原署

Proton density fat fractionを用いた椎体 脂肪の測定における異なる関心領域間の評価

Evaluation of different region of interests in the measurement of vertebral body fat using the proton density fat fraction

千葉 大志¹⁾, 粕川 雄司²⁾, 細川 凌¹⁾, 蝦名 寿仁²⁾

市立角館総合病院 放射線科
(医師)博士(医学)市立角館総合病院 整形外科

Key words: MRI, PDFF, Region of Interest, Lumbar Spine, Osteoporosis

[Abstract]

Purpose: Appropriate placement of regions of interest (ROIs) for vertebral fat measurement in MRI quantitative fat imaging, proton density fat fraction (PDFF), has not been determined. In this study, we examined the differences among three different measurement methods.

Methods: Retrospective measurement of PDFF was performed. (n=30 (61.9 ± 16.3 , male 18), site: L4) Three types of ROIs were defined and the mean values of Whole (the whole vertebral body), Large (50 pixel>), and Small (four 9 pixel>) ROIs were used as the measurement values. The measurements were taken by one orthopedic surgeon and two radiologists, and re-measured by one radiologist after six months. Statistical analysis was performed on the measured values.

Results: There was no significant difference in the measured values and inter/intra-supervisor reliability between the different types of ROIs. The upper anterior surface of the vertebral body had significantly lower values.

Conclusion: The Large ROI was suggested to be a possible alternative to the Whole ROI.

【要旨】

目的:MRIの脂肪定量画像(PDFF)での,椎体脂肪計測におけるregion of interest(ROI)の適切な配置方法は定まっていない.3種類の測定法の違いを検証する.

方法:30人の腰椎PDFFを後方視的に計測した.ROI (Whole・Large・Small)を用いて,脊椎外科医師1人と診療放射線技師2人で 計測し,半年後に診療放射線技師1人が再計測をした.

結果:ROIの種類間で測定値,測定者間・測定者内に有意な差はなかった. 椎体の頭側 腹側は有意に値が低かった.

結語:Large ROIはWhole ROIの代替となる可能性が示唆された.

緒言

わが国において骨粗鬆症の患者は増加しつつあり, 骨強度の低下により骨折リスクが増大するため,その 適切な評価と予防が必要である¹⁾.骨粗鬆症では,骨 密度と骨質により規定される骨強度が低下するが,近 年,骨粗鬆症患者では骨髄中の脂肪量が増加している ことが報告されている^{2.3)}.この骨髄中の脂肪量は骨微 細構造や骨強度と負の相関があることから⁴⁾,骨髄の 脂肪量を定量的に評価し,骨折リスクの軽減につなげ ることが重要となる.

- 1) Department of Radiology, Kakunodate General Hospital
- 2) Department of Orthopedic Surgery, Kakunodate General Hospital

Received September 21, 2021; accepted June 6, 2022

骨髄内の脂肪量を定量的に測定する方法として、 デュアルエネルギーquantitative computed tomography (QCT) や、magnetic resonance imaging (MRI) を利用したmagnetic resonance spectroscopy (MRS) とT₁強調像が広く使用されて いる^{5.6}. デュアルエネルギーQCTは被ばくの問題が あるが、MRIは体内の水素原子に含まれるプロトンの 磁気的挙動を利用し信号を取得するため、患者に対し て強い侵襲的行為を伴わずに体内の状態を観察するこ とができる検査である.しかし、MRSは手順の煩雑さ やT₂緩和時間の補正、水とオレフィン系脂肪スペクト ルのピークの重なりなどが課題とされ⁷⁾、T₁強調像に 至っては施設ごとに異なる撮像条件やコイル性能の違 いがあることから、評価が定性的となる欠点がある.

