

3T-乳腺 MRI における Dixon 法を用いた脂肪抑制法の検討

高長 雅子[†], 林 則夫[†], 宮地 利明^{††}, 川島 博子^{††},
濱口 隆史[†], 大野 直樹[†], 飯田 泰治[†], 松井 修^{†††}

[†] 金沢大学附属病院放射線部 〒920-8641 石川県金沢市宝町 13 番 1 号

^{††} 金沢大学医薬保健研究域保健学類 〒920-0942 石川県金沢市小立野 5 丁目 11 番 80 号

^{†††} 金沢大学大学院医学系研究科経血管学診療学 〒920-8641 石川県金沢市宝町 13 番 1 号
(2011 年 4 月 25 日受付, 2011 年 9 月 27 日最終受付)

Study of fat suppression using Dixon technique on 3T breast MRI

Masako TAKANAGA[†], Norio HAYASHI[†], Tosiaki MIYATI^{††}, Hiroko KAWASHIMA^{††},
Takashi HAMAGUCHI[†], Naoki OHNO[†], Hiroji IIDA[†], Osamu MATSUI^{†††}

[†] Kanazawa University Hospital

13-1 Takara-machi, Kanazawa, Ishikawa, 920-8641, Japan

^{††} Faculty of Health Sciences, Institute of Medical, Pharmaceutical and Health Sciences, Kanazawa University,
5-11-80 Kodatsuno, Kanazawa, Ishikawa, 920-0942, Japan

^{†††} Department of Radiology, Kanazawa University Graduate School of Medical Science,
13-1 Takara-machi, Kanazawa, Ishikawa, 920-8641, Japan

(Received on April 25, 2011. In final form on September 27, 2011)

Abstract : To compare qualitative and quantitative measures of the contrast-enhanced dual-echo Dixon technique with the commonly used standard three-dimensional (3D) gradient echo (GRE) using spectrally selective fat suppression technique in breast MRI. Dixon and standard fat suppression techniques were compared with phantom and clinical images. A total of 16 women, who underwent the breast MRI, were recruited to our study. For quantitative assessment, we calculated the coefficient of variance (CV) of fat region and contrast between fat region, normal tissue, and lesion on MR images acquired using Dixon technique and spectrally selective fat suppression technique. The CV of Dixon image was significantly higher than that of 3D-GRE images. ($P < 0.05$). Contrast between fat region and normal tissue and between fat region and lesion for Dixon images were also higher than were 3D-GRE images ($P < 0.001$). Dixon technique showed greater degree of fat suppression and image uniformity. Dixon technique was superior to the spectrally selective fat suppression technique in breast MRI.

Key words : Breast MRI, Dixon technique, fat suppression, water image, quantitative analysis

1. 緒 言

近年, 乳癌患者の増加に伴い乳腺 Magnetic Resonance Imaging (MRI) の施行件数は増加している[1]. 乳腺 MRI は, 2008 年版の乳癌診療ガイドラインにおいて乳癌の拡がり診断に対して推奨グレード C から B にランクアップされており, 日常診療で実践するよう推奨するとされている. 高いコントラスト分解能を有する MRI は, 造影剤 (ガドリニウム製剤) を用いることにより乳管内病変を鋭敏に描出することが可能となり, 乳管内進展の診断向上に大きく寄与している[2-5]. 乳腺のダイナミック MRI は 2D-Gradient echo (GRE) と 3D-GRE を使用して撮像されるが, 近年多くの施設で 3D-GRE が利用されている. これは 3 次元的に広がる乳管内進展の評価には 3D 撮像が適当と判断されているためである[6]. 3D-GRE では, Repetition Time (TR) を 10 ms 以下に短くすることが可能で, 薄いスライス厚の 3D 画像を高速に撮像可能である. 一方, TR を短くしているために signal-to-noise ratio (SNR) が低くなる. 加えて, 使用される脂肪抑制においても高速化のために脂肪抑制パルスを間引いて付加するため抑制効果が不良になりやすい[6].

