



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予稿集, pp. 135-136, Sep 1998.

## MRI Compatibilityを有する機械機構

鎮西清行, 本間一弘, 井原一郎 \*

工技院機械技研バイオメカニクス研究室, \* 東京理科大学理工学部機械工学科

## MRI Compatible Machinery

Kiyoyuki CHINZEI, Kazuhiro HOMMA, Ichiro IHARA \*

Biomechanics Div., Mechanical Eng. Lab., MITI/ Japan, \*Dept. Mechanical Eng., Tokyo Science University

*Key words: MRI compatibility, Magnetic susceptibility, Magnetic homogeneity, Nonmagnetic stainless steel*

### Abstract

The authors have developed MRI compatible machines as research instruments such as hydraulic actuated stress machines. MRI compatibility requires the machines are both electrically and magnetically 'transparent'. It prohibits most of standard (also easily available and cheap) mechanical elements being used in MRI environment.

We developed a nonmetallic linear hydraulic actuator which can locate very close to the imaging field. It equips an optical linear encoder and a conventional (electric) strain sensor. The latter was affected by strong RF pulses from MRI but other worked without giving any serious effects to imaging. We also manufactured a two-axes precision linear table. It was driven by two ultrasonic motors via screw shafts. Linear guides and the screw shafts were made from nonmagnetic stainless steel or beryllium copper. It can locate about 80 cm away from the imaging field.

MRI (Magnetic Resonance Imaging)環境下で動作可能な(MRI compatibleな)機械機構はinterventional MRIへの期待の増大とともに手術マニピュレータなども発表されている<sup>[1]</sup>。しかし、MRI特有の特殊環境へどのように対応すべきかについてはあまり知られていないようである。

我々はMRI Compatibilityを有する機械機構をこれまで数種類設計開発してきた。MRI撮像領域至近に設置して作動可能な直動機構および撮像領域から約80 cmの位置で作動可能な精密直動機構につき紹介する<sup>[2]</sup>。

### MRI Compatibility

MRI装置とその他の機器の「相性」をMRI Compatibilityと称する。MRIの計測原理上の制約からMRI compatibilityとその対策を以下のように分類できる。

#### 磁場を乱さない<sup>[3]</sup>

撮像原理上、MRIは磁場不均一性に強く影響される。撮像領域での磁場変動はppmのオーダー以下でなくてはならない。MRI装置近傍に存在する異物につき、比磁化

率・体積をより小さく、撮像領域からより遠いことが求められる。導電体では、磁場の変動あるいは物体の磁場内での移動により生じる渦電流も磁場を発生させる。Gradient Echoシーケンスなど高速の傾斜磁場変動を伴う撮像シーケンスや導電体の形状によっては無視できない。

#### 磁場による引力の影響を受けない<sup>[3]</sup>

強磁性体材料はマグネットに強力に吸引される。これらはマグネット周辺から離れた場所に固定する磁気シールドなどの対策を要する。渦電流による磁場は磁界の変動あるいは物体の磁場内での運動を妨げる方向に働く。

なお、磁性体の受ける引力が最大になるのは通常、マグネット開口部から数十～1m程度離れた場所である。撮像部付近では引力はむしろ弱まる。

#### MR信号を乱さない

誘電体あるいは導電体がRFプローブに近接すると、RFプローブの共振周波数とその特性を低下させる。外部から導かれた導線は外界のノイズを導く事もある。いずれも再構成される画像の画質を劣化させる。

撮像領域近傍に到達する電気配線にはシールド、ラインフィルタを挿入するほか、浮遊容量を極力小さくするように配線の配置にも注意する。使用する電源も注意すべきで、我々はスイッチング電源をトランス式の電源に切り替えてノイズを大幅に減少させた経験がある。

