

2 point DIXON 法併用頭頸部高空間分解能 3T 3D-GRE imaging の検討

山越一統, 国府田哲弘, 柴田欣也

自治医科大学附属病院中央放射線部

緒言

頭頸部領域の腫瘍性疾患は、原発巣の深達度評価、頭蓋底浸潤、頸部から上縦隔までのリンパ節評価など、広範囲かつ詳細なガドリニウム造影後の脂肪抑制 T₁ 強調画像が要求される¹⁾。しかし、この領域特有の形状や、歯科系金属から起因する B₀ 磁場および B₁ 磁場の不均一により chemical shift selective (CHESS) 法や 2 項パルスによる water excitation 法では脂肪抑制効果が不十分であり、造影後の T₁ 強調画像の造影効果判定を困難にしている。一方 1984 年、W. T. Dixon により水と脂肪の分光イメージング技術が提示され²⁾、その後技術改良された DIXON 法³⁾により頭頸部領域にも臨床利用された。位相情報を利用する DIXON 法での calculated water image (cWAT img.) は頭頸部領域で良好な脂肪抑制画像として有用であることが知られている^{4)~6)}。これらの報告は 2D-turbo spin echo (TSE) 法による asymmetrical 3point DIXON (3pt DIXON) 法を用いて臨床的有用性を示したものであり、通常の TSE 法に比べて撮像時間が増加する欠点を有する。また、多方向からの観察には繰り返し別方向の追加撮像が必要となる。我々の用いる手法は、3D-gradient recalled echo (GRE) 法を基にした three-dimensional volumetric interpo-

lated breath-hold examination (3D-VIBE)⁷⁾ に 2point DIXON (2pt DIXON) 法を併用し、高解像度の等方性 volume data set を取得する volume imaging である。本手法は頭頸部領域の疾患において、前頭洞レベルから胸郭入口部までの範囲を 1 回の撮像で multiplanar reconstruction (MPR) を用いて多方向観察を可能にすることを目的として、volume imaging を 1 mm 程度の isotropic voxel で取得するものと定義した。本手法は dual echo acquisition により opposed phase image (OP img.), in phase image (IP img.) を 1 回の収集で取得し、計算により calculated fat image (cFAT img.), cWAT img. が得られる symmetric 2pt DIXON 法である。

我々は本手法を用いて 1.5T では良好な臨床画像を得てきた。しかし 3T では強い blurring と cWAT img. の脂肪組織信号増大によるコントラスト不良に苦慮し、病態の経過観察を困難にしていた。1.5T の場合、echo time (TE) の設定に 1st OP と 1st IP を用いて高空間分解能化が達成可能である。しかし、3T における本手法では高分解能化を目的とした場合、1st OP の設定が不可能となり 1st IP と 2nd OP の組み合わせにより収集される。そこで 3T での blurring とコントラスト不良は 2nd OP の収集が関与するものと推測された。しかし、3D

キーワード Dixon imaging, head and neck, fat suppression, bipolar gradient, asymmetric echo

GRE法を用いた2pt DIXON法での2nd OPの使用によるcWAT img.への影響はまだまだ明らかにされていない。

本研究は、3D GRE法を用いた2pt DIXON法を頭頸部領域のvolume imagingの観点から1.5Tと3Tで比較検討し3Tの臨床画像でのblurringとcWAT img.のコントラスト不良の原因を解明し撮像条件の適正化を行い、本手法の臨床的有用性を検証することである。

方 法

1. 使用機器

使用機器は1.5T-MRI装置 (Magnetom avanto, SIEMENS, Erlangen, Germany), 3T-MRI装置 (Magnetom skyra, SIEMENS, Erlangen, Germany)を用いた。ファントム実験には、日興ファインズ製90-401型を用いた。本ファントムは含水率80%のpolyvinyl alcohol (PVA) gelが充填剤として使用されている。ファントム充填剤の T_1 値は1.5Tで865 ms, 3Tで1705 ms, T_2 値は1.5Tで246 ms, 3Tで200 ms, T_2^* 値は1.5Tで100 ms, 3Tで17 msである。なお、 T_1 値はdual flip angle法, T_2 値はcarr purcell meiboom gill法, T_2^* 値はmulti echo 2D-GRE法を用いて計測した値である。画像解析はImage J (National Institutes of Health, USA)を用いた。

2. 3D-VIBEによるdual echo acquisitionの概要

Fig. 1に3D-VIBEによるdual echo acquisitionの概要を示す。3D-VIBEには、dual echo acquisitionの各echoの正負の極性を合わせるためにfly-back gradient⁸⁾を使用したmonopolar readout gradient (monopolar RO)と極性が反対になるbipolar readout gradient (bipolar RO)が存在する。通常、bipolar ROの目的はecho間隔の短縮化であり、ケミカルシフトの