近年, MRI での定量画像の発展は著しく, そのうち の一つである6 point Dixon法を用いた脂肪定量画 像 proton density fat fraction (PDFF) は, 比較的 簡便に脂肪量の変化を検出することが可能であり, 主 に肝臓における脂肪量の計測に用いられている^{8.9}. 一 方で、PDFFを用いた肝臓以外の組織の脂肪量を計測 する報告が散見され^{10,11)},椎体を対象とした報告にお いても,磁場強度や機種が異なっても誤差が小さく,高 い測定精度を有していることが知られている¹²⁾.その 臨床応用として,Kühnらは健康な被験者と比較して, 骨粗鬆症患者では椎体のPDFFが有意に増加したと 報告し¹³⁾,またSollmannらは閉経後の女性で椎体傍 筋と骨髄のPDFFが有意に高いことを示している¹⁴⁾. 以上より,PDFFによる椎体骨髄内の脂肪量を測定す ることは,日常臨床においても有用な検査の一つとな る可能性がある.

現在,画像を計測することによって得られる定量値 を標準化し,装置によらず定量的に評価できるように することで,臨床試験や日常臨床においてバイオマー カーとして使用できるよう確立することを目的とした quantitative imaging biomarker alliance(QIBA) という考えが重要視されている¹⁵⁾.定量値の標準化に おいては撮像法だけではなく,定量値の取得方法も重 要である.

PDFFにおける定量値の取得方法として, 椎体を対 象としたPDFF画像で椎体上にregion of interest (ROI)を配置するか, いくつかの報告ではテクス チャー分析を用いている^{16,17)}.しかし, テクスチャー 分析は分析機器が臨床現場に普及していないことを考 えると, 日常臨床にPDFFの計測を組み込むために は, 汎用型の計測機器によるROIを用いた手法を考慮 する必要がある.

ROIを用いた手法では複数の方法が用いられ, 椎体 全体であったり, 椎体中央のみの信号取得を行ったり, その計測方法は統一されていない¹⁰⁻¹². また脊椎の骨 髄脂肪の分布においては赤色骨髄と黄色骨髄が不均一 に分布するため, 椎体内部でのROIのサイズによる影 響についてはまだ検討されておらず, QIBAの観点に おいても計測手法の違いを明らかにすることは重要で ある.

以上より, PDFF画像の定量値を取得する際のROI を用いた計測法の違いについて検討した.

Proton density fat fractionの原理

本法で用いられる iterative decomposition of water and fat with echo asymmetry and least-squares estimation (IDEAL) -IQは, 従来の IDEAL アルゴリズムをベースとした6つの異なる echo time (TE) によるグラディエントエコー収集での撮像法で

ある、水と脂肪は異なる周波数を持つが、トリグリセ リドは6つの周波数を持ち、時間の経過とともに共鳴 周波数の違いによりプロトンの位相ズレが生じる. 組 織における脂肪の含有差により信号値に差が生み出さ れ、その差の割合によって脂肪の定量が可能となる. 撮像後, 計算された結果から導き出される脂肪信号 のみを反映した画像をプロトン密度脂肪率(proton density fat fraction: PDFF) と呼ぶ. 3Dの高速グ ラディエントエコー法を用いて、フィールドマップと R2*マップを導入し¹⁸⁾, B0フィールドの不均一性と T₂*減衰を補正する. 従来のIDEAL法で構築される fat fractionよりもノイズ増加によるバイアスに強いこと が示されている¹⁹⁾.脂肪のマルチピークによる補正を 用いることでR2*測定,ノイズパフォーマンスおよび 精度を向上させ²⁰⁾, 小さなflip angle (FA) を用いる ことでT₁バイアスを大幅に低減している²¹⁾. この手法 はB1コイルの感度とは無関係であるため、脂肪濃度 の有用な指標とされる²²⁾.

方 法

本研究では、臨床現場で行うことが可能な ROI の配 置を想定し、それぞれにどのような特徴があるかを、 測定値の変動、測定者間の差異、計測法の有用性を計 測し、解析を行うことで検証した. 腰椎 MRI がオー ダーされた患者において、医師の指示により撮像され た PDFF の画像の信号値を、後方視的に電子カルテ上 の計測機能を用いて計測した.

