

腹部拡散強調画像：基礎と臨床応用

原留弘樹

杏林大学医学部放射線医学教室

はじめに

1996年のsingle shot echo planar imaging (EPI)法の臨床導入に伴い、以前は困難であった腹部領域でも拡散強調画像(diffusion-weighted imaging: DWI)の撮影が可能となった。しかしながら、腹部領域においては、①実質臓器や肺・腸管などの空気をもった様々な臓器が混在し磁場の不均一性が高く画像劣化を来しやすい、②呼吸や消化管蠕動運動等の大きな動き(bulk motion)がある、③chemical shift artifact, N half artifact等のsingle shot EPI法特有のアーチファクトがあり十分な脂肪抑制が必要である、④対象が肝や脾など T_2 値が短い臓器であるなどの頭部領域にはない多くの特性および問題点があるために、腹部DWIは低いb値のlow-b-value DWIによる制約された使用で、目的も研究的要素が強かった。その後2000年になりsensitivity encoding (SENSE)法を代表としたparallel imaging法が臨床応用されたことによって、これらの問題点の大部分は解決され、本来の拡散コントラストをもった、大きなb値を印加したhigh-b-value DWI撮影可能となり、ルーチン検査を含め撮影用途が広がってきている。さらに最近では全身型受診コイルを使用した全身DWIなどの2-fluoro-2-

deoxy-D-glucose positron emission tomography (FDG-PET)に類似した撮像方法への進化もあり、大きなトピックとなっている分野でもある。本稿では、DWIの基礎、腹部DWIの変遷・技術的背景、撮影方法、病変のコントラストの成り立ち、臨床における有用性、今後の展望などについて概説する。

DWIとは？

組織内部にある水分子の遅くランダムな動きを画像化したものである。DWIで分かることは①水分子の動きの大きさ、②その方向の二つであり、①の大きさはみかけの拡散係数(apparent diffusion coefficient: ADC)で、②は異方性の標準偏差(fractional anisotropy: FA)で数値化できる。実際には拡散を強調するため 180° パルス前後にmotion probing gradient (MPG)を印加して撮影する。また、MPGの大小はb値(b-value, s/mm^2)で表し、MPGパルスの大きさとその印加時間によって決定される。DWIのコントラストの元はSE型single-shot EPI法の T_2 強調画像であり、ADC値の大きなものは信号低下が大きく低信号を示すのに対し、ADC値の小さなものは信号低下が小さいので高信号を示す。一般的に悪性腫瘍は細胞密度が

この総説は、第34回日本磁気共鳴医学大会教育講演「腹部」での講演を中心にまとめたものである。

キーワード diffusion-weighted imaging, abdomen, neoplasm, inflammation

高く ADC 値が正常臓器に比べ有意に小さいため、強い高信号 (異常信号) を示す (Fig 1). なお, MPG パルスの印加方法には直交する X-Y-X 軸の 3 軸に印加する従来型の isotropic type の DWI と 6 軸といったさらに多くの軸を印加する tensor type の DWI の 2 種類がある (Fig 2). Tensor type DWI ではベクトル加算しての印加であるので, 実際に印加する b 値を小さく抑えつつ, 大きな b 値を印加したのと同様の効果を得ることができる特徴がある. また, b 値の大きさは主に MPG パルスの印加時間により調節されるので, 大きな b 値を印加すると実行 TE は延長する. 腹部実質臓器では T₂ 値が比較的短いものが多く, 実効 TE を延長させずに, 大きな b 値を印加できる tensor type の DWI は有利である. 例えば, b 値 1000 s/mm² を印加する場合 3 軸 isotropic type DWI では TE 100 ms になるのに対して 6 軸の tensor type DWI では 80 ms 程度になり, 上腹部の最適とされる TE 60~70 ms に近づけることができる. また, 個々の印加する b 値を小さくできることはグラジエントシステム

の負荷軽減の面での利点もある.

腹部 DWI の変遷と技術的背景

腹部 DWI の臨床応用は 1996 年に single-shot EPI 法が臨床導入されてから始まるが, ①磁化率アーチファクトなどの EPI 法特有のアーチファクトによる画像劣化, ②SNR 低下により high-b-value (400 s/mm² 以上) が使用できないなどの理由から, 当初は low-b-value DWI での使用が限界であった. Low-b-value DWI は micro perfusion や T₂ コントラストなどの混入があり, 本来の拡散コントラストのみからなる画像ではないが, 通常の T₂ 強調画像に比べて背景信号が抑制されることから, 高いコントラスト分解能をもつことが特徴であり, 肝内血管信号を抑制することも可能である^{1),2)}. このため通常の T₂ 強調画像を補助する画像としては有用であったが, 正確な ADC 値が計測できないなどの欠点もあった. 2000 年には sensitivity encoding (SENSE) 法を代表とした parallel imaging 法が臨床応用され,

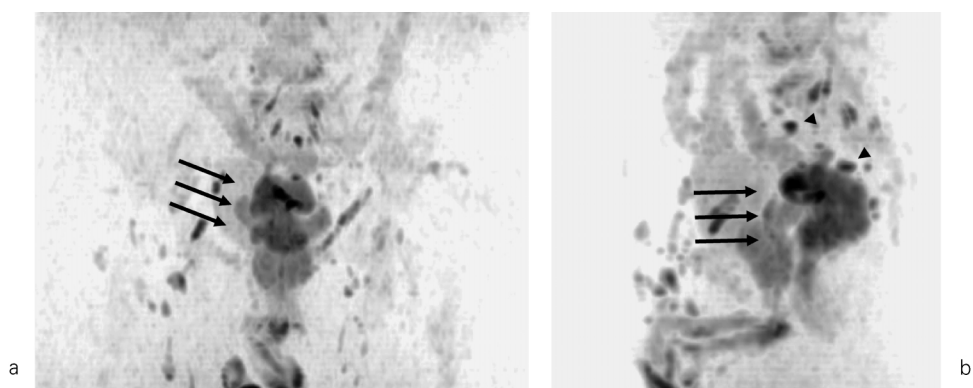


Fig. 1. 64-year-old man with advanced rectal cancer and lymph node metastasis. Data acquired during free breathing can be observed three-dimensionally by MIP processing. An advanced rectal cancer showing the apple core sign is clearly visualized (a, b arrows). In the lateral view, several regional lymph node metastases are also visible (b, arrowheads).

2007年5月7日受理

別刷請求先 〒181-8611 東京都三鷹市新川 6-20-2 杏林大学医学部放射線医学教室 原留弘樹

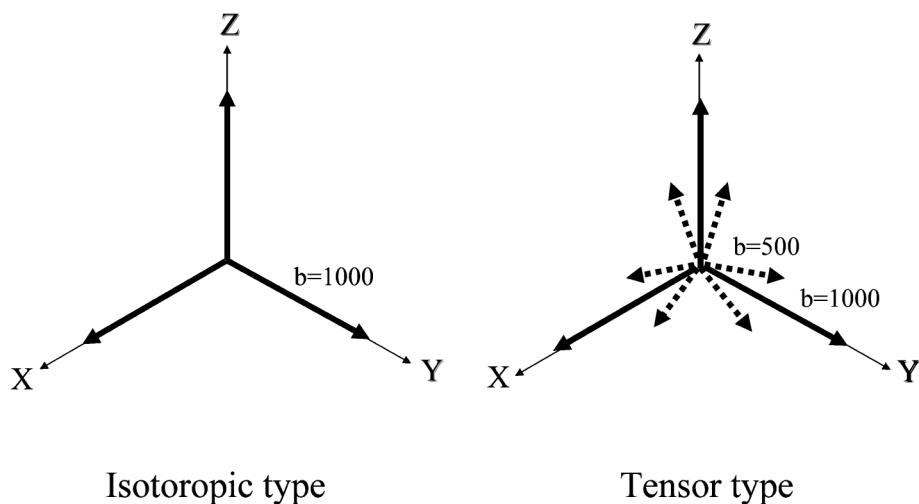


Fig. 2. Isotropic type DWI and Tensor type DWI
 Diffusion-weighted imaging (DWI) is divided into two types, which are isotropic type and tensor type, by the way of applying motion probing gradient (MPG) pulse. Isotropic type of DWI is simultaneously applied orthogonal three directions of MPG pulses. Tensor type of DWI is simultaneously applied multiple axis of gradients (more than six directions) and can reduce amplitude of each MPG pulse, which cause shortening echo time for sufficient S/N of the images.