また全身用 3.0 Tesla (3T) MRI は 2005 年 1 月に薬事承認

され, 体幹部での臨床応用が可能となった. 3T では, 1.5T に比べ理論上 2 倍の SNR が得られる. 一方, 3T では磁場の不均一性の影響を受けやすく, 脂肪抑制の不均一性や信号不均一による画像のむらが生じることがある. これに対して, 周波数選択的脂肪抑制法でなく Dixon 法を用いて脂肪組織の除去した水画像を作成する方法がある[7-9]. この方法の一つである Iterative Decomposition of water fat using Echo Asymmetry and Least-squares estimation (IDEAL) では, 局所磁場不均一の影響を排除して脂肪抑制が難しい頸部などの領域においても確実に良好な水画像 (脂肪抑制画像に相当) を得ることが可能となった[8]. 乳腺においても Dixon 法を用いた水画像を取得する Volume Imaging Breast Assessment-Dual Echo (VIBRANT-Flex) が開発された. しかし, 周波数選択的脂肪抑制法を用いる VIBRANT と Dixon 法を用いる VIBRANT-Flex に関して乳腺 MRI における脂肪抑制の効果やコントラストに関する評価は行われていない. そこで我々は臨床検査で撮像した VIBRANT および VIBRANT-Flex について脂肪抑制効果について検討した.

2. 方法

2.1 対象および使用機器

臨床症例における対象は乳腺疾患により 3T MRI 装置においてダイナミック乳腺 MRI 検査を施行した 16 症例（女性 16 名，39-80 歳，平均 55.8 歳）である。臨床画像の利用に際しては非連結匿名化を行った。また本研究は，当施設における倫理委員会にて承認されている。使用機器は，GE Healthcare 社製 GE Signa EXCITE HDx 3.0T (Milwaukee, WI, USA)，コイルは 8 ch プレストフェイズドアレイコイルを用いた。

2.2 ファントムにおける評価

容量 320 ml の円柱型の容器にラード（豚脂）と精製水を半分ずつ封入したファントムを 2 個作成した。8 ch プレストフェイズドアレイコイルの左右各々のコイルの中央においたファントムを VIBRANT および fast Spoiled Gradient Recalled Acquisition (fSPGR) を用いて撮像した。VIBRANT の脂肪抑制法はコイルの両側でシミング (dual shim) を行う SPECIAL (Spectral Inversion At Lipids) を利用した。fSPGR の脂肪抑制法は片側でシミング (single shim) を行う SPECIAL と 3point-Dixon 法を用いた IDEAL の 2 種類の脂肪抑制法を利用した。以上 3 種類の脂肪抑制法を用いたファントム画像を取得した。撮像条件は以下の通りである。VIBRANT: TR 4.2 ms, Echo Time (TE) 2.1 ms, Inversion time 13 ms, Flip Angle (FA) 10 degree, Pixel bandwidth 488 kHz, Field of view (FOV) 320×320 mm, slice thickness 1.8 mm, Acquisition Matrix 256×256, Reduction factor 2.fSPGR: TR 7.1 ms, TE 2.1 ms, FA 10 degree, Pixel bandwidth 488 kHz, FOV 320×320 mm, slice thickness 1.8 mm, Acquisition Matrix 256×256, Reduction factor 2.IDEAL: TR 7.2 ms, TE Auto (3 echo), FA 10 degree, Pixel bandwidth 488 kHz, FOV 320×320 mm, slice thickness 1.8 mm, Acquisition Matrix 256×256, Reduction factor 2.

2.3 人体における評価

ダイナミック乳腺 MRI は VIBRANT を用いて単純，ダイナミック 1 相目を横断像で撮像し，ダイナミック 2 相目を矢状断像で T₁ 強調画像を撮像した。その後，造影後期相を VIBRANT と VIBRANT-Flex を用いて横断像で撮像した。VIBRANT の脂肪抑制法は SPECIAL を利用しているが，VIBRANT-Flex では Dixon 法を用いて脂肪抑制画像に相当する水画像を取得できる。造影剤はプロハンス（エーザイ株式会社）を用いて，体重 1 kg 当たり 0.1 mmol/L を注入速度 2 ml/秒で注入した。1 相の収集時間は約 1 分 45 秒である。本研究では造影後期相を VIBRANT と VIBRANT-Flex で撮像した MR 画像を対象とした。その他の VIBRANT および VIBRANT-Flex の撮像条件は以下の通りである。VIBRANT: TR 6.3 ms, TE 2.7 ms, Inversion time 17 ms, FA 10 degree, Pixel bandwidth 244 kHz, FOV 320×320 mm, slice thickness 1.8 mm, Acquisition Matrix 400×400, Reduction factor 2.VIBRANT-Flex: TR 5.6 ms, TE Auto (2 echo), FA 10 degree, Pixel bandwidth 244 kHz, FOV 320×320 mm, slice thickness 1.8 mm, Acquisition Matrix 296×348, Reduction factor 2.