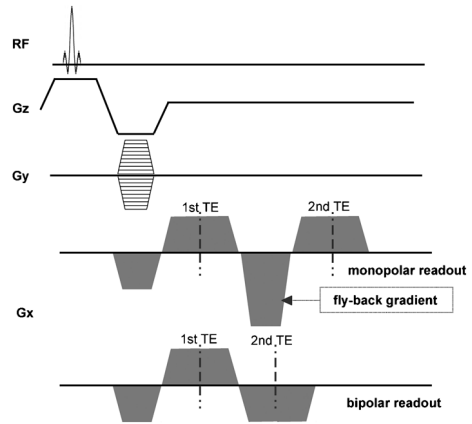


Fig. 1. Schematic of the dual-echo 3D-VIBE pulse sequence

出現方向が1st TEと2nd TEで逆方向に出現してしまうため、1.5Tでは利用されることは少ない。一方でdual echo acquisitionにおいて各TEでのreadout (RO)の開始部分は、free induction decay (FID)やスライス選択傾斜磁場と干渉してechoとして成立しないために、echo前半をサンプリングしないasymmetric echo (AE)の技術が使用される。Fig. 2にAEの概要を示す。AEとはk-spaceの水平方向である k_x に対して行われるアンダーサンプリング技術であり、位相エンコード数是不変であるため直接的に撮像時間は短縮されないが、TEの短縮を目的とした高速化のテクニックである。またAEでのfull収集に対する収集割合はasymmetric echo fraction (AEF)と定義され⁹⁾、本装置においては高AEF値(0.8)、低AEF値(1.5T:0.66, 3T:0.62)が選択可能となっている。bipolar ROを用いることでecho間隔に時間的な自由度が生じ、AEFが可変可能となる。同一のTEで比較すると、1.5Tで低AEFを用いた場合には、受信バンド幅 (bandwidth: BW)の設定域の自由度が広がりsignal to noise ratio (SNR)を確保しや

2015年6月22日受理 2016年2月4日改訂

別刷請求先 〒329-0498 栃木県下野市薬師寺 3311-1 自治医科大学附属病院中央放射線部 山越一統

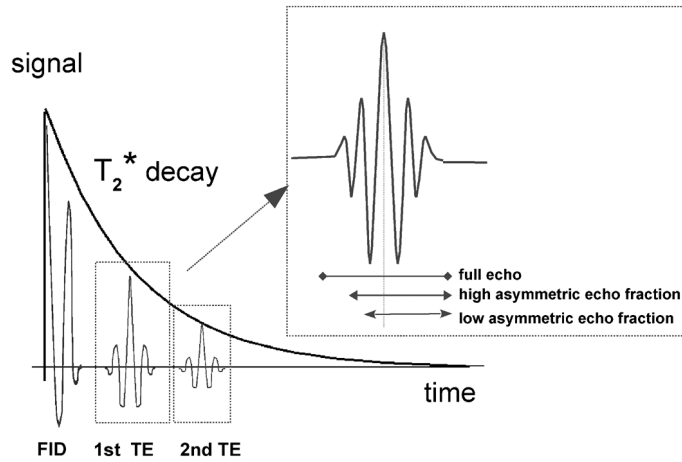


Fig. 2. Schematic of asymmetric echoes

すいメリットがある。一方で3TはTE短縮の必要性から広帯域のBWを設定することが必須条件になる。そこでbipolar ROを使用することで高AEFを用いることが可能になり、echoのサンプリング時間をより長く確保できる利点が生じる。

なお、本研究で使用した装置は1.5Tではmonopolar ROのみが設定可能であり、3Tではmonopolar ROとbipolar ROの切り替えが可能な仕様である。

検討-1. ファントムを用いた空間分解能の評価

AEFとmonopolar ROとbipolar ROの組み合わせを変えファントム撮像によりAEFによる空間分解能の変化を検討した。ファントム撮像に関しては、すべてgantry内蔵coilを用いて、parallel imaging, normalize filterは用いていない。また、位相エンコード方向、およびスライスエンコード方向においてzero-fill interpolation (ZIP), phase partial fourierも用いていない。撮像条件は、repetition time (TR) 10 ms, flip angle (FA) 15°, field of view (FOV) 288 mm × 288 mm, scan matrix 288 × 288, slice thickness 1 mm, BW 670 Hz/pixel, 1.5Tと3Tで同条件とした。また、number of excitations

(NEX) 5とし、ノイズが画像解析に影響を及ぼさないようにSNRの確保に配慮した。TEは、1.5Tで1st OP 2.38 ms, IP 4.76 ms, 3TでIP 2.46 ms, 2nd OP 3.69 msであり、本手法のピクセルサイズ1 mmでの最短TEが3TではIPとなっている。RO mode, AEFの組み合わせを可変パラメータとし、1.5Tでmonopolar RO + AEF値(0.8)とmonopolar RO + AEF値(0.66), 3Tでbipolar RO + AEF値(0.8)とmonopolar RO + AEF値(0.62)である。

本研究で定義したvolume imagingのピクセルサイズ1 mmは標本化定理により0.5 cycle/mmがナイキスト周波数となる。そこでピクセルサイズの2倍の径であるピン径2 mm, ピン間隔2 mmのピンパターンセクションに対してprofile curveを取得して空間分解能の優劣を評価した。cWAT img. に対してRO方向, phase encode (PE) 方向の2方向のprofile curveを取得した (Fig. 3)。

