臨床技術

3.0 T-MR 装置を使用した乳がんにおける proton MRS : 腫瘍体積と水ピークの半値幅と T_2^* 値が choline ピーク検出率に与える影響

榎 卓也¹ 城本 航¹ 山野理子² 琴浦規子¹論文受付
2020 年 7 月 21 日論文受理
2021 年 2 月 1 日

Code No. 261

¹ 兵庫医科大学病院放射線技術部² 兵庫医科大学放射線医学教室(現 社会医療法人中央会尼崎中央病院放射線科)

緒言

Proton magnetic resonance spectroscopy (MRS) は代謝物の共鳴周波数が異なることを利用して、代謝物の種類やその濃度などを特定する手法である¹⁾。

通常、乳腺領域での magnetic resonance imaging (MRI) 検査は、造影剤を使用したダイナミック検査による腫瘍の血行動態の評価や、拡散強調画像による腫瘍内部の拡散抑制の評価により良悪性の診断を行うことが一般的であるが、MRS を撮像して choline ピークの有無や定量を行うことにより、感度、特異度、観察者間の正診率が向上する^{2~4)}。

近年 3.0 T-MR 装置が普及しており、3.0 T-MR 装置は 1.5 T-MR 装置に比べて、水と脂肪の化学シフトが 2 倍であることや、高い信号強度を有していることから、MRS の普及が期待されてきた。乳腺領域においても 3.0 T-MR 装置を使用する機会が増えてきており、MRS の有用性^{5~7)} や、腫瘍分類と MRS の関係性⁸⁾ について報告されている。また、測定対象となる腫瘍体積により、測定箇所には脂肪や正常乳腺組織が混入することになるため、測定精度に影響を及ぼすことが予想されるが、3.0 T-MR 装置を使用することで小さな腫瘍に対する choline ピークの検出能向上が期待される。

Influences of Tumor Volume and FWHM of the Water Peak and T_2^* Value of Water on the Detection Rate of the Choline Peaks in Proton MR Spectroscopy of Breast Cancer at 3.0 T-MRI

Takuya Enoki,^{1*} Wataru Jomoto,¹ Toshiko Yamano,² and Noriko Kotoura¹¹ Department of Radiological Technology, Hyogo College of Medicine College Hospital² Department of Radiology, Hyogo College of Medicine (Current address: Department of Radiology, Amagasaki Chuo Hospital)

Received July 21, 2020; Revision accepted February 1, 2021

Code No. 261

Summary

In proton magnetic resonance (MR) spectroscopy (¹H-MRS) of the breast cancer, choline peak could be detected. The purpose of this study was to evaluate the influences of the tumor volume, full width at half maximum (FWHM) of the water peak (FWHM), and T_2^* value of water (T_2^* value) on the detection rate of the choline peaks at 3.0 T-MRI. We measured FWHM and T_2^* value in 109 cases, and we evaluated the effect of tumor volume on the detection rate of the choline peaks and the effect of FWHM and T_2^* value on the detection of choline peaks. In ¹H-MRS of breast cancer at 3.0 T-MRI, the detection rate of the choline peaks improved as the tumor volume was larger. As a shimming environment when acquiring ¹H-MRS of breast cancer, FWHM is preferably 57.4 Hz or less and T_2^* value should be 11 ms or more, and T_2^* value has a great influence on the detection rate of the choline peaks.

Key words: 3.0 T-magnetic resonance imaging (MRI), proton magnetic resonance spectroscopy (MRS) of the breast cancer, shimming, choline peak

*Corresponding author

一方で、MRSは磁場の均一性が重要であり、測定箇所局所静磁場を均一化するシミングが必須である。そして、シミング時の水ピークの半値幅: full width at half maximum(水 FWHM)や T_2^* 値が磁場均一性の指標になり、この両者が測定結果に大きな影響を及ぼす。われわれが扱っている装置では、シミング時に水 FWHM だけではなく T_2^* 値も表示されており、乳がんの MRS 測定時には両者の値を磁場均一性の指標としている。一般的に、exponential decay のフーリエ変換の関係から水 FWHM = $1/(\pi T_2^*)$ の関係が成り立つ⁹⁾が、臨床では同じ水 FWHM の値でも T_2^* 値が大きい場合や小さい場合があり、上記関係が成立しないことをしばしば経験する。水 FWHM と choline ピークの形状は相関しており、水 FWHM が小さいほど良好な choline ピークが得られるため、乳がんの MRS に関しては、磁場均一性の指標を水 FWHM としている報告が多く⁵⁻⁷⁾、 T_2^* 値を指標に扱っている報告はない。そのため、水 FWHM と T_2^* 値の関係が明らかになれば、乳がんの MRS を撮像する際の新しいシミング指標となりえる。

