

静磁場の体内金属へ及ぼす
影響

The Effect of the Static Magnetic
Field on the Metallic Implants

吉川宏起 (東京大学医学部放射線科)
伊藤正光 (同 上)
町田 徹 (同 上)
飯尾正宏 (同 上)
落合慈之 (東京大学医学部脳外科)
安岡弘志 (東京大学物性研究所)

キーワード
Safety of NMR-CT, Metallic implants, Magnetic susceptibilities

要 旨

With the intention of examining the safety of NMR-CT we evaluated the effect of the static magnetic field (up on 1.17 T) on surgical clips, a needle, an inner ear prothesis, and so on. Two intracranial aneurysm clips often used clinically nowadays had paramagnetism (their magnetic susceptibilities were 3.7×10^{-6} and 2.9×10^{-6} emu/G), but four intracranial aneurysm clips and a needle were proved to have ferromagnetism. We should take special care to verify that not only patients but also paramedical staffs had no such ferromagnetic substances in themselves at the examination room.

1 緒 言

Nuclear Magnetic Resonance-Computed Tomography (核磁気共鳴コンピュータ断層撮影, 以下 NMR-CT) は近年開発され, 著しい発展を遂げている新しい画像診断法で, 現在わが国においても工場のもを含めて 20 台近くの装置が稼

動している. 主として水素原子核 (プロトン, ^1H) を対象としているが, 将来的には ^{31}P や ^{23}Na , ^{19}F , ^{13}C なども対象に含まれることが予想されている (一部はすでに映像化がなされている). X 線被曝が不可避の X 線 CT に対して, 磁場 (臨床的には静磁場と傾斜磁場, ラジオ波 (RF) 磁場が使用されている) を使用する NMR-CT は人体に与える悪影響が, 以下の二つの場合を除いて殆ん

どないと考えられている。一つは心臓ペースメーカー装着者で、平均して 50 Gauss (G)、機種によっては 10G 程度の磁場強度で正常の作動が損なわれると報告されており¹⁾、これは我々も経験している²⁾。もう一つは体内に強磁性体からなるクリップ等を有している者で、とくに脳血管腫の手術に用いたクリップがはずれて患者が死亡するという事故が発生している。

今回我々は現在臨床的によく使われるペッツやクリップ、注射針、prothesis などを用いて、静磁場内における影響を観測する簡単な実験を行い、磁束方向に加わる力を測定したので報告する。

2 材料ならびに方法

材料は消化管縫合用ペッツ、脳外科手術用クリップ (8 種類)、鼓室形成用 prothesis、静脈内注射用翼状針など計 13 品目である (表 1)。

装置は図 1 のような電磁石の備わった磁気振子で、磁場強度は最高 1.6 Tesla (T) まで上げることができる。資料は図 1 の B 点にある振子の資料台に固定される。この B 点は A 点が最高磁場 1.6 T のとき 1.17 T を示し、そのときの磁場勾配が 0.18 T/cm となる点である。磁気振子では資料が磁場から受ける力で動こうとするのを、電氣的フ

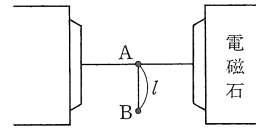


図 1 磁気振子の上面図。

電磁石は 1.6 T まで磁場を上昇させることができる。A 点が 1.6 T を示すとき、B 点 (振子資料台の位置) は 1.17 T で、磁場勾配は 0.18 T/cm である (但し $l=4.25$ cm)。

ィードバック機構が働き平衡状態が保たれているが、この磁場から受ける力をフィードバック機構に流れる電流で換算されている。電流の単位を力の単位に較正するために、磁化率が既知の物質による測定値を利用している。

実際の測定法は、静磁場を 0 から 1.6 T まで連続的に上昇させ、各磁場強度において資料に加わる力を測定していく。各資料はワックスを用いて振子資料台の上に、磁束に対して可能な限り垂直になるように固定した。

3 結果

各資料に加わる力は表 2 および図 2, 3 に示す如

表 1

資料番号	名 称	質料 (mg)
1	消化管ペッツ	20
2	ウェッククリップ	303.8
3	銀クリップ	31.5
4	スコーピルクリップ	251.8
5	ハイフェッツクリップ	170.9
6	エンサークリング (ϕ 2mm)	136.7
7	テンポラルクリップ	192.7
8	ヤサギルクリップ	89.5
9	スギタクリップ	145.6
10	鼓室形成用 prothesis	20
11	翼状針 (21G)	50

表 2

資料番号	1.17 T (磁場勾配 0.18 T/cm) のときに加わる力 (g 重)	磁化率 (emu/G)
1	-0.0005	2.2×10^{-5} 3.7×10^{-6} 2.9×10^{-6}
2	-0.005	
3	-0.0007	
4	+3.1	
5	+33.3	
6	不 能	
7	+0.45	
8	+0.087	
9	+0.069	
10	0	
11	不 能	

表 3

資料番号	元素	Fe	Cr	Ni	Co	Mo	C	Mn	Al	Ti	Others
4		balance	16-17	9-10	(-)	3	0.2	(-)	(-)	(-)	(-)
5		balance	16-18	6.5-7.5	(-)	(-)	0.09	1.0	0.75-1.5	(-)	(-)
8		balance	16-18	10-14	(-)	2-3	0.03	2.0	(-)	(-)	(-)
9		16.0	20	15	balance	7	0.15	2.0	(-)	(-)	Be 0.04