検討-2. ファントムを用いたコントラストの評価

検討-1の撮像条件で、AEFの違いがcWAT img. のコントラストに与える影響をファントムを用いて検証した。ファントム内の試料は、ベビーオイル (oil), Gd^{3+} 0.3 mmol を混入し

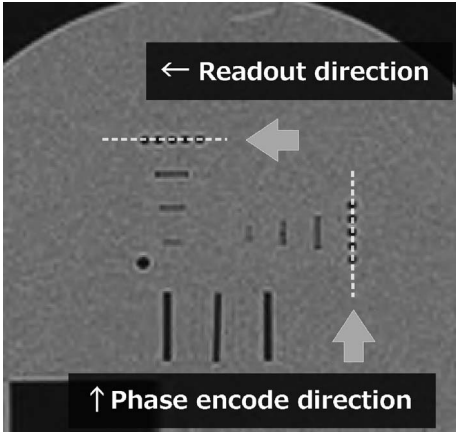


Fig. 3. Position of a profile curve
The applied phantom was 2mm pin section of PVA gel phantom.

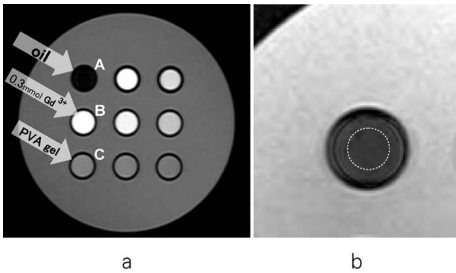


Fig. 4. Calculated water images of the phantom for contrast evaluation
(a) Sample A: oil
Sample B : PVA gel containing 0.3 mmol Gd³⁺
Sample C : PVA gel with 75% moisture content
(b) A circular ROI was collected in the central area of the sample.

た PVA gel (Gd), 含水率 75% の PVA gel (PVA) の 3 種類を用いた. Fig. 4 にファントムの試料の位置と region of interest (ROI) の設定位置, Table に用いた試料の T₁ 値, T₂ 値, T₂*値を示す. また, 本研究で用いた 3T の装置において, 検討-1 の monopolar RO+ AEF 値 (0.62) の条件から FOV, BW を固定したまま収集ピクセルサイズを 1.5 mm × 1.5 mm まで大きくすると, 1st OP と IP の収集に強制的に切り替わる. そこで 3T において 1st OP と IP を用いた低空間分解能条件を追加して, 2nd OP が cWAT img. のコントラストに与える影響をファントムにより検証した. 3T で追加した撮像条件は, scan matrix 192 × 192, TE, RO mode, AEF の組み合わせは 1st OP 1.23 ms, IP 2.46 ms, monopolar RO+AEF 値 (0.62) であり他のパラメータは検討-1 と同一である.

各 ROI の平均信号強度を S_{Gd}, S_{oil}, S_{PVA} として, 各 ROI のコントラストを信号強度比 (signal intensity ratio: SIR) を用いて評価した. SIR の算出は以下の式 (1) ~ (3) を用いた.

$$SIR_{Gd/oil} = S_{Gd} / S_{oil} \dots\dots\dots (1)$$

$$SIR_{PVA/oil} = S_{PVA} / S_{oil} \dots\dots\dots (2)$$

$$SIR_{Gd/PVA} = S_{Gd} / S_{PVA} \dots\dots\dots (3)$$

検討-3. 臨床例でのコントラストの評価

臨床症例の対象は 2011 年 4 月 1 日から 2013 年 12 月 28 日までの期間に口腔癌, 咽頭

Table. T₁, T₂, and T₂* values of samples

	1.5T			3T		
	T ₁ value (ms)	T ₂ value (ms)	T ₂ * value (ms)	T ₁ value (ms)	T ₂ value (ms)	T ₂ * value (ms)
oil	164	95	22	215	92	12
PVA gel containing 0.3 mmol Gd ³⁺	261	100	41	305	96	15
PVA gel with 75% moisture content	578	85	24	864	81	11

癌，喉頭癌における術後の経過観察の MRI を行った延べ 1684 例のうち 1.5T での monopolar RO + AEF 値 (0.66)，3T での monopolar RO + AEF 値 (0.62)，3T での bipolar RO + AEF 値 (0.8) の 3 群において検査が行われた同一被検者 21 症例 (男性 13 名，女性 8 名) を後ろ向きに抽出した。なお，本研究は，本学倫理委員会の承認を受け本学附属病院長の許可を得ており，画像は連結不可能匿名化を行い個人情報に配慮した。コイルは 3T では HEAD NECK 20ch coil, 1.5T では HEAD 12ch coil と NECK 4ch の組み合わせで使用した。撮像条件は 3T において TR 6 ms, 1st TE=2.46 ms, 2nd TE=3.69 ms, FA 10°, FOV 300 mm×300 mm, scan matrix 352×352, slice thickness 0.9 mm, BW 840 Hz/pix, 1NEX, 4 min 34 s. 1.5T において TR 9 ms, 1st TE 2.38 ms, 2nd TE 4.76 ms, FA 10°, scan matrix 320×320, slice thickness 0.9 mm, BW 380 Hz/pix, 1NEX, 4 min 7 s であり冠状断での撮像をした。