今回、われわれは 3.0 T-MR 装置を使用した乳がんの MRS において、測定対象となる腫瘍体積および、水 FWHM と T_2^* 値が choline ピークの検出率に及ぼす影響を検討したので報告する。

1. 方 法

1-1 使用装置および統計解析ソフト

MR 装置はシーメンス社製 (Erlangen, Germany) MAGNETOM skyra 3.0 T、コイルはシーメンス社製 16ch-AI-breast coil を使用した。スペクトルを解析するためのソフトは装置に付随しているアプリケーションである syngo MR spectroscopy evaluation を使用した。統計解析は JMP Pro. 14.2.0 (SAS Institute Inc.) を使用した。

1-2 撮像条件および撮像手順

撮像シーケンスは point resolved spectroscopy (PRESS) 法を使用し、repetition time (TR) は 1500 ms, echo time (TE) は 100 ms, 加算回数 128 回、スペクトル測定周波数幅 1400 Hz, データポイント 1024 で行い、撮像時間は 3:18 であった。水抑制は chemical-shift selective (CHESS) を使用し、水の中心周波数に対して 70 Hz のバンド幅で強度を weak として行った。脂肪抑制は band-selective inversion with gradient dephasing (BASING)¹⁰⁾ を使用し、水の中心周波数から -3.4 ppm の化学シフトに対して 1.8 ppm (± 0.9

ppm) のバンド幅で行った。Volume of interest (VOI) サイズは 15×15×15 mm である。スペクトル作成条件はウィンドウ幅 400 ms の hanning フィルタを使用し、ゼロフィリングによりデータポイント数を 1024 から 2048 に変更し、ガウス関数によるカーブフィッティング、ベースライン補正を行った。位相補正は自動で行ったが、実数部の水スペクトルの裾野が揃っていない場合は手動で補正を行った。

MRS の撮像 VOI の設定手順を以下に述べる。まず、造影剤を注入する前に T_1 強調画像、 T_2 強調脂肪抑制画像、拡散強調画像の横断像および T_1 強調画像の矢状断像を撮像した。次に造影剤を使用したダイナミック検査を行い、造影後に T_1 強調脂肪抑制画像の横断像および矢状断像を撮像した。ダイナミック検査は造影剤注入前、造影剤注入 1 分後、2 分後、5 分後の 4 相撮像を行った。また、造影剤注入 3 分後に矢状断像を撮像した。ダイナミック検査はすべて 3D シーケンスを使用した。その後、ダイナミック検査で得られた横断像および矢状断像より腫瘍の位置を特定し、VOI の中心に腫瘍が含まれるように VOI を設定した。なお、腫瘍が乳房辺縁に近い場合は、VOI 内に空気を含まないように注意した。すべての症例において VOI サイズは 15 mm の立方体 (3.375 cm³) とした。造影剤はガドペンテト酸メグルミン (Gd-DTPA) を使用したが、造影剤アレルギーを考慮しガドテル酸メグルミン (Gd-DOTA) を 1 症例、ガドテリドール (Gd-HP-DO3A) を 1 症例に使用した。

シミングは装置による自動シム調整に加えて、マニュアルでのシム調整を行った。マニュアルシミングでは、水の free induction decay (FID) 信号の時間軸に対する mono-exponential curve decay から算出される T_2^* 値と、FID 信号をフーリエ変換して得られる水スペクトルの magnitude 成分からフィッティングなどは行わずに直接計測された FWHM がリアルタイムに表示されており、水 FWHM が小さく、 T_2^* 値が大きくなるようにシム調整を行った。

1-3 対象

対象は 2014 年 3 月から 2015 年 4 月に乳がんと診断された未治療の 111 症例中、体動等により水抑制および脂肪抑制が明らかに不良であった 2 症例を除いた 109 症例である。本研究は当院の倫理審査委員会の承認 (2014 年 6 月 3 日、受付番号 1725) を得た。

Fig. 1 Scatter plot of FWHM and T_2^* values and theoretical formula of FWHM and T_2^* values.
(a) Total group, (b) Cho (+) group, (c) Cho (-) group

