

臨床医学における MR マイクロイメージング

今井 裕

慶應義塾大学医学部放射線科

はじめに

本来、マイクロイメージとは、おもに物性研究に利用されている NMR 顕微鏡技術によって撮像される極めて空間分解能の高い画像をさすと思われる。しかし、本稿では臨床医学の立場からみたマイクロイメージングとして、臨床において最終診断である病理組織像あるいはルーベ像に匹敵するような MRI 画像を市販の装置を用いて生体から撮像する可能性について追求する。

近年、各領域における治療法の進歩は、より微細な解剖や病変の診断を必要とするようになった。とくに癌の外科的治療においては、できるだけ機能を温存する術式が行われるようになり、より詳細な病期診断に基づいた治療法の選択がなされ、MRI においても空間分解能の高い画像が要求されるようになった。本稿では臨床において空間分解能の高い MRI 画像を撮像するための撮像条件の基本方針や表面コイルの応用方法などについて、現状における MRI 画像を示しながら検討する。

撮像条件

空間分解能を向上させるには、撮影視野を小さくする、マトリックス数を増やす、スライス

厚を薄くすることによりボクセルサイズを縮小して撮影する必要がある。しかし、それには常に信号雑音比 (SNR) を考慮しなければならない。一般的に信号雑音比と空間分解能との関係は、次のような式で表わされる¹⁾。

$$\text{SNR} \propto D^2 / (\sqrt{Np} \cdot Nf) \cdot d \cdot \sqrt{\text{NEX}}$$

D : field of view, Np : phase-encoding, Nf : frequency-encoding, d : slice thickness, NEX : number of excitation

この中でスライス厚 (d) とマトリックス数 (Np・Nf) を一定とし撮影視野 (D) を小さくした場合、撮像時間は延長しないが SNR の低下は D² で示されるように大きく、撮影視野を半分にすると SNR は 1/4 に低下する。一方、スライス厚と撮影視野を一定にして位相エンコードステップ数 (Np) を例えば 128 から 256 に増やすと、ピクセルサイズは半分になるがピクセル数は 2 倍になるので全体の SNR の低下は 1/√2 に押さえられる。しかし、2 倍のデータを収集するため撮像時間も 2 倍になる。実際の臨床で重要な撮像時間を考慮するとスライス厚を薄くし撮影視野を小さくする方法は撮像時間が延長しないため、位相エンコードステップ数を増やすよりも有利と言える。このように空間分解能の高い画像を撮像しようとすると、SNR は上記の式で示されるようにボクセルサイズが小さくなるにしたがって低下する

ため何らかの方法でSNRを補う必要がある。

SNRを向上させるには種々の方法が考えられ、最も簡単な方法は励起回数(NEX)を増やすことであり、2倍にすると $\sqrt{2}$ 倍のSNRの向上が得られる。但し、撮像時間は2倍になる。しかし、近年開発された高速スピネコー法やグラディエントエコー法などの高速撮像法を用いて短縮された撮像時間を励起回数を増やすことによりSNRの向上に充てることもできる。次にはRF信号受信のバンド幅(BW)を狭くする方法がある。信号受信のバンド幅は中心周波数からどの位の幅の周波数を周波数エンコード方向の読み取りに含めるかという重要な因子である。バンド幅の変更は読み取りの傾斜磁場勾配の強度を変えることにより行っており、バンド幅を狭くするには傾斜磁場勾配は弱く設定される。実際には受信する周波数帯域の幅を狭くしても画像の信号成分(エネルギー)は変わらないが、ランダムに存在する雑音はすべての周波数にまたがっているため、受信のバンド幅が狭くなればノイズを排除することができ、結果としてSNRは向上する。一般的にSNRとバンド幅との関係は $SNR \propto \sqrt{1/BW}$ で示される。しかし、リードアウトの時間が長くなるため動きのアーチファクトが増大する。また、本法は化学シフトアーチファクトも増加するため、細い線の連続性を診断する際に障害となることがある。さらに微細な病変の診断には、スライス間のギャップを狭くする必要があるが、これがRFの干渉、いわゆるcross-talkによるSNRの低下の原因となる場合もあり考慮すべきである。その他、volume acquisitionによる撮像は十分なSNRを有した空間分解能の高い画像が得られ、とくに頭部や関節領域では臨床においても頻繁に使用されている。しかし、本法は撮像時間が長いため、腹部領域では動きのアーチファクトが多く現在のところ臨床では困難と思われる。

