

7. 関節領域のMRIの定量化

野崎 太希*¹/田崎 篤*²/堀内 沙矢*^{1,4}/原 武史*³
 北村 信人*²/吉岡 大*⁴

*1 聖路加国際大学・聖路加国際病院放射線科 *2 聖路加国際大学・聖路加国際病院整形外科
 *3 岐阜大学工学部電気電子・情報工学科 *4 カリフォルニア大学アーバイン校放射線科

骨軟部・関節疾患におけるMRIでの定量化の研究は、関節軟骨のT2/T1 ρ マッピングが有名であり、近年も欧米で精力的に研究がされている。商業ベースの臨床用MRIで、現在用いることのできる quantitative imaging biomarker (QIB) のアプリケーションの一つとして、「軟骨評価」が記載されている。そのほかには、「脂肪浸潤/脂肪変性の定量評価」もアプリケーションの一つである。筆者らは、肩関節MRIにおける「腱板構成筋の脂肪変性の定量化」を、日常診療をベースにした臨床研究の一つとして行っており、本稿では、臨床現場におけるその応用と有用性について紹介する。

脂肪浸潤/脂肪変性のMRI定量の原理

MRIを用いた脂肪量の定量は、脂肪性肝疾患の評価を目的として、研究が先行して行われてきた¹⁾。MRIでの脂肪定量のreference standardは、MR spectroscopy (MRS) であるが、その後、半定量性を持たせた脂肪検出法として、Dixon法が用いられてきた経緯がある²⁾。Dixon法は、1984年にDixonによって、水・脂肪の分離画像を得る方法として報告され、当初は2つのTEを用いたスピネコー法で、脂肪の共鳴周波数が水のプロトンに比べて3.5ppm低く、水と脂肪のベクトルがRFパルス照射後に、ある一定間隔ごとに、同位相 (in-phase) と逆位相 (opposed phase/out of phase) になることを利用して、それ

ぞれTEを設定するものであった³⁾。初期のころは、同位相と逆位相を独立して撮像していたため、ミスレジストレーションによる誤差があったが、その後、dual echo法による1回の撮像でデータ収集が可能となり、その誤差は減少した。脂肪と水からの信号強度をそれぞれS (Fat), S (Water) とし、水と脂肪のプロトンの歳差運動が、同位相の時の信号強度をS (In), 逆位相の時の信号強度をS (Out) とすると、以下の関係式が成り立つ。

$$S (In) \approx S (Water) + S (Fat),$$

$$S (Out) \approx S (Water) - S (Fat)$$

したがって、

$$S (Water) \approx S (In) + S (Out) / 2,$$

$$S (Fat) \approx S (In) - S (Out) / 2,$$

となり、それぞれが水、または脂肪のみが強調された画像となる。そして、脂肪含有量 (fat fraction) については、以下の式が成立する。

$$\text{脂肪含有量 (fat fraction)}$$

$$\approx S (Fat) / [S (Water) + S (Fat)]$$

$$= S (Fat) / S (In)$$

原法は、2つの異なるTEでのスピネコー法であったため、撮像時間が長く、磁場の不均一性の影響を受けやすいなど不利な点も多くあった。その後、パラレルイメージングやスリューレートの向上など技術の進歩により、Dixon法の変法として、3Dグラディエントエコー法による2-point Dixon (以下、2-PD) 法が日常診療で応用可能となった(図1)。さらに、Dixon法での磁場の不均一の影

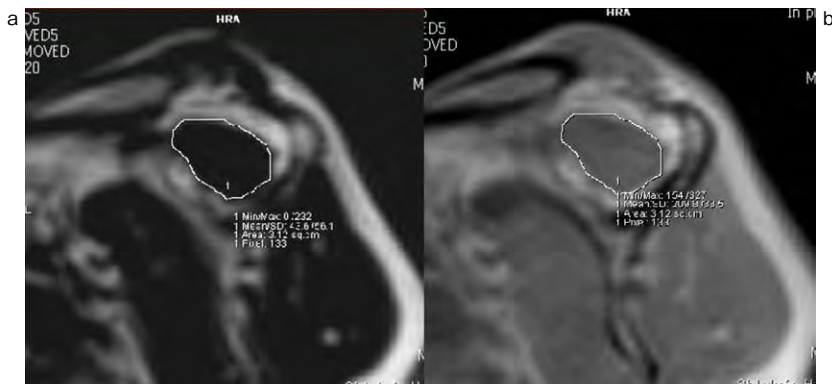


図1 2-PD法を用いた棘上筋の脂肪含有量の計測

a : fat image b : in-phase image

棘上筋の外周に手動でROIを囲んでいき、その信号値をS (Fat) / S (In) として除すと脂肪含有量となる。