2.4 ファントムにおける解析方法

ファントム画像において画像全体の脂肪抑制効果のばらつきを評価するために両側合わせて 10 個の ROI を設定した。10 個の ROI はそれぞれ異なる断面の脂肪組織に設定した。

また，局所の 1 断面内での脂肪抑制効果のばらつきの評価を行うために脂肪組織の部分に 1 個の ROI を設定した。MRI では CT と異なり，撮像時の送信出力や受信のゲインにより信号強度が異なるため標準偏差で ROI のばらつきを評価することはできない。したがって脂肪抑制効果の均一性を評価するために次式により変動係数 (Coefficient of variance: CV) を測定して脂肪抑制効果のばらつきを評価した。

$$CV = s/\bar{x} \dots\dots\dots (1)$$

ここで s は標本の標準偏差， \bar{x} は標本の平均値である。10 個の ROI の平均値の変動係数および 1 個の ROI の変動係数を式 (1) により求めた。

2.5 人体における解析方法

周波数選択的脂肪抑制法 [10] を用いる VIBRANT と Dixon 法を用いる VIBRANT-Flex で撮像した造影後期相の画像において，乳房内の脂肪抑制効果の均一性の評価および脂肪組織と正常乳腺，脂肪組織と病変部のコントラストの測定を以下の 4 つの手順で行った。1) VIBRANT および VIBRANT-Flex で撮像した乳腺 MR 画像から同じ断面において脂肪組織，正常乳腺および病変部に Region of Interest (ROI) を設定した。設定した ROI の 1 例を Fig.1 (a) に示す。Fig.1 (a) に示すように ROI は各組織の範囲に応じて，可能な限り他の組織を含めない均一な場所を選んで設定した。VIBRANT および VIBRANT-Flex で撮像した各画像から画像全体の脂肪抑制効果のばらつきを評価するために 10 個の ROI を設定した。10 個の ROI は，画像全体における脂肪抑制効果の評価のため様々な断面に乳腺組織の外周を囲むように左右の乳房各々に 5 ヶ所ずつ ROI を設定した。さらに，局所の 1 断面内の脂肪抑制効果の評価を行うために検側の乳房の上端あるいは下端の脂肪組織に 1 個の ROI を設定した。ROI は乳腺組織が混在していない断面の脂肪組織に設定した。設定した ROI の 1 例を Fig.1 (b) に示す。2) 設定した ROI 内の信号強度から平均値および標準偏差を測定した。3) VIBRANT および VIBRANT-Flex で撮像した各画像の脂肪組織に設定した 1 個の ROI の変動係数と 10 個の ROI の平均値の変動係数を式 (1) により算出した。4) 脂肪組織と正常乳腺および脂肪組織と病変部のコントラストは次式により測定した [11]。

$$Contrast = \frac{SI_A - SI_B}{SI_A + SI_B} \dots\dots\dots (2)$$

ここで SI_A は ROI (A) の信号強度の平均値， SI_B は ROI (B) の信号強度の平均値である。

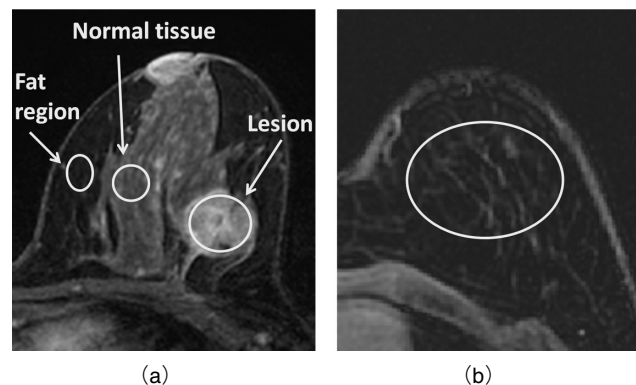


Fig.1 (a) One case of ROI setting of fat region, normal tissue, and lesion on breast MRI. (b) One case of 1 ROI setting of fat region for uniformity of fat suppressed image.