また、微細な所見をMRI画像で描出するには、SNRのみならず2つの異なる点を識別するコントラストも重要であり、各検査に適切な撮像系列を選択する必要がある。例えば高速スピネコー法は前述したように励起回数を増やしてSNRの向上を得るだけでなく、繰り返し時間(TR)を長く設定してT₂強調像を撮像することにより、十分なT₂強調コントラストを有する画像が得られという利点もあり、撮像系列の選択において重要な点である。

表面コイル

高解像力MRI画像の撮像には、目的とする部位に応じた表面コイルの使用が重要である。表面コイルは1980年Ackermanら²⁾による論文の中で用いられたのが最初の報告であり、その後、多くの研究報告^{3)~5)}がなされ、実際の臨床に应用されるようになった。

1) 表面コイルの特徴

表面コイルには種々の特徴があり、それは次のようにまとめることができる。利点としては、①コイルとの距離が近い被写体から高いSNRが得られる、②小さな撮影視野での撮像に適している、③コイルから離れた領域の動きによるアーチファクトの影響を受けにくいなどの特徴がある。一方、欠点としては、①感度領域が狭い、②コイルに近い領域では信号が強すぎるなどが挙げられる。この中で利点①の高いSNRを得ることができることを利用して、小さな撮影視野、薄いスライス厚、あるいは高いマトリクス数を用いて撮像することが可能になり、その結果として空間分解能の高いMRI画像を撮像することができる。これが表面コイルを用いて高解像力MRI画像を撮影する基本的な概念である。しかし、表面コイルを用いた画像は感度領域が狭いためリンパ節転移など転移の診断にはボディコイルなどを用いた撮影視野の広い撮像も必要である。

1996年11月6日受理

別刷請求先 〒160 東京都新宿区信濃町35 慶應義塾大学医学部放射線科 今井 裕

2) 表面コイルに求められる条件

a) 高い Q 値

RF コイルの周波数特性は帯域幅と共振の強さで示され、実際にはオシロスコープで観察することができ (Fig. 1)、これを Q 値 (Quality factor) と呼ぶ。これは受信専用のコイルであれば検出感度に影響する。Q 値はコイルの材質、形状、信号ケーブルのノイズや接続(接地)の状態などにより異なり、ピークの幅が狭く高いほどコイルの感度は高いと言える。しかし、Q 値がいくら高くても生体の動きにより不安定であってはならない。

b) 表面コイルの感度領域

臨床の上で最も重要なのは、表面コイルの感度領域が医師が要求する奇妙な形をした解剖学的関心領域を十分に含んでいるかどうかということである。目的とする関心領域を満たすためには、各検査の目的に合ったコイルを使用しなければならない。また、表面コイルの持つ感度領域は、コイルの大きさによっても異なり、この特性を知っている必要がある (Fig. 2)⁶⁾。一般的には、小さなコイルは感度が高いが、コイルから離れた領域では信号強度は急に低下してしまう。一方、大きなコイルはコイルに近い領域の信号強度はあまり高くないが、感度領域の奥行きは広い。

3) 特殊なコイルの応用

a) ヘルムホルツコイル (Helmholtz coil)

表面コイル1枚では被写体を感度領域に入れることができない場合には、同じコイル2枚を用いて被写体を挟み、T型コネクターでそれぞれのコイルを連結する、あるいは最近開発された多チャンネル型の装置では別々の受信アンプに独立して接続して撮像することができる。

b) フェーズドアレイコイル (Phased array coil)