#### RFパルスの誘導の影響を受けない

MRIが印加するRFパルス(最大1 kW程度)によって、マグネット近傍の電気回路にサージ性ノイズが発生する。大電力のノイズであるため、完全に遮断することは難しいと思われる。MRI室内の高利得の電気回路には適宜サージアブゾーバを挿入する。また、導線は短く、配線はtwisted-pair線にて行う。

### 圧縮 / 引張試験装置

筆者らはMRI内で生体組織の圧縮 / 引張試験を行ってきた。その目的のため、定速変位を与えながら軸変位、軸力の計測を行う非磁性材料からなる一軸試験装置を開発した。(図1)



本装置は撮像領域から10 cm 程度の至近距離に配置される。そこで、生体のそれに近い磁化率の材料で構成する必要がある。低速(1 ~ 50 mm/sec), 低出力(100 N)の仕様で十分であるので 遠隔に配置した駆動機(一次シリンダ)の動力を流体の伝達により2次シリンダに伝達する方式を採用した。2次シリンダ側はほぼ総べてをアクリルなど樹脂により構成した。チューブコネクタには黄銅製のものをを用いた。摺動部は汎用の樹脂製の固体摺動部品を用いた。変位の計測は常磁性体のみで構成した光学式エンコーダで行う。通常のリニアエンコーダのスリット板はガラス基板にニッケル等を蒸着したものなので 感光性樹脂により独自に製作した。荷重センサに関しては、ひずみゲージを用いる方法以外に適当な方法が見当たらないので抗磁性用ゲージを用いた。

本機を2テスラ実験用MRI(ボア径31 cm)の中心から約10 cmに設置して動作試験を行い、上記の仕様を満たして動作することを確認した。スティックスリップ現象のためごく低速では速度が安定せず、0.5 mm程度の位置誤差があった。誤差の原因はわずかに残留した気泡によると推定する。またRFパルスの影響は除去しがたく、軸力の測定値にスパイクノイズが混入した。撮像に対してはGradient Echo法で若干の局所的感度低下が起こる以外の影響はなかった。

### 精密駆動系

通常環境ではボールねじとリニアガイドを用いることで0.01 mm程度の誤差の機構を容易に構成できる。そこでこれらを非磁性金属で特製して直動機構を試作してMRI compatibilityの検証を行った。(図2)

ボールねじ, リニアガイド, ベアリングなど点接触で力伝達を行う機械要素では特に材料の表面硬さが重要である。鋼材に匹敵する表面硬さを持つ非磁性の金属材料は少ない。我々は表面硬化可能な非磁性ステンレスYHD50(未標準材)およびベリリウム銅を用いてボールねじ, リニアガイドを試作した。これらの金属と他数種の金属の表面硬さを表1に示す。ボールには窒化ケイ

Table 1: Hardness (HB) and susceptibility ( $\chi$ ) of metallic materials

	HB	$\chi$ ( $\times 10^6$ )
YHD50	420	1900
Be-Cu	300 - 380	4
SUS440C <sup>1</sup>	580	$10^9$
SUS316 <sup>2</sup>	< 187	9000
Al	< 150	20.7
Ti	100	182

1 ... standard steel for bearings etc.  
2 ... nonmagnetic stainless steel

素(セラミックス)を用いた。また、ボールねじを支える軸受けには窒化ケイ素製の汎用品を用いた。モーターには超音波モーター(新生工業USR60N1)を用いた。超音波モーターはアルミ合金, 黄銅等の素材からなる。USR60N1では軸受けがセラミックス製のものに置き換えられている。

本機を上記MRIの外側(中心から約80 cm)に設置して動作試験を行った。その結果、撮像に対して与える影響は観察されなかった。モーターが発するノイズも電源を高品質のものにすることでほぼ除去できた。今後MRIの作動による機構の精度特に超音波モーターの脱調等への影響を調査したい。

### 文献

- [1] Masamune K, Kobayashi E, et.al., "Development of a MRI Compatible Needle Insertion Manipulator for Stereotactic Neurosurgery", proc MRCAS'95, Baltimore MD, 165-172, Nov. 1995
- [2] 鎮西清行, "手術支援とMRI-Compatibility," BME (日本エム・イー学会誌), 11(8), 72-77, 1997
- [3] J.F.Schenck, "The role of magnetic susceptibility in magnetic resonance imaging: MRI magnetic compatibility of the first and second kinds", Med Phys, 23(6), 815-850, 1996

(ここには図がありました)

著作権問題を避けるため、抄録に用いた図と異なるものを次頁に掲載しています。

(Figures here)

To avoid the copyright violation, different version of figures from the ones in the proceedings posted in the extra page.)

