

3T 装置による前立腺 MRI・MRS

楯 靖¹, 黒田 輝², 杉原 良³, 杉村和朗³

¹獨協医科大学放射線医学講座 ²先端医療センター分子イメージング研究グループ

³神戸大学大学院放射線医学分野

はじめに

我々が 3T 装置 (Signa VH/i 3.0T, GE) を実際に使用し始めたのは 2001 年 6 月に遡る。頭部専用装置のため、骨盤部の撮像が可能となるように送受信コイルを作成し、研究を進めてきた。現在市販されている 3T 装置では 1.5T 装置と同様に送信用の体幹コイルは装備され、シーケンスの工夫も進んだ。このため、我々の経験した問題は既に解決されつつあるものもあれば、新たに明らかとなった問題もある。本稿では、前立腺の特異性 (1.5T 装置での知見を含めて)、撮像にあたって考えたこと、撮像過程で障壁となった問題や、最近の文献を紹介する。

前立腺の特異性

1. 前立腺癌をめぐる背景

前立腺 MRI の撮像対象は前立腺癌である。従来、前立腺癌は欧米に多いが日本には少ないといわれていた。しかし、近年、著名人の罹患報道や日本における前立腺癌の発生が増加していることなどから、日本においても前立腺癌に対する社会的関心は非常に高くなっている。前立腺癌のスクリーニング検査として直腸指診だけでなく、血清 PSA (prostate specific antigen) による検診を積極的に行っている地域もあり、早期の段階で発見される腫瘍が増えている。

TNM 分類では、PSA 高値を呈するため直腸指診を行っても腫瘍を触知できず、針生検で癌が検出される症例は、T1c に分類される。最近では、この T1c 症例が特に増えており、腫瘍の存在部位も腹側に分布する頻度が高いなどの特徴がある¹⁾。

また、強度変調放射線治療や凍結療法、レーザー治療、集束超音波療法などの前立腺癌に対する新しい低侵襲治療が臨床応用されつつある。このような治療法では、健常と判断された部分は治療が全くなされないか、腫瘍部よりも弱い治療しか行われないので、前立腺内での腫瘍の局在、大きさ、悪性度に関する正確な情報が必要となる。

2. 前立腺の MRI (1.5T) の特徴

1) MRI で描出される前立腺構造

前立腺内の層構造は T₂ 強調像で認識しやすい。癌の発生する頻度が高い辺縁域は加齢とともに信号が変化することが知られている。我々の経験でも、20~30 歳台では T₂ 強調像における辺縁域の信号は淡い高信号を呈するものの、水よりはかなり低い信号に見える。およそ 40 歳以上になると辺縁域は水の信号に近い高信号を呈するようになる。辺縁域に囲まれるように存在する中心域と移行域は T₂ 強調像で低信号を示す。移行域の腫大がほとんどない場合は、前立腺部尿道が明瞭に見え、尿道粘膜と尿道筋層に分かれる様子が観察できることもある。T₂ 強調像では、左右の射精管内の液体が高信

キーワード prostate, high magnetic field, proton MR spectroscopy, MR imaging

号に描出されるため、その周囲にある領域が中心域となる。移行域と辺縁域の境界には、外科的被膜と呼ばれる低信号線が描出されることが多い。なお、前立腺周囲には静脈叢が発達している。静脈叢の拡張の程度は様々であり、辺縁域の一部と間違えないように注意する。

T₁強調像では前立腺はほぼ均一な低信号を呈するが、正常例では辺縁域が中心域や移行域よりもわずかに低信号となる。Gd 造影 T₁強調像では、移行域が様々な程度に濃染し、尿道粘膜も造影される。健常辺縁域はあまり造影されないことが多い。

2) MRI による前立腺癌の診断

MRI が臨床応用された当初から、前立腺癌を検出するためには“T₂強調像で健常辺縁域(高信号)内に存在する低信号腫瘍”を見つけることが重要とされてきた。確かに、辺縁域から発生する癌の頻度は高いため、理解できるアプローチ方法である。80年代から90年代前半では、MRIの画質もそれほど良好でなく、このような読影方法もいたしかたないものであった。しかしながら、辺縁域と等信号の癌もあれば、良性病変(前立腺炎、血腫、ホルモン治療後、放射線治療後など)であっても低信号を呈する場合もある。また、移行域に存在する腫瘍も決してまれではない。これらの病態の検出は全くあきらめられていたところがある。

信号強度だけでは良悪は区別できないことが多いので、正常構造物への影響を評価して良性病変か悪性かを判断した後、病期診断にもその情報を役立てることができる。

i) 前線維筋間質 (anterior fibromuscular stroma)

前立腺前方部分に存在する被膜様構造である。移行域に接しており、移行域病巣又は腹側にまわりこんだ辺縁域から生じた病巣が前線維筋間質に浸潤していれば、癌の疑いが高くなる (Fig. 1)。我々の経験上は、この領域の癌の信

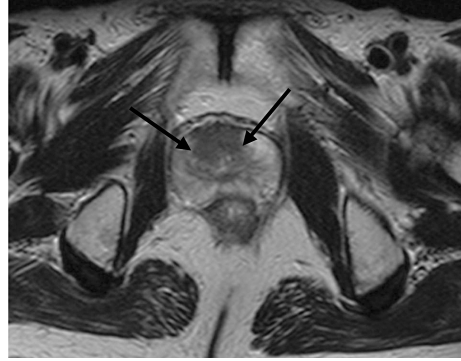


Fig. 1. Cancer originated from anterior prostate at 1.5T using a phased-array coil T₂-weighted axial image demonstrates low signal intensity lesion in anterior prostate. Note the disruption of bilateral surgical capsule (arrow).