1-4 腫瘍体積が choline ピークの検出率に及ぼす影響の評価

全症例において MRS 撮像時に水 FWHM と T_2^* 値を記録し、得られた水 FWHM と T_2^* 値について MRS 撮像時の VOI サイズ ($15 \times 15 \times 15 \text{ mm} = 3.375 \text{ cm}^3$) を基準として以下に示すような 2 群に分けた。A 群：腫瘍体積が 3.375 cm^3 以上の症例 ($N=68$)，B 群：腫瘍体積が 3.375 cm^3 未満の症例 ($N=41$)。母数に対して解析ソフトで choline ピークが検出された数の割合を choline ピークの検出率とし、両群において choline ピークの検出率について Fisher の正確検定を行った。有意水準は 5% とした。なお、腫瘍体積は造影後の濃染から腫瘍の短径と長径を計測して算出した。

1-5 水 FWHM と T_2^* 値が choline ピークの検出率に寄与する影響の評価

得られた水 FWHM と T_2^* 値について全症例：total 群，choline ピークが検出された群：Cho(+) 群と choline ピークが検出されなかった群：Cho(-) 群に分け、水 FWHM と T_2^* 値の散布図を作成し、理論式：水 $\text{FWHM} = 1 / (\pi T_2^*)$ との比較を行った。

また、全症例に対して水 FWHM と T_2^* 値が choline ピークの検出率に寄与する影響を単変量解析とロジスティック回帰分析により評価した。ロジスティック回帰分析では水 FWHM と T_2^* 値、水 FWHM と T_2^* 値の主効果のみを用いたモデル (main effect model) の receiver operating characteristic (ROC) 曲線を作成し、それぞれの area under curve (AUC) を求めた。

Main effect model において水 FWHM と T_2^* 値が choline ピークの検出に対する効果の尤度比検定を行い、水 FWHM と main effect model の AUC、 T_2^* 値と main effect model の AUC を有意水準 5% のカイ二乗検定により比較した。

2. 結果

2-1 腫瘍体積が choline ピークの検出率に及ぼす影響

今回の対象における水 FWHM は 17.6–100 Hz、 T_2^* 値は 1–37 ms、腫瘍体積は $0.125\text{--}280.5 \text{ cm}^3$ であった。

本研究では全症例 ($N=109$) 中 71 症例 (65%) において choline ピークが検出され、その内訳として A 群 ($N=68$) では 53 症例 (68%)，B 群 ($N=41$) では 18 症例 (44%) において choline ピークが検出された。腫瘍体積が大きいほど choline ピークの検出率は向上し、A 群と B 群で有意差 ($p < 0.001$) が認められた。割合の差は 34%，95% 信頼区間は 15–51% であった。

2-2 水 FWHM と T_2^* 値が choline ピークの検出率に寄与する影響

Total 群，Cho(+) 群，Cho(-) 群の水 FWHM と T_2^* 値の散布図と理論式：水 $\text{FWHM} = 1 / (\pi T_2^*)$ との関係を Fig. 1 に示す。各群において、測定された水 FWHM と T_2^* 値が理論式の曲線と外れていることが確認できる。また、Cho(+) 群は Cho(-) 群に比べて水 FWHM は小さく、 T_2^* 値が大きい分布傾向になっていることが確認できる。

水 FWHM と T_2^* 値のロジスティック回帰分析に

Fig. 2 The ROC curve of FWHM, T_2^* values, and main effect model.

よって得られた ROC 曲線を Fig. 2 に示す. 水 FWHM の AUC は 0.693, T_2^* 値の AUC は 0.778, main effect model の AUC は 0.788 であった. また, Youden's index より水 FWHM の閾値は 57.4 Hz (感度: 85.9%, 特異度: 52.6%), T_2^* 値の閾値は 11 ms (感度: 60.6%, 特異度: 86.8%) であった.

Main effect model の尤度比検定では水 FWHM では有意差が認められず ($p=0.4701$), T_2^* 値では有意差が認められた ($p=0.0003$). 更に, 水 FWHM と main effect model の AUC の比較では有意差が認められ ($p=0.0155$), T_2^* 値と main effect model の AUC の比較では有意差は認められなかった ($p=0.3432$).

3. 考 察

本研究では, 3.0 T-MR 装置における乳がんの MRS を撮像する際のシミング時の水 FWHM と T_2^* 値に注目した. Figure 1 から, 測定した水 FWHM と T_2^* 値が水 $\text{FWHM}=1/(\pi T_2^*)$ の理論式の曲線から外れており, 同じ水 FWHM でも T_2^* 値が大きい症例や小さい症例が存在していることが確認できる. そのため, 臨床ではシミング環境が適切であるか判断できない状態であった. 本研究の水 FWHM と T_2^* 値の尤度比と AUC の検定により, choline ピークを検出する際のシ

ミング指標は水 FWHM よりも T_2^* 値が大きく影響していることが明らかになり, T_2^* 値が 11 ms 以上で choline ピークの検出率が向上した.