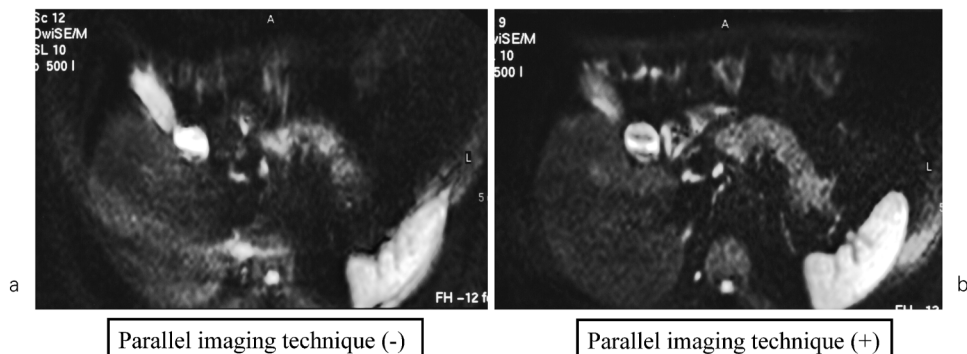


Fig. 3. Effect of parallel imaging technique for imaging quality of DWI
 Sever image degradation due to proper single-shot EPI artifacts (susceptibility, chemical shift or N-half artifacts) is noticeable on DWI without parallel imaging technique in the abdomen (a). The parallel imaging technique minimizes these artifacts and improves the image quality of DWI (b).

各種シーケンスの高速化がなされるとともに single-shot EPI 法では①EPI 特有のアーチファクトの軽減 (Fig 3), ②TE の短縮化 (70 ms 程度) が可能となって, DWI の画質は飛躍

的に向上した. これによって T₂ 値の短い肝臓などの腹部臓器においても high-b-value DWI の撮影が可能となった. さらに最近では広範囲受信コイルとの併用によって全身 DWI の撮影

も臨床応用されつつあり PDG-PET と同様に全身の癌検索などへの応用も期待されている³⁾。

DWI のコントラストの成り立ち

DWI のコントラストは、本来の拡散コントラスト以外に T_2 コントラスト、プロトン密度、磁化率効果などからなるが、中でも拡散コントラストと T_2 コントラストの二つが画像を構成する重要な要素となる。したがって DWI のコントラストを理解するには拡散コントラストと T_2 コントラスト双方を常に考える必要があるが、両者の画像コントラストに占める割合が TE と b 値の大きさの撮影パラメーター設定によって非常に異なってくることを十分に理解しておく必要がある。元々 DWI は b 値 0 s/mm^2 の時は single shot EPI 法による T_2 強調画像であり、100% T_2 コントラストからなる。これを base にして MPG gradient を段々に強くしていくと、 T_2 コントラストの割合は減少していき、b 値 400 s/mm^2 を超えるあたりで、拡散コントラストが優位になる。逆に b

値 400 s/mm^2 以下では、 T_2 コントラストが優位な画像となるため、肝嚢胞などの ADC 値の大きな病変でも T_2 値が長いため、DWI では高信号を示し、この現象を“ T_2 shine-through”と呼ぶ⁴⁾ (Fig 4)。この様に b 値 400 s/mm^2 未満の小さい low-b-value の領域では T_2 コントラストの割合が大きく、b 値 400 s/mm^2 以上の大きな high-b-value の領域では本来の拡散コントラスト割合が大きく占める。また、この b 値の大きさ以外にも TE の大きさによっても、拡散コントラストと T_2 コントラストの割合が異なってくることも理解しておく必要がある。Fig. 5 a~c は縦軸に信号強度、横軸に b 値として各 TE における正常臓器 (腎臓、肝臓、脾臓) の信号変化についてシュミレーションしたものである。TE = 0 ms の場合 (Fig. 5a) は T_2 コントラストの影響が全くないので ADC 値の大きな順 (腎>肝>脾) に信号が低い曲線となり、拡散コントラストのみを反映したグラフとなっている。TE = 80 ms (Fig. 5b) では、b 値 400 s/mm^2 以下では T_2 値の大きな順 (脾>腎>肝) に曲線が並び、 T_2 コントラストの割

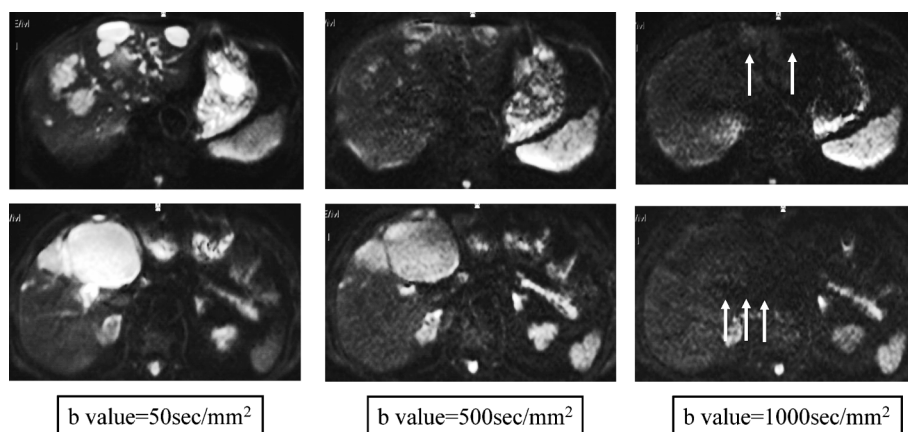


Fig. 4. Difference of contrast constitution on low-b-value DWI and high-b-value DWI
On DWI applied with low-b-value (<400), each hepatic cyst with long T_2 relaxation time and large ADC value show high signal due to interfusion of T_2 contrast (T_2 shine-through). The signals of all hepatic cysts are suppressed on DWI applied with high-b-value ($600 \geq$) (arrows), which is reflected in true diffusion contrast.

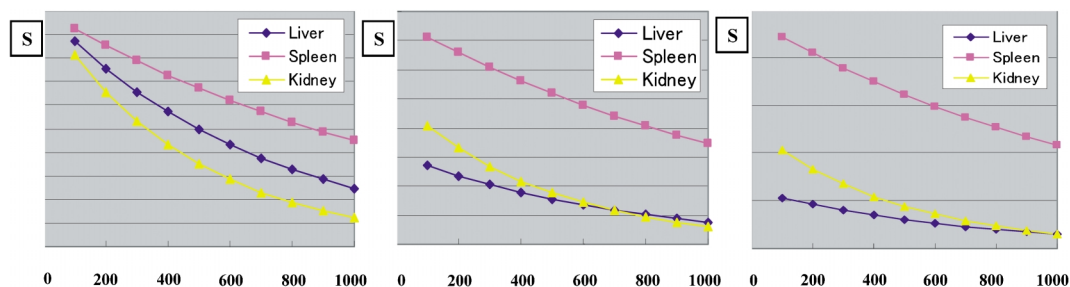


Fig. 5. Relations between TE and contrast of DWI

The signal fade of each normal abdominal organ (liver, spleen, kidney) is depending on amplitude of each ADC value in DWI with shorter echo time. On the contrary, interfusion of T₂ contrast is predominant in DWI with longer echo time.

合が大きく占めるが、b 値 400 s/mm² 以上では TE = 0 ms と同じ順番に曲線が並んでいて、拡散コントラストの割合が大きく占めるようになる。TE = 120 ms (Fig. 5c) では、b 値 1000 s/mm² にしても曲線は T₂ コントラストの順に並んでいて、ほとんど拡散コントラストの割合はなくなる。このように、b 値以外にも TE の長さによって拡散コントラストの割合が大きく異なってくることも重要であり、長い TE では b 値をかなり大きくしてもほとんど T₂ コントラスト優位となる。また、TE = 120 ms では T₂ 値が短いため肝臓の信号は極端に低下し、noise レベルとなり SNR の低い劣化した画像になる。例えば汎用の MRI 装置では b 値を大きくするとそれに伴って TE も長くなるので、極端に大きな b 値の印加は T₂ コントラストの混入をまねき注意が必要である。肝臓での至適パラメーターを考えると、TE は 60 ~ 70 ms でその TE に設定可能な MPG pulse の b 値は 600 ~ 800 s/mm² 程度の moderate-b-value となる。また、非呼吸停止方法では SNR 向上させるため、5 ~ 7 回程度の NEX を使用するが、呼吸停止法でも 2 回程度の NEX を使用するとよい。脂肪抑制方法は非呼吸停止方法では広範囲撮影を前提とするので STIR 法を用いるが、呼吸停止法では、限定した範囲の撮影で bulk motion もほとんどないので chemical

shift selective (CHESS) 法、principle of selective excitation technique (PROSET) 法などの通常の脂肪抑制法で十分な効果が得られる。