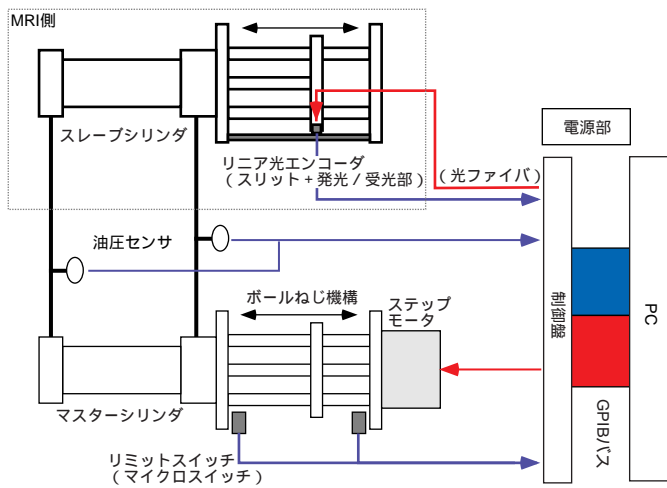


Fig. 1: Nonmetallic Linear actuator for Biomechanical Examination. Max. force = 100N, Max speed 50 mm/sec.

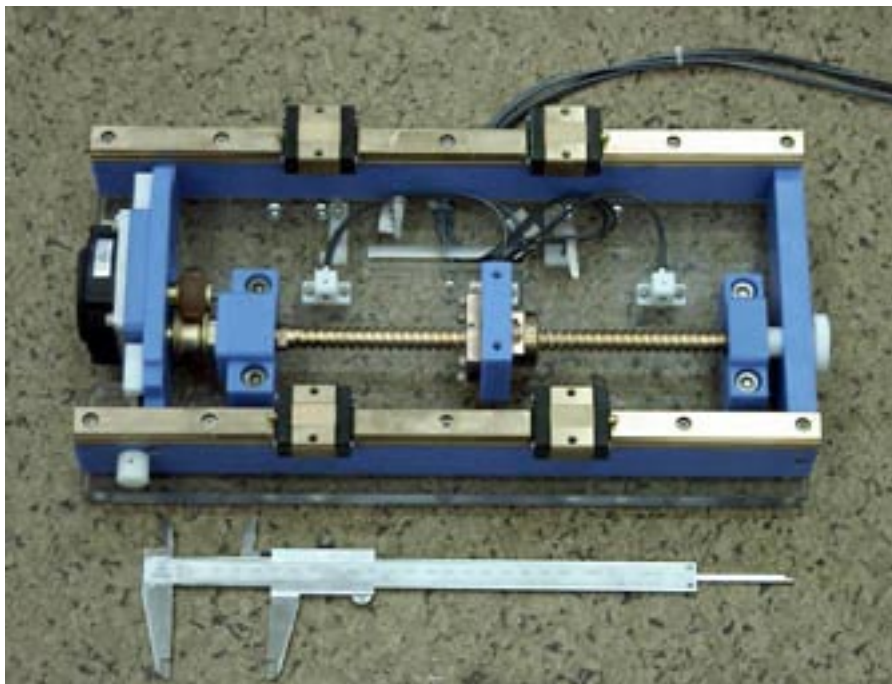


Fig. 2: High Precision Linear Tables. Ultrasonic motor, nonmagnetic stainless steel and Be-Cu are used.