計測対象

対象数はサンプルサイズの検定を行い(平均値の差: 5,標準偏差:10, α エラー:0.05,検出力:0.80 両側解析),n=34を計画した.2019年4月から2019 年8月までに施行された腰椎MRIの連続症例のうち, オーダー時に腰椎椎間板ヘルニア・腰椎症・脊柱管狭 窄症と診断された症例を適用した.そのうち体動が認 められる症例,第4腰椎 (the fourth lumbar spine vertebra:L4) に short tau inversion recovery (STIR) で高信号が認められる症例を除外した30例 [年齢(中央値±四分位範囲):63.0±21.5歳,男18 人(61.0±16.8歳),女12人(68.5±20.8歳)]を対 象とし計測した(Table 1).

Variables	All (n=30)	Male (n=18) / Female (n=12)	p value
Age (median±range)	63.0±21.5	61.0±16.8/68.5±20.8	0.96 (student t test)
Lumbar disc hernia	13		
Low back pain	10		
Lumbar canal stenosis	7		
PDFF (median±range)	57.5±13.7	58.5±11.1/56.6±16.2	0.85(Mann Whitney's U)

Table 1 Subject characteristics (age and diagnosis at the time of MRI, PDFF value).

計測部位とROIの定義

計測部位はL4を対象とし、棘突起が同一断面内に 映っているスライスで計測した.計測方法はWhole ROI・Large ROI・Small ROIの3種類を定義した. Whole ROIは椎体の全周に沿い、椎体終板の低信号 を含めないよう注意しながらフリーハンドで囲った. Large ROIは275 mm²以上(50 pixel以上)を有す る楕円型とし、ROIの中心が椎体中心に一致するよう 目視で調整し、ROIの辺縁を椎体辺縁に内接させなが ら, 椎体終板の低信号を含めないよう注意しサイズを 調整した. Whole ROIとLarge ROIでは, 表示さ れる平均値を計測値とした. Small ROIは49.5以上, 50.5 mm²未満のサイズ (9 pixel以上) とし, おのお のを [頭側腹側・頭側背側・尾側腹側・尾側背側] に 配置しそれぞれ表示された平均値を読み取り, 4カ所 の読み取り値の平均を計測値とした. 各計測値の値は 小数点2桁より小さい値は四捨五入し用いた. 各測定 法の実際をFig.1に示す.



Fig.1 ROI placement diagram.

(a) image is whole ROI. (b) image is Large ROI. (c-f) image is small ROI. (c) is superior ventral side.(d) is superior dorsal side. (e) is inferior ventral side. (f) is inferior dorsal side.

計測者

計測者は脊椎外科医師1人と診療放射線技師2人 (診療放射線技師1:11年目,診療放射線技師2:4年 目)で行った.臨床利用を想定し測定環境や測定日に 制限は設けなかった.また測定時に使用するモニター も制限をしなかった.対象患者のIDと検査日付・測 定条件・測定例を提示し,おのおのが独立して計測し た.

使用装置と撮像条件

MRI (Signa Explorer 1.5T; GE ヘルスケア・ジャ パン), パルスシーケンスはIDEAL-IQ, 撮像条件は field of view (FOV):320 mm, repetition time: 14.8 msec, first TE: 2.1 msec, Δ TE: 1.6 msec, No. of echoes:6, FA:5, slice thickness: 8 mm, slice spacing:0 mm, No.of slices: 10, bandwidth:100.0±kHz, matrix frequency× phase:128×128, pixel size:5.49 mm², NSA: 1, acceleration:ARC, acceleration factor:1, imaging time:30 secとした. 計測機器は電子カル \overline{r} (SYNAPSE OP-A, 富士フイルムメディカル)の 計測機能を用いた.

統計解析

性別による年齢, PDFFの比較は Studentの t 検定, Mann Whitney's U検定を用いた. Kolmogorov-Smirnov検定により, データの分布を検証した. 得ら れた測定値の差の解析に Holmの多重検定を用いた. 得ら れた測定値の差の解析に Holmの多重検定を用いた. そら いて, Spearmanの相関係数の検定を用いた. 1人 の計測者 (著者) における 3種類の ROIの測定値の違 いについて, Meng-Rosenthal-Rubin法を用いた. Holmの多重検定により, Small ROI における 4点の 測定値の違いについて解析した. 測定者間・測定者内の 計測値のバラツキについて級内相関係数 (intraclass correlation coefficients : ICC), 一致性の解析に Bland-Altman解析を用いた. 有意水準は α =0.05 と した. 統計解析ソフトはEZR (The R Foundation for Statistical Computing) を用いた²³⁾.