2.6 統計解析

統計解析にはPrism 5 (GraphPad Software, San Diego, CA) を利用した。

ファントムにおける評価では IDEAL, SPECIAL の脂肪抑制法を用いた fSPGR および VIBRANT の 3 種類の画像で測定した変動係数について対応のない 3 標本以上のパラメトリックの検定である一元配置分散分析を用いた。なお、3 標本以上の有意差検定において有意差が認められた場合は多重比較検定 (Bonferroni 検定) を行った。

人体における評価では VIBRANT および VIBRANT-Flex それぞれで測定した変動係数、脂肪組織と正常乳腺のコントラスト、脂肪組織と病変部のコントラストについてサンプル数が少ないため対応のある 2 標本のノンパラメトリックの検定である Wilcoxon signed-rank test を用いた。

3. 結果

ファントムを撮像した画像において画像全体における脂肪抑制効果の評価のために脂肪組織に設定した 10 個の ROI のサイズは中央値 107.8 mm² (75.0-134.4 mm²)、局所の脂肪抑制効果の評価のために脂肪組織に設定した 1 個の ROI のサイズは 559.3 mm² と一定にした。

臨床症例においてコントラスト算出のために設定した ROI のサイズは、脂肪組織では中央値 52.0 mm² (13.3-101.6 mm²)、正常乳腺では中央値 27.6 mm² (4.7-68.8 mm²)、病変部では中央値 41.0 mm² (3.1-93.0 mm²) であった。画像全体における脂肪抑制効果の評価のために脂肪組織に設定した 10 個の ROI のサイズは、中央値 64.1 mm² (12.1-268.8 mm²)、局所の脂肪抑制効果の評価のために脂肪組織に設定した 1 個の ROI のサイズは、中央値 426.2 mm² (107.0-749.2 mm²) であった。

VIBRANT と VIBRANT-Flex で撮像した造影後期相の臨床画像を Fig.2 に示す。Fig.2(b) に示すように VIBRANT では場所により脂肪組織にむらがあったが、Fig.2(a) に示すように VIBRANT-Flex の水画像では脂肪組織は均一に抑制された。また脂肪組織と正常乳腺とのコントラストでは VIBRANT で撮像された画像に対して VIBRANT-Flex で撮像された画像の方が視覚的に改善された。

異なる 3 種類の脂肪抑制法を用いて撮像したファントムの画像を Fig.3 に示す。Fig.3(a) に示すように IDEAL を利用した fSPGR は脂肪組織が均一に抑制されたが、Fig.3(b) の dual shim による SPECIAL を利用した VIBRANT の画像や Fig.3(c) の single shim による SPECIAL を利用した

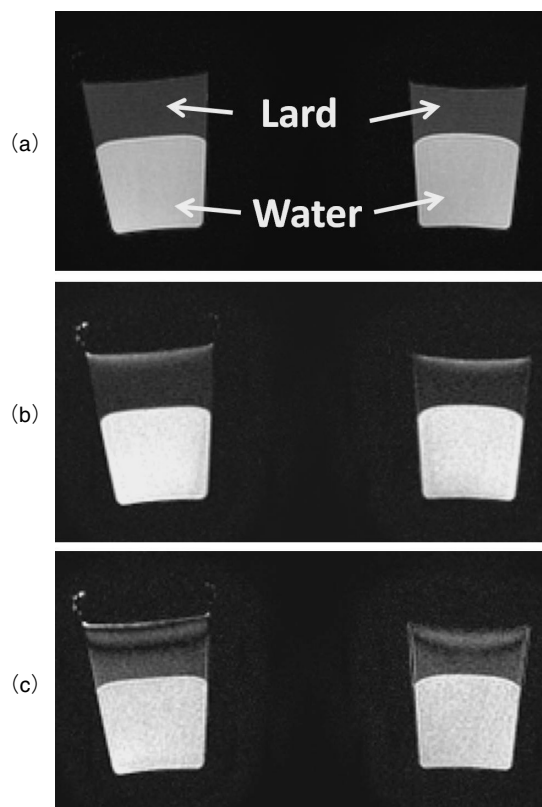


Fig.3 The images of phantom acquired with fSPGR and VIBRANT. (a) The image acquired with fSPGR using IDEAL. (b) The image acquired with VIBRANT using SPECIAL. (c) The image acquired with fSPGR using SPECIAL.