号は前線維筋間質の信号よりも T₂強調像で若干高く、体積が大きければ両者を区別できることが多い。最近急増している T₁c 腫瘍の発生する頻度が高い領域に接しているため¹⁾、正確な評価が必要である。

ii) 外科的被膜

移行域と辺縁域の境界には、T₂強調像で外科的被膜と呼ばれる低信号線が描出されることが多い。これは、移行域の腫大により、辺縁域の最内側部が圧排され、信号変化を来したものである。前立腺肥大症でよく観察されるが、移行域の腫大が高度でなくても認められることがある。外科的被膜の破壊を伴って低信号病巣が辺縁域から移行域に連続的に広がる場合は、癌の疑いが高くなる。

MRIの基本的な役割は病期診断であり、その中でも重要なのは前立腺にとどまるか(T₂以下)、被膜外浸潤(T_{3a})又は精囊浸潤(T_{3b})があるかという点である。多変量解析による検討では、“focal irregular capsular bulge”、“asymmetry or invasion of the neurovascular bun-

dles”, “obliteration of the rectoprostatic angle” が信頼できる被膜外浸潤所見として挙げられている²⁾. しかし、経直腸コイルや高速撮像法の開発など MRI の技術が進歩しても感度、特異度の向上には限界があり、また読影者間の差が大きく経験を要することも MRI の欠点の一つである。

最近では、拡散強調像の有用性が数多く報告されている。拡散強調画像で前立腺癌病巣は他の臓器の癌と同様に、拡散低下域として描出されることが多い。佐藤らは、拡散強調画像の臨床における意義を検討するために、見かけの拡散係数 apparent diffusion coefficient (ADC) 値の測定を行い、辺縁域のみならず移行域においても、癌病巣は健常部に比較して ADC 値が低い傾向にあることを示した³⁾. これらの群間の ADC 値にはオーバーラップがあることを知った上で、画像を取り扱わなくてはならないが、ADC 値が高くなっている部分をターゲットとして生検を行うことで、特に移行域での陽性的中率改善の可能性が示されている (Fig. 2).

3. 前立腺のプロトン MRS (1.5T) の特徴

1) 前立腺プロトン MRS で検出できる物質
物質を構成するプロトンは近隣の原子の電子

雲により遮へいされた状態となるが、異なる物質由来のプロトンでは遮へい状態も異なり、共鳴周波数がずれる (化学シフト). MRS ではこの現象を利用して、異なる代謝産物由来のプロトンを別々のピークとして表示する. ピーク下面積はプロトンの個数に比例するので、代謝産物の多寡を推定する際に用いられる指標である. プロトン MRS の測定方法には、シングルボクセル法とマルチボクセル法 (chemical shift imaging : CSI, magnetic resonance spectroscopic imaging : MRSI と呼ばれる) がある. 前立腺では一回の測定で複数の領域のスペクトルを得ることが可能なマルチボクセル法が臨床的には有用である. また、使用されるパルスシーケンスは point-resolved spectroscopy (PRESS) 法を基にした PRESS-CSI 法が広く用いられている.

正常前立腺細胞には高濃度に亜鉛が分布しており、亜鉛はクエン酸回路のアコニターゼの活性を抑制する作用がある⁴⁾. このためクエン酸は消費されず、前立腺細胞内に貯留し、腺腔内へ分泌される (Fig. 3). しかし、前立腺癌細胞は代謝経路が異なるため、クエン酸の貯留はほとんどない. プロトン MRS では、健全な辺

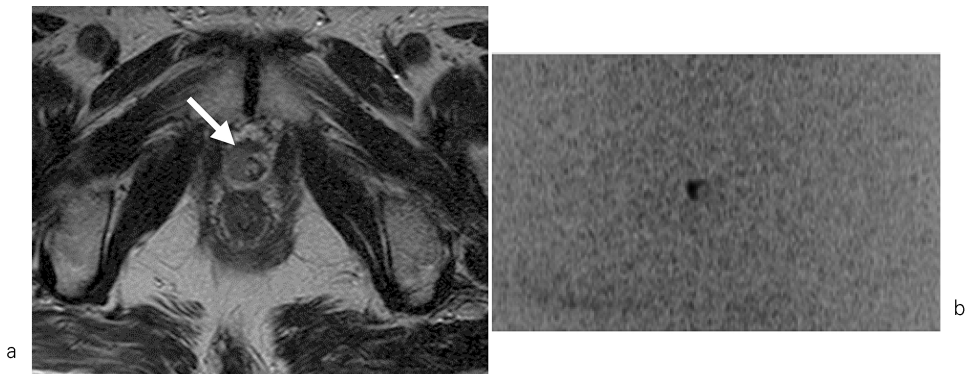


Fig. 2. Diffusion-weighted image in patient with prostate cancer at 1.5T using a phased-array coil

a) T2-weighted axial image demonstrates small low signal intensity lesion at apex level (arrow).
b) Diffusion-weighted axial image (b factor = 1,000) shows reduced diffusibility. This suggests malignant tumor of prostate.