水の FID 信号からフーリエ変換によりスペクトルに変換する際に, 理想的なシミング環境であれば水スペクトルはローレンツ関数曲線となり水 $\text{FWHM}=1/(\pi T_2^*)$ の関係が成立するが, 実際は体動や磁場不均一の影響により水スペクトルはローレンツ関数とガウス関数が混在した波形となる. このため, 水 FWHM は理論値よりも幅広となり, 水 FWHM と T_2^* は理論式の曲線から外れたと考える. また, 水 FWHM が理論値よりも幅広となっていることが, choline ピークを検出する際のシミング指標として水 FWHM よりも T_2^* 値が大きく影響した要因であると考ええる.

水 $\text{FWHM}=1/(\pi T_2^*)$ の理論式から水 FWHM が小さいほど T_2^* 値は大きくなるはずだが, 本研究では理論通りとならなかった症例が多数ある. それは腫瘍内の微小出血が原因ではないかと考える. 本研究の対象はすべて生検を行っており, VOI 内に生検後の微小出血が存在した可能性がある. 出血は T_2^* 効果を促進するため, 測定 VOI 内に微小出血が存在した場合は T_2^* 値が理論値よりも低値を示したと考える^{4, 11)}. また, T_2^* 値の低下はスペクトルのピーク強度を低下させる

ことにつながるため、 T_2^* 値が小さい症例は choline ピークの検出に影響を及ぼしたものと考える。一方で、水 FWHM は T_2^* 値ほど choline ピークの検出に影響を及ぼさないという結果になったが、水 FWHM が大きくなるとスペクトルのピーク幅が増大し、choline ピークの視認性に影響する。そのため、ROC 曲線の Youden's index より得られた閾値 57.4 Hz も choline ピークの検出には考慮すべきと考える。

1.5 T-MRI において乳がんの MRS を撮像する際の水 FWHM と T_2^* 値に関する先行研究が行われており、水 FWHM が 36.1 Hz、 T_2^* 値が 18 ms までのシミング環境で安定した測定結果が得られるとの報告がある¹²⁾。上記報告の結果も、水 FWHM = $1/(\pi T_2^*)$ の理論式に合致したものではないが、1.5 T-MRI では今回のわれわれの結果と比べてより高い精度のシミングが必要であることを意味している。一般的に 3.0 T-MRI では 1.5 T-MRI に比べて磁場不均一の影響が大きく、乳腺領域においてはより顕著になることが予想される。今回われわれが使用した装置は 3.0 T-MRI であったため、磁場不均一の影響により水 FWHM は大きくなり、 T_2^* 値は小さくなったと考える。一方で、加藤ら¹²⁾ の報告による 1.5 T-MRI でのシミング結果に比べて、本研究で得られた水 FWHM は大きい値、 T_2^* 値は小さい値であったが、choline ピークを検出することができた。これは、3.0 T-MRI は 1.5 T-MRI に比べて化学シフトが 2 倍であるため周波数分解能が高いことが要因と考える。測定対象となる choline の化学シフトは 3.2 ppm であり、近傍の水ピーク：4.7 ppm と脂肪ピーク：1.1 ppm (0.9–1.3 ppm) に挟まれている。水と脂肪のピークは非常に大きく、ピークの“裾”がベースラインの傾き(オフセット)を招き、choline ピークに影響を及ぼし濃度の推定精度を低下させる¹³⁾。そのため、水抑制および脂肪抑制を用いて水と脂肪の信号強度を低下させるが、これには水に対する正確な中心周波数の設定が重要であり、水 FWHM が極力小さな値となるようにシミングを調整する必要がある。シミング調整が不完全な場合、水 FWHM が大きくなるため水の中心周波数がズレることにより、水抑制および脂肪抑制が不十分となるだけでなく、測定される choline のピーク幅も広がってしまい、ピークの視認性の低下が懸念される。MRS では共鳴周波数は静磁場強度に比例し、その帯域も比例して広がるために、周波数分解能が向上する。このため、水 FWHM が多少大きな値になったとしても、choline ピークへの影響が小さくなったと考える。