撮像・表示方法

1. 撮影方法

撮影方法は大きく分けて呼吸停止法と非呼吸停止法（安静呼吸下・呼吸同期下）の二つに分かれ、以下のように用途により使い分けるとよい。

a. ルーチン検査、ADC 値計測

通常の検査では評価する部位が限定されている場合が多いので範囲を限定して呼吸停止法で撮影する。この場合スライス厚 5 ~ 10 mm、NEX 2 回程度で撮影する。また、脂肪抑制は SNR なども考えて CHESS 法を用いる。ADC 値計測は非呼吸停止法では bulk motion などにより信頼性が薄れるので、呼吸停止法の方が望ましい。

b. 広範囲スクリーニング、高分解能精査、3 次元表示

3 次元表示や薄いスライスでの高分解能精査が必要な場合は撮像に時間を要するので非呼吸停止法で撮影する。この場合スライス厚は薄く 5 mm 以下で NEX 5 ~ 8 回程度撮影する。また、非呼吸停止法では安静呼吸下 (diffusion

weighted whole body imaging with background body signal suppression : DWIBS) と呼吸同期による二つの撮影方法がある。骨盤部では安静呼吸下での撮影でも問題はないが、特に上腹部臓器では横隔膜の動きによるアーチファクトの影響が強く、小病変検出の妨げになる場合もあるので、呼吸同期法での撮影が望ましい。最近では通常の脂肪抑制法 (CHESS 法, PROSET 法など) の精度が高く、非呼吸停止法でも問題はないが、辺縁部などでも十分な脂肪抑制を望むなら、short T₁ inversion recovery (STIR) 法を使用する。STIR 法では副次的に大腸便の信号を抑制する効果などの利点もあるが、非選択的に信号を抑制するので、画像の SNR はかなり低下するため、十分な数の NEX (5 回以上) と、maximum intensity projection (MIP), fusion 処理等も必要になる。なお、広範囲撮影にはシーメンス社 Total image matrix (Tim) system のような広い範囲をカバーできる広範囲型の受診コイルも必要である。

2. 表示方法

High-b-value DWI では高いコントラストを有するので、通常表示に比べ白黒反転表示をすることで病変の認識がより容易になり、FGD-PET に似たような表示となる。病変部のコントラストの解釈には通常の T₂ 強調画像や T₁ 強調画像との対比が重要である。特に大きな b 値 (1000 s/mm² 以上) の DWI や STIR 法を併用した場合には背景信号の抑制が強いので、病変部の解剖学的な位置情報把握には workstation 上でフュージョン画像を作成することが必要となる。また、空間的な病変の広がりや病変部の容積などの評価には MIP, multiplanar reformation (MPR), volume rendering (VR) などの 3D 表示が有用である。

腹部 DWI 正常像

腹部 DWI 画像では、病変以外にも以下に示す正常臓器も高信号 (異常信号) を示すため病

変と間違わないように留意する必要がある (なお、b 値, TE により変動あり)。

1. 強い高信号 (異常信号) を示す臓器

脾臓, 神経 (中枢・末梢), 精巣・卵巣, 子宮内膜, リンパ節, 椎間板 (若年)

2. 中等度高信号 (異常信号) を示す臓器

肝臓, 腎臓, 膵臓, 副腎, 前立腺, 子宮, 小腸 (虚脱)

病変部の拡散コントラストの成り立ち (特に細胞密度)

上述したように悪性腫瘍や活動性炎症では正常臓器に比べ、有意に ADC 値が低下するため、高信号 (異常信号) を示す。組織は細胞とその間の細胞間隙の二つに大別され、細胞内器官などによる水分子運動の制約により、細胞内の ADC 値は細胞外より低い傾向がある。悪性腫瘍や活動性炎症による ADC 値の低下の主な成因は、1. 細胞密度増加による細胞間隙狭小化と 2. 細胞内の制約水分子の割合が増加する、二つが主なものである^{5),6)}。なお、線維化については線維芽細胞が優位な wet な線維化と膠原線維が優位な dry な線維化の二つに分けて考える必要がある。Wet な線維化の場合 T₂ shine-through 低下はなく、制約された水分子増加により ADC 値は低下し、病変は高信号 (異常信号) を示す。これに対して、dry な線維化の場合、元来の水分子は乏しくなり、T₂ shine-through 低下により、病変の高信号 (異常信号) は wet なものとは逆に弱くなる。

臨床における腹部 DWI の有用性

臨床上の主な有用性を Table に示す。

1. 悪性腫瘍検出 (非造影)

一般に悪性腫瘍の場合、腫瘍細胞の密な増殖により細胞密度が上昇するために、ADC 値は $1 \sim 0.5 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ 程度に低下する。これに対して、正常腹部臓器の ADC 値は通常 $1.5 \times$

$10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ 以上と高く, MPG パルスの印加により正常臓器の信号は抑制されるのに対して, 悪性腫瘍では信号抑制が強くないため, DWI では造影剤を使用せずに悪性腫瘍を高信

号 (異常信号) として検出することが可能である (Fig 1). 現在各臓器における腹部 DWI の癌検出能について研究されているところであるが, 肝転移, 大腸癌, 膵癌, 前立腺癌などでは既に高い有用性が報告されている (Figs. 1, 6 ~8). Nasu⁷⁾ らは肝転移について報告しているが, DWI と FSE-T₂WI および Dual echo の T₁WI を合わせて読影した場合, 感度/特異度/Az 値は 0.82/0.94/0.90 であり, superparamagnetic iron oxide (SPIO) 造影後 MRI 群 (FSE-T₂WI, T₂*WI 等) が 0.66/0.90/0.81 に比べ優れた結果であった. これは今後 SPIO 造影を省略できる可能性を示唆した報告であるが, 肝左葉外側区にある病変は心拍動の影響により描出が妨げられる, 後述するように悪性腫瘍の ADC 値には変動があり場合によっては肝とオーバーラップし, ADC 値の差による描出には限界もあるなどの問題点もありさらに検討が必要である. Ichikawa ら^{8),9)}は大腸癌と膵癌における有用性を初期検討として報告している. これらの報告では大腸癌では感度/特異度/Az 値 91%/100%/0.97, 膵癌では感度/特異度/

Table. Major Clinical Utilities of DWI

1. Application to neoplastic diseases (without contrast medium)
 - a) Detection of malignant neoplastic diseases
 - b) Differentiation between benign and malignant tumor, Estimation of the degree of differentiation
 - c) Assessment of therapeutic effects (e.g., after TAE or RFA)
 - d) Differentiation between hepatic cyst and hemangioma
2. Application to non-neoplastic diseases
 - a) Assessment of inflammatory activity
 - b) Detection of abscesses
 - c) Detection of acute-phase hematoma
3. Combination with superparamagnetic iron oxide (SPIO)
4. Diffusion tensor imaging

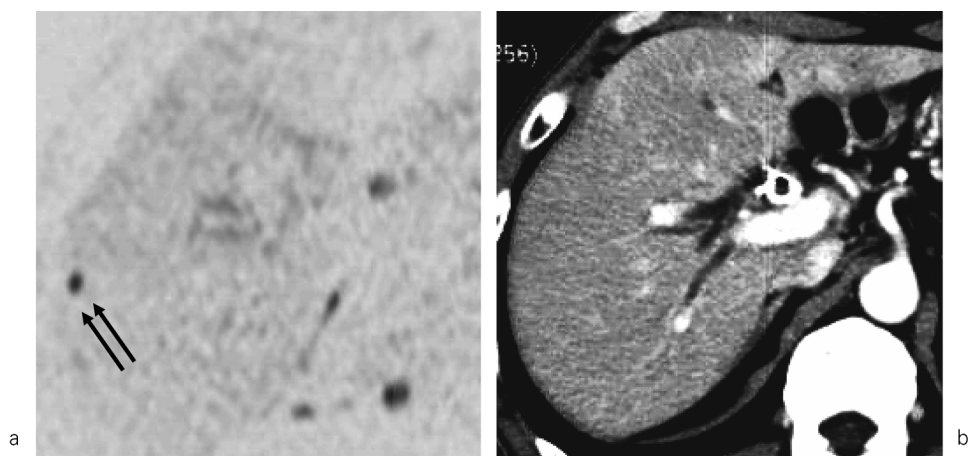


Fig. 6. 59-year-old man with multiple hepatic metastasis from pancreatic cancer. Small metastasis with intense high signal (a, arrows) was clearly demonstrated at peripheral right hepatic lobe (S6) on high-b-value DWI. This lesion was not obvious on contrast-enhanced CT image (b).

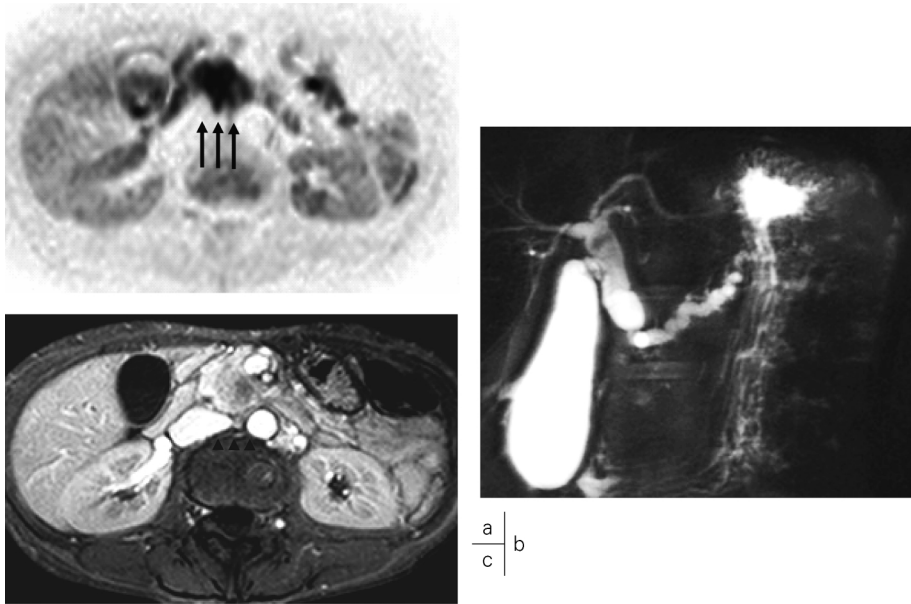


Fig. 7. 57-year-old man with pancreas head cancer
Ill-defined mass with intense high signal was seen at pancreas head on high-b-value DWI (a, arrows). MRCP showed severe stenosis of both common bile duct and pancreatic duct and dilatation of upstream both ducts, which corresponding to double duct sign (b). Contrast-enhanced dynamic MRI clearly showed ill-defined mass with poor enhancement at pancreas head (c, arrowheads).