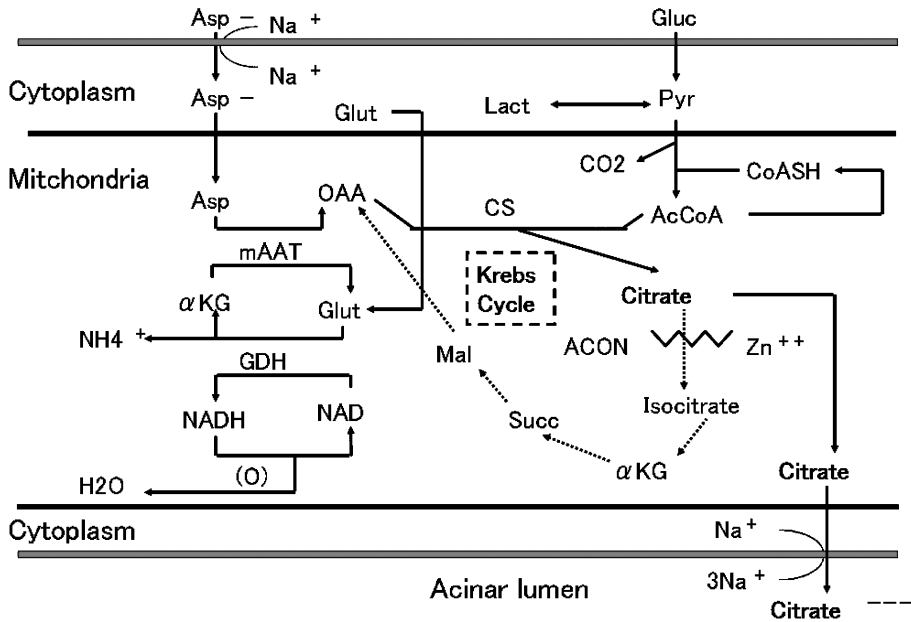


Fig. 3. The energy metabolic pathway of the prostate cell
 Zn^{++} inhibits aconitase activity. Citrate oxidation is limited at the aconitase step, which allows for net citrate production. Accumulated citrate is secreted along with Na^+ into the acinar lumen. Asp, aspartate; Gluc, glucose; Glut, glutamate; Lact, lactate; Pyr, pyruvate; OAA, oxalacetate; AcCoA, acetyl CoA; Isocit, isocitrate; α KG, α -ketoglutarate; Succ, succinate; Mal, malate; mAAT, mitochondrial aspartate aminotransferase; GDH, glutamate dehydrogenase; CS, citrate synthase; ACON, aconitase.

縁域には 2.6 ppm の位置にクエン酸ピークが認められる。一方、前立腺癌では旺盛な膜合成と破壊、細胞密度の上昇などを示唆するコリンピーク (3.2 ppm) が高く、クエン酸ピークは減少する (Fig. 4)。経直腸コイルを用いた MRS では、辺縁域の場合、(コリン+クレアチン)/クエン酸比 (ピーク下面積比) が 0.86 以上であれば、癌の疑いが強くなるという基準が 1996 年に報告されている⁵⁾。この代謝産物比は癌の悪性度とも相関があり⁶⁾、前立腺癌の悪性度のマップを作成することも可能である。この情報は正確なサンプリングを行うためにも生検前情報として有用であり、また前立腺内のどの部位に重点を置いた治療を行うかという討論の際にも役立つ情報となる。最近の前立腺組織の研究によりコリンピーク、クレアチンピー

クの間にはポリアミン (主としてスペルミン) のピークが重なることが知られるようになってきた⁷⁾。ポリアミンはクエン酸と同様に、健常で高く、癌病巣では低くなるといわれており、上記 (コリン+クレアチン)/クエン酸比の計算に影響を与える。

高齢者の移行域には、高頻度の前立腺肥大症を合併する。前立腺肥大症は腺組織成分が増大する型と線維・筋成分が主体となる型に分けることができる。MRS では腺成分が多ければクエン酸が豊富となり、線維・筋成分が多い場合はクエン酸が低下、コリンピークが高くなったように見える。大半は両成分が混在していることが多いが、両者の割合によって、スペクトルのパターンも変化し、癌を検出しにくくしている。

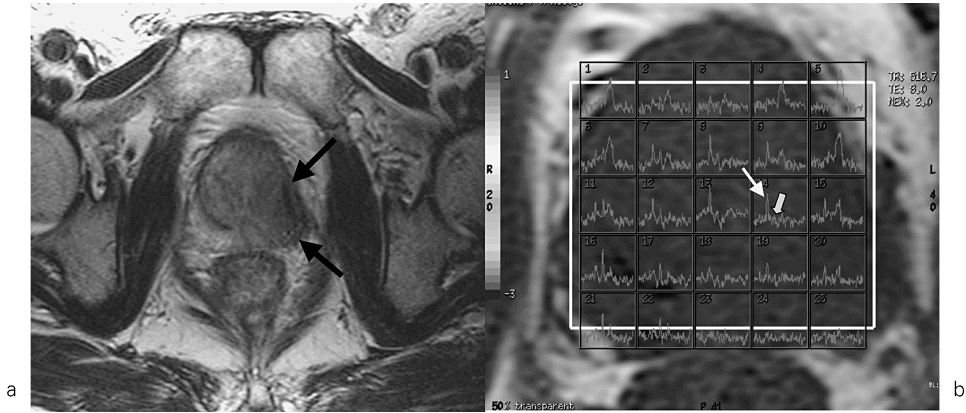


Fig. 4. Prostate MRS in patient with prostate cancer at 1.5T using a phased-array coil
 a) T₂-weighted axial image demonstrates low signal intensity lesion in left peripheral zone and transition zone (arrow).
 b) Spectra of bilateral prostate. In left lobe high choline peak (arrow) and decreased citrate peak (open arrow) are shown. On the other hand, right peripheral zone voxels show healthy pattern.