cWAT img. の冠状断から再構成した MPR の横断像において咬筋と皮下脂肪組織のコント

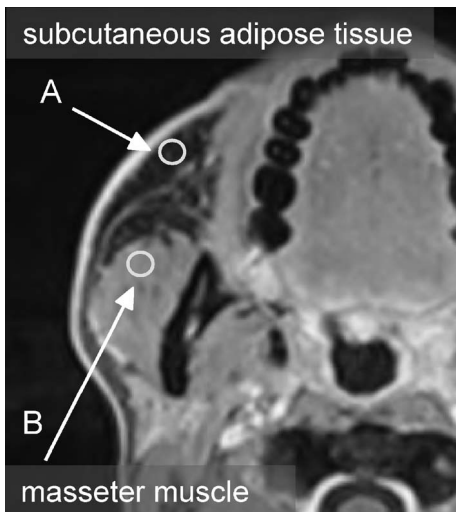


Fig. 5. ROI setting for measurement of signal intensity ratio with the clinical image

ラストとして信号強度比を求めた。Fig. 5 に示すように A を皮下脂肪組織，B を咬筋として可能な限り均一な場所に ROI を設定した。各 ROI の平均信号強度を S_A , S_B として以下の式(4)により SIR を算出し，咬筋と皮下脂肪組織のコントラストを評価した。

$$SIR = S_B / S_A \dots\dots\dots(4)$$

ここで Steel-Dwass 法を用いて多重比較検定を行い危険率 5%未満を有意差ありとした。

結 果

結果-1. ファントムを用いた空間分解能の評価

Fig. 6 に IP img. の PVA gel の平均信号値で正規化した 1.5T および 3T の cWAT img. の profile curve を示す。profile curve での振幅の大きさが 2 mm ピンパターンでのコントラスト応答，すなわち 0.25 cycle/mm の周波数領域での空間分解能の高さを示している。Fig. 7 に cWAT img. の profile curve における極大値 4 点と極小値 5 点での各々の平均値の差から平均振幅を求めたものを示す。1.5T, 3T とともに PE 方向の振幅より RO 方向の振幅が小さくなり，PE 方向より RO 方向で空間分解能が低下した。低 AEF を用いた場合，RO 方向の空間分解能が大きく低下した。PE 方向の空間分解能の低下は 1.5T で軽度低下であるが，3T では大きく低下した。

結果-2. ファントムを用いたコントラストの評価

Fig. 8 に cWAT img. において計測した 3 試料のコントラストの結果を示す。SIR_Gd/PVA は，1.5T より 3T のほうが約 18% 高く静磁場強度により一定であり AEF の影響を受けなかった。1.5T, 3T とともに低 AEF を用いた場合，SIR_PVA/oil, SIR_Gd/oil は低下し，3T でより顕著に低下した。3T では，低 AEF を用いた場合，SIR_PVA/oil, SIR_Gd/oil が共

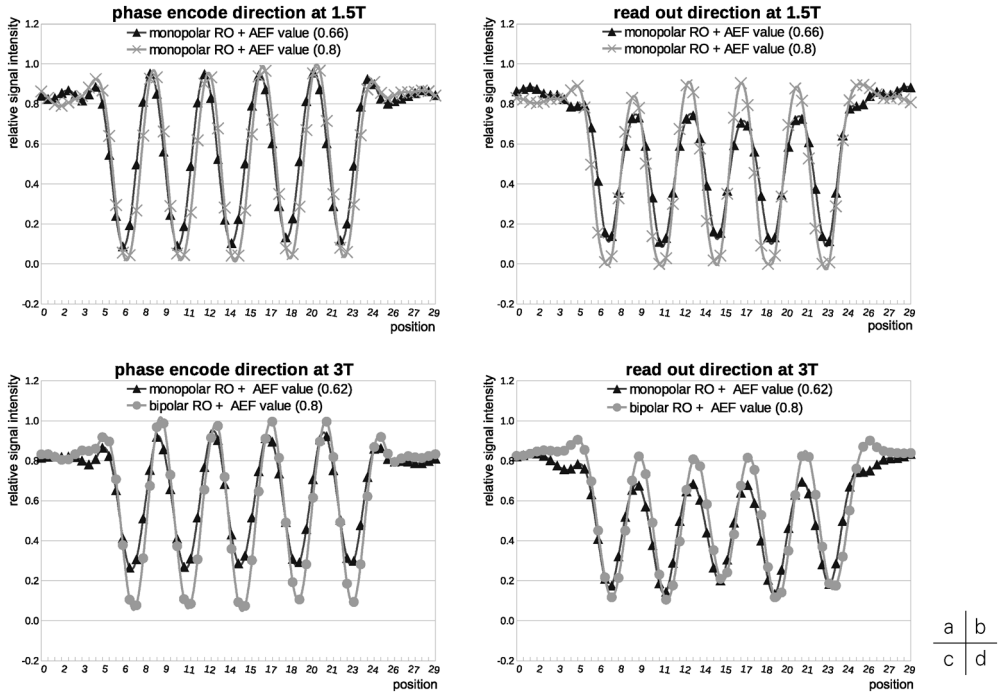


Fig. 6. Profile curves of the phantom (2 mm pin section)

Y-axis is normalized by the signal intensity of PVA gel at the in-phase image.