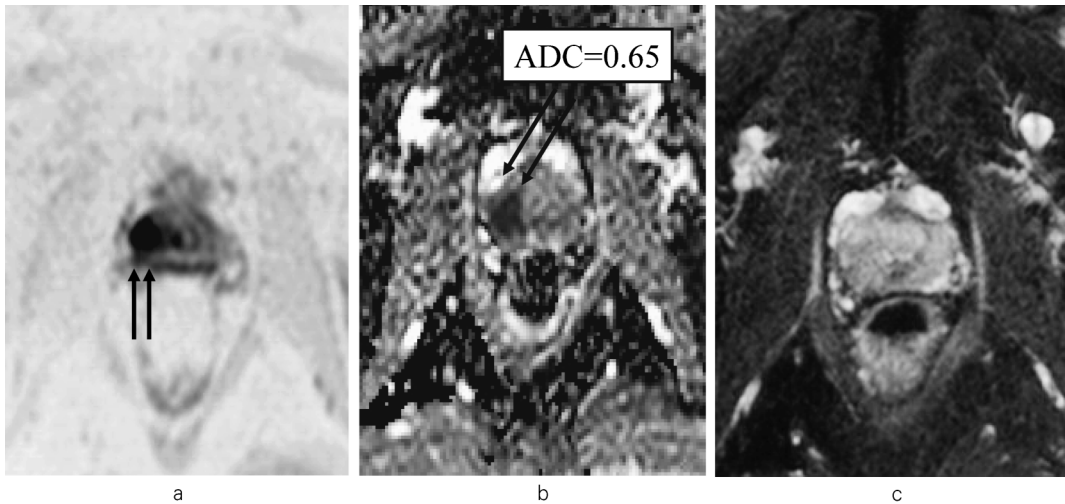


Fig. 8. 71-year-old man with prostate cancer
On high-b-value DWI, well-defined mass with intense high signal is clearly demonstrated at right side of transitional zone (a, arrows). ADC map shows marked decreasing ADC value (0.65 s/mm^2) on the mass (b). On the contrary, this mass is hardly pointed out on T2-weighted image (c).

Az 値 96.2%/98.6%/0.99 とともに非常に優れた結果が示されている。ただし、これらの報告はいずれも retrospective なものであり、今後は prospective に評価し、DWI の有用性を検証していく必要がある。また、我々の初期検討では膵癌においては DWI と MRCP を組み合わせることにより、小病変の検出向上や腫瘤形成性慢性膵炎などの鑑別への有用性も示されていて、DWI 単独のみならず他のモダリティとの最適な組み合わせについても検討が必要であると思われる。前立腺癌では多くの有用性を示した報告があるが、検討されているのは DWI 単独から DWI + T₂WI, DWI + spectroscopy, DWI + dynamic MRI となど組み合わせも様々であり^{10)~12)}、スクリーニングを目的にするのか、精査を目的にするのか、さらに機種により撮影に制約もあるのでそれらを加味した上で実際に検査方法を選択していく必要がある。また、3T MRI での有用性も既に報告があり ADC 値、FA 値共に正常前立腺との間に有意な差が見られることから、検出能向上への有用性が示唆されたとされる¹³⁾。一方、前立腺癌では生検後に MRI 検査を施行する（欧米では生検後でない MRI の適応がない）場合が多

く、生検後の出血による癌描出の低下は問題である。出血の影響は前立腺のクエン酸含有により長い間残存し、特に辺縁域で出血による影響が長く残る傾向がある。b 値 2000 s/mm² の高 b 値の DWI では 1000 s/mm² に比べ背景抑制が強いので、この欠点を補える可能性があるが今後の検討課題である。悪性病変の検出における各腹部実質臓器の DWI の有用性を Fig. 9 に示す。既に報告もあるように、大腸癌、膵癌、前立腺癌、膀胱癌などは最も高い有用性があり、肝癌、腎癌などでは正常臓器の信号が比較的高い、心拍動等のアーチファクトの妨げがあるなど問題点も含むので中等度程度の有用性があると思われる。一方、脾臓、リンパ節では正常でも非常に強い信号を示すことから、有用性は限られてくると考えられる。

2. 良・悪性鑑別、組織分化度推定

良悪性の鑑別は主に肝腫瘍で検討されている。ADC 値計測に基づいた肝腫瘍の良悪性の鑑別は parallel imaging 法導入以前の DWI を用いた検討が多数報告されている^{1),14),15)}。これらは印加する b 値が異なるため結果にばらつきが見られるが、肝嚢胞・肝血管腫などの良性腫瘍では ADC 値は $1.8 \sim 3.0 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ と高

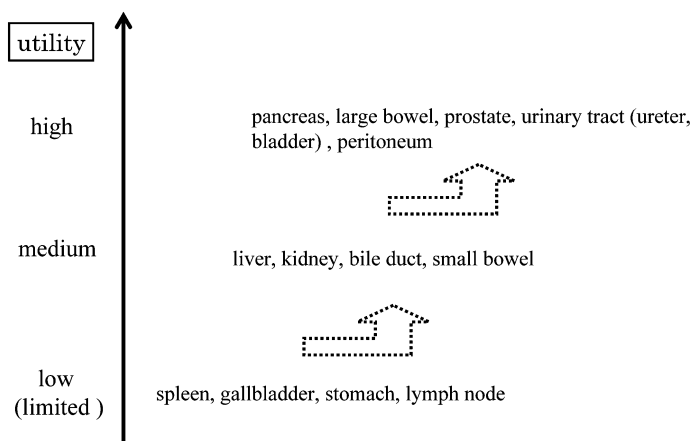


Fig. 9. A difference of utility of DWI for evaluation of malignant lesions in each abdominal organs

値を示すのに対して、肝転移・肝細胞癌などの悪性腫瘍では $0.8 \sim 1.7 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ と低値を示し、両者に有意差があると報告している論文が多い。比較的大きな b 値 ($846 \text{ s}/\text{mm}^2$) を印加した DWI の検討では ADC 値 $1.6 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ に域値を設定した場合の肝良悪性腫瘍鑑別の感度は 98%、特異度 80% と報告されている¹⁵⁾。しかし、肝血管腫では ADC 値が低値を示し、悪性腫瘍群とのオーバーラップが見られるとの問題点を指摘している論文もある。現在では parallel imaging 法併用 DWI が標準となり、画質向上、TE 短縮化に伴う T_2 shine-through 効果の軽減、高い b 値印加による microperfusion の影響を抑制するなどが可能と

なっているため、肝腫瘍の良悪性の鑑別感度・特異度のさらなる向上が期待されている。また、後述するが、ADC 値と拡散テンソル画像で得られる FA 値の両者を組み合わせることで、鑑別感度・特異度を向上させる試みもなされている。一方、特に高い b 値を印加した DWI では、肝細胞癌などの組織分化度の推定の有用性が示唆されている。Fig. 10 は早期-進行肝細胞癌の症例であるが、DWI では進行癌の部分は高信号を示し、高分化癌の部分は高信号を示さず両者を分離描出の可能性が示唆される。また、SPIO 造影後 T_2 WI では前者には鉄の取り込みに伴う信号低下はなく、後者は鉄の取り込みにより信号低下が見られ、DWI で

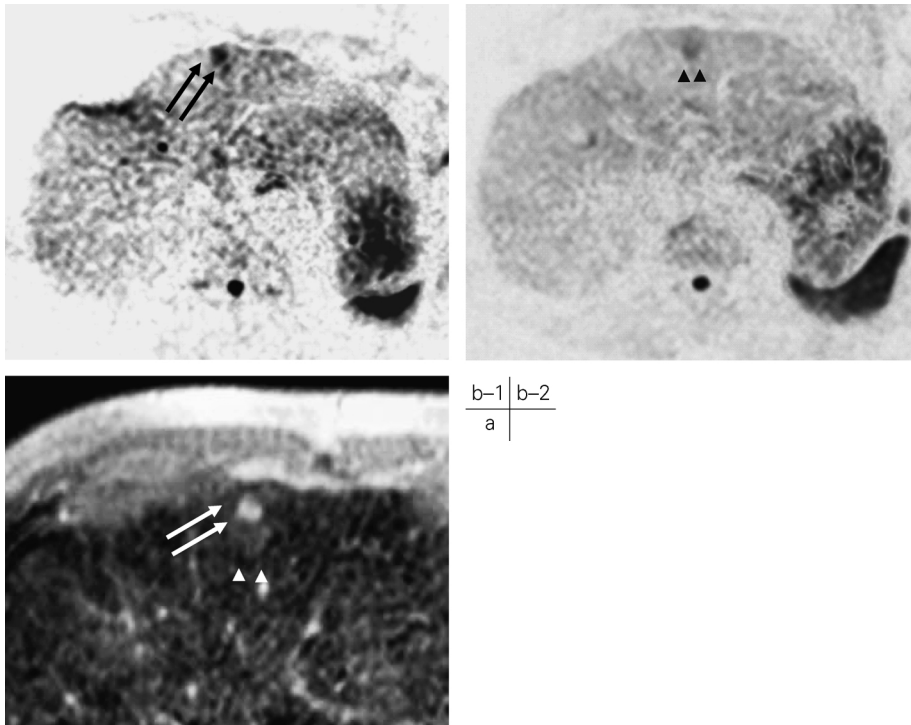


Fig. 10. 58-year-old man with early-advanced hepatocellular carcinoma
 On SPIO-enhanced MR image, the ventral portion of advanced cancer showed moderate high signal and dorsal portion of early cancer demonstrated relative low signal due to uptake of SPIO.
 (a) The former showed intense high signal (b-1, arrows) and the latter demonstrated low signal (b-2, arrowheads) on high-b-value DWI.