本法は1990年 Roemer ら⁷⁾によって開発され、脊椎用フェーズドアレイコイルでは4枚の表面コイルを縦に配列し、骨盤用では体を前

後各2枚の表面コイルで挟んで撮像するもので、1枚の表面コイルよりも広い範囲にわたり高いSNRを得ることができ、撮像時間も延長しない利点がある。本法ではそれぞれのコイルの端を互いに重ね合わせることにより、2つのコイルの干渉によって周波数が分離してしまう問題を解決している。また、各コイルに異なる受信アンプがあり独立して画像の再構成をおこない、それぞれの画像をもう一度合成して表示するものである。これにより感度領域が狭いという表面コイルの欠点をコイルの数を増やすことにより補い、脊椎や骨盤などの広い範囲から強い信号を得ることができる。

c) 体腔内コイル (Endoluminal coil)

体腔内コイルは最初、前立腺のMRI画像を

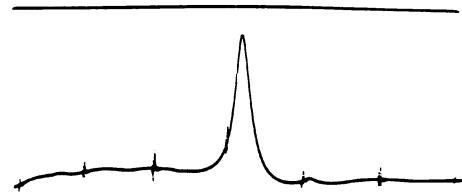


Fig. 1. Quality factor (Q) indicates the sensitivity of the coil at the resonant frequency.

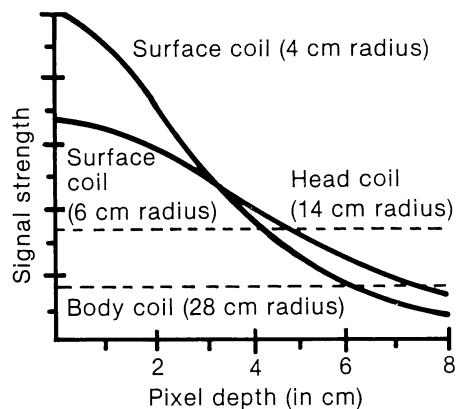


Fig. 2. Sensitivity profile for pixels at various depth are compared for circular surface coils of small and large size.

(From Schenck et al.⁶⁾)

目的に開発され、Schnall ら⁸⁾によりはじめて臨床応用がなされた。コイルは受信専用で狭い肛門管を通過するために柔らかな素材で作られており、小さくして直腸内へ挿入した後でコイルを伸展させ、できるだけ広い感度領域が得られるように設計されている。しかし、コイルの大きさや形状が必ずしも一定ではないためコイルのチューニングが検査のたびに必要である。しかし、現在ではこのチューニングも自動設定で行えるようになった。体腔内コイルの対象としては、前立腺のほかに、膀胱、子宮頸部、尿道、直腸や食道などが挙げられる。

病理組織像との対比

撮像された MRI 画像は、病理組織像と対比することができる。これには、臨床での生体からとった画像のほかに、切除標本から撮像した画像があると病理組織像と比較するのに都合が良く、生体より撮像した画像の所見を理解するのに助けとなる。また、切除標本を用いた画像と病理組織像を対比することにより、臨床において必要な空間分解能の程度についても検討することができる。大腸癌の壁内浸潤の診断には、正常腸管壁の層構造と各層の内部の微細な構造の描出が必要である⁹⁾。Fig. 3 の T₂ 強調

