〔第41回総会シンポジウム〕

3. 撮影と管理の実際

東芝中央病院管理部

五 島 仁 士

Key words: MRI, Quality Control, Safety, Maintenance

MRI SCANNING AND ITS QUALITY CONTROL

HITOSHI GOSHIMA

Management Section, Toshiba Central Hospital

Summary

Our hospital has two types of MRI machines: one is a resistive-type installed in March 1982 and the other is a superconducting-type installed in January 1984.

The clinical tests of the resistive system carried out for the Japanese Drug Administration were finished in September 1982 and this type of machine (0.15T) was first approved in May 1983.

The clinical tests of the superconducting system (0.35T & 0.5T) were performed in February 1985, but approval is still pending.

In accordance with the experience I have obtain over the last three years concerning MRI, I am going to discuss about the role of MRI regarding radiological technologists. In my discussion, I will expand on such things as the controls of magnetic field circumstance safety, operations, maintenance, and so on.

1. はじめに

当院では、常電導型 MRI 装置を1982年3月に、超電導型 MRI 装置を1984年1月にそれぞれ設置した。そして常電導装置の薬事法に基づく臨床試験を1982年9月に完了し、わが国初の認可を1983年5月に得た。その後、当院内に「MRI センター」を開設し、超電導装置の0.35T および0.5T についてそれぞれ1984年10月および1985年2月に臨床試験を完了し、薬事法に基づく申請を行っている。

この三年間における知見を基に、磁気環境の管理、安全管理、撮影管理、保守管理の面について放射線技師の立場から取上げた。

2. 磁気環境管理

2.1 周辺への影響に関するもの

2.1.1 静磁場による影響

a. 磁気管理区域の設定

ガウスメータによって、磁束密度分布を把握し、隣接検査部門に対する影響度を予測し、レイアウトを検討する。

b. 電子機器等への影響度

病院内には、電子ビームを利用した多くの機器があり、磁界の影響を受けて画像が傾いたり歪んだりする。その程度は電子ビームの速さと磁界との交叉角度によって異なり、磁界に対する CRT 機器の設置方向を選ぶことによって小さくすることができる。したがって無影響圏は一概には決まらないが、安全サイドから表すと Fig. 1 のごとくになる。

2.1.2 傾斜磁場パルス・高周波パルスによる影響

〔第41回総会シンポジウム〕 3. 撮影と管理の実際（五島）

機 器	装 置	磁場強度 (G)	距 離 (m)		
			0.15 T	0.5 T	1.5 T
加速管	ライナック	0.5	10	20	26
I.I.	X線装置	1	8	20	26
非シールドホトマル	X線 CT, ガンマカメラ, ポジトロン CT	1	8	15	21
リードリレ	ペースメーカー	5	5	9	12.5
シールドホトマル	X線 CT, ガンマカメラ, ポジトロン CT	10	4	7	10
X線管	X線装置, X線 CT	10	4	7	10
CRT	モニタ	10	4	7	10
磁気記録品	磁気テープ, フロッピディスク	10	4	7	10
〃	キャッシュカード	20	3	6	7.5
その他	腕時計	30	2.6	5	6.5

表中の磁場強度は、正常動作する目安値

Fig. 1 Field strength vs distance for electronic apparatus.

傾斜磁場は静磁場に比べて強度が低く、また高周波パルスは外部ノイズ防止対策としてのシールドルーム等によって、ともに外部への障害は無いと考えてよい。

2.2 周辺からの影響に関するもの

2.2.1 静磁場への影響

a. 静止磁性体による影響度

静磁場コイルの近くに磁性体があると、静磁界に非対称が起き、均一性に影響する。したがって鉄類の近接は好ましくなく、一定の距離を保つ必要がある。その影響力は、金属の透磁率・量・距離によって決まり、透磁率は形状や磁界の強さによって変わる。

建物の鉄骨や配管類の固定磁性体による磁場歪は、据付時に行う磁石アライメント調整やシムコイルの電流調整によってある程度補正可能である。

b. 移動磁性体による影響度

撮影中に静磁場コイルの近傍を強磁性体が移動すると、一過性の磁場変動が生じ画像に影響する。影響力は変動強度と、スライス時間に対する変動時間比が関係するから、極く短時間であれば無視できる場合も多い。

鉄重量の大きいエレベータ、自動車（通路・駐車場）等からは一定距離を保つ（Fig. 2）。

c. 電力施設からの影響度

空調・水冷システム・大形変圧器等は磁性体としての影響の他、通電中の漏洩磁束による影響も考えておかねばならない（Fig. 3）。

2.2.2 傾斜磁場への影響

前項の静磁場への影響が無いような環境が確保されて

Fig. 2 Weight vs distance for movable magnetic apparatus.