- (a, b) Calculated water images at 1.5T
- (c, d) Calculated water images at 3T

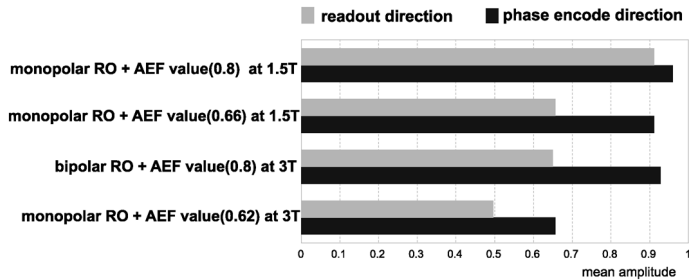


Fig. 7. Mean amplitudes obtained from the profile curves of calculated water images

に低下し、1.5Tより3Tでコントラストが低くなった。反対に高 AEF の設定では、SIR_PVA/oil は 1.5T と同等であり、SIR_Gd/oil は 1.5T より向上した。3Tにおいて1st TE の設定を IP から 1st OP に変更すると、SIR_

PVA/oil, SIR_Gd/oil が共に向上した。

結果-3. 臨床例でのコントラストの評価

臨床例における咬筋と皮下脂肪組織の SIR を Fig. 9 に示す。Steel-Dwass 法を用いた多重比較検定の結果、これら 3 群において 3T の

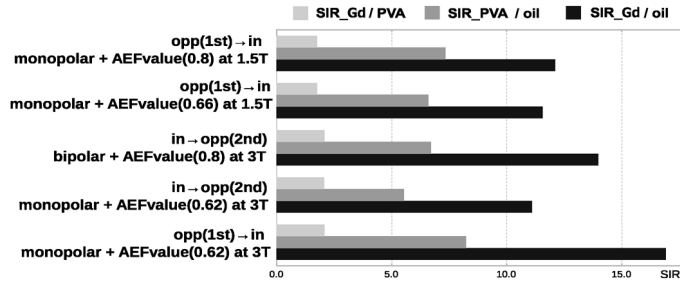


Fig. 8. Changes in signal intensity ratio on calculated water images

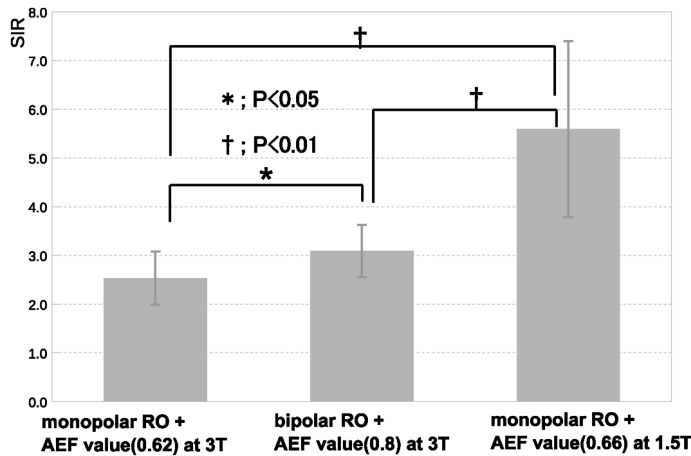


Fig. 9. Signal intensity ratio of the masseter muscle and subcutaneous adipose tissue in clinical cases

monopolar RO + AEF 値 (0.62) の SIR が最も低く、次いで 3T の bipolar RO + AEF 値 (0.8) で SIR が有意に高くなった ($P < 0.05$)。さらに 1.5T の monopolar RO + AEF 値 (0.66) の SIR が有意に高くなった ($P < 0.01$)。

考 察

低 AEF を用いた場合、PE, RO 両方向の空間分解能が低下した。1.5T では、PE 方向の空間分解能の低下の割合は小さく、主に RO 方向の低下が大きかったが、3T では PE 方向の低下も大きくなった。AEF は k-space の kx での

変化であるため、フーリエ変換後の実空間では RO 方向優位に影響が及ぼされるものと考えられた。空間分解能の低下の割合が 1.5T より 3T の方が大きくなった原因として、3T では B_0 不均一の影響が大きく、ファントムの充填材である PVA gel の T_2^* 値が、1.5T で 100 ms, 3T で 17 ms と 3T では T_2^* 減衰が速くなり、サンプリングを省略している echo 前半部分の影響が 3T では無視できなくなったものと考えられた。サンプリング時の高速フーリエ変換は無制限時間を対象にしている。よって低 AEF を用いた場合には、有限時間でサンプリングを区切られスペクトラムに ringing artifact

が混入することが考えられる。また、低 AEF の設定が 3T のほうが若干低い値であることも 3T で空間分解能の低下割合が大きくなったことに影響を与えていると考えられた。さらに本手法においては高解像度の等方性 volume data set を取得する volume imaging という条件的な制限があるため、3T では 1st TE に IP, 2nd TE に 2nd OP を使用したことで、 B_0 不均一による位相誤差と速い T_2^* 減衰の影響をより強く受けてしまったことが空間分解能に影響を与えたと考えられる。