fSPGR の画像では臨床画像と同様に脂肪抑制効果にむらがあった。

ファントム画像で局所の脂肪抑制効果のばらつきを評価するために測定した 1 個の ROI の変動係数の結果を Fig.4 (a) に示す。Fig.4(a) よりファントムにおける局所の脂肪組織の変動係数は、Dixon 法を用いた脂肪抑制法よりも周波数選択的脂肪抑制法の方が有意に高かった ($P < 0.05$)。さらに、dual shim よりも single shim を利用した周波数選択的脂肪抑制法の方が変動係数は有意に高かった ($P < 0.05$)。また、ファントム画像全体での脂肪抑制効果のばらつきを評価するために測定した脂肪組織 10 ケ所の ROI の平均値の変動係数を Fig.4(b) に示す。Fig.4(b) よりファントムにおける画像全体の脂肪抑制効果のばらつきは Dixon 法を用いた脂肪抑制法よりも周波数選択的脂肪抑制

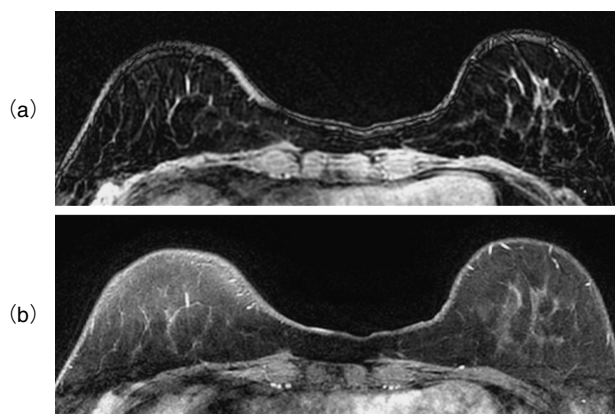


Fig.2 One case of breast MRI acquired by VIBRANT-Flex and VIBRANT. (a) MR image acquired with VIBRANT-Flex. (b) MR image acquired with VIBRANT.

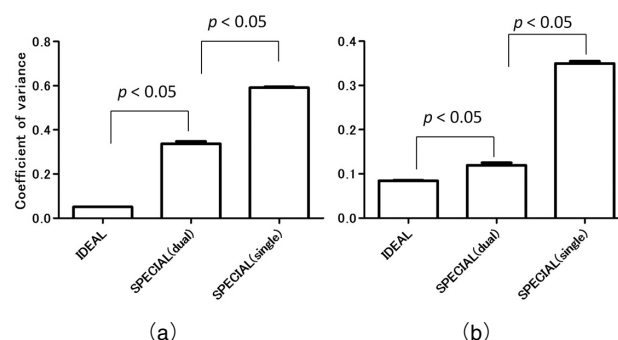


Fig.4 (a) Coefficient of variance in 1 ROI of fat region on the phantom image acquired using three different fat suppression techniques (IDEAL, dual shim-SPECIAL, single shim-SPECIAL). (b) Coefficient of variance in mean of 10 ROIs of fat region on phantom images acquired using three different fat suppression techniques (IDEAL, dual shim-SPECIAL, single shim-SPECIAL).

法の方が有意に大きく ($P < 0.05$), dual shim よりも single shim を利用した方が有意に大きかった ($P < 0.05$).

臨床画像における局所の脂肪抑制効果のばらつきを評価するために測定した脂肪組織 1 ケ所の ROI の変動係数の結果を Fig.5(a) に示す. Fig.5(a) より, 局所の脂肪抑制効果のばらつきは VIBRANT-Flex より周波数選択的脂肪抑制法を用いている VIBRANTの方が有意に小さかった ($P < 0.001$). 臨床画像において乳房内全体の脂肪抑制効果のばらつきを評価するために測定した脂肪組織 10 ケ所の ROI の平均値の変動係数の結果を Fig.5(b) に示す. Fig.5(b) より画像全体の脂肪抑制効果のばらつきは VIBRANT-Flexの方が有意に小さかった ($P < 0.05$).