3T 装置における一般的な安全性

2001年6月から我々が使用してきた3T MR scanner (Signa VH/i 3T, GE) は薬事未承認装置であったため、対象を厳密に絞り、金属を体内に入れている人は対象から除外した。騒音に対しては、耳栓を使用した。また、ガントリー入口部では静磁場が急激に変化するので、寝台テーブルを動かす際もゆっくりと注意した。これにより、撮像時に気分不快やめまいを生じることはなかった。

3T 装置における SAR の問題

SAR (specific absorption rate : 比吸収率) は次式で表される。

$$SAR \propto B^2 \alpha^2 D$$

B = field strength, α = flip angle,

D = duty cycle

この式でわかるように、3T 装置では 1.5T 装置に比較して SAR が 4 倍となる。このために撮像条件が制限され、まともな T₂ 強調画像を

得ることができなかった。当初は、フリップ角の適切なコントロールも困難であった。前立腺辺縁域を高信号に描出するために、高速スピノエコー法を用いたインバージョンリカバリー法による STIR 法を中心に撮像を行い、前立腺内の各領域 (辺縁域, 移行域, 中心域) の解剖が描出できるようになった。しかし、撮像枚数は制限されたままであった。

次いで、高速スピノエコー法の 180 度パルスの幅を延長させることで、SAR の上昇を防ぐ方法が考えられた。通常の T₂ 強調像を適度なスライス枚数撮像することが可能となった。マトリックス数を上げ、スライス厚を 3 ミリとしたところ、辺縁域内の正常な導管様構造が明瞭に描出され、前立腺部尿道の粘膜と筋層の分離も明瞭となった。この尿道筋層を導管構造が貫く様子も描出されており、1.5T 装置では得ることが困難な所見である。

各施設でも、TR, TE, ETL 数, などを変化させ、主として観察したい領域のコントラスト雑音比 (例えば辺縁域と移行域のコントラスト雑音比) を計測し、撮像時間との兼ね合いで適切な撮像条件を決定する必要がある。

磁化率効果 (susceptibility effect)

我々は、MR imagingのみならず spectroscopy も行うために、より厳密に磁場の均一性を求めた。通常の3軸で行われる liner shimming のみならず、領域を絞って high order shimming も利用した。

前立腺に含まれているクエン酸には抗凝固作用があり、生検後の血腫が長期間残存する。血腫には鉄が含まれているため局所磁場の不均一性を生じ、良好なスペクトルが得られない原因となる。生検前に MRS 測定を行うことが理想だが、生検後であっても生検後 8 週間以上待てば、1.5T 装置ではそれ以前よりも良好なスペクトルを得ることができ、診断能が高くなる⁸⁾。

また、前立腺は直腸に接しており、直腸内のガスや直腸の蠕動がスペクトルの品質を劣化させる大きな原因となる (Fig. 5)。検査前夜に緩下剤を投与し、検査中の腸管蠕動を抑制するためにグルカゴン (前立腺肥大症のない症例ではブスコパン) の筋肉内注射も考慮する。

撮像に用いられるシーケンスによって、磁化

率効果の出やすさが異なるので、シーケンスごとに求められる shimming のレベルは異なってくる。

良いスペクトルを得るためには、水抑制・脂肪抑制が必須である。水 (プロトンとして 110M) や周囲の脂肪から生じる信号を抑制しない限り、1 mM オーダーの代謝産物は検出できない。脂肪と水の間クエン酸、コリンなど重要な代謝産物がある周波数帯域のみを励起する方法 (PROSE, GE) も応用されている⁹⁾ (Fig. 6)。

この手法では、中心周波数 (水の共鳴周波数) からコリンとクエン酸が存在する帯域を計算する。もし、プロトンが感じる磁場がずれている (shimming が不十分) 状態であれば、共鳴周波数もずれ、励起される帯域もずれる。このため、代謝産物の一部が十分に励起されず、代謝産物比に影響を及ぼし得る。

また、我々が行ったファントム実験でも、3T 装置ではもともとの信号が高いので、SNR を向上させるためにスライス厚を厚くすることやボクセルを大きくすることよりも、磁場均一度をより厳密に調整する方が効果的であること

