

# 原 著

## 消化器 MRI における Flexible Surface Coil の有用性

### Gastrointestinal MR Imaging Using Surface Coils of New Design

森安史典 (京都大学医学部第一内科)  
伴 信之 ( 同 上 )  
中村武史 ( 同 上 )  
三浦賢佑 ( 同 上 )  
酒井正彦 ( 同 上 )  
内野治人 ( 同 上 )  
宋 泰成 (京都大学医学部老年科)  
三宅健夫 ( 同 上 )  
西田 修 (医仁会武田病院)  
武田保秀 ( 同 上 )  
清水公治 ((株)島津製作所医用事業部)

キーワード MRI, Surface coil, Liver, Gallbladder, Spleen

要 旨

We produced images of the liver, gallbladder, pancreas and spleen using surface coils to test the clinical usefulness of such images. In *in vivo* studies using a phantom (NiCl), we found that the relationship between the diameter of the surface coil, the distance from the coil and the signal intensity was compatible with a theoretical equation. In clinical settings, the increased signal-to-noise ratio permitted high resolution MR images to be made of the gallbladder and the superficial areas of the liver and spleen.

However, since it lies deep within the abdomen, surface coils are not suitable for obtaining images of the pancreas, especially in obese patients.

#### 1 緒 言

MRI における RF コイルは画質を決定する第 1 の要因であり, その最適設計は静磁場強度に依存する. また撮像対象の形状および大きさによっ

ても大きく異なる. 特に撮像対象の大きさに応じ, フィリングファクタを出来るだけ大きくする

受 付 1985 年 10 月 26 日  
最終稿受付 1986 年 1 月 9 日  
別刷請求先 (〒606) 京都市左京区聖護院川原町 54  
京都大学医学部附属病院第 1 内科  
森 安 史 典

ことで、検出感度を高めることが出来るため、最近ではサーフェスコイルを始めとする各種特殊コイルが広く用いられている。

臨床において試みられている surface coil image には以下のものが挙げられる。すなわち乳腺<sup>1)</sup>をはじめ、手<sup>2)</sup>、頸動脈などの動脈、甲状腺、咽喉、陰のう、脊髄<sup>3)</sup>、椎間板、眼球、中耳、関節<sup>4)</sup>などを対象として検討がすすめられている。

消化器領域においても、肝臓・胆嚢・脾臓などは、その一部分は体表に近く位置し、またその部分に病変を来すことも多い。従ってこれら消化器諸臓器も surface coil による局所的なターゲットスキャンにより高分解画像を得ることは、高い臨床の有用性を持つことが期待される。

今回著者らは、消化器臓器用に開発した surface coil を用い、基礎的および臨床的検討を行い若干の知見を得たので報告する。

## 2 方 法

### ファントムによる感度分布の測定

3種の径の異なる円形 surface coil を用い（直径 11, 16, 22 cm）、塩化ニッケル水溶液ファントムの撮像を行った。用いた MR 装置は島津製作所超伝導試作装置で、静磁場強度は 0.5 Tesla である。用いたパルスシーケンスは SE ( $T_r=1000$  msec,  $T_e=30$  msec) である。各径の surface coil により撮像されたファントム像において、深さと信号強度の関係、すなわち感度分布を調べた。この場合の surface coil は受信専用とした。

次いで coil を送受兼用とした場合と受信専用とした場合の感度分布の相違を検討した。送受兼用の場合、深さ 2 cm 毎にフリップアングルを 90° に調節して感度分布を調べた。