SIR_Gd/PVA は 3T が高く、AEF の影響を受けなかった。これは 3T は AEF とは無関係に Gd 造影コントラストが高いことを示していて、Gd による T_1 短縮効果が 1.5T より 3T が高いことと、3T が短い TE を使用しているためと考えられる。低 AEF を用いた場合、cWAT img. の残留脂肪信号に対するコントラストである SIR_PVA/oil, SIR_Gd/oil は 1.5T よりも 3T で低下した。しかし、3T において高 AEF を用いることで、1.5T と同等のコントラストまで改善した。また、低空間分解能での 1st OP 使用の条件では、残留脂肪信号に対するコントラストが 1.5T より向上した。低 AEF でこれらのコントラストが低下した原因として oil の T_2^* 値が、1.5T で 22 ms, 3T で 12 ms であり、サンプリングが省略される echo 前半部分に T_2^* 減衰する割合が 3T では顕著となり、水と脂肪の分離能が低下し、その結果 3T での cWAT img. の残留脂肪信号が増大したためと考えられた。3T で 1st OP を用いた場合には、 T_2^* 減衰をより早期からサンプリング可能になるため、水と脂肪の分離能が向上し、低 AEF であっても残留脂肪信号に対するコントラストが向上したものと考えられる。

Bipolar RO を用いた場合、ケミカルシフトの方向が IP と OP で反対となり IP と OP との misregistration の問題が生じる。この bipolar RO の misregistration によって cWAT img. と cFAT img. の再構成エラーによる artifact が生

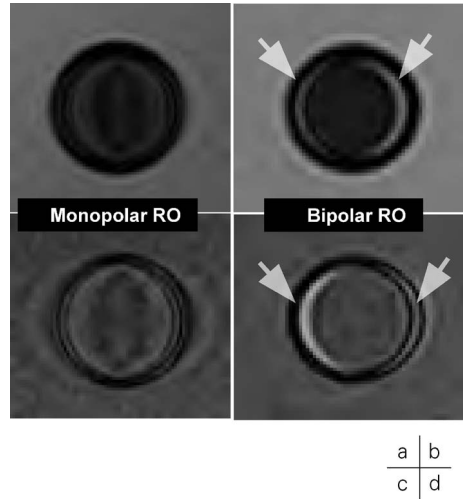


Fig. 10. Misregistration artifacts using a bipolar readout gradient at 3T

- (a) Calculated water image of an oil sample using monopolar RO+AEF value(0.62)
- (b) Calculated water image of an oil sample using bipolar RO+AEF value(0.8)
- (c) Calculated fat image of a PVA gel sample containing 0.3 mmol Gd^{3+} using monopolar RO+AEF value(0.62)
- (d) Calculated fat image of a PVA gel sample containing 0.3 mmol Gd^{3+} using bipolar RO+AEF value(0.8)

じた (Fig. 10 矢印)。これらはケミカルシフト artifact が RO 方向の両側に広がって現れたもので cWAT img. では残留脂肪成分が多くなり、cFAT img. では脂肪成分が位置ずれを起こす。ファントムでの SIR の測定時にはこの artifact 部分を含まないように ROI 計測している。静磁場強度が異なる比較であり本来は組織コントラストも異なるが、臨床画像では 1.5T のほうが有意に脂肪抑制としての効果が高く、3T ではファントムでの検討ほどの残留脂肪低減効果が得られなかった。この原因として、臨床例では計測 ROI 中の微細な misregistration によるケミカルシフト artifact の存在が計測した SIR に寄与しているものと考えられた。しかし、この臨床条件におけるケミカルシフト

量は 0.5 ピクセル約 0.43 mm であり臨床上問題は生じないと考える。

3T で 1st OP を用いた場合、cWAT img. のコントラストは良好であるが、低空間分解能の設定を強いられる。2nd OP を用いることで高空間分解能の設定が可能となる。しかし、速い T_2^* 減衰の中で echo 前半部分のサンプリング率を上げることが重要となる。そのために bipolar RO を使用して高 AEF を用いることで blurring の低減と脂肪組織に対するコントラストの改善が可能となる。しかし、bipolar RO の使用は、トレードオフとして misregistration によるケミカルシフト artifact が生じるため脂

肪量を定量化する用途には使用できない。本シーケンスには T_2^* 減衰補正が行われておらず、肝臓の脂肪浸潤の定量評価などの用途には T_2^* 減衰の補正がされた多点による DIXON 法が必要であろう¹⁰⁾。また、bipolar RO での misregistration の補正方法を実装することにより、3T での cWAT img. のさらなる高画質化が可能になると考えられる¹¹⁾。一方で、bipolar RO での multi echo の収集には monopolar RO に比べて渦電流の影響が大きくなるという問題もあり、今後は bipolar RO での渦電流の補正方法の実装もされてゆくであろう¹²⁾。