脂肪組織と正常乳腺および脂肪組織と病変部のコントラストの結果を Fig.6 に示す. コントラストは正常乳腺および病変部ともに VIBRANT より Dixon 法を用いている VIBRANT-Flexの方が有意に高かった ($P < 0.001$).

4. 考察

乳腺 MRI の役割は病変の質的診断, 病変の存在診断, 乳癌の拡がり診断の 3 つに大きく分類され, 中でも乳癌の拡がり診断が実際に施行されている乳腺 MRI の主目的となっている[12]. 癌の進展範囲や多発病変の有無を知るとは乳房温存療法の適応を判断する上で重要であり, 術前に乳腺 MRI を施行することで断端陽性率が低下したと報告されている[13]. 乳房は脂肪に富む組織であり, 乳腺 MRI において脂肪抑制の使用は, コントラストを改善し診断能の向上が期待できるため必須と考えられる[6]. 脂

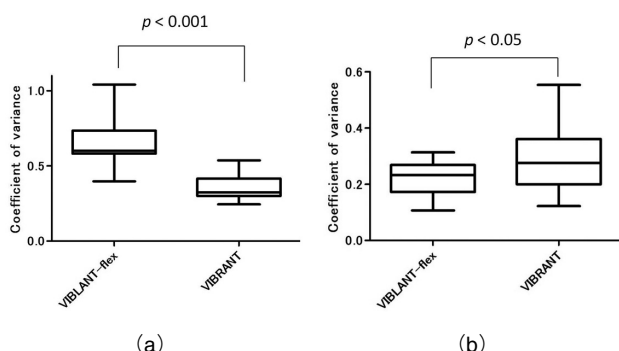


Fig.5 (a) Coefficient of variance in 1 ROI of fat region on the breast MR image acquired with VIBRANT-Flex and VIBRANT. (b) Coefficient of variance in mean of 10 ROIs of fat region on breast MR images acquired with VIBRANT-Flex and VIBRANT.

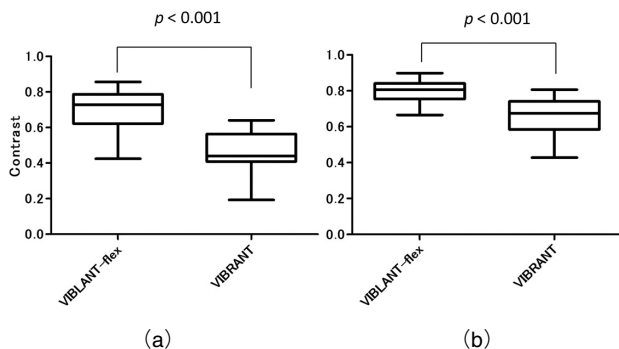


Fig.6 Results of contrast on breast MR images acquired with VIBRANT-Flex and VIBRANT. (a) Contrast between fat region and normal tissue. (b) Contrast between fat region and lesion.

肪抑制法には周波数選択的に脂肪を抑制する chemical shift selective (CHESS) 法, spectral presaturation with inversion recovery (SPIR), spectral attenuated with inversion recovery (SPAIR) や水選択励起法があり, 使用機器の性能に応じて選択されていた[10]. 周波数選択的脂肪抑制法では, 一般的に磁場の不均一性に弱く, 脂肪抑制が不均一になりやすいため, 読影の障害になる場合もある. 乳腺 MRI においても同様に CHESS や SPECIAL などの周波数選択的脂肪抑制法では磁化率の影響により脂肪抑制にむらが生じることがある[10]. 両側にマニュアルでシミングを行える VIBRANT では従来の 3D-GRE のシーケンスに比べて脂肪抑制の効果が大幅に改善された[14]. それでも肺と空気に挟まれた乳腺では脂肪抑制のむらが生じやすい. Fig.2 および 3 より, 周波数選択的脂肪抑制法を用いている VIBRANT では Dixon 法を用いた VIBRANT-Flex や IDEAL に比べて脂肪抑制のむらが生じている. また Fig.5(b) より VIBRANT では VIBRANT-Flex より変動係数が有意に高いことから, 画像全体において脂肪抑制のむらが生じやすい. これは Fig.4(b) に示したファントム実験の結果とも一致した. VIBRANT-Flex では周波数差ではなく水と脂肪の位相差を利用して取得したデータから水画像と脂肪画像を計算により導きだしている. そのため VIBRANT-Flex では, SPECIAL を用いる VIBRANT よりも磁場の影響を受けにくいので均一な脂肪抑制効果が得られたと考える. さらに, VIBRANT-Flex は従来の Dixon 法とは異なり, フィールドマップを用いている. 水と脂肪が非対称となる 2 つの TE のデータを収集し, 得られたデータから局所的な静磁場不均一性をピクセルごとに求め, 算出された静磁場不均一性を画像再構成時の位相補正に用いることで正確な脂肪抑制を可能としている[8]. したがって, 脂肪抑制の難しい乳腺 MRI において Dixon 法を用いる VIBRANT-Flex は他の方法に比べて脂肪組織をより均一に抑制できた. そのため脂肪組織と乳腺および脂肪組織と病変部のコントラストは VIBRANT-Flex で有意に高くなった (Fig.6).