### 各種消化器疾患の surface coil MR 像の検討

用いた surface coil は 2 種類で、1つは 15×32 cm の矩形で体の形状に合わせて装着するよう

flexible とした。他の 1つは 15×20 cm の矩形コイル 2 枚を組み合わせ、軀幹をはさむように装着

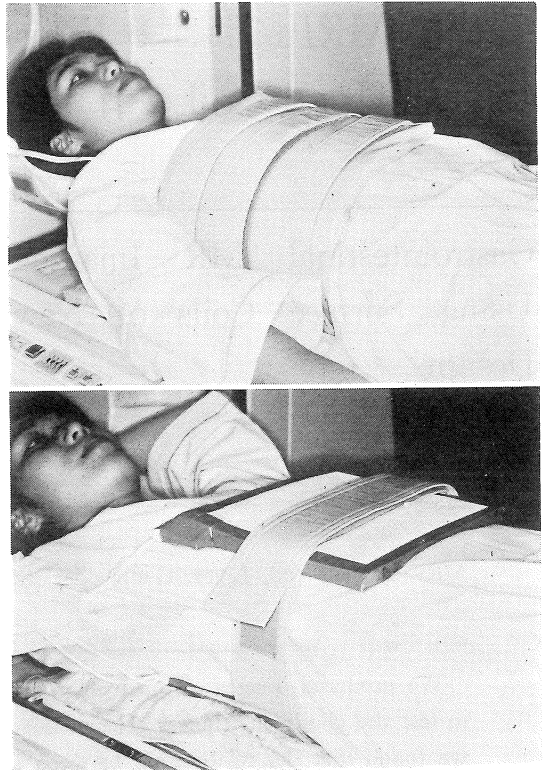


図 1 Surface coil の装着。上：肝右葉をターゲットとした場合の巻き付け。下：脾をターゲットとして、2枚のコイルを背部と腹壁に装着。

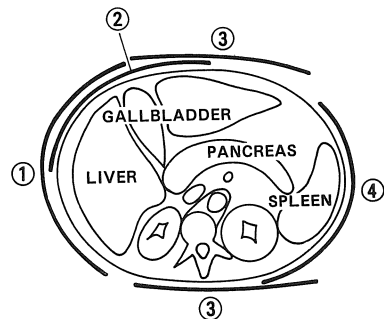


図 2 消化器各臓器を対象とした surface coil の装着法。①肝右葉、②胆嚢、③脾、④脾。

した(図1). 肝右葉に対しては, 図2の如く, 矩形 surface coil を右側腹部体表に巻き付けて scan した. 胆嚢・脾臓に関しても肝右葉と同様, その臓器に最も近いと思われる体表に矩形 coil を巻き付け scan した. 脾は前述の2枚の平板状 coil を背腹の体表に密着し scan した.

使用した装置は島津製作所製 0.2 Tesla 常伝導 MRI, SMT-20 および同 0.5 Tesla 超伝導試作装置である. 用いたパルス系列は, SE ( $T_r=1000/500$  msec,  $T_e=45/60$  msec) である.

対象は, 正常対照 5 例, 肝癌 4 例を含む諸種の肝疾患 20 例, 脾疾患 4 例, 胆道系疾患 5 例, 脾梗塞 1 例, その他の疾患 4 例の計 39 例とした.

### 3 成績

#### ファントムによる感度分布

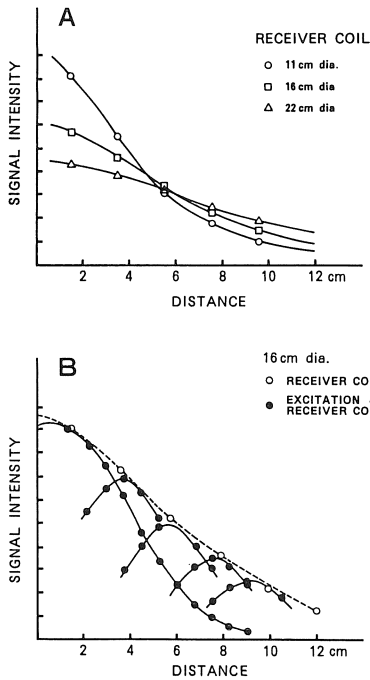


図3 Surface coil の中心軸上感度分布. A: 受信専用. B: 送受兼用.

ファントムにより得られた感度分布を図3に示した.

1) 受信専用コイル: 図3Aに見られるように, 表面近傍の信号強度が向上していた. 径の小さいもの程浅い部分の感度が高かった. 一方6cmより深い部分では, 径が大きい方がより高い感度を示した.

2) 送受兼用コイル: 図3Bに示す如く, 受信専用のコイルの場合に比べて, 深さ方向への感度の低下が著しく, 視野が減少する傾向が見られた. しかし, 関心領域を設定し, その部位のフリップアングルを90°に調節することで, 受信専用コイルと同じ深さ感度を得ることが可能であった. この場合, 描出し得る関心領域はコイル径に依存した.