Fig. 11 に臨床画像例（舌癌術後経過観察）

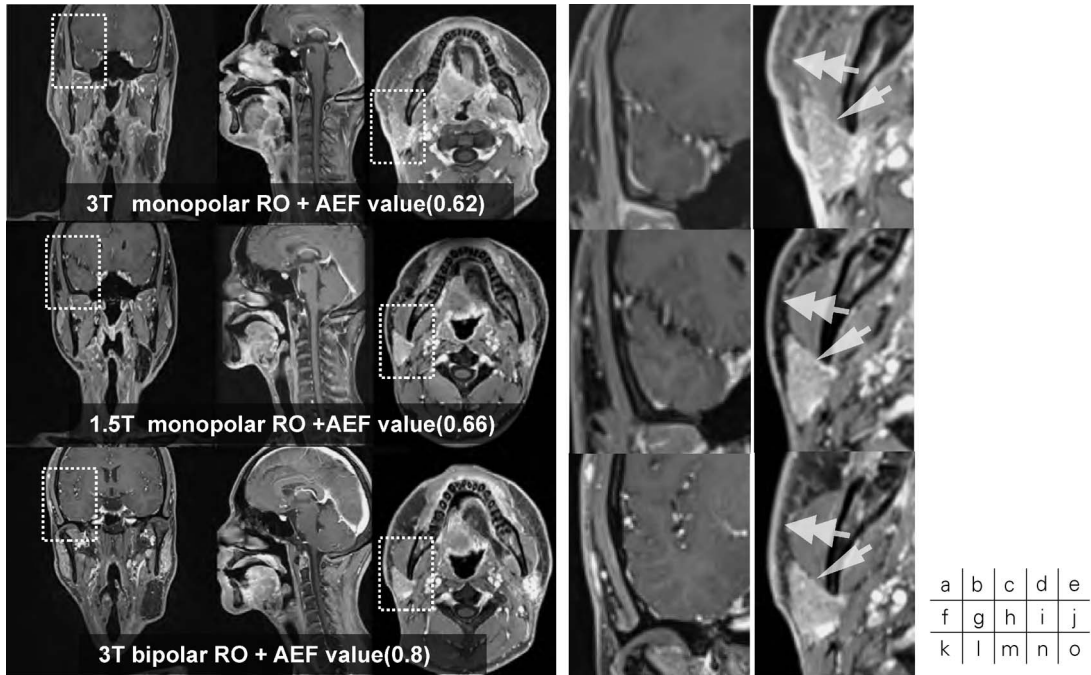


Fig. 11. Clinical images 1 (follow-up after surgery for tongue cancer)
 Comparison of calculated water images using the 2-point DIXON method after contrast-enhanced imaging. The coronal image is the original image, and the other sections are MPR images.
 (a-e) 3T, monopolar RO + AEF value (0.62)
 (f-j) 1.5T, monopolar RO + AEF value (0.66)
 (k-o) 3T, bipolar RO + AEF value (0.8)
 (d, i, n) Enlarged images of the temporal area
 (e, j, o) Enlarged images of the parotid area

を提示する。冠状断像は cWAT img. の元画像で、矢状断像と横断像は MPR である。3T では 1.5T よりも空間分解能の設定が高く撮像時間も費やしているが、3T での monopolar RO + AEF 値 (0.62) の画像 (Fig. 11d) では、blurring の強い画像となっている。さらに水と脂肪の分離能が低下しているため、皮下脂肪組織の信号強度も高く、耳下腺部のコントラストが低下してしまっている (Fig. 11e 矢印)。しかしその後の 3T での経過観察である monopolar RO + AEF 値 (0.8) の画像 (Fig. 11o) では、1.5T と同等の画質となっている。

Dual echo acquisition による 2pt DIXON 法は、IP と OP との misregistration や渦電流の問題が生じることから monopolar RO を用いて 1st TE に 1st OP を収集することが理想的である。1.5T では monopolar RO で 1st OP を収集することに対して特に問題は生じない。しかし 3T では現状の最大傾斜磁場強度の制限や変動磁場 (dB/dt) の制限から、1st TE に 1st OP を設定することが困難なことが多い。特に空間分解能を優先した条件設定では、1st TE に IP, 2nd TE に 2nd OP を使用することを余儀なくされてしまう。2nd OP の収集環境下では blurring の低減対策、cWAT img. の残留脂肪信号低減対策のために T_2^* 減衰の影響を可能な限り少なくすることが重要となる。そのためには、bipolar RO の使用により高 AEF を用いて可能な限り長いサンプリング時間を確保することが重要となる。そこで、bipolar RO の使用による misregistration の影響を少なくするためには、1 ピクセルあたりのケミカルシフト量を可能な限り小さくし、可能な限りの高空間分解能化をする必要がある。

臨床例で示されたが、3T で本手法を用いた場合には、cWAT img. の脂肪抑制としての効果が 1.5T に比較して低くなってしまふことが本研究の限界であり課題である。将来、最大傾斜磁場強度のより大きな 3T 装置が開発されることで、1st OP と IP でのより高分解能な 2pt

DIXON が使用可能になると予想される。また近年、柔軟な TE の選択が可能な asymmetrical 2pt DIXON 法^{13),14)}も提案されており、これらの手法の実装が待たれるところである。