Dixon 法による水画像の利用は乳腺 MRI に限らず利用されている. 特に IDEAL は頸部など複雑な形状をもつ領域においても確実に良好な水画像を得ることが可能である[8]. しかし IDEAL は 3 つの異なるエコーを収集するため撮像時間が長い. そのため脂肪抑制を併用するダイナミック検査で利用することはできない. VIBRANT-Flex は VIBRANT を拡張したシーケンスであり, VIBRANT とほぼ同じ撮像時間で画像を収集できる. したがって VIBRANT-Flex は乳腺 MRI において利用可能であり, 従来と同様の検査方法でより良好な脂肪抑制の画像が取得できる.

Fig.5(a) より人体における局所の脂肪組織の変動係数は VIBRANT-Flex より VIBRANT の方が有意に低かった. 一方, Fig.4(a) よりファントムの脂肪に設定した 1 個の ROI の変動係数は IDEAL で有意に低かった. これより人体において局所の脂肪組織の変動係数が VIBRANT-Flex の方が高くなったのは, 脂肪組織の信号が非常に良好に抑制され, ROI 内の血管や繊維組織などがより鮮明に描出されたためと考える. Fig.7 に 1 例を示す. VIBRANT-Flex では VIBRANT に比べて脂肪組織にある血管や繊維組織などがより鮮明に描出されている. なお本研究では, VIBRANT は VIBRANT-Flex より造影剤注入後早期に撮像されているため乳腺および病変部の染まり方に差がある可能性がある. また VIBRANT-Flex では 2 種類のエコー画像を用いることで心臓からのモーションアーチファクトも抑制された. Fig.8 に 1 例を示す. 異なるエコーの画像を用いることでアーチファクトが平均化され腋窩領域の画質が改善し

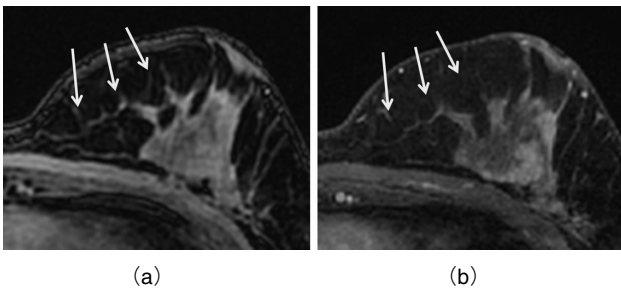


Fig.7 One case of breast MRI acquired with VIBRANT-Flex and VIBRANT. The fat suppression quality of the axial VIBRANT-Flex image (a) was rated as superior to the VIBRANT image (b). Fiber structure and vessels in the VIBRANT-Flex image appears clearly than in the VIBRANT image.

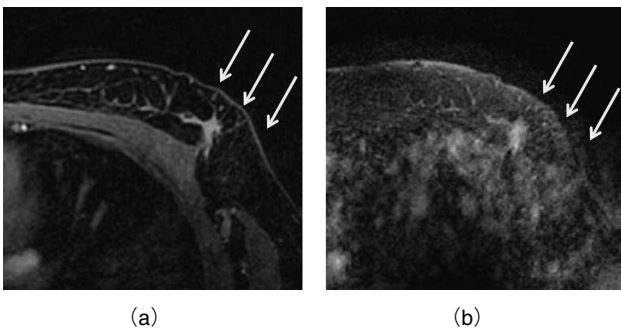


Fig.8 One case of breast MRI acquired with VIBRANT-Flex and VIBRANT. The margin of a left (arrow) was judged as sharper on the VIBRANT-Flex image (a) than on the VIBRANT image (b).