くで、資料 4, 5, 7 は強磁性体としての性質を有し、資料 8, 9 は常磁性体に近い性質を有していた。その他の資料は反磁性あるいは常磁性でも殆んど測定できない程度のものであった。資料 6 と 11 は測定不能であったが、これは磁化が強すぎて資料の固定が加わる力に耐えられなかったものである。測定された資料の中では、資料 5 に加わる力が最も強く、静磁場強度 1.17 T (磁場勾配が 0.18 T/cm) のもとで 33.3 g 重であった。

磁化率は常磁性体に近い性質を有する資料 8, 9 と対比するために最も弱い強磁性体の性質を有する資料 7 について算出した (表 2)。

4 考 察

主として脳動脈瘤の手術に利用されるクリップについて、その他臨床的に使用頻度の高いものとして静脈内注射用翼状針と消化管縫合用ペツツ、また現在殆んど使用されていないがステンレス製の鼓室形成用 prothesis を選んで、静磁場における影響を観測した。今回は磁気振子を用いて、主として資料に加わる静磁場の磁束方向の力を測定した。

結果は表 2, 図 2, 3 に示す通りで、この中で実際に NMR-CT を施行する際に問題となるのは、強磁性体としての性質を有する資料 4, 5, 7 で、とくに資料 5 は静磁場強度が 1.17 T で磁場勾配が 0.18 T/cm のもとで 33.3 g 重の力を受けていた。この資料 5 は強磁性体としての性質を有しているため、受ける力は静磁場強度および磁場勾配に比例する。従って静磁場強度が 0.5 T で最も高い磁

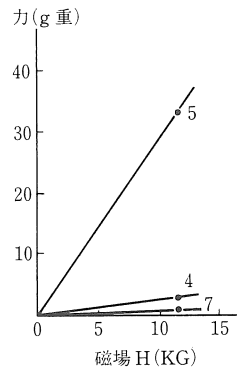


図 2

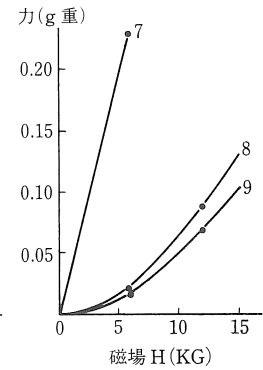


図 3

場勾配を示す部位が 0.0025 T/cm の NMR-CT では、資料 5 に加わる最大の力は次のように計算される。

$$33.3 \text{ g 重} \times \frac{0.5 \text{ T}}{1.17 \text{ T}} \times \frac{0.0025 \text{ T/cm}}{0.18 \text{ T/cm}} \approx 0.2 \text{ g 重}$$

人間の脳が犬の脳と同じ弾性特性を示すと仮定すると、脳の Young 率は 10 g 重/cm² となり³⁾、上記の算出値 0.2 g 重が 2mm² 以下の面積に加われば脳に損傷を及ぼすことが推定される。言うまでもなく脳動脈瘤クリップの先端は鋭利であるため上記の条件を十分に満たしていると考えなければならない。従ってクリップの固定場所やその固定力にもよるが、周囲の脳損傷を引き起こす危険性が十分に考えられるため、こうしたクリップを脳内に有する患者の NMR-CT は避けなければならない。

現在臨床的に多く用いられている脳動脈瘤クリップは資料 8 と 9 であるが、これらは常磁性に近

く、その磁化率はそれぞれ 3.7×10^{-6} emu/G, 2.9×10^{-6} emu/G であった。これを前記の NMR-CT 内に入れると、それぞれの資料に加わる最高の力は 2.08×10^{-8} g 重, 1.67×10^{-8} g 重となり、資料 4, 5, 7 と比較すると非常に小さいことが示されている。臨床的にもほぼ問題がないと考えられるが、前記の如くクリップは先端が鋭利であるので、NMR-CT を施行するか否かの決定には慎重な対応が必要であると考えらる。

資料 6 や 11 は磁場から加わる力が大きすぎて、この測定法では正確な測定が不可能であった。しかしこれらが強磁性を有していることは明らかで、脳を含めた生体に対する危険が十分に予想されるため、これらを体内に有していたり、刺入されている患者の検査は回避すべきである。

この静磁場による資料に対する牽引力の他にトルク力の作用や主として磁場の変換やラジオ波の印加によって生じる資料周辺の熱効果が、NMR 映像法で考えられる生体への悪影響である。熱効果に関しては Davis P.L. 等⁹⁾ が述べているように、臨床に使用されている NMR 装置では問題にならないことが報告されている。しかし静磁場強度が 1.5 T の装置が臨床に使用されようとしている現在再度検討されなければならない問題であると考えらる。また我々の実験では測定されなかった静磁場によるトルク力も無視することができない。資料 4, 5, 6, 7, 11 では相当なトルク力が作用

することが予想される。今後を正確なトルク力の測定および周囲の軟部組織への影響を検討していく必要がある。

謝 辞

本研究は、厚生省有水班（核磁気共鳴の医療への応用）の援助のもとに行われたことを感謝致します。

文 献

- 1) Pavlicek, W., et al.: The effects of nuclear magnetic resonance on patients with cardiac pacemakers. *Radiology* 147: 149-153, 1983.
- 2) 西野恒彦他: NMR 使用環境における植込み型ペースメーカーの動作に関する検討. 「NMR 医学」3: 97-102, 1983.
- 3) 青柳訓夫他: 脳のコンプライアンス: その 2 脳の局所弾性率, 粘性率からのアプローチ. *脳神経* 34: 509-516, 1982.
- 4) New, P. F. J., et al.: Potential hazards and artifacts of ferromagnetic and non magnetic surgical and dental materials and devices in nuclear magnetic. *Radiology* 147: 139-148, 1983.
- 5) Davis, P. L., et al.: Potential hazards in NMR imaging: heating effects of changing magnetic fields and RF fields on small metallic implants. *AJR* 137: 857-860, 1981.