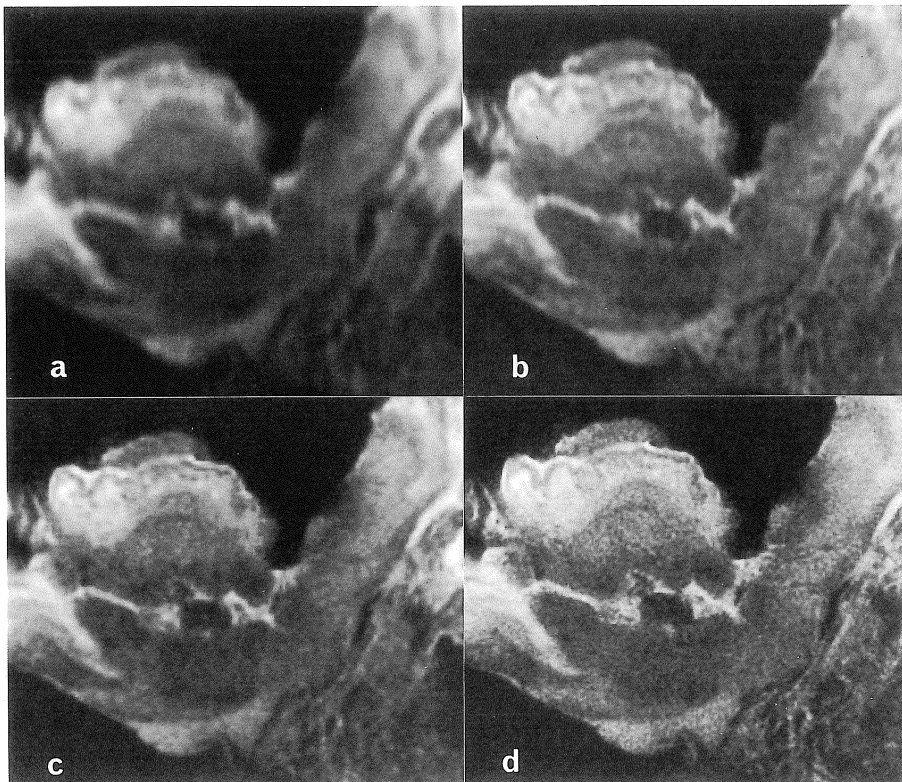


Fig. 3. T₂-weighted images of the same specimen obtained with different pixel size. (a) 256×128 matrix, 17-cm field of view (FOV) corresponding to 0.91 mm² pixels. (b) 256×128 matrix, 12-cm FOV, corresponding to 0.5 mm² pixels. (c) 256×256 matrix, 12 cm FOV, corresponding to 0.25 mm² pixels. (d) 512×512 matrix, 14-cm FOV, corresponding to 0.09 mm² pixels.

像の中でピクセルサイズが 0.91 mm^2 を示す(a)では高信号を示す粘膜下層と低信号を呈する粘膜層との境界は不明瞭であり, (b)の 0.5 mm^2 あるいは(c)の 0.25 mm^2 程度のピクセルサイズの空間分解能が要求される. Fig. 4 は直腸内コイルを用いた T_2 強調水平断像で, 前壁から左側壁にかけて正常腸管壁が描出されている. 正常腸管壁は表面に付着する粘液と壁外脂肪織を含めて6層に分かれて識別され, 最も内腔側には高信号を示す粘液がみられ, 次に粘膜層は低信号の線として, さらに粘膜下層は特徴的な高信号を示す層として描出される. また, 固有筋層は2層に分かれて描出され内輪筋層は外縦筋層よりもやや高い信号強度を示す. また, 直腸の右後壁には腫瘍がみられ, 腸管壁の層構造は腫瘍の断端部で全層が断裂している. Fig. 5 は固有筋層まで腫瘍が浸潤する mp 癌の T_2 強調矢状断像で, 腫瘍は中等度の信号強度を示す広基性の隆起として描出されている. 隆起の深部には楔状を示す腫瘍が筋層内に浸潤し, 低信号を示す内輪筋層は粘膜側へ挙上し, 中央で完全に断裂している. 病理組織像では癌は内輪筋層を貫き, 筋層内には脈管侵襲を示す



Fig. 4. T_2 -weighted axial image shows the normal laminar structure of the anterior and left lateral rectal wall (\blacktriangleleft). The inner low signal intensity line is the mucosa, second high intensity zone corresponds with submucosa. The muscle layer is demonstrated as two layers, representing the inner circular and outer longitudinal muscle layers. Tumor is visualized as low signal intensity mass in the right lateral wall.