た. Le-Petross らも Dixon 法を用いた脂肪抑制法ではモーションアーチファクトが軽減され、より高い精度の脂肪抑制が可能であると報告している[15]. Dixon 法を用いる VIBRANT-Flex では周波数選択的脂肪抑制を用いる VIBRANT に比べて良好な脂肪抑制効果が得られ、脂肪組織とのコントラストが改善するだけでなく、心臓からのモーションアーチファクトも抑制され乳腺 MRI 検査において有用であった.

5. 結 論

周波数選択的脂肪抑制法を用いる VIBRANT と Dixon 法を用いる VIBRANT-Flex において、脂肪抑制効果のばらつきおよび脂肪組織と正常乳腺および病変部のコントラストを定量的に評価した. 画像全体の脂肪組織の変動係数は有意に低くなり、コントラストは有意に改善した. これより VIBRANT-Flex は磁場不均一を受けやすい乳腺 3T MRI において VIBRANT に比べて均一な脂肪抑制が可能である.

参考文献

- [1] 川島博子：乳腺 MRI の現状と未来，医用画像情報学会雑誌，26(3)，49-51，2009.
- [2] Orel S. G., Mendonca M. H., Reynolds C., et al. : MR imaging of ductal carcinoma in situ, *Radiology*, 202(2), 413-420, 1997.
- [3] Boetes C., Mus R. D., Holland R., et al. : Breast tumors : comparative accuracy of MR imaging relative to mammography and US for demonstrating extent, *Radiology*, 197(3), 743-747, 1995.
- [4] 印牧義英, 中島康雄, 前田一郎：MRI における広がり診断，日独医報，54(1)，38-42，2009.
- [5] Liberman L., Morris E. A., Dershaw D. D., et al. : Ductal enhancement on MR imaging of the breast, *AJR Am J Roentgenol*, 181(2)，519-525, 2003.
- [6] 門澤秀一：乳腺 MRI の撮像法，日独医報，54(1)，27-37，2009.
- [7] Ma Jingfei, Vu Anthony T., Son Jong Bum, et al. : Fat-suppressed three-dimensional dual echo dixon technique for contrast agent enhanced MRI, *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 23(1)，36-41, 2006.
- [8] 中上将司：IDEAL, Cube を中心に，日本放射線技術学会雑誌，64(12)，2008.
- [9] Ma J. : Breath-hold water and fat imaging using a dual-echo two-point dixon technique with an efficient and robust phase-correction algorithm, *Magnetic Resonance in Medicine*, 52(2)，415-419, 2004.
- [10] 松本満臣, 土井司：考える MRI 撮像技術専門技術者をめざす技師のための一歩進んだ診療技術文光堂，東京，2007.
- [11] 土井司, 水野吉将：MRI におけるパーシャルボリュームによる信号強度の変化，日本放射線技術学会雑誌，54(10)，1200-1206，1998.
- [12] 松岡葵, 湊雅子, 原田雅史, et al. : 3T-MRI の臨床応用 乳癌の MRI 診断 3T と 1.5T との比較，日独医報，52(1)，26-38，2007.
- [13] Woodhams R., Matsunaga K., Iwabuchi K., et al. : Diffusion-weighted imaging of malignant breast tumors : the usefulness of apparent diffusion coefficient (ADC) value and ADC map for the detection of malignant breast tumors and evaluation of cancer extension, *J Comput Assist Tomogr*, 29(5)，644-649, 2005.
- [14] 戸崎光宏, 福岡英佑：乳腺 MRI 実践ガイド—撮像法, 読影基準, 治療, 文光堂，東京，2007.
- [15] Le-Petross H., Kundra V., Szklaruk J., et al. : Fast three-dimensional dual echo dixon technique improves fat suppression in breast MRI, *J Magn Reson Imaging*, 31(4)，889-894, 2010.