いれば、傾斜磁場への影響も無いと考えてよい。

2.2.3 高周波磁場への影響

外来雑音にも種々のものがある（Fig. 4）。画像への影響は一過性のものよりも放送波のように持続しているものの方が問題になる。対策としては電波シールドを設けるが、今後は装置の耐ノイズ性の向上によって電波環境が特に悪い場所以外は軽減される方向にある。

	品 名	型 名	kW	X	Y	Z
空調設備	クーリングタワー	東芝 RTC-303N	0.75	0	0	0
	ラインポンプ	エバラ 50LPD52.2	2.2	2.1	1.8	0.8
	ラインポンプ	エバラ 50LPD53.7	3.7	6.25	3.75	1.88
	カスタム室外ユニット	東芝 RAV-54CH	3.75	2.1	0.1	0.8

	形 式	kW	X	Y	Z
変電設備	キュービクル 6000/200 V	207 V 100 A	8.0	0.6	1.0
	キュービクル 6000/3000	3000 23	5.2	4.4	2.4
	室内用 3000/200	200 130	5.6	0.8	4.8
	屋外用 60,000	60000 78	2.7	4.0	3.8
	静磁場電源 240	240 245	100	35	7

50Hz 変動分 (mm Gauss at 1 m)

Fig. 3 Leakage flux from power equipment.

Fig. 4 Sources of electric noise waves.

3. 安全管理

ここでは、磁気が与える生物学上の安全問題は他に譲り、磁気が被検者に及ぼす物理的危害についてのみ取上げる。

3.1 金属製品に働く吸引力

材質が強磁性のものでは自重の数倍の吸引力を受ける。この吸引力は、並進力とトルクの2つに分けて考えることができる。

並進力は静磁場の磁軸（Z軸）に平行な力であって、大きさは磁気勾配と磁場の強さに比例する。したがって、両者が最も大きくなる静磁場ドーム入口付近が最大になる。いずれにしても、吸引されたメス・ピンセット類はドーム入口付近で加速され、その余力でドーム内の患者に向けて落下するので注意を要する。

また、金属製品がある長さを有し、その長手方向が静磁場の磁軸に対して直角の場合には、平行にしようとする強力なトルク（回転力）を受ける。

3.1.1 強磁性医療用品の排除

医用金属材料の種類も多様であるが、使用頻度の点ではステンレス鋼が最も多い。ステンレス鋼はFeを主成分とするCr-FeおよびCr-Ni-Feの合金であり、Niを含む高級ステンレス鋼(SUS 300系)は磁化しないが、SUS 400系は吸引力を受ける（Fig. 5）。

したがって、撮影室内で使う可能性のある医用器具については、あらかじめ吸引の有無をテストし、安全マークとしてカラーコードを施して識別を容易にしておく。

3.1.2 体内金属の安全性

生体内に存在すると考えられる金属には、外科的処置によるクリップ、人工関節、義歯等がある。体内金属の安全性については、並進力やトルクによってクリップが外れたり移動することによって、隣接重要器管に圧迫や傷害を与える危険度が問題になる。危険度は金属に働く吸引力、体内に存在する位置環境、組織との親和性、隣接器管の重要度、病態経緯等の個人差がある。したがって、これらが明確でない場合には撮影対象から除き、確認後実施する。

これらの体内金属の素材の種類も多く、同一品名でもメーカーによって材質や加工法が異なり、磁化の程度にも差があるので注意を要する。

3.1.3 強磁性工具類の排除

MRI装置の保守点検等に用いる工具類の持込み、置忘れには注意が必要で、磁場発生下の点検・調整には非磁性体工具（ベリリウム-Cu合金製）を準備し、安全マークを付して区分しておく。

3.2 立入禁止区域の設定

3.2.1 注意標識

Fig. 6は、MRI施設立入時の注意標識である。ペースメーカー装着者のためには前記の磁気環境測定の結果を基に、5 Gaussラインに注意標識を設け、立入りを禁止する。

3.2.2 表示灯

撮影室入口には、静磁場発生中の「磁気注意」標識を、また撮影中の不用意な出入りを避けるためには「撮影中」

Fig. 5 Metallurgical materials for medical use.

Fig. 6 Caution signs for MRI facilities (Japan Radioactive Equipment Industry Association).

のランプを設ける。

3.2.3 注意事項の掲示

日常携帯する物品で、強磁場中で影響のあるものには次のものが考えられる。

a. 吸引・飛翔・吸着を起すもの

メス、ハサミ、コッヘル、O₂ ボンベ等

b. 磁化により機能を失なうもの

磁気カード・テープ類、アナログ時計・カメラシャッター等のメカ製品

c. 磁気機能に異常をきたすもの

ペースメーカー、電子式シャッター等のリードリレ

受診者および立入者への心得として、以上の磁気に対する注意事項を含めた掲示板を設け、周知を図る。

4. 撮影とその管理

4.1 撮影前処置

4.1.1 金属装身具類の排除

患者が身につけている強磁性体にはヘアピン・ホックなど意外に種類も多く、更衣後の下着・頭髮などに対しても再確認する。

強磁性体以外の金属は、スライス面内に存在しない限

り問題とはならない。しかしスライス面に存在するときは、たとえ強磁性体以外の金属であっても原則として排除するように心掛けるべきであろう。その理由は、金属によっては強磁場中でのみ磁気モーメントを生ずるものもあり、これが金属を中心とした小範囲の画像歪みを起し、診断不能になる恐れがあるからである。

