〔第41回総会シンポジウム〕

2. NMR-CT のハードウェア

三菱電機株式会社中央研究所

岩 本 雅 民

Key words: NMR-CT, Hardware

2. NMR-CT HARDWARE

MASATAMI IWAMOTO

Central Research Laboratory, Mitsubishi Electric Corporation

Summary

In the NMR-CT system, images are obtained from NMR signals. NMR signals are collected by use of three kinds of magnetic fields; static main magnetic field, gradient magnetic field, and RF magnetic field. To generate the main magnetic field, three types of magnets can be used; a superconducting magnet, normal conducting magnet, and permanent magnet. Presently, superconducting magnet gives the best image quality. Principle of superconductivity and cryogenic cooling are also described.

1. はじめに

NMR-CT は磁場を利用した画像診断装置である。Fig. 1 にブロックダイアグラムを示すが、メインコンソールのキーボードから操作して撮影し、CRT に画像を表

示し、必要に応じて記録する。コンピュータとしてはミニコンないしスーパーミニコンクラスのものが使用されている。これらの点はX線 CT と同じである。

X線 CT はX線を利用して画像情報を収集している。これに対して、NMR-CT は磁場を利用し核磁気共鳴の原理によって画像情報を収集する。磁場として次の3種類を同時に使っている。

- (1) 主磁場 (直流的に印加する, 0.1~2 T (テスラ))
- (2) 傾斜磁場 (パルスの印加する)
- (3) RF 磁場 (高周波磁場, パルスの印加する)

NMR 信号とは、RF 磁場のパルスの印加の後に試料 (この場合は人体) から残響またはエコーのように現われる高周波の弱磁場のことで、その大きさ、周波数ならびに位相に画像情報が含まれている。

上記の3種類の磁場を発生するためのコイルの構成を Fig. 2 に示した。RF コイルは、RF 磁場を発生するためのもの。多くの場合、NMR 信号の受信アンテナを兼ねる。傾斜磁場コイルには x, y, z 方向の3種のコイル G_x , G_y , G_z がある。主磁場コイルはこれらのコイルの中

Fig. 1 Block diagram of NMR-CT.

Fig. 2 Coils of the NMR-CT magnet.

で桁違いに大きなコイルであり、重量も大きい。同図の右上にあるシムコイルは主磁場コイルの作る静磁場の不均一性を補正するためのもので、主磁場コイルの附属品である。

各コイルには Fig. 1 に示すように専用の電源が設けられているが、ここではこれ以上は言及しない。

2. RF コイル

2.1 電気回路

RF コイルは高周波磁場を発生するためのもの。その周波数は核磁気共鳴の周波数

$$\omega_0 = \gamma B_0$$

である。通常、sinc 関数 ($\sin \omega t / t$) ないしガウス関数で変調された高周波パルスである。主磁場で揃えられたスピンに対してそれと直交する横方向から印加しスピンを磁気共鳴させる。高周波磁場の大きさは $10^{-6} \sim 10^{-5} \text{ T}$ と極めて小さい。しかし周波数が高いので、かなり大きな高周波電力（ピーク電力 $\sim 1 \text{ kW}$ ）が必要となる。また、コイルには高電圧（ $\sim \text{kV}$ ）が印加されるから、人体とコイルの間の絶縁には十分な配慮が必要である。

多くの NMR-CT では一個の RF コイルが高周波磁場を発生すると同時に、NMR 信号の受信コイルを兼ねている。Fig. 3 は RF コイルの電気回路を示す。互に逆接続されている 2 個のダイオードは一種のスイッチとして働く。すなわち、RF 送信（つまり高周波磁場を発生する場合）時には回路の電圧が大きいので、ダイオードは導通状態になりスイッチは ON 状態となる。このとき、 $\lambda/4$ 波長ケーブルは高インピーダンスとなり送信電力は RF 受