見られた所見を支持している。一方、上記を背景にして DWI では肝嚢胞と肝血管腫を区別することも可能である。肝嚢胞と肝血管腫では後者が T_1/T_2 値共にやや短く、血管腫が肝嚢胞より T_1WI でわずかに信号が高く、 T_2WI ではやや信号が低い、その違いを判別するのは必ずしも容易ではない。また、TE の長さを変えた dual echo の T_2WI ¹⁶⁾ や fluid-attenuated inversion-recovery (FLAIR) 法を用いた¹⁷⁾ 両者の鑑別の有用性の報告もあるが、造影ダイナミック検査が必要となる場合も少なからず存在する。DWI では、肝嚢胞では ADC 値が高く信号が抑制されるのに対し、肝血管腫では ADC 値が比較的強く信号抑制があまり見られないので、造影剤を用いずに両者の鑑別が可能である

(Fig. 11)。しかし、この目的には肝嚢胞の信号を十分に抑制するため、 T_2 shin-through の影響が強い、小さな b 値の印加では不十分であり、少なくとも b 値 600 s/mm^2 以上の印加が必要である。また、肝血管腫一部のは異常信号を示さない場合もあることに留意する必要がある。

3. 治療効果判定 (TAE, RFA など)

肝細胞癌などに対する TAE などの治療後効果判定には、通常単純と造影ダイナミック CT で、腫瘍内部のリピオドール沈着の程度や動脈優位相での濃染像の有無等を評価することが多いが、リピオドールは強い high density を示すため、その評価が困難であることも少なくはない。 T_2 強調画像などの通常の MRI 撮影では、

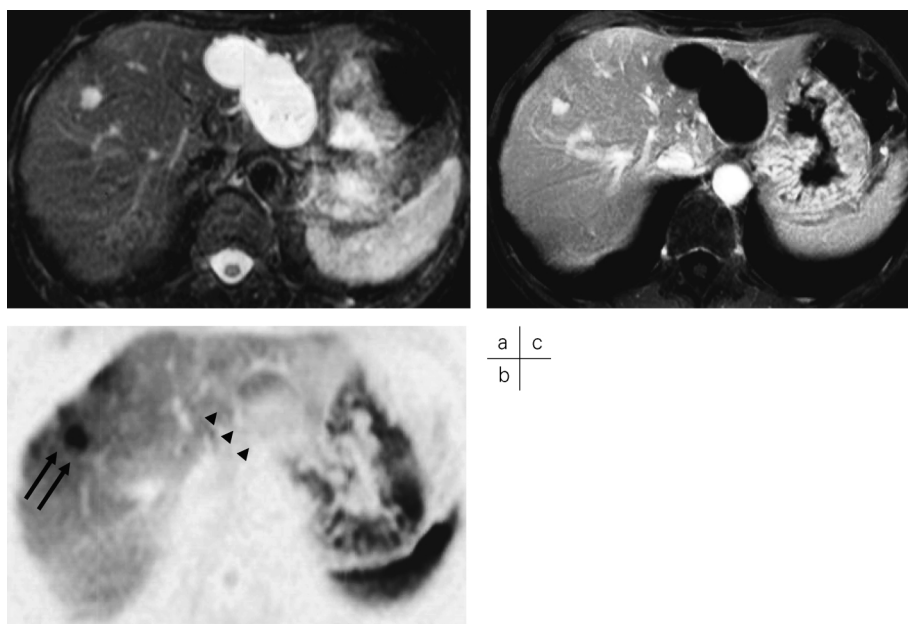


Fig. 11. 39-year-woman with hepatic hemangioma and cyst
Both cyst and hemangioma are appeared as high signal on T_2 -weighed image (a). On high b-value DWI, hemangioma is appeared as high signal (arrows) and cyst shows low signal (arrowheads) (b). Therefore differential diagnosis between them will make easily on high b-value DWI without use of contrast medium. hepatic hemangioma with prolonged enhancement and cyst without enhancement are also showed at delayed phase of contrast-enhanced dynamic MRI (c).

リピオドールは信号変化を来さない反面、その沈着の有無についての評価はできない欠点がある。また、造影ダイナミックMRIでは、リピオドールは信号変化を与えないため、腫瘍内部の濃染像の評価はCTに比べ容易であるが、術後肉芽組織が造影効果を示す場合もあり、問題点もある¹⁸⁾。一方、腫瘍の経時的大きさを見る効果判定は広く受け入れているが、変化が見られはじめるのが、1~2か月と比較的時間を要する点が問題である。これらに対して、拡散強調画像では、腫瘍内部の細胞密度を鋭敏に反映するので、術前に比べ治療効果のある壊死部では細胞密度が上昇し、ADC値が高値を示すため、より早期かつ正確に治療効果判定が行え

有用である (Fig. 12)。拡散強調画像による肝細胞癌のTAE後の治療効果判定への応用を検討した初期経験の結果では、治療効果のあった壊死した腫瘍と効果の乏しい壊死の少ない腫瘍とでは、前者の方が有意にADC値が高値を示したとしている¹⁸⁾。また、病理的な腫瘍内部壊死巣のパーセントが増加するとともにADC値も高値を示し、両者に強い相関が見られたのに対して、造影ダイナミック検査ではあまり相関が見られなかったとも報告している。DWIの問題点としては、面内空間分解能の低さと横隔膜下病変の評価が困難であることなどを上げているが、この結果は、parallel imaging法併用以前のものであり、parallel imaging法の併

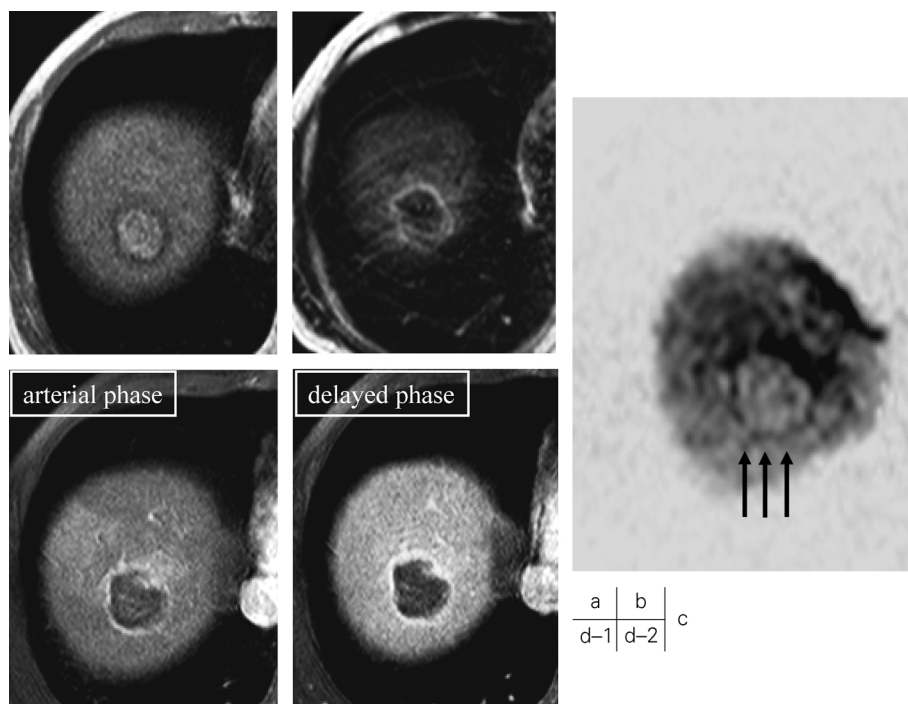


Fig. 12. 78-year-old woman with successfully RFA therapy for hepatocellular carcinoma. The whole tumor appeared high signal on T1-weighted image (a) and low signal on T2-weighted image (b). This is corresponded to coagulation necrosis. On high-b-value DWI, this portion showed distinct low signal (c, arrows) due to high ADC value. The tumor was not enhanced at early phase of contrast-enhanced dynamic MRI (d-1, 2). The peripheral reactive granulation tissue also showed thin ring-enhancement on the same image.