結 語

3T の 3D-GRE 法による 2pt DIXON 法を用いた volume imaging での blurring と cWAT img. のコントラストの不良をファントムを用いて検証した。3T では 1.5T と異なるパラメータの調整が必要であり 1st TE に IP, 2nd TE に 2nd OP での収集をする場合には、cWAT img. の空間分解能とコントラストの両方が劣化し 1.5T よりも低画質と成り得ることが証明された。これらの現象は bipolar RO の使用により高 AEF を用いることで画質の劣化を防ぐことが可能となる。

頭頸部領域において 3D-GRE による 2pt DIXON 法を用いた volume imaging は広範囲に均一なロバスト性が高い脂肪抑制画像が得られることが特徴である。比較的短時間で高解像度の等方性 volume data set が取得可能で臨床的有用性は高いと考えられる。

謝 辞

本研究を行うにあたり、情報提供をいただいたシーメンス・ジャパン株式会社 今井 広氏に深謝します。なお、本研究の要旨は第 41 回日本磁気共鳴医学会大会 (徳島) において報告した。

文 献

- 1) King AD, Bhatia KS : Magnetic resonance imaging staging of nasopharyngeal carcinoma in the head and neck. World J Radiol 2010 ; 2 : 159-165
- 2) Dixon WT : Simple proton spectroscopic imaging. Radiology 1984 ; 153 : 189-194

- 3) Ma J : Dixon techniques for water and fat imaging. *J Magn Reson Imaging* 2008 ; 28 : 543–558
- 4) Barger AV, DeLone DR, Bernstein MA, Welker KM : Fat signal suppression in head and neck imaging using fast spin-echo-IDEAL technique. *AJNR Am J Neuroradiol* 2006 ; 27 : 1292–1294
- 5) Rybicki FJ, Mulkern RV, Robertson RL, et al. : Fast three-point Dixon MR imaging of the retrobulbar space with low-resolution images for phase correction : comparison with fast spin-echo inversion recovery imaging. *AJNR Am J Neuroradiol* 2001 ; 22 : 1798–1802
- 6) Ma J, Jackson EF, Kumar AJ, Ginsberg LE : Improving fat-suppressed T₂-weighted imaging of the head and neck with 2 fast spin-echo Dixon techniques: initial experiences. *AJNR Am J Neuroradiol* 2009 ; 30 : 42–45
- 7) Rofsky NM, Lee VS, Laub G, et al. : Abdominal MR imaging with a volumetric interpolated breath-hold examination. *Radiology* 1999 ; 212 : 876–884
- 8) Pai VM : Phase contrast using multiecho steady-state free precession. *Magn Reson Med* 2007 ; 58 : 419–424
- 9) Hoogeveen RM, Bakker CJ, Viergever MA : MR digital subtraction angiography with asymmetric echo acquisition and complex subtraction : improved lumen and stenosis visualization. *Magn Reson Imaging* 1999 ; 17 : 305–311
- 10) Yu H, McKenzie CA, Shimakawa A, et al. : Multiecho reconstruction for simultaneous water-fat decomposition and T₂* estimation. *J Magn Reson Imaging* 2007 ; 26 : 1153–1161
- 11) Lu W, Yu H, Shimakawa A, et al. : Water-fat separation with bipolar multiecho sequences. *Magn Reson Med* 2008 ; 60 : 198–209
- 12) Yu H, Shimakawa A, McKenzie CA, et al. : Phase and amplitude correction for multi-echo water-fat separation with bipolar acquisitions. *J Magn Reson Imaging* 2010 ; 31 : 1264–1271
- 13) Eggers H, Brendel B, Duijndam A, Herigault G : Dual-echo Dixon imaging with flexible choice of echo times. *Magn Reson Med* 2011 ; 65 : 96–107
- 14) Berglund J, Ahlstrom H, Johansson L, Kullberg J : Two-point Dixon method with flexible echo times. *Magn Reson Med* 2011 ; 65 : 994–1004

High Spatial Resolution Head and Neck 2-point DIXON Method 3D-GRE Imaging at 3T

Kazunori YAMAKOSHI, Akihiro KOUDA, Kinya SHIBATA

*Department of Radiologic Technology, Jichi Medical University Hospital
3311-1 Yakushiji, Shimotsuke, Tochigi 329-0498*

We propose the acquisition of high-resolution isotropic volume data by using 3D-GRE with the 2-point DIXON method for diagnosing diseases in the head and neck region. By using this method, calculated water images can be acquired as fat-suppressed images in a short time, and multi-planar reconstruction allows observation of multiple sections. The 2-point DIXON method using 3D-GRE is generally used in combination with the first opposed-phase and the first in-phase. However, high spatial resolution imaging with 3T renders setting the first opposed-phase impossible, so the use of the second opposed-phase is forced. The calculated water images obtained using 2-point DIXON through the second opposed-phase on 3T have more residual fat signals than 1.5T images, which cause the image to become blurry. By using bipolar readout and high asymmetric echo fraction, these issues are resolved and a high resolution image can be obtained. Bipolar readouts decrease chemical shift artifacts by implementing wide bandwidths.