4.1.2 体内金属の確認

体内金属の有無については、手術歴等の問診によるほか、X線写真等によって可能な限り確認に務める。体内金属を有することが解っている患者の安全性の確保、画像への影響については3.1.2および4.1.1に記した。

4.1.3 撮影内容の説明

患者には、従来のX線撮影と異なる点について説明し、とくに撮影時間が長いことについて理解と協力を求める。

4.2 撮影条件の設定

MRIは、イメージモード (SR・SE・IR・T₁・T₂) とパルスシーケンス (T_R・T_E・T_D) によって、描出される生体組織の固有パラメータ (¹H・T₁・T₂) の強調度が異なるので、診断目的によって選択する。

プロジェクション数や加算平均回数は、多いほどS/Nや分解能が向上するが、それだけ撮影時間が長引くので動く撮影部位では必ずしも得策ではない。

なおMRIでは、得られる断面が横断・矢状・前額と任意なので撮影枚数も多くなり易く、それだけ全撮影時間も延長し易い (Fig. 7)。診断目的に応じた必要最小限の標準撮影条件の設定が必要になる。

Fig. 7 Scan time vs projection.

その他のMRI特有の条件設定としては、サーフェイスコイル・ポジションスキャン・マルチスキャンなどの設定がある。

4.3 記 録

前項に記したように、MRI の撮影条件はパラメータが複雑で、したがって撮影録として記載しておくべき事項も多い。これは安全管理上のほか、パラメータと画質と診断評価との関連を糾明する上からも重要で、これによって標準パルスシーケンスとの対応も促進できる。

5. 保守管理

5.1 精度管理

ユーザサイドでの点検項目には均一性、空間分解能、S/N、 T_1 ・ T_2 値、スライスの位置と厚さ、横断・矢状・前額各面の立体相互精度などがあり、ファントムによりチェックする。

5.2 冷却系の保守

常電導装置ではコイルに大電流を流すので、発熱を抑えるため水冷式になっている。点検項目としては水温・水圧・イオン交換樹脂および循環水の定期交換などがある。常電導水冷システムの概要を Fig. 8 に示した。クー

Fig. 8 Cooling system of normal conduction.

リングタワやチラの保守については、病院空調担当部門で一括管理することも考えられる。

超電導装置の冷却システムを Fig. 9 に示す。コイルを L He と L N₂ で冷却して、一旦超電導状態に移行させると昼夜を問わず永久磁場を発生させることになり、この間 L He と L N₂ は少しずつ蒸発する。この処置には次のような場合が考えられる。①蒸発分だけ定期的に補充する ②冷却機で冷却して蒸発量を抑える ③蒸発分をバルーンに貯め、業者に引渡す ④病院に液化機を備えて再利用する。⑤以上の複合形、などが考えられる。現状は②が最も多い。

5.3 保守契約

磁場電源・CPU・冷却システムについては、X-CT 等の場合と同様の保守契約がメーカーとの間に必要になる。

5.4 運転コスト

装置のランニングコストは、ほとんど冷却系の電力・水道・L He・L N₂ に消費されるが、常電導に比べて超電導は約 2 倍になる。

6. おわりに

放射線技師サイドから、MRI 装置の管理について磁気環境・安全・撮影・保守の日常業務面から、大綱のみではあるがまとめた。

従来の放射線管理が被曝の軽減ということで放射線技師の重要な管理業務であったように、MRI における磁気環境管理が直接画質に影響する因子を含む点からも、管理する側の責任は重要である。

日本医学放射線学会における NMR の宿題報告で、東

Fig. 9 Cooling system of super conduction.

大・飯尾教授はサブタイトルとして「よき診断をめざして」と付け加えておられたが、われわれも「よき画質をめざして」を掲げて頑張りたいと思う。

文 献

- 1) 朝倉健太郎：医科器械学誌, 53(10), 28, (1983).
- 2) テイサン(株)：NMR-CT 用各種ガスと関連機械, (1983).
- 3) Paul FJ New, et al.: Potential Hazard and

Artifacts of Ferromagnetic and Nonferromagnetic Surgical and Dental Materials and Devices in Nuclear Magnetic Resonance Imaging. Radiology 147, 139-148, (1983).

- 4) 真野 勇：NMR 診断法, 秀潤社, (1984).
- 5) 関 康雄：環境電磁工学, 理研 EMC, (1982).
- 6) 日本放射線技師会：NMR の理論と臨床, マグプロス出版, (1984).