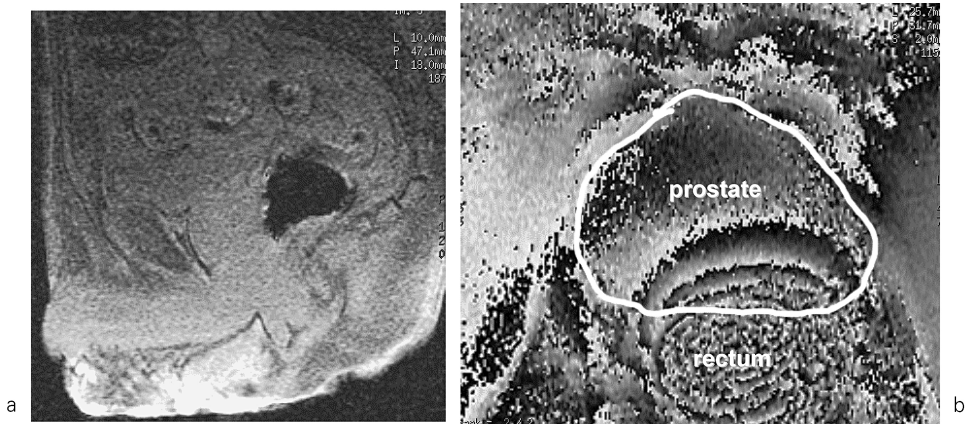


Fig. 5. Magnetic field inhomogeneity due to rectal gas at 3T using a transceive pelvic coil
 a) Localizer sagittal image shows rectal gas.
 b) Phase image in axial plane demonstrates magnetic field inhomogeneity in prostate due to rectal gas.

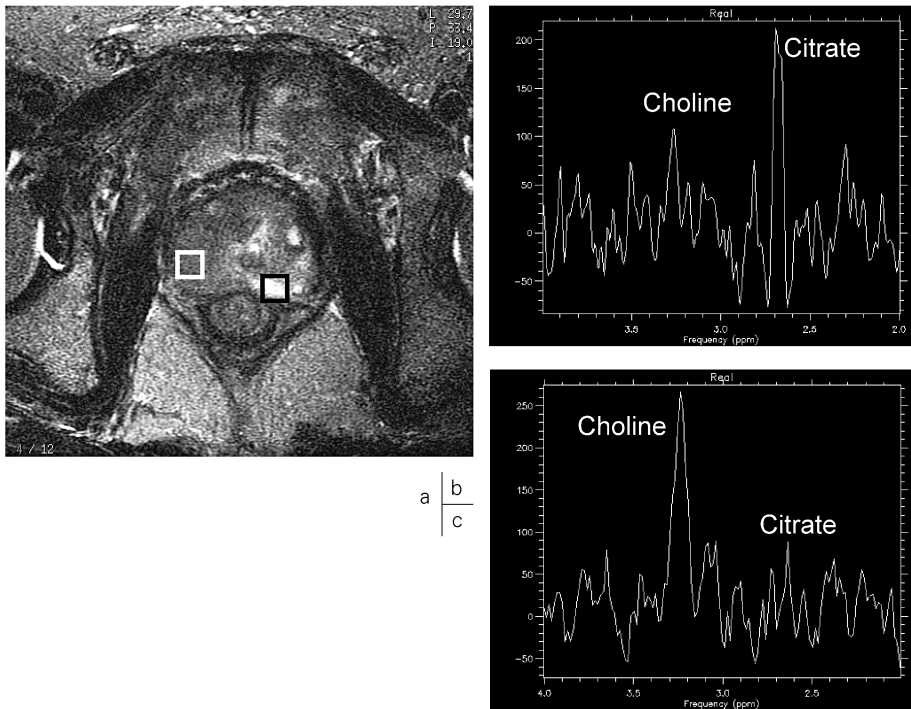


Fig. 6. Proton MRS in patient with prostate cancer at 3T using a transceive pelvic coil
 a) T₂-weighted axial image demonstrates low signal intensity lesion in right peripheral zone. In left peripheral zone, there is normally high signal intensity area.
 b) Proton MRS of healthy left peripheral zone shows high citrate peak and low choline peak.
 c) Proton MRS of abnormal signal intensity lesion in right peripheral zone shows high choline peak and low citrate peak. This is malignant MRS pattern of prostate.

がわかった¹⁰⁾.

化学シフト効果 (chemical shift effect)

前立腺癌の診断で重要な被膜外浸潤の評価をする際、前立腺の輪郭を詳細に観察する必要がある。前立腺と周囲脂肪組織の境界で生じる chemical shift artifact が、診断に影響を及ぼすと予想された。しかし、我々の経験した症例では、SNR を求めて band width を狭くしすぎない限り、chemical shift artifact の MRI 解釈への影響はほとんどなかった。

MRS では、この効果により代謝産物のピーク分離が容易となる。コリンピークとクレアチ

ンピークの間隔が 1.5T より良好になると考えられていたが、前述のように広基性のポリアミンピークの存在により裾野の分離は完全ではない。

また、前立腺評価のために重要な代謝産物であるクエン酸の J 変調については注意せねばならない。クエン酸をプロトン MRS で観察すると、AB type の multiplet を呈し 4 本のピークに分かれる。J 結合定数と化学シフト差ならびにエコー時間によって 4 本のピークの分裂幅、高さは決定される。静磁場強度が変化すると、J 結合定数は変わらないが、化学シフト差が変化するため、4 本のピークの分裂幅、高さ、ならびにそれらのエコー時間に対する挙動