今回の対象はすべて乳がんと診断されているが、38

症例において choline ピークが検出されなかった。これには測定対象となる腫瘍体積、造影剤の使用、腫瘍の種類が要因と考えられる。本研究において、腫瘍体積が大きいほど choline ピークの検出率は有意に向上した。腫瘍体積が小さい場合、計測 VOI 内へ脂肪や正常乳腺組織が混入するため choline ピークの検出率が低下したと考える。Choline ピークが検出されなかった 38 症例中 23 症例において腫瘍体積が 3.375 cm³ 未満であった。1.5 T-MR 装置の報告ではあるが、Tozaki ら¹⁴⁾ は対象症例を 15 mm 以上の腫瘍に限定すると感度が 44% から 82% 改善したと報告しており、われわれの結果とも一致している。3.0 T-MR 装置においても、腫瘍体積は choline ピークの検出率に大きな影響を及ぼすと考える。本研究では MRS の VOI 設定において、病変の視認性向上のために造影剤を使用した。造影剤の T_2 短縮効果によってピーク強度が低下し、スペクトルが過小評価される可能性や^{15–17)}、イオン性造影剤は負の電荷をもち choline との双極子-双極子反応によって choline ピークを低下させることが報告されている^{18,19)}。本研究において造影剤は 107 症例で Gd-DTPA、1 症例で Gd-DOTA、1 症例で Gd-HP-DO3A を使用しており、Gd-DTPA と Gd-DOTA はイオン性造影剤のため上記と同様の現象が起こっている可能性がある。また、非浸潤性乳管がん (ductal carcinoma in situ: DCIS) は false negative となることが多いことが報告されている^{4,14,20,21)}。本研究においても choline ピークが検出されなかった 38 症例中 10 症例が DCIS であった。

本研究には以下のリミテーションがある。本研究では、測定 VOI サイズは一定にした。そのため、腫瘍体積が小さい症例に対して、腫瘍以外の組織混入を防ぐために VOI サイズを可変した場合の choline ピークの検出率については検討できていない。また、本研究では検出された choline ピークについて形状の比較を行っていない。3.0 T-MRI を使用した乳がんの MRS に関する報告^{5–7)} では choline ピークのクオリティを担保するために水 FWHM や choline ピークの大きさに閾値を設定しているが、本研究では両者の閾値は設定していない。そのため、過去の報告^{5–7)} に比べて本研究における水 FWHM は大きい値となっており、choline ピークのスペクトル幅が大きな症例も存在するが (Fig. 3)、本研究では解析ソフトを使用して choline ピークが検出された場合はすべて choline が検出されたものとして扱った。本研究における今後の課題である。

Fig. 3 (a) A 79-year-old patient with invasive ductal carcinomas (IDC) (tumor volume: 13.6 cm³). The right side of the image is a sagittal and an axial image of dynamic MRI, which shows the VOI setting of MRS. The left side of the image is an acquired spectrum, and the choline peak (Cho) was detected at 3.2 ppm. FWHM was 56 Hz, and T₂* value was 11 ms.

(b) A 41-year-old patient with invasive ductal carcinoma (IDC) (tumor volume: 2.52 cm³). The right side of the image is a sagittal and an axial image of dynamic MRI, which shows the VOI setting of MRS. The left side of the image is an acquired spectrum, and the choline peak (Cho) was detected at 3.2 ppm. FWHM was 82.2 Hz, and T₂* value was 9 ms. The choline peak was detected at 3.2 ppm, and its linewidth was larger than case (a).

4. 結 語

3.0 T-MR 装置を使用した乳がんの MRS では、腫瘍体積が大きいほど choline ピークの検出率が向上する。MRS を取得する際のシミング環境としては、水 FWHM は 57.4 Hz 以下、T₂* 値は 11 ms 以上が望ましく、1.5 T-MR 装置よりも寛容なシミング環境で choline ピークの検出が可能である。また、シミング時の T₂* 値が choline ピークの検出率に大きな影響を及ぼす。