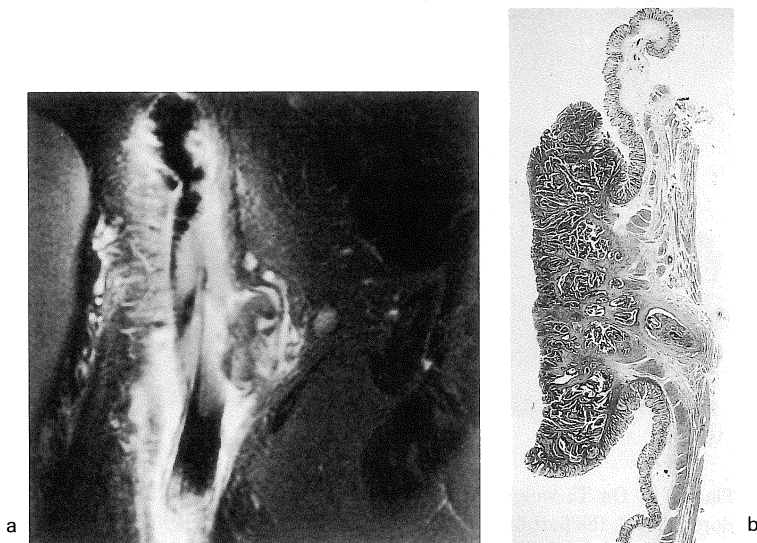


Fig. 5. (a) T_2 -weighted sagittal image of rectal cancer demonstrates the wedge shaped tumor infiltrating into the muscle layer. (b) Microscopic section.

楔状の腫瘍が認められた。

前立腺癌の標本を用いた画像では、1ピクセル当たり 0.13 mm^2 以下になると前立腺内の各腺管が別々に分かれて描出される。Fig. 6の(a)は内腺領域の高分化腺癌の T₂ 強調水平断像であり、非癌部の外腺領域は均一な高信号域として描出されている。しかし、(b)の切除標本を用いたピクセルサイズが 0.05 mm^2 の画像では、外腺領域の腺管は別々に分かれて描出される。また、正常の前立腺辺縁領域には腺管周囲の結

合繊が線状の構造として描出される。また、診断が難しいとされている内腺領域の癌の診断も直腸内コイルを用いることにより次第に可能となってきた。Fig. 7の(a)は移行領域の癌の T₂ 強調水平断像であり、腺性過形成を主体とする前立腺肥大症を示す左葉の移行領域には比較的均一な低信号を示す病変がみられ癌と診断できる。(b)の切除標本の画像ではさらに明瞭となり、(c)の病理組織像の癌の浸潤範囲と良く一致