も変化する¹¹⁾ (Fig. 7). 最も強い信号を得ることができるエコー時間が 1.5T の場合と 3T の場合では異なるが、最適なエコー時間について研究者間での意見はまとまっていない。最近では、カリフォルニア大学サンフランシスコ校とスタンフォード大学の共同研究により、3T で前立腺を評価するためにクエン酸の J 変調を固定するパルスを加えた新しいシーケンスも報告されている¹²⁾

誘電率、透磁率、導電率などの影響

誘電効果 dielectric effects の言葉で説明されることが多いが、実際は誘電率、透磁率、導電率などの影響が複雑に絡みあって生じる現象なので、standing wave and conductivity artifacts の名称が適切との説もある¹³⁾。

3T 装置の共鳴周波数は 1.5T 装置の倍の 128 MHz である。この周波数を有する RF 波の波長は、

$$\begin{aligned} \text{波長} &= \text{光速} / \text{周波数} = 3 \times 10^8 \text{ m} / 128 \text{ MHz} \\ &= 2.34 \text{ m} \end{aligned}$$

となる。

生体は高い誘電率を呈するので、体内では電磁波の伝搬速度が光速より遅く、したがって、波長が短くなり 30 cm 程度となる。これは、通常の撮像に用いられる FOV と同じオーダーである。体内の各組織によって伝搬速度が変化するため、組織と組織の境界面で電磁波（入射波）が多少反射しもどってくる（反射波）。体内には入射波と反射波とが存在することになり、FOV 内で入射波と反射波が干渉して定在波が生じ、スライス面内での信号のばらつきが観察される。また、RF 磁場が高速に変化することにより、体内組織という導体に誘導電流が生じる。この電流は電磁石のように、磁場の変化に抗するように作用するため、結果として部分的な信号低下を生じる (Fig. 8)。

我々は、前立腺のみを対象としていたときには、この影響について特別注意を払っていな

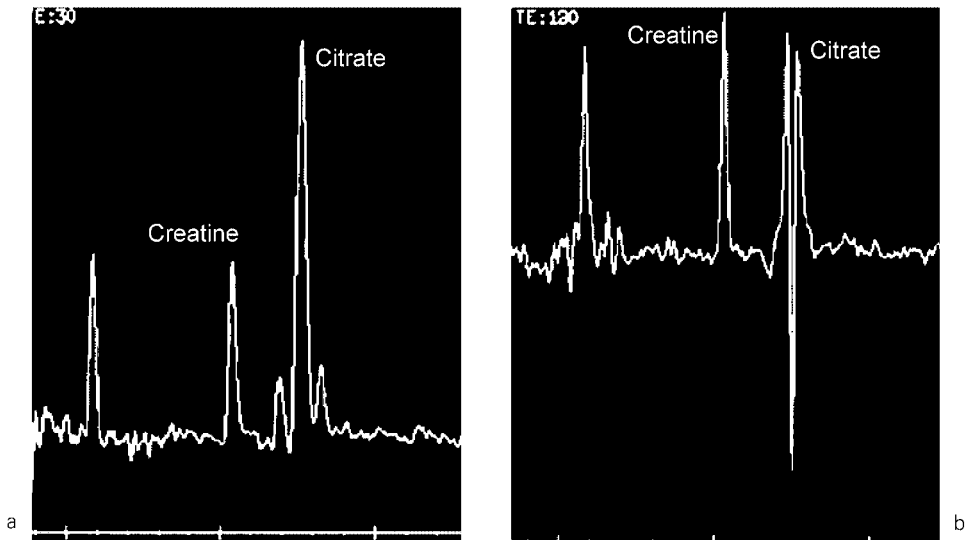


Fig. 7. TE dependency of citrate peak at 3T using a transceive head coil
 a) Single-voxel PRESS (TR/TE = 1500/30) of phantom. Citrate peak shows upward.
 b) Single-voxel PRESS (TR/TE = 1500/120) of phantom. Citrate peak is inverted.

かった。前立腺全体のスペクトルを測定したときに、部位によってスペクトルの高さや形が変わることが頻繁に観察されていたが、送信コイ



Fig. 8. Standing-wave/conductivity artifact at 3T using a torso-array coil
T1-weighted axial image shows a signal loss in the right abdominal wall.
(Courtesy to Dr. Isobe, Isobe Clinic, Fukaya)

ルのパワー不足ととらえていた (Fig. 9). 変化の一部は上記の誘電率, 透磁率, 導電率などの影響なのかもしれない。

臨床では、高い誘電率物質を入れたパッドを腹壁に配置することで、MRIにおける信号むらを改善する方法や、送信パルスを工夫する方法も提案されている¹³⁾。しかし、MRSでのスペクトルを改善する手法は、今後の課題である。

3T 装置による前立腺 MRI・MRS への期待

高磁場化のメリットとして、スライス厚を薄く、マトリックス数も増やすことが可能となる (Fig. 10)。これにより細かい正常構造、例えば前立腺被膜、腺内の導管構造、外科的被膜、前線維筋間質、などを詳細に描出できれば、その破壊所見をとらえることで、早期に悪性病変の診断がしやすくなり、局在診断能の向上も期待できる。3T 装置による前立腺癌の診断能に関しては、最近発表された経直腸コイルを用い