信系に対しては遮断され、RF コイルにのみ電力が供給される。

NMR 信号は RF コイルから入るが、微弱信号であるためすべてのダイオードは OFF 状態になる。2 本の直列に接続された $\lambda/4$ 波長ケーブルは、全体として $\lambda/2$ 波長となり低インピーダンスとなる。このために、NMR 信号は受信系にのみ入る。

RF コイルは高周波コイルであるから、同調をとることが大切である。コイルに並列または直列に接続されたコンデンサを変化させて、NMR 信号の感度最大点に調整する。これが SN 比最良点に対応する。この同調点はコイルの中の患者の大きさや位置の変化によって微妙にずれる。撮影の現場で同調をとりなおしこのずれを補正することが高品位の画像を得るために望ましい。

2.2 サーフェイスコイル

最近、サーフェイスコイル方式と呼ばれる NMR-CT の撮影方式が採用されるようになった。サーフェイスコイル（表面コイル）とは受信専用の小さな RF コイルのことである。人体の表面（Surface）に当てがって使用するからサーフェイスコイルと呼ばれる。Fig. 4 はサーフェイスコイルの一例である。

Fig. 4 Surface coil.

Fig. 3 RF coil and tuning circuit.

サーフェイスコイルは小形で人体の表面に近接して配置できるから人体との電磁的結合が良くなる。このため SN 比の優れた NMR 信号を収集でき高解像度の画像が得られる。ただし、コイルが小形であるため NMR 信号を収集できる空間的な領域の大きさが限定されるので、画像は局所的な拡大像となる。

サーフェイスコイルは小形の簡単なコイルである。撮影の現場で目的や患者の体位に合わせて最適なコイルを工夫することも良い画像を撮影するために必要となるだろう。

2.3 NMR 信号

NMR 信号の実例を Fig. 5 に示す。約10 ms 持続する数 μV の微弱な高信波信号である。SN 比が良いことが高品位の画像を得るために必要である。SN 比としては数100程度のものが望ましい。

Fig. 5 NMR signal (time scale; 1 ms/div).

SN 比を高くする方策として次のような方法がある。

- (1) 主磁場として高磁場を用いる。NMR 信号は主磁場 B_0 の二乗に比例して大きくなる。結果として SN 比は $B_0^{-1.5}$ に比例して改善される。
- (2) 電磁シールドを施し、ノイズ（雑音）の混入を防ぐ。
- (3) RF コイルを小さく作り、人体に近接させて電磁的結合を良くする。前節で述べたサーフェイスコイルはこの考え方に基づくものである。
- (4) 加算平均処理（アベレージング）。同一の測定を N 回おこない、得られた N 個のデータを加算平均する。SN 比は N 倍に改善される。SN 比を良くする最も安易な方法であるが、データ採取時間（撮影時間に対応）が N 倍必要となる。

3. 傾斜磁場コイル

傾斜磁場とは空間位置によって直線的に増減する磁場である。主磁場に小さな傾斜磁場を重ねて印加することによって、主磁場の強さに一種の勾配をつけることができる。この磁場勾配の大きさは1 cm 当りで $10^{-5} \sim 10^{-4} \text{ T}$ のものが使用されている。

この傾斜磁場によって、NMR 信号に空間的な位置情報を付加することができる。また、共鳴励起する際に傾斜磁場の勾配の方向と大きさを調整することによって共鳴励起する空間的範囲を限定することができる。これがスライスを切り出す原理である。

傾斜磁場コイルには x , y , z の3方向の3種のコイルがある。Fig. 6の左図は z 方向の傾斜磁場コイルである。向い合った2個の円形コイルに、互に逆方向の電流を流すことによって、矢印で示すような z 方向の傾斜磁場が発生できる。磁場勾配の強さは電流に比例する。Fig. 6の右図は x 方向の傾斜磁場コイルである。4個の鞍形コイルを組合せて構成される。この配置のコイルを z 軸の回りに角度で90度回転してやれば、 y 方向の傾斜磁場コイルが得られる。

Fig. 6 Gradient magnetic field coils.

