$]
Be-Cu	300-380	4
YHD50	420	1900
SUS440C	580	10^9
SUS316	187	9000
Al	< 150	20.7 [2]
Ti	> 100	182 [2]

センサ...インクリメント型光学リニアエンコーダと光学式の限界及び原点検出センサーを用いている。いずれも、光ファイバで信号をMR室外まで導き、ここで光電変換を行うことでRFパルスの影響を避けている。前者は特注、後者は汎用品である。

これらの対策により、本機構はモータ駆動時にも画像撮像に対して悪影響を与えず、また画像撮像から影響を受けないことを確認している。特に、画像撮像への影響に関しては、画像の信号対雑音比で1.8%程度の低下が見られたが実用上は全く問題にならない。また磁場の均一性を約0.5 ppm低下させるが、これは既に使用されている頭部固定器のそれ0.9 ppmより良好である。

6. さいごに

MRIが実世界からコンピュータ内部の仮想世界へのインターフェースであるとするなら、MRI協調手術支援ロボットは、仮想世界から実世界へのインターフェースである。これにより互いに協調する「外科医の新しい手と目」に一步近づくことができる。

参考文献

- [1] GE Medical Systems (ed): "MR Safety and MR Compatibility: Test Guidelines for Signa SP" <http://www.ge.com/medical/mr/iomri/safety.htm> Version 1.0, October 1997.
- [2] J.F. Schenck: "The role of magnetic susceptibility in magnetic resonance imaging: MRI magnetic compatibility of the first and second kinds" Med. Phys. Vol. 23, No. 6, pp. 815-850, 1996.
- [3] F.A. Jolesz, P.R. Morrison, S.J. Koran, et.al.: "Compatible instrumentation for intraoperative MRI: expanding resources" JMIRI Vol. 8, No.1, pp. 8-11, 1998.
- [4] K. Chinzei, R. Kikinis, F.A. Jolesz: "MR Compatibility of Mechatronic Devices: Design Criteria" in proc. MICCAI '99, Cambridge UK, Lecture Notes in Computer Science, Vol. 1679, pp. 1020-1031, 1999.
- [5] K. Masamune, E. Kobayashi, Y. Masutani, et.al.: "Development of an MRI compatible Needle Insertion Manipulator for Stereotactic Neurosurgery" J Image Guided Surgery, Vol.1, pp. 242-248, 1995.
- [6] 鎮西清行ほか: "Development of an MR Compatible Manipulator for the intraoperative MRI" 第8回日本コンピュータ外科学会予稿集, 京都, 1999.

鎮西 清行 (Kiyoyuki CHINZEI)

1964年7月28日生まれ。博士(工学) 東大大学院工学系研究科博士課程終了後、1993年4月より機械技術研究所バイオメカニクス研究室に配属、現在に至る。画像誘導の手術支援システム、生体力学の研究に従事。日本エム・イー学会、精密工学会、日本コンピュータ外科学会などの会員。