用により改善が期待できる。

4. 急性期血腫検出

急性期/亜急性期の血腫は DWI で強い高信号 (異常信号) を示す。この理由については今後の検討課題であるが、T₁WI で高信号を示すものすべて DWI で高信号 (異常信号) を示さず、T₂WI で低信号を示しているものも DWI では高信号 (異常信号) を示していないことから、T₁短縮効果や T₂ shine-through の影響ではなく、粘調な血腫による ADC 値低下が主なものと考えられる。臨床的には多嚢胞腎症例では出血性嚢胞を伴いやすく、新しいものと古いものの区別が困難となる場合もあるが、DWI では急性期なものは強い高信号 (異常信号) を示し、それらの区別が容易であることから有用性がある¹⁹⁾ (Fig. 13)。ただし、嚢胞内癌合併

例でも同様に強い高信号 (異常信号) を示すことから、出血性嚢胞との鑑別など今後検討していく必要がある。近年、腎不全患者への Gd 製剤投与による nephrogenic systemic fibrosis (NFS) が問題となっているので、非造影で癌合併の有無を評価することが可能となれば非常に有用性が高いと思われる。

5. 炎症部位・程度評価 (炎症性腸疾患・膿瘍など)

活動性炎症も DWI で強い高信号 (異常信号) を示し、特に炎症の程度が強いほど信号が強くなる傾向がある。我々の潰瘍性大腸炎における活動性の評価検討では、炎症の程度が強くなるにつれて ADC 値が低下し、中等度以上のものと正常例との間に有意差が見られた。また、視覚的にも中等度以上の活動性炎症がある場合は、

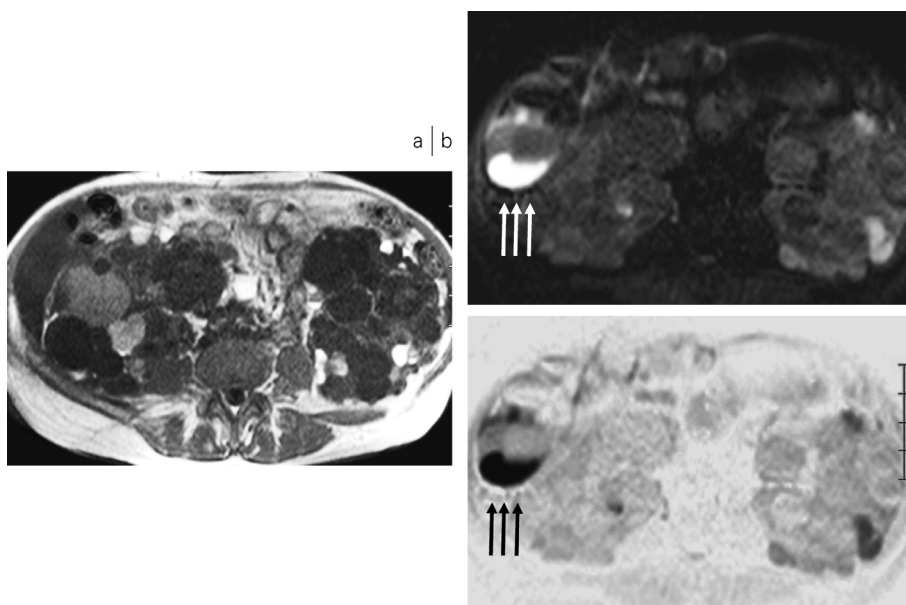


Fig. 13. 57-year-old woman with polycystic disease

Bilateral markedly enlarged kidneys with numerous cysts were shown on T₁-weighted image (a). Someone of these cysts appeared as high intensity due to intracystic hemorrhage. On high-b-value DWI, one of these hemorrhagic cysts showed intense high signal with fluid-fluid level (b; routinely display, white/black reversed display, arrows), which was suggested acute phase of hemorrhage.

2 mm 以上の壁肥厚と肝の信号より強い高信号 (異常信号) が見られた (Fig. 14). これに対して, 軽度炎症例では正常例との区別は困難であった. 活動性炎症のある時期には痛みなどのため, CF 精査が困難になる場合も少なくはなく, 頻度は高くはないが, 穿孔を来す危険性もある. DWI では活動性炎症の程度・範囲や治療後の効果判定を非侵襲的に評価できるので有用性が高いと考えられる²⁰⁾. また, クロウン病でも潰瘍性大腸炎と同様に活動性炎症の評価に有用であるが, 小腸は正常例でも比較的高い高信号 (異常信号) を示すので, その評価には注意が必要である. 肝膿瘍においても DWI で内部は強い高信号を示すことから, その検出に有用である (Fig. 15). また, 時として液状壊死を伴った肝転移 (壊死性肝転移) と肝膿瘍の鑑別が問題となることがあるが, DWI では肝

膿瘍が ADC 値 $0.67 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ と壊死性肝転移に比べ有意に低値を示し, 腫瘍は高信号を示すのに対し, 壊死性肝転移では ADC 値が $2.65 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ と高値を示すために, 嚢胞同様腫瘍は低信号を示す (Fig. 16) ことから, 両者の鑑別に有用であったとの報告もある²¹⁾. DWI で炎症が強い高信号 (異常信号) を示す, 成因はこれからの検討課題であるが, 炎症細胞増加に伴う細胞密度の上昇による ADC 値の低下や浮腫/浸出液による T_2 shine-through 効果などの影響が示唆される.

6. 超常磁性酸化鉄製剤 (SPIO) 造影との併用
上腹部の臓器では脾臓の ADC 値が $0.6 \sim 0.9 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ と最も低い肝臓の ADC 値は $1.4 \sim 1.9 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ と 2 番目に低値を示す. また, 悪性肝腫瘍の ADC 値は前述したように, 一般的には低値 ($1 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ 以下)

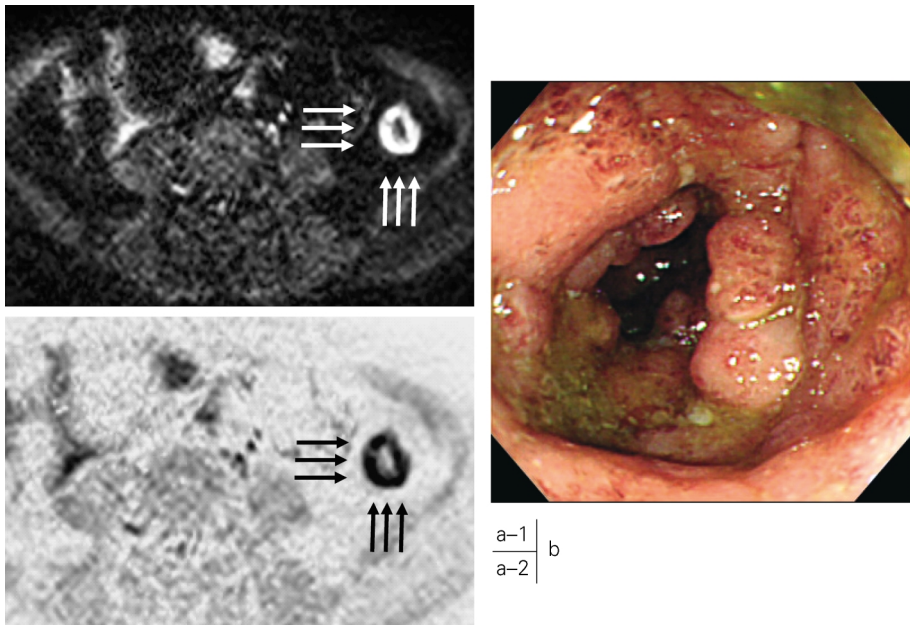


Fig. 14. High-b-value DWI images (a-1; routinely display, a-2; black/white reversed display) shows marked circumferential wall thickening with high signal intensity (arrows) at descending colon. Colonoscopic image (b) confirms severe active inflammatory change with edematous, bleeding, and ulcerated mucosa. Multiple inflammatory pseudo-polyps, which results in luminal narrowing are also seen on colonoscopic image.