実際の傾斜磁場コイルは銅コイルで作られている。小さな励磁電力消費で大きくかつ直線性の良い傾斜磁場が発生するようにコイルの形が決められる。寸法の一例は文献(2)に示されている。

x , y , z 方向の3種の傾斜磁場コイルの電流の分配を変化することによって、任意の方向の傾斜磁場が発生できる。これによって、NMR-CT では任意の方向の断層像（スライス）を、傾斜磁場コイルの電流を制御するだけで撮影することができる。このことは NMR-CT の長所の一つである。

傾斜磁場コイルでは発生する磁場の直線性と精度が重要である。また、傾斜磁場はパルス的に励磁されるから周辺の金属体に誘起される渦電流の影響や音響の発生にも十分な配慮が必要である。

しかし、傾斜磁場コイルは主マグネットの内側の円筒壁面に埋め込まれた状態に作られていることが多いので、撮影の現場でこれらのコイルに手を加えたり調整したりすることはできない。また、その必要もほとんどないように予めメーカーで調整されている。

4. マグネット

4.1 磁場の強さ

スピンの方向を揃えるための主磁場を発生するための

コイルで; NMR-CT の中心となるコンポーネントである。磁場の強さとして 0.1~2 T のものが使用されている。磁場が強いほど NMR 信号が大きくなり, SN 比が高くなる。このため高磁場マグネットの採用は高品位画像を得る決め手である。しかし, 高磁場マグネットは大形化しコストも高くなるので, 使用目的に応じコストパフォーマンスの観点から最適な磁場のものを選定することになる。

4.2 磁場の均一度

NMR-CT 用のマグネットでは磁場の均一性が良いことが必要である。実際には人体の寸法 (~35 cm) の空間で磁場の不均一成分が 10 ppm 程度のものが使用されている。

磁場の高均一性が要求される理由は次のとおりである。

- ・ 小さな傾斜磁場で高い空間解像度が得られる。
- ・ このため傾斜磁場のコイルと電源が簡単なものになる。
- ・ NMR 信号の周波数帯域を狭くできるから, SN 比が良くなる。

磁場の高均一性を得るためにマグネットは高い寸法精度で工作されている。僅かの寸法変化も磁場の均一性に悪影響を及ぼすので, 使用に際してはマグネットに衝撃を与えたり不要な力を加えたりしないようにすることが大切である。

マグネットには多数のシムコイルを設けて磁場補正し高均一性を確保していることは Fig. 2 で示した。シムコイルの個数は数個のものから数 10 個に及ぶものがある。

4.3 マグネットの方式

Table 1 に示すように, マグネットには (1) 超電導マグネット, (2) 常電導マグネット, (3) 永久磁石の 3 方式がある。それぞれ一長一短がある。

Table 1 Three types of NMR-CT magnets.

	超電導マグネット	常電導マグネット	永久磁石
設備	△ ヘリウム冷却	△ 安定化電源 △ 水冷却	○ 恒温保持
特徴	○ 高磁場 ~2T ○ 電力 小 ○ 超安定磁場 △ 浅れ磁場 大	△ 低磁場 ~0.2T △ 電力 大 △ 磁場ドリフト ○ 磁場可変	△ 低磁場 ~0.3T ○ 電力 極小 ○ 安定磁場 ○ 浅れ磁場 小 △ 重量 大

超電導マグネットは高磁場が得られることや電力消費がないことが利点であるが, 液体ヘリウムを用いて冷却する必要があることが短所である。常電導マグネットは通常の銅線で巻かれたなじみやすいコイルであるが, 消費電力が大きいこと, 冷却水が必要なことが短所である。永久磁石は最も扱い易いマグネットであるが, 重量が大きいことが欠点である。

これらの 3 方式のマグネットは今後とも使用目的に応じて使い分けられていくであろう。現在最も高品位の画像が得られているのは, 超電導マグネットを用いた NMR-CT においてである。また, 超電導マグネットは病院機器として初めての装置であるから, 次章で詳しく説明しよう。