なお、本研究の要旨は第 41 回日本磁気共鳴医学会大会(2013 年、徳島)、および第 43 回日本磁気共鳴医学会大会(2015 年、東京)にて発表した。

利益相反

筆頭者および共著者全員が開示すべき利益相反はない。

参考文献

- 1) 原田雅史, 瀧雅子, 福家由佳里, 他. 乳腺 proton MRS の測定方法と有用性: 基礎から将来性まで. 日独医報 2009; 54(1): 60-67.
- 2) Meisamy S, Bolan PJ, Baker EH, et al. Adding in vivo quantitative ¹H MR spectroscopy to improve diagnostic accuracy of breast MR imaging: preliminary results of observer performance study at 4.0 T. Radiology 2005; 236(2): 465-475.
- 3) Bolan PJ, Nelson MT, Yee D, et al. Imaging in breast cancer: Magnetic resonance spectroscopy. Breast Cancer Res 2005; 7 (4): 149-152.
- 4) Bartella L, Morris EA, Dershaw DD, et al. Proton MR spectroscopy with choline peak as malignancy marker improves positive predictive value for breast cancer diagnosis: preliminary study. Radiology 2006; 239(3): 686-692.
- 5) Baltzer PA, Dietzel M. Breast lesions: diagnosis by using proton MR spectroscopy at 1.5 and 3.0 T—systematic review and meta-analysis. Radiology 2013; 267(3): 735-746.
- 6) Gruber S, Debski BK, Pinker K, et al. Three-dimensional proton MR spectroscopic imaging at 3 T for the differentiation of benign and malignant breast lesions. Radiology 2011; 261 (3): 752-761.
- 7) Montemuzzi S, Cavedon C, Camera L, et al. ¹H-MR spectroscopy of suspicious breast mass lesions at 3T: a clinical experience. Radiol Med 2017; 122(3): 161-170.
- 8) Baek HM, Lee YJ. Feasibility of MR spectroscopy for characterizing malignant breast lesions using a clinical 3-T scanner. Breast Cancer 2015; 22(5): 510-519.
- 9) 荒木力. MR 信号. 決定版 MRI 完全解説 第 2 版. 学研メディカル秀潤社. 東京, 2014: 116-120.
- 10) Star-Lack J, Nelson SJ, Kurhanewicz J, et al. Improved water and lipid suppression for 3D PRESS CSI using RF band selective inversion with gradient dephasing (BASING). Magn Reson Med 1997; 38(2): 311-321.
- 11) Cecil KM, Schnall MD, Siegelman ES, et al. The evaluation of human breast lesions with magnetic resonance imaging and proton magnetic resonance spectroscopy. Breast Cancer Res Treat 2001; 68(1): 45-54.
- 12) 加藤義明, 戸崎光宏. 乳腺の MRS/CSI—乳腺 ¹H-MRS. INNERVISION 2012; 27(9): 12-14.
- 13) 松田豪. 臨床 proton MRS: 収集と解析. 日磁気共鳴医学会誌 2018; 38(4): 96-102.
- 14) Tozaki M, Fukuma E. ¹H MR spectroscopy and diffusion-weighted imaging of the breast: are they useful tools for characterizing breast lesions before biopsy? AJR Am J

- Roentgenol 2009; 193(3): 840-849.
- 15) Kawai H, Naganawa S, Satake H, et al. ¹H-magnetic resonance spectroscopy of the breast at 3.0-T: comparison of results obtained before and after administration of gadolinium-based contrast agent. *J Magn Reson Imaging* 2012; 35(3): 717-722.
 - 16) Joe BN, Chen VY, Salibi N, et al. Evaluation of ¹H-magnetic resonance spectroscopy of breast cancer pre- and postgadolinium administration. *Invest Radiol* 2005; 40(7): 405-411.
 - 17) Sijens PE, Oudkerk M, van Dijk P, et al. ¹H MR spectroscopy monitoring of changes in choline peak area and line shape after Gd-contrast administration. *Magn Reson Imaging* 1998; 16(10): 1273-1280.
 - 18) Lenkinski RE, Wang X, Elian M, et al. Interaction of gadolinium-based MR contrast agents with choline: implications for MR spectroscopy (MRS) of the breast. *Magn Reson Med* 2009; 61(6): 1286-1292.
 - 19) Smith JK, Kwock L, Castillo M. Effects of contrast material on single-volume proton MR spectroscopy. *AJNR Am J Neuroradiol* 2000; 21(6): 1084-1089.
 - 20) Roebuck JR, Cecil KM, Schnall MD, et al. Human breast lesions: characterization with proton MR spectroscopy. *Radiology* 1998; 209(1): 269-275.
 - 21) Tse GM, Cheung HS, Pang LM, et al. Characterization of lesions of the breast with proton MR spectroscopy: comparison of carcinomas, benign lesions, and phyllodes tumors. *AJR Am J Roentgenol* 2003; 181(5): 1267-1272.

問合先

〒663-8501 西宮市武庫川町 1-1
兵庫医科大学病院放射線技術部 榎 卓也