#### 各種消化器疾患の surface coil MRI

1) 肝臓: 肝表面・肝内脈管の描出に優れた効果を示した(図4). 特に呼吸性移動が少ない右葉は, 左葉に比べて良好な画質が得られた. やせ

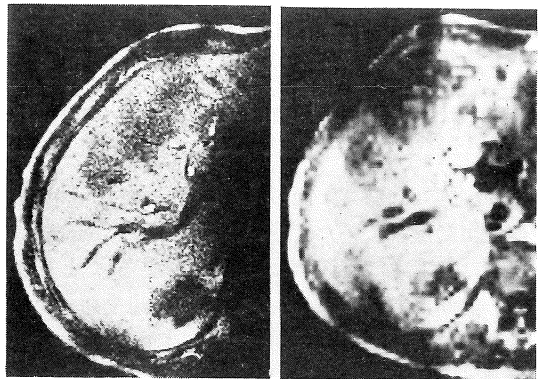


図4 肝右葉のMR像. 転移性肝癌例. 0.2 Tesla 常伝導型装置を使用. 左: surface coil (IR法  $T_r=1500$  msec,  $T_d=500$  msec,  $T_e=45$  msec, スライスの厚さ: 10 mm, averaging: 4回, 撮影時間: 26分). 右: 従来型 coil (IR法  $T_r=1500$  msec,  $T_d=500$  msec,  $T_e=30$  msec, スライスの厚さ: 10 mm, averaging: 2回, 撮影時間: 6.4分). Surface coil使用の方が, 腫瘍境界・肝内血管・血流イメージがより明瞭である.

た症例では、肥満した症例に比べ、surface coilの弯曲の曲率半径が小さく、より有効であった。

2) 胆嚢：通常頸部から底部まで、視野の中に捉えることが出来た。特に胆嚢炎や胆嚢結石の症例では、胆嚢壁の性状、漿膜面の性状、結石の描出など従来型の body 用コイルでは描出不能であった構造が描出出来、診断上有用であった(図5)。Surface coilの欠点としては、胆嚢の位置に症例間の variation があり、胆嚢を視野中心に持って来るために熟練を要した。

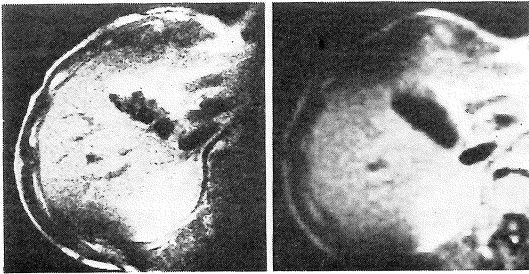


図5 胆嚢のMR像。胆嚢結石例。0.2 Tesla 常電導型装置を使用。左：surface coil (SE法  $T_r=1000$  msec,  $T_e=60$  msec, スライスの厚さ：10 mm, averaging: 4回, 撮影時間：17分)。右：従来型 coil (SE法  $T_r=1000$  msec,  $T_e=30$  msec, スライスの厚さ：10 mm, averaging: 2回, 撮影時間：4.3分) Surface coil 使用では、個々の結石の描出が得られ、また胆嚢壁の診断も可能である。

3) 脾：肝右葉と同じく、脾の表面・内部構造の描出に優れていた。特に図6に示した様な脾梗塞例は、脾の表面近くに病変を有することが多く、診断に有利と思われた。脾は疾患や症例によってその大きさに変化が大きく、巨脾の場合は、surface coilの視野に脾全体を描出することが困難な例もあった。

4) 脾：脾は通常軀幹の中央に位置するため、図7に示す如く、背腹の2枚の surface coil であっても、必ずしも有利とは言えなかった。しかし、やせた例では、腹壁からの距離が短い例もあり、そのような例では、特に脾体部の描出に優れていた。脾は細長い臓器で、しかも腹側に向っ