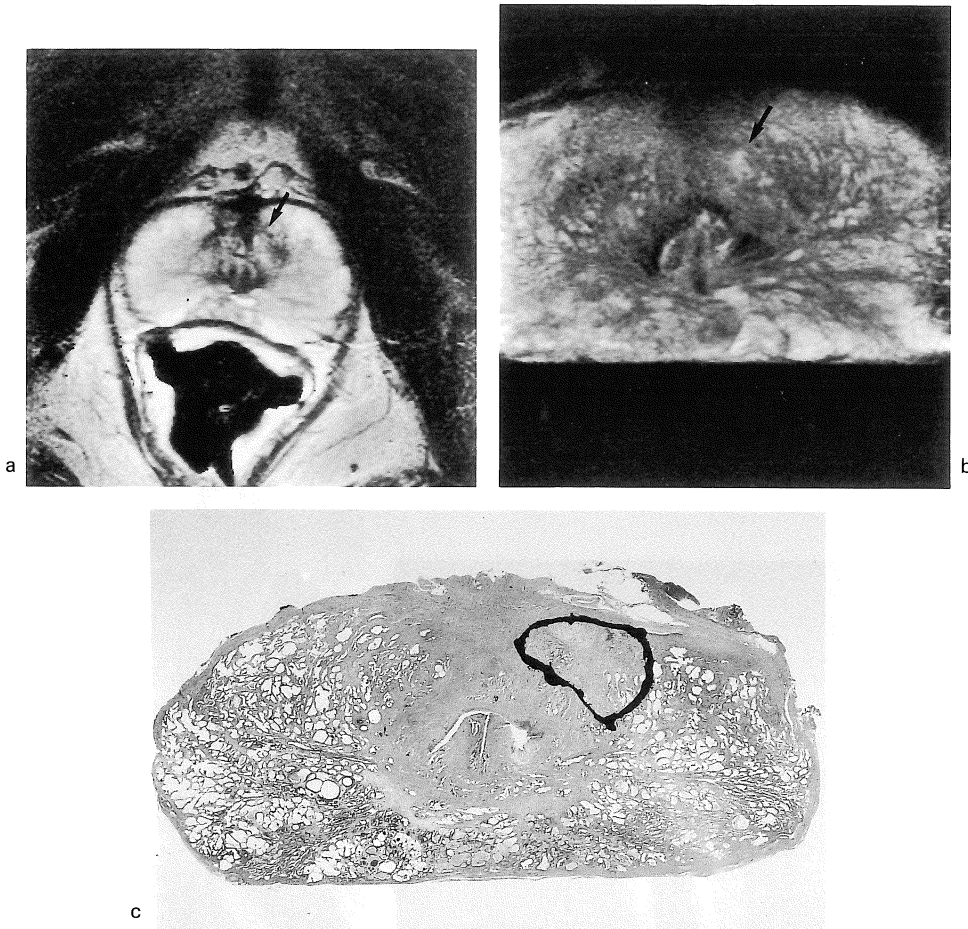


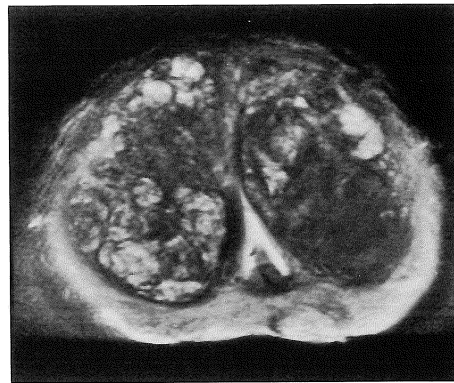
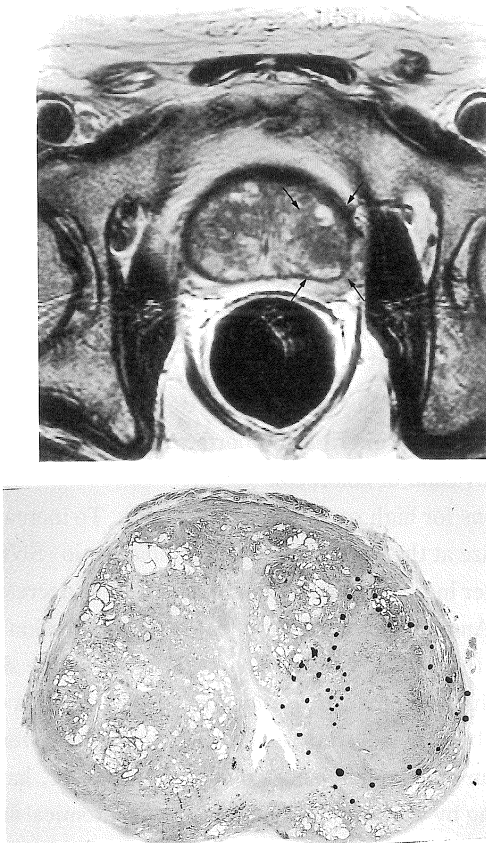
Fig. 6. (a) On T₂-weighted axial image of prostate cancer using an endorectal coil, the peripheral zone is relatively homogeneous high signal intensity. Small focused cancer is visualized in left central gland (←). (b) Specimen study with 0.05 mm^2 in pixel size shows each glands in the peripheral zone individually. (c) Histology.