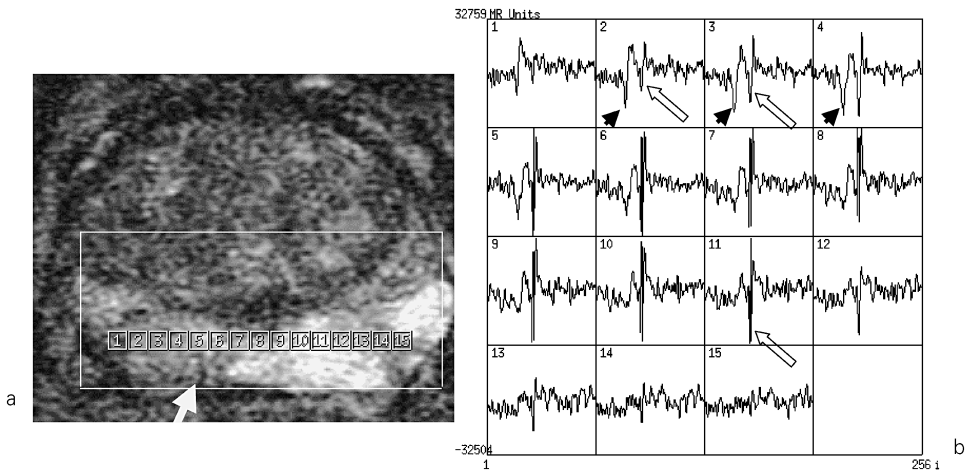


Fig. 9. Prostate MRS in patient with prostate cancer and chronic prostatitis at 3T using a transceive pelvic coil

a) MRS voxels are placed on bilateral peripheral zone. There is a low signal mass in right peripheral zone (arrow).

b) Spectra of bilateral peripheral zone. In right peripheral zone, high choline peak (arrow, without phase correction) and slightly decreased citrate peak (open arrow, without phase correction) are shown. On the other hand, left peripheral zone voxels show healthy pattern.

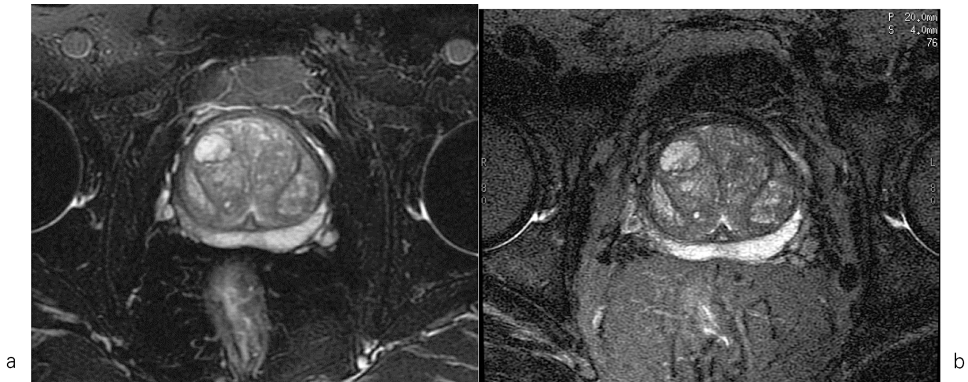


Fig. 10. T₂-weighted images in patient with benign prostatic hyperplasia at 1.5T and at 3T
 a) T₂-weighted axial image at 1.5T using a phased-array coil (4 mm thickness).
 b) T₂-weighted axial image at 3T using a transceive pelvic coil (3 mm thickness).
 Transition zone nodule delineation is better at 3 tesla.

た 3T 装置による前立腺癌の病期診断能 (T₂ と T₃ の鑑別) を紹介する. T₂ 強調画像による感度と特異度は, 前立腺画像の読影に慣れている読影者の場合 88% と 96%, あまり慣れていない読影者では 50% と 92% と報告されている¹⁴⁾. 1.5T 装置の成績と直接比較できるものではないが, 非経験者でも特異度が高いことが特徴的である. 3T 装置特有のアーチファクト, 信号ムラなども, 診断能に影響を与えられと思われ, 経直腸コイル MRI の場合と同様に, 経験の有無が大きな問題になると予想される. 文献によっては, 1.5T の方が 3T よりも被膜外浸潤の診断能が高いとの報告もある¹⁵⁾. ただし, 受信コイルが 1.5T では経直腸コイルと phased array coil の組み合わせ, 3T では torso array coil のみのデータである. このように, 1.5T と 3T の成績を比較する場合には, 受信コイルを含めた撮像条件をよく検討しなければならない.

T₂ 強調画像だけでなく, 拡散強調画像やダイナミック造影, MRS についても, 高磁場化による信号雑音比の上昇は魅力的である. しかし, 磁化率効果の影響が強くなることは, 直腸に隣接する前立腺にとっては不利である. 直

腸内ガスが存在し, しかも撮像中にガスが移動すると, 磁場均一度が損われ, 前立腺からの信号が全く得られないこともある. 直腸内にガスが存在しない状態で検査ができるような前処置が必要である.

3T 装置を用いた MRS データの報告もあるが, 前述のようにエコー時間が異なる指標が示されているため, 各論文の成績をそのまま比較できない. 撮像条件を標準化し, クエン酸やコリンの正確な定量ができれば, これまで以上に前立腺癌の診断能向上や侵襲性の評価, 組織型との詳細な対応に役立つであろう.