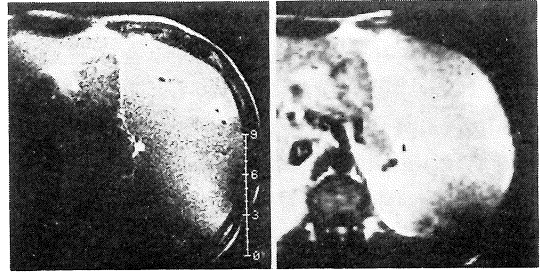


図6 脾のMR像。慢性骨髄性白血病に伴った脾梗塞例。0.2 Tesla 常電導型装置を使用。左：surface coil (SE法  $T_r=500$  msec,  $T_e=45$  msec, スライスの厚さ：10 mm, average: 4回, 撮影時間：8.5分)。右：従来型 coil (SE法  $T_r=1000$  msec,  $T_e=30$  msec, スライスの厚さ：10 mm, averaging: 2回, 撮影時間：4.3分)。Surface coil 使用では、病変の微細な描出が可能である。

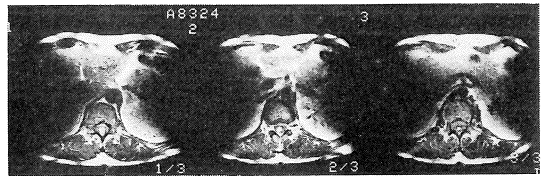


図7 対向型 surface coil を使った脾のMR像。0.2 Tesla 常電導型装置を使用。SE法 ( $T_r=1000$  msec,  $T_e=60$  msec, averaging: 4回, 撮影時間：17分)。血管や脾体部の良好な像が得られるが、頭部・尾部では信号の減衰が著明。

て凸の形をしており、腹壁からの板状の surface coilの視野の形からみても有利とは言えなかった。また呼吸に伴う腹壁の動きのため、motion artifactが目立つ例も認められた。

#### 4 考案

MRIの画質は装置の signal/noise ( $S/N$ ) 比に依存するし、その  $S/N$  比は一般に静磁場強度とRFコイルの特性に依存する。従って静磁場強度を上げたり、RFコイルの感度を上げることによりMRIの画質向上を得ることが出来る。

今回の検討で明らかになったことは、以下の如

くである。すなわち surface coil を使うことにより、コイルの感度を数倍向上させることが出来る。またコイルの径と視野の大きさには逆相関が認められる。一方、深さ方向の感度では、ファントム実験でも、臨床例でも surface coil では5~6 cm までは従来の body 用コイルに比べて有利である。これらの結果は、感度分布が理論的には次式で与えられることとよく一致した。すなわち、

$$I \propto r^2 / (r^2 + x^2)^{3/2}$$

(ここで、 $r$ : コイル半径、 $x$ : コイル中心からの距離)。

Surface coil を用いる場合、それを送受兼用とする場合<sup>5)</sup> と送受を分離して用いる場合<sup>6)</sup> が報告されている。

今回の検討でも明らかのように、送受分離とした場合、励起はガントリー内の body 用コイルで行われるため、均一な高周波磁場 (B1 field) が得られ、視野を大きく取れることが利点である。しかし、送受分離型の場合、送信用コイルと受信用コイルとの間の coupling を最小にするために、両コイルの磁界の軸を直交にさせる、いわゆる“crossed configuration”が望まれる<sup>6)</sup>。この分離コイルの直交配置は、腹部の MRI の場合は特に大きな制限となる。例えば送信用コイルの磁界軸が体を左右に横切るように配置されている場合、受信用 surface coil の磁界軸はそれに直交するように使わなければならない、図2の①の様に肝右葉をターゲットとすることが困難となる。しかし、非直交配置において互いのコイルの coupling を抑える方式も検討されており、今後の発展が期待される。

Surface coil を送受信兼用とする場合は、spin の flip angle が励起面あるいは励起面内の関心領域内で不均一となる事が欠点である。このことはイメージの視野を狭くすることのみならず、surface coil を使っての緩和時間の測定の際にも誤差要因となる。しかし今回の検討でも明らかにな

った如く、送受兼用の surface coil でも、関心領域の flip angle を 90° に調節することで、受信専用の surface coil と同じ感度を得ることが出来る。

今回 flexible surface coil を肝や脾のスキュンに用いた場合、体表の形状に合わせてコイルを弯曲させて用いた。このような立体的な形状を持つ surface coil は、平板状のものに比べ、磁束密度の高い部分が、コイル表面からより深い領域へと移るため、視野を深くすることが出来、これらの臓器のイメージングに有利であった。同じ効果が、乳房用の surface coil<sup>1)</sup> や、頭部用の spherical head coil 等<sup>7)</sup> で期待され、実用されている。