5. 超電導マグネット

5.1 超電導現象

超電導 (superconductivity) とはある種の金属が極低温に冷却されると電気抵抗を完全に失う現象である³⁾。1910 年にオランダの物理学者 H. オンネスによって発見された。以来 70 有余年にして始めて医学分野に貢献することになったわけである。

Fig. 7 は超電導現象の説明図である。通常の銅は温度を下げると電気抵抗が減少していくが, ある値以下には下がらない。つまり, 銅は超電導にならない。Nb-Ti は現在最も広く使用されている超電導材料であるが, ある温度で突然に電気抵抗が完全に零となる。これが超電導状態である。超電導状態になる温度を臨界温度 T_c と呼ぶ。この臨界温度が極低温に限られることが超電導の泣き処である。

物理学では温度目盛として絶対温度目盛 (単位はケルビン K) を用いている。絶対温度とは, Fig. 8 に示すように, 温度の下限である摂氏 -273.2°C を絶対零度とする温度目盛である。

Fig. 7 Superconductivity.

Fig. 8 Absolute temperature.

上述した Nb-Ti 超電導材料の臨界温度は僅かに 9 K である。すなわち 9 K 以下に冷却して始めて超電導（電気抵抗零）の状態になる。このような極低温では普通のガスは凍って固体になってしまう。唯一の例外がヘリウムである。ヘリウムの沸点（液化温度）は一気圧において 4.2 K である。したがって、超電導マグネットを冷却するには、4.2 K の液体ヘリウムを冷媒として使用することになる。

5.2 超電導コイルとクライオスタット⁴⁾

Nb-Ti 超電導線の例を Fig. 9 に示した。銅の中に、極めて細い（直径：数 10 μ ）の Nb-Ti 合金の芯線（フィラメント）が数 100 本も埋め込まれている。しかも、Nb-Ti の芯線は銅の中で撚られている（ツイストと呼ぶ）。この形式の超電導線を極細多芯ツイスト線と呼び現在最も多く使用されている。この線材をフォルマールで絶縁処理した後に、コイルに巻線したものが超電導コイルである。

超電導コイルに電流を流すためには、液体ヘリウムで極低温（4.2 K）に冷却して超電導状態（電気抵抗零）にしなければならぬ。Table 2 に示すように、液体ヘリウム

は気化熱が小さいので蒸発しやすく、しかも高価である。このため、超電導コイルは Fig. 10 に示すように真空断熱した一種の魔法瓶（クライオスタットと呼ぶ）の中に収納されている。しかも、断熱のための真空層の間には、熱輻射を軽減するために 2 重の熱シールド（熱遮蔽板）を設けている。すなわち、気化した冷たいヘリウムガスで冷却する 20 K 熱シールドと、液体窒素（沸点 77 K）で冷却する 77 K 熱シールドである。

Fig. 9 Fine filament twisted superconducting wire.

Table 2 Evaporation heat of liquefied gas.

	気化熱	価格
液体ヘリウム	5 cal/g	2000 円/リットル
液体窒素	49 cal/g	30 円/リットル
水	540 cal/g

Fig. 10 Superconducting magnet and cryostat.

Table 3 Three types of cryogenic cooling systems.

	冷却機	液体ヘリウム消費	液体窒素消費	維持費
開放式				
シールド冷凍式	20 K 冷凍機	0.3 リットル/時間	～1 リットル/時間	ヘリウム
ヘリウム液化式	4.2 K 液化機	0.15 リットル/時間	——	電力・保守 電力・保守

したがって、超電導マグネットを運転するためには、液体ヘリウムと液体窒素の 2 種の冷媒を補給する必要がある。これらの定期的な補給は専門の業者に委託することができる。