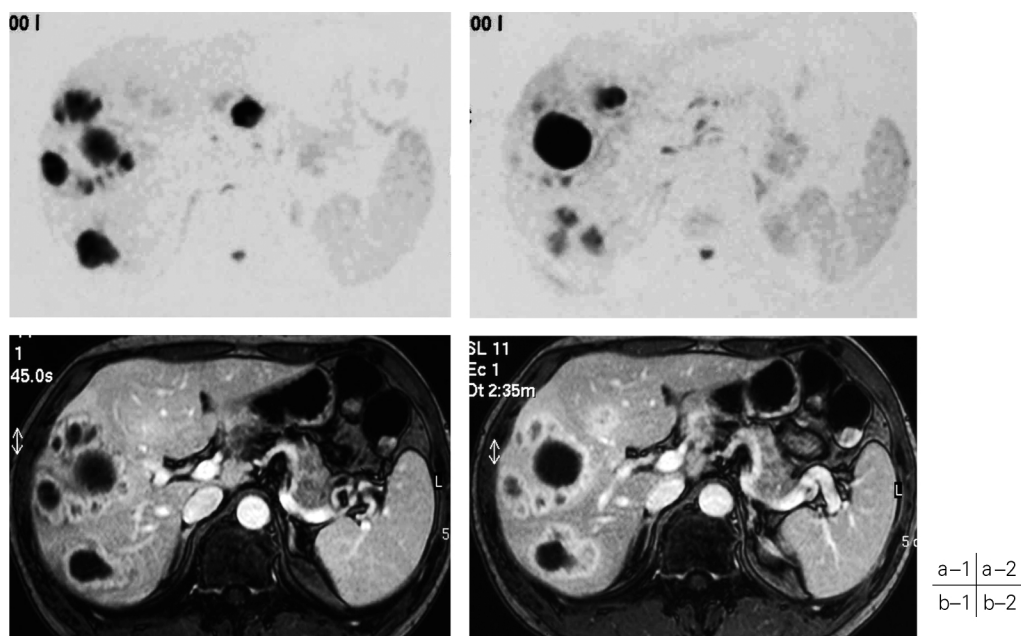


Fig. 15. 51-year-old man with hepatic abscess
Multiple masses with intense high signal are shown on high-b-value DWI (a-1, 2). On contrast-enhanced MR images (b-1, 2), these corresponding masses show peripheral ring-enhancement, which is compatible hepatic abscess. Note on high-b-value DWI, high signal of hepatic abscess is whole area. although, it of cystic hepatic metastasis is peripheral area (Fig. 16).

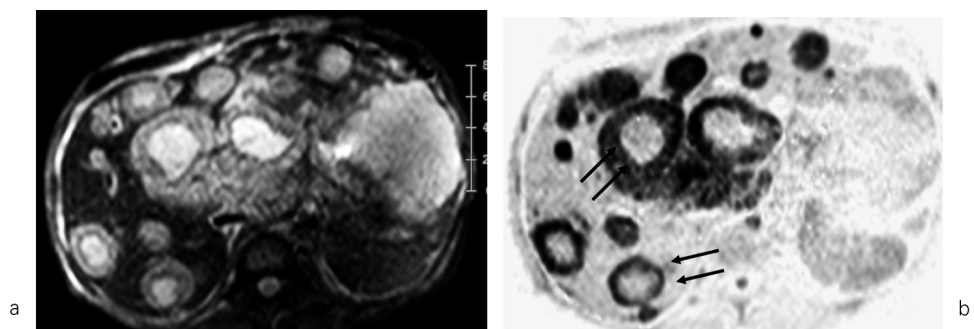


Fig. 16. 68-year-old man with multiple hepatic metastases from colon cancer
T2-weighted image shows multiple metastases with central necrosis (a). On high-b-value DWI, the peripheral portion with viable cancer cells appears as intense high signal and the portion of central necrosis demonstrates low signal (b, arrows) due to high ADC value.

を示すが、micoperfusion などの影響によつてばらつきが見られ、場合によっては肝臓と ADC 値が同等あるいは高値を示すこともあ

る¹⁾。したがって、これらの腫瘍では通常の DWI で腫瘍を描出するのは困難であり、ADC 値の差の利用のみでは腫瘍の描出に限界があ

る。一方、DWIのコントラストは概説したように、主に拡散コントラストと T_2 コントラスト(T_2 shine-through)から成る。SPIO造影は肝にあるクッパー細胞に選択的に取り込まれ、 T_2/T_2^* 値を短縮させて、肝実質の信号を抑制させる(黒化)。これに対して肝悪性腫瘍ではクッパー細胞内包しないので、SPIO造影により信号変化はなく、結果的に腫瘍—肝コントラストは増強する。同様にDWIでもこの効果が見られ(EPI法によりむしろ効果が強くなる)、SPIO造影により特に肝とのADC値差がわずかな腫瘍の描出能向上が期待できる(Fig. 17)。我々の初期検討では、SPIO造影前後で画質、肝・腫瘍のADC値には有意な変化見られず、SPIO造影後は腫瘍の病変顕著性(conspicuity)の向上し腫瘍—肝CNRは 93.8 ± 4.8 (造影前)から 134 ± 5.6 (造影後)と有意に上昇した。さらに悪性肝腫瘍描出感度/Az値/正診率も造影前 $0.580/0.930/0.817$ から造影後 $0.789/0.978/0.887$ へ有意($P < 0.05$)に向上した²²⁾。また、DWIでは悪性肝腫瘍の描出能を向上させるだけではなく、従来撮影されている T_2 強調画像や T_2^* 強調画像で小病変と鑑別が問題となる、肝内血管や小さな肝嚢胞の信号

も抑制することができ、病変の鑑別や認識の容易においても従来法と比較しても有用性がある。

7. 拡散テンソル画像

拡散テンソル画像を得るには最低6軸方向のMPG pulseを印加する必要があるが、最新のMRI機種ofグラジエント装置では、腹部領域においてもこれが可能となってきた²³⁾。拡散テンソル画像では、水分子の拡散方向(異方性)の情報が得られる。頭部領域では、拡散テンソル画像を用いて、神経線維の空間的分布の情報を得てこれを元にしてトラクトグラフィ作成するなどの臨床応用がなされている。一方、腹部臓器では腎臓に異方性が見られるのみでその他肝臓などの上腹部臓器には異方性がなく、拡散テンソル画像の有用性を疑問視する報告²⁴⁾も見られるが、これは正常の場合で、肝硬変などのびまん性肝疾患や肝腫瘍の評価への有用性はあるものと思われる。悪性肝腫瘍では一般に前述したようにADC値は低値を示すが、FA値は組織構築に不均等性が見られるために、高値を示す傾向がある。この点に着目して、肝腫瘍ではADC値とFA値を組み合わせることで、良悪性の鑑別能が向上することが示唆されている。初期検討の結果では、肝

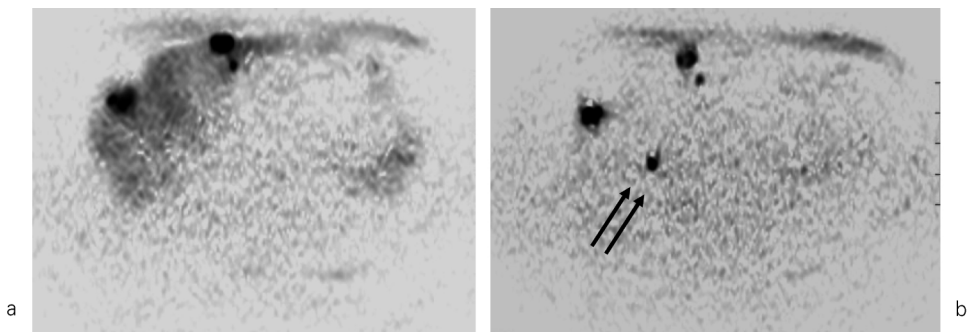


Fig. 17. 60-year-old man with multiple hepatic metastasizes from rectal cancer. On DWI before SPIO-enhancement (a), three lesion of four metastasizes were delineated and one lesion situated right hepatic lobe (S8) was not obvious due to small size. All four metastasizes, including missed lesion before SPIO-enhancement (b, arrows) were clearly demonstrated on DWI after SPIO-enhancement with higher lesion-liver contrast.

腫瘍の良悪性の鑑別が ADC 値 $1.8 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ 以下の域値では、感度 100% 特異度 80% と特異度が低い、これに FA 値 0.5 以上の域値を組み合わせると、感度 100% 特異度 97% と特異度が向上することが示されている²⁵⁾。

今後の展望

Parallel imaging 法などによる技術的な進歩を背景として、腹部領域においても high-b-value DWI の実現とより安定した品質の高い画像がコンスタントに得られるようになったことから、high-b-value DWI は T₁ 強調画像と T₂ 強調画像とともに「第 3 のコントラスト」として、通常のリチーン検査法として今後定着していくと考えられる。また、DWI はコントラストが高く病変把握が容易なため、短時間に病変を検出可能であり、見落としを防止する側面もある。一方、正確な ADC 値を計測することにより良・悪性の鑑別、分化度推定、治療効果判定などへの応用も可能であることから、今後さらに検討が進んでいくと考えられる。また、全身 DWI は、広範囲受信コイルの開発および洗練化・呼吸同期法併用・脂肪抑制 (STIR 法など) の改良などによりさらに病変検出能が向上し、癌や炎症巣検出などの全身スクリーニング検査への応用が一般的に普及するようになることが期待される。なお、DWI 単独でも有用性は高いが、今後は質の評価や解剖学的な位置の把握などを含め、他の画像 (T₂WI, MRCP など) や造影剤 (SPIO など) 等との組み合わせによる評価もさらに応用されていくものと考えられる。

おわりに

腹部 DWI の基礎、臨床応用、展望などについて概説した。腹部 DWI の最大の利点は造影剤を使用せずに悪性腫瘍全般の検出が可能である点であるが、悪性腫瘍以外にも活動性炎症、