する。

将来の可能性

今後、どのようなマイクロイメージが臨床応用されるかの予測はできないが、現状での限界や種々の問題を整理してその可能性について考えてみる。装置の点では、小さな local gradient coil ができれば皮膚疾患や指の関節など超微細な所見をさらに明瞭に描出できる可能性がある。また、現状では体腔内コイルは検査できる臓器が限られているが、その応用範囲をさらに広げるために、MR 内視鏡のように的確に病変部へコイルを挿入できる方法も開発されている。さらには内視鏡部門で検討されている

ようなカプセル化した体腔内コイルも可能になるかもしれない。しかし、一方ではフェーズドアレイコイルのような体表からの RF コイルにより体腔内コイルと同等の MRI 画像が撮像できることが望まれる。撮像法においてはさらに高速化が進むと思われるが、これらの開発により上腹部においても呼吸停止下での volume acquisition などのマイクロイメージが可能になればその応用範囲は極めて広くなり、現在おこなわれている種々の造影剤の開発と共にこの領域の診断学をさらに進歩させるであろう。MRI は今後も臨床の治療法の進歩による種々の要求を満たさなければならないし、一方では詳細な MRI 所見が治療法を変える可能性も考えられる。



a	b
c	

Fig. 7. (a) T₂-weighted axial image of prostate cancer shows as low signal intensity area in left transitional zone (←). (b) Specimen study. (c) Histology.

おわりに

MRI は他の検査法に比べて軟部組織のコントラスト分解能に優れており、今後はさらに空間分解能の高い画像をめざして進歩するであろう。そして、検査方法も各臓器によって異なる撮像系列や RF コイルが応用されていくと思われる。したがって、将来のマイクロイメージングの発展には理工学系の科学者と臨床の医師との共同研究の場が重要と考えている。

文 献

- 1) Kanal E, Wehrli FW : Biomedical magnetic resonance imaging. ed. by Wehrli FW, Shaw D, Kneeland JB. VCH publishers, New York, 1988. pp. 47-114.
- 2) Ackerman JJH, Grove TH, Wong GG, et al. : Mapping of metabolites in whole animals by ^{31}P using surface coils. *Nature*, 283 : 167-170, 1980.
- 3) Axel L : Surface coil magnetic resonance imaging. *J comput Assist Tomogr*, 8 : 381-384, 1984.
- 4) Bendall MR, Gordon RE : Depth and refocusing pulses designed for multipulse NMR with surface coils. *J Magn Reson*, 53 : 365-385, 1983.
- 5) Kneeland JB, Jesmanowicz A, Froncisz W, et al. : High-resolution MR imaging using loop-gap resonators. *Radiology*, 158 : 247-250, 1986.
- 6) Schenck JF, Hart HR Jr, Foster TH et al. : Improved MR imaging of the orbit at 1.5 T with surface coils. *AJNR*, 6 : 193-196, 1985.
- 7) Roemer PB, Edelstein WA, Hayes CE, et al. : The NMR phased array. *Magn Reson Med*, 16 : 192-225, 1990.
- 8) Scnall MD, Lenkinski RL, Imai Y, et al. : Prostate MR imaging with an endorectal surface coil. *Radiology*, 172 : 570-574, 1989.
- 9) Imai Y, Kressel HY, Saul SH et al. : Colorectal tumors : An in vitro study of high-resolution MR imaging. *Radiology*, 177 : 695-701, 1990.

MR Microimaging in Clinical Medicine

Yutaka IMAI

*Department of Radiology, Keio University School of Medicine
35 Shinanomachi, Shinjuku-ku, Tokyo 160*

Recent development of new surgical procedures for malignancy requires more accurate preoperative staging of the tumor. Spatial resolution is often a matter of critical importance to diagnose subtle pathologies such as inconspicuous submucosal invasion of colorectal cancer.

There are some basic principles on implementations for high resolution MR imaging. To increase the spatial resolution, we have to reduce the voxel size at the cost of the signal-to-noise ratio (SNR) reduction. In order to compensate the SNR loss, either increase in number of excitations or decrease in the sampling frequency bandwidth is necessary. An alternative to that effect is the application of surface coils. Surface coils provide a higher SNR in their vicinity with a nonlinear fall-off of the signal intensity away from them. Understanding that the performance of each surface coil depends on its size and shape is important. A surface coil should be selected by its region of sensitivity to cover a given anatomical interest. Phased array coils and an endoluminal surface coil, in particular, have revolutionized the clinical high resolution MR imaging by virtue of fine delineation of anatomical and pathological details.