以上に述べた超電導マグネットでは蒸発したヘリウムガスを大気中に開放し捨てている。この他に、ヘリウム冷凍機やヘリウム液化機を併用して冷却する方式があり、Table 3 にまとめた。シールド冷凍式とは冷凍機で 20 K 熱シールドを冷却し液体窒素を必要としない方式である。この場合、液体ヘリウムの蒸発による消費量も半減することも利点である。

ヘリウム液化式は蒸発したヘリウムガスを再液化する方式である。この場合、液体ヘリウムの補給も不要となる。これらの方式の選定に際しては、設備コスト、冷媒コスト、保守費などを総合的に考慮する必要がある。

5.3 永久電流モード

NMR-CT 用の超電導マグネットは永久電流モードで運転されている。永久電流とは超電導で始めて可能になった励磁方法で、その原理を Fig. 11 に示す。永久電流モードでは超電導コイルは超電導状態で短絡された閉回路を形成している。流れている電流は電気抵抗が無いから減衰せず永久に流れつづける。このため極めて安定した磁場が得られる。実際のマグネットでの永久電流モードの磁場の減衰率は 1 時間当たり 0.1 ppm 以下である。

Fig. 11 Persistent current mode operation.

超電導マグネットを用いた NMR-CT で高品位の画像が得られるのは、高磁場であることにもよるが、永久電流モードによって安定な磁場が得られることも一因となっている。

なお、永久電流モードでは外部の電源が不要であることも大きな利点である。

5.4 クエンチ

クライオスタットの中の液体ヘリウムが不足すると、超電導コイルの温度が臨界温度を超え、超電導性が失われて、巻線に電気抵抗が出現する。このとき電流によって発熱しさらに温度上昇するので、この現象は急激なものとなる。この現象がクエンチと呼ばれる。

クエンチが生じると、発熱のために液体ヘリウムが急激に蒸発し圧力上昇する。安全弁からヘリウムガスが噴出する。このとき、大きなガスの噴出音がするから、クエンチしたことは直ちにわかる。

クエンチが生じた場合の復旧作業はかなり高度な作業となるので、メーカーを呼ぶことになる。なお、正常な運転をしている限り、クエンチは生じない。また、実際にクエンチが生じた例もほとんどない。

6 電磁シールドと磁気シールド

電磁シールドは電波の浸入を防止するためのもので、薄い銅箔で内張りした部屋を作ることによって簡単にできる。ただし、ドアや窓の開閉部分や配管や電気ケーブルの出入部には工夫が必要である。

磁気シールドは洩れ磁場の及ぶ範囲を限定するためのもので、鉄板でマグネット部分を取り囲む構造になる。Fig. 12 は 0.6T の超電導マグネットを磁気シールドする例である。この磁気シールドの外側では洩れ磁場は 5 ガウス以下になる。

なお、磁気シールドは外部の電流や鉄材の作る磁場がマグネットの中の均一磁場を乱すのを防ぐ役目もしている。このために、磁気シールドはマグネットにとっても必要な設備である。

7. む す び

NMR-CTは磁場を利用する初めての診断装置である。高品位の画像を得るためには、(1)SN比の向上、(2)主磁場の高均一性・高安定性、(3)傾斜磁場とRF磁場の波形とタイミング精度が重要である。

運転に際しては洩れ磁場に注意しなければならない。誤って鉄を近づけると大きな電磁力で吸引される。超電導マグネットの場合は液体ヘリウムや液体窒素の補給、常電導マグネットの場合には冷却水の管理に配慮する必要がある。

NMR-CTはハードウェアの点でも未だ発展途上にある。今後は病院での利用面での成果を反映し、さらに完成されていくであろう。

文 献

- 1) 真野：NMR診断法，秀潤社。
- 2) 核磁気共鳴医学研究会編：NMR医学，丸善。
- 3) 増田，他：超電導エネルギー入門，オーム社。
- 4) 山田：超電導現象と磁気共鳴，画像診断，5，82，(1985)。

Fig. 12 Magnetic shield (0.6 T superconducting magnet).