急性期血腫の検出など有用性は多岐にわたる。また、検査方法もリチーンから精査あるいは全身検索と汎用性も高い特徴がある。腹部 DWI の特性・利点を十分理解した上で検査目的や用途に合わせてパラメーター設定を行い、必要に応じて他の撮影法 (T₂WI, MRCP など) や造影剤 (SPIO) 等と組み合わせることで最大限の効果を発揮することができると考えられる。

文 献

- 1) Ichikawa T, Haradome H, Hachiya J, Nitatori T, Araki T : Diffusion-weighted MR imaging with a single-shot echoplanar sequence : detection and characterization of focal hepatic lesions. AJR Am J Roentgenol 1998 ; 170 : 397-402
- 2) Okada Y, Ohtomo K, Kiryu S, Sasaki Y : Breath-hold T₂ weighted MRI of hepatic tumors : value of echo planar imaging with diffusion-sensitizing gradient. J Comput Assist Tomogr 1998 ; 22 : 364-371
- 3) Takahara T, Imai Y, Yamashita T, Yasuda S, Nasu S, Van Cauteren M : Diffusion weighted whole body imaging with background body signal suppression (DWIBS) : technical improvement using free breathing, STIR and high resolution 3D display. Radiat Med 2004 ; 22 : 275-282
- 4) Burdette JH, Elster AD, Ricci PE : Acute cerebral infarction : quantification of spin-density and T₂ shine-through phenomena on diffusion-weighted MR images. Radiology 1999 ; 212 : 333-339
- 5) Lyng H, Haraldseth O, Rofstad EK : Measurement of cell density and necrotic fraction in human melanoma xenografts by diffusion weighted magnetic resonance imaging. Magn Reson Med 2000 ; 43 : 828-836
- 6) Szafer A, Zhong J, Gore JC : Theoretical model for water diffusion in tissues. Magn Reson Med 1995 ; 33 : 697-712
- 7) Nasu K, Kuroki Y, Nawano S, Kuroki S, Tsukamoto T, Yamamoto S, Motoori K, Ueda T : Hepatic metastases : diffusion-weighted sensitivity-encoding versus SPIO-enhanced MR

- imaging. *Radiology* 2006 ; 239 : 122-130
- 8) Ichikawa T, Erturk SM, Motosugi U, Sou H, Iino H, Araki T, Fuji H : High-b-value diffusion-weighted MRI in colorectal cancer. *AJR Am J Roentgenol* 2006 ; 187 : 181-184
 - 9) Ichikawa T, Erturk SM, Motosugi U, Sou H, Iino H, Araki T, Fuji H : High-b-value diffusion-weighted MRI for detecting pancreatic adenocarcinoma : preliminary results. *AJR Am J Roentgenol* 2007 ; 188 : 409-414
 - 10) Tanimoto A, Nakashima J, Kohno H, Shinmoto H, Kuribayashi S. Prostate cancer screening : the clinical value of diffusion-weighted imaging and dynamic MR imaging in combination with T2-weighted imaging. *J Magn Reson Imaging* 2007 ; 25 : 146-152
 - 11) Reinsberg SA, Payne GS, Riches SF, Ashley S, Brewster JM, Morgan VA, deSouza NM : Combined use of diffusion-weighted MRI and 1H MR spectroscopy to increase accuracy in prostate cancer detection. *AJR Am J Roentgenol* 2007 ; 188 : 91-98
 - 12) Kozlowski P, Chang SD, Jones EC, Berean KW, Chen H, Goldenberg SL : Combined diffusion-weighted and dynamic contrast-enhanced MRI for prostate cancer diagnosis-correlation with biopsy and histopathology. *J Magn Reson Imaging* 2006 ; 24 : 108-113
 - 13) Pickles MD, Gibbs P, Sreenivas M, Turnbull LW : Diffusion-weighted imaging of normal and malignant prostate tissue at 3.0T. *J Magn Reson Imaging* 2006 ; 23 : 130-134
 - 14) Namimoto T, Yamashita Y, Sumi S, Tang Y, Takahashi M : Focal liver masses : characterization with diffusion-weighted echo-planar MR imaging. *Radiology* 1997 ; 204 : 739-744
 - 15) Kim T, Murakami T, Takahashi S, Hori M, Tsuda K, Nakamura H : Diffusion-weighted single-shot echoplanar MR imaging for liver disease. *AJR Am J Roentgenol* 1999. ; 173 : 393-398
 - 16) Kim YH, Saini S, Blake MA, Harisinghani M, Chiou YY, Lee WJ, Yu JS, Hahn PF : Distinguishing hepatic metastases from hemangiomas : qualitative and quantitative diagnostic performance through dual echo respiratory-triggered fast spin echo magnetic resonance imaging. *J Comput Assist Tomogr* 2005 ; 29 : 571-579
 - 17) Sasaki K, Ito K, Koike S, Fujita T, Okazaki H, Matsunaga N : Differentiation between hepatic cyst and hemangioma : additive value of breath-hold, multisection fluid-attenuated inversion-recovery magnetic resonance imaging using half-Fourier acquisition single-shot turbo-spin-echo sequence. *J Magn Reson Imaging* 2005 ; 21 : 29-36
 - 18) Kamel IR, Bluemke DA, Geschwind JF, et al. : Role of diffusion-weighted imaging in estimating tumor necrosis after chemoembolization of hepatocellular carcinoma. *AJR Am J Roentgenol* 2003 ; 181 : 708-710
 - 19) Kuwahara S, Fukuoka M, Koan Y, Miyake H, Ono Y, Moriki A, Mori K, Mokudai T, Uchida Y, Kumano O : Diffusion-weighted imaging of traumatic subdural hematoma in the subacute stage. *Neurol Med Chir (Tokyo)* 2005 ; 45 : 464-469
 - 20) Haradome H, Nakamura A, Nitatori T, Ikei Y, Koyama G, Takahashi S : Diffusion-weighted MR imaging of ulcerative colitis with the sensitivity encoding technique for monitoring inflammatory activity : initial experience. *International Society for Magnetic Resonance in Medicine (ISMRM) Proceeding, Seattle/America* 2006
 - 21) Chan JH, Tsui EY, Luk SH, Fung AS, Yuen MK, Szeto ML, Cheung YK, Wong KP : Diffusion-weighted MR imaging of the liver : distinguishing hepatic abscess from cystic or necrotic tumor. *Abdom Imaging* 2001 ; 26 : 161-165
 - 22) Haradome H, Nakamura A, Honda T, Nitatori T : Effect of superparamagnetic iron oxide on high-b-value diffusion-weighted imaging for evaluation of focal hepatic lesions. *International Society for Magnetic Resonance in Medicine (ISMRM) Proceeding, Berlin/Germany* 2007
 - 23) Taouli B, Martin AJ, Qayyum A, Merriman RB, Vigneron D, Yeh BM, Coakley FV : Parallel imaging and diffusion tensor imaging for diffusion-weighted MRI of the liver : preliminary experience in healthy volunteers. *AJR Am J Roentgenol* 2004 ; 183 : 677-680
 - 24) Taouli B, Vilgrain V, Dumont E, Daire JL, Fan B, Menu Y : Evaluation of liver diffusion isotrop-

hy and characterization of focal hepatic lesions with two single-shot echo-planar MR imaging sequences : prospective study in 66 patients. *Radiology* 2003 ; 226 : 71-78

25) Haradome H, Ichikawa T, Soh H, Araki T :

Diffusion tensor hepatic MRI with parallel imaging technique for the evaluation of focal hepatic lesions. *International Society for Magnetic Resonance in Medicine (ISMRM) Proceeding, Seattle/America 2006*

Abdominal Diffusion-weighted Imaging : Basics and Clinical Applications

Hiroki HARADOME

*Department of Radiology, Kyorin University School of Medicine
6-20-2 Shinkawa, Mitaka, Tokyo 181-8611*

Both clinical introduction of parallel imaging technique and development of gradient hardware allow high-b-value diffusion-weighted imaging (DWI) in the abdomen as in the brain. High-b-value DWI is mainly reflected in true diffusion contrast without interfusion of T₂ contrast (T₂ shine-through) or micro-perfusion effect. On high-b-value DWI, only pathological lesions with low apparent diffusion coefficient (ADC) value, such as malignant tumor, can be delineated as areas of intense high (abnormal) signal without contrast material. Although the clinical application of high-b-value DWI in the abdomen has just begun, it has several clinical uses, such as the detection of malignant (metastasis, hepatocellular carcinoma, and others) or non-malignant lesions (e.g., hemangioma, abscess) ; differentiation between benign and malignant tumors ; assessment of therapeutic effectiveness (e.g., after TAE or RFA), detection of acute phase of hematoma ; or evaluation of inflammatory bowel disease. In clinical practice, high-b-value DWI is also feasible in a single breathhold or non-breathhold and provides additional clinically important information without contrast agent when added to routine abdominal magnetic resonance (MR) sequences. This article will review the technical basis, scanning methods, imaging contrast mechanism, clinical effectiveness, and future prospects for abdominal DWI.

TAE ; trans catheter arterial embolization

RFA ; radio-frequency ablation