今回の臨床的検討では、surface coil は消化器 MR imaging において一定の診断的有用性を持つことが示された。特に肝右葉・胆嚢・脾などの体表に近い部分では従来型の body 用コイルを上回る診断情報を有する画質が得られた。

尚、図4~7に挙げた症例は、すべて0.2 Tesla 常伝導型装置で撮影されたものであるが、averaging 回数、撮影時間などが両コイルによる画像間で異なるため、画質の向上をすべて coil の性能に帰因させることは困難である。しかし、surface coil で撮影された像は従来報告されている腹部の画像に比べて優れており、診断上の有用性も認められる。またこの画質の向上はファントムによる実験結果を裏付けるものと言える。

ファントム実験では、従来型の body 用コイルに比べて、surface coil の感度は数倍に向上した。一般に MRI の感度は周波数の 1~7/4 乗に比例すると考えられる<sup>8),9)</sup>。従って、surface coil を使った場合の感度の向上は、MR 装置の静磁場強度を 2~3 倍にした場合に相当する。今回用いた 0.2 Tesla 常伝導装置でも、従って surface coil を用いれば、0.5 Tesla 超伝導装置に匹敵する画質が得られる。勿論超伝導磁石では、更に高い磁場の均一性と安定性による画質の向上が期待出来るが、一方磁場強度を 1.0 Tesla 以上に上げること

は、chemical shift による脂肪領域の画像表示のずれが大きくなることや<sup>10)</sup>、緩和時間の測定には必ずしも有利でないことなど<sup>11)</sup>、特に消化器領域においては不利な面もある。

消化器領域では、磁場強度や RF コイルの特性に依存しない  $S/N$  比の劣化因子、対象臓器の呼吸性移動による motion artifact がある。従って、surface coil などによる画質向上の工夫は、呼吸同期システムとの組み合わせによってその成果を引き出す必要もあろう。

Surface coil は、MR イメージングにおいて極めて有望な画質向上の手段であり、今後更に研究発展が期待される。

#### 文 献

- 1) Stelling, C. B., Wang, P. C., Liber, A., et al.: Prototype coil for magnetic resonance imaging of the female breast. *Radiology*, **154**: 457-462, 1985.
- 2) Sauter, R., Mueller, E., Fritschy, P.: Design of special (surface) coil for MR imaging. *Radiology*, **153**: 175 (proceeding of RSNA), 1984.
- 3) Amparo, E. G., Brandt, G., Brant-Zawadzki, M. N., et al.: MR imaging using surface coil. *Radiology*, **153**: 243 (proceedings of RSNA), 1984.
- 4) Fritschy, P., Mueller, E., Sauter, R., et al.: MR imaging with special coils for visualization of superficial organs and structures. *Radiology*, **153**: 243 (proceedings of RSNA), 1984.
- 5) Bernardo, M. L., Cohen, A. J., Lauterbur, P. C.: Radiofrequency coil designs for nuclear magnetic resonance zeugmatographic imaging. In: IEEE proceedings of the international workshop on physics and engineering in medical imaging. March 1982: 274-284.
- 6) Axel, L.: Surface coil magnetic resonance imaging. *J. Comput. Assist. Tomogr.*, **8**: 381-384, 1984.
- 7) Bydder, G. M., Busten, P. C., Harman, R. R., et al.: Use of spherical receiver coils in MR imaging of the brain. *J. Comput. Assist. Tomogr.*, **9**: 413-414, 1985.
- 8) 真野 勇: NMR 診断法の原理. In: NMR 診断法—基礎から臨床まで—. p.27-64, 秀潤社 東京 1985.
- 9) Hult, D. I.: The sensitivity of the zeugmatographic experiment involving human samples. *J. Magn. Reson.*, **34**: 425-433, 1979.
- 10) Soila, K. P., Viamonte, M., Starewicz, P. M.: Chemical shift misregistration effect in magnetic resonance imaging. *Radiology*, **153**: 819-820, 1984.
- 11) Crooks, L. E., Arakawa, M., Hoenninger, J., et al.: Magnetic resonance imaging: Effects of magnetic field strength. *Radiology*, **151**: 127-133, 1984.