おわりに

前立腺には, MRI や MRS でしか得ることができない情報が多数ある. 臓器が存在する位置も, 骨盤深部であり呼吸性移動が少ない. 直腸ガスをコントロールできれば, 3T 装置によって有用な情報が導き出せる. これから 3T 装置を導入される施設では, MRI のみならず MRS の情報も追加取得することで前立腺癌の診療にインパクトを与えることが期待される.

文 献

- 1) Takashima R, Egawa S, Kuwao S, Baba S : Anterior distribution of Stage T1c nonpalpable tumors in radical prostatectomy specimens. *Urology* 2002 ; 59 : 692-697
- 2) Yu KK, Hricak H, Alagappan R, Chernoff DM, Bacchetti P, Zaloudek CJ : Detection of extracapsular extension of prostate carcinoma with endorectal and phased-array coil MR imaging : multivariate feature analysis. *Radiology* 1997 ; 202 : 697-702
- 3) Sato C, Naganawa S, Nakamura T, Kumada H, Miura S, Takizawa O, Ishigaki T : Differentiation of noncancerous tissue and cancer lesions by apparent diffusion coefficient values in transition and peripheral zones of the prostate. *J Magn Reson Imaging* 2005 ; 21 : 258-262
- 4) Costello LC, Franklin RB : Concepts of citrate production and secretion by prostate. 1. Metabolic relationships. *Prostate* 1991 ; 18 : 25-46
- 5) Kurhanewicz J, Vigneron DB, Hricak H, Narayan P, Carroll P, Nelson SJ : Three-dimensional H-1 MR spectroscopic imaging of the *in situ* human prostate with high (0.24-0.7-cm³) spatial resolution. *Radiology* 1996 ; 198 : 795-805
- 6) Zakian KL, Sircar K, Hricak H, et al. : Correlation of proton MR spectroscopic imaging with gleason score based on step-section pathologic analysis after radical prostatectomy. *Radiology* 2005 ; 234 : 804-814
- 7) Cheng LL, Wu C, Smith MR, Gonzalez RG : Non-destructive quantitation of spermine in human prostate tissue samples using HRMAS 1H NMR spectroscopy at 9.4 T. *FEBS Lett* 2001 ; 494 : 112-116
- 8) Kurhanewicz J. Clinical spectroscopy-reporting the results MRI and MRSI of prostate cancer : role of the Ph.D. ISMRM Educational Syllabus, 2002 edition, 2002; 78-84
- 9) Males RG, Vigneron DB, Star-Lack J, Falbo SC, Nelson SJ, Hricak H, Kurhanewicz J : Clinical application of BASING and spectral/spatial water and lipid suppression pulses for prostate cancer staging and localization by *in vivo* 3D ¹H magnetic resonance spectroscopic imaging. *Magn Reson Med* 2000 ; 43 : 17-22
- 10) Kaji Y, Kuroda K, Maeda T, et al. Prostate phantom study for understanding characteristics of 3-tesla MRS (abstr), In : Radiological Society of North America scientific assembly and annual meeting program. Oak Brook, Ill : Radiological Society of North America, 2003 ; 721
- 11) Mulkern RV, Bowers JL, Peled S, Kraft RA, Williamson DS : Citrate signal enhancement with a homonuclear J-refocusing modification to double-echo PRESS sequences. *Magn Reson Med* 1996 ; 36 : 775-780
- 12) Cunningham CH, Vigneron DB, Marjanska M, Chen AP, Xu D, Hurd RE, Kurhanewicz J, Garwood M, Pauly JM : Sequence design for magnetic resonance spectroscopic imaging of prostate cancer at 3T. *Magn Reson Med* 2005 ; 53 : 1033-1039
- 13) Merkle EM, Dale BM, Paulson EK : Abdominal MR imaging at 3T. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 2006 ; 14 : 17-26
- 14) Futterer JJ, Heijmink SW, Scheenen TW, Jager GJ, Hulsbergen-Van de Kaa CA, Witjes JA, Barentsz JO : Prostate cancer : local staging at 3-T endorectal MR imaging-early experience. *Radiology* 2006 ; 238 : 184-191
- 15) Beyersdorff D, Taymoorian K, Knosel T, Schnorr D, Felix R, Hamm B, Bruhn H : MRI of prostate cancer at 1.5 and 3.0 T : comparison of image quality in tumor detection and staging. *AJR Am J Roentgenol* 2005 ; 185 : 1214-1220

Prostate MR Imaging and Proton MR Spectroscopy at 3T

Yasushi KAJI¹, Kagayaki KURODA², Ryo SUGIHARA³,
Kazuro SUGIMURA³

¹*Department of Radiology, Dokkyo Medical University School of Medicine
880 Kita-kobayashi, Mibu, Tochigi 321-0293*

²*Department of Image-based Medicine, Institute of Biomedical Research and Innovation*

³*Department of Radiology, Kobe University Graduate School of Medicine*

Magnetic resonance (MR) imaging and proton MR spectroscopy at 3T are expected to improve localization of prostate cancer, assessment of therapeutic effect, and selection of additional therapy. Radiologists need to be aware of several limitations based on the laws of physics. At 3T, the gain in signal-to-noise ratio (SNR) will be less than two-fold that with standard 1.5T MR, and susceptibility, chemical shift, and standing wave and conductivity effects will be increased. Optimization of imaging technique is currently in progress.