本研究は、市立角館総合病院倫理委員会の承認を得た(第849号).

結果

解析の対象の内訳は腰椎椎間板ヘルニア (n=13), 腰 椎症 (n=10), 脊柱管狭窄症 (n=7) であった. 性別に よる年齢, PDFF に有意な差は認めなかった (Table 1).

Kolmogorov-Smirnov検定により全てのデータは パラメトリックであった. 年齢と測定値の関係において 全ての症例 [ρ =0.46, p=0.01, 95%信頼区間 (0.23, 0.76)] では有意な相関を認めたが, 性別ごと [男性: ρ =0.37, p=0.13, 95%信頼区間 (-0.22, 0.66), 女 性: ρ =0.49, p=0.11, 95%信頼区間 (0.31, 0.93)] に有意な相関は認めなかった (Fig.2). また測定方法間 において, 測定者による有意な PDFF 値の差はなかった (Fig.3). さらに ROIの違いによる有意な PDFF 値の差 はなかった (Table 2).

Small ROIにおける椎体内の部位ごとの測定値の 比較では, 頭側腹側の測定値で有意に低値であった (p<0.01)(Fig.4). ICCでは, 測定者間・測定者内に おいて全ての測定法間で良好な一致を示した(Table

Table 2Correlation coefficients for three different
ROIs.

Combination	Type of correlations	Correlation coefficient
Whole. vs. Large.	Pearson	0.989
Whole. vs. Small.	Pearson	0.991
Large. vs. Small.	Pearson	0.991
		p value = 0.41

Meng-Rosenthal-Rubin



Fig.2 Relationship between age and PDFF value. Spearman's correlation coefficient.

PDFF and age were significantly correlated (p=0.01), but there was no significant correlation by gender (p>0.05).

 Bland-Altman解析では、比例誤差はLarge ROI (r=0.19, p=0.31), Small ROI (r=0.21, p=0.26) で有意な比例誤差は認められなかったが、Large ROI (下限, 平均, 上限 -0.32, 1.47, 3.26, p<0.01, 95%)



Fig.3 Measurements and coefficients of variation for the three ROIs for each measurer.

信頼区間 0.96-1.98) およびSmall ROI (下限, 平均, 上限 -0.21, 1.46, 3.12, p<0.01, 95%信頼区間 0.98 -1.93) において軽微な固定誤差を認めた (Fig.5).



Fig.4 ROI measurements by region within the vertebral body.

The values in the SV were significantly lower than those in the other regions. PDFF: proton density fat fraction, SV: superior ventral side, SD: superior dorsal side, IV: inferior ventral side, ID: inferior dorsal side.

Table 3 ICCs for Individual readers across ROIs.

ICCs show the concordance of inter- and intra-measurer PDFF measurements at three different ROIs.

ROI	ICC (1,1)	95%CI	ICC (1,2)	95%CI
Whole ROI	0.998	0.995, 0.999	0.999	0.998, 0.999
Large ROI	0.997	0.994, 0.999	0.999	0.997, 0.999
Small ROI	0.995	0.990, 0.998	0.998	0.995, 0.999
		-		
ROI	ICC (2,1)	95%CI	ICC (3,1)	95%CI
ROI Whole ROI	ICC (2,1) 0.990	95%Cl 0.978, 0.995	ICC (3,1) 0.992	95%Cl 0.985, 0.996
ROI Whole ROI Large ROI	ICC (2,1) 0.990 0.993	95%Cl 0.978, 0.995 0.987, 0.997	ICC (3,1) 0.992 0.994	95%Cl 0.985, 0.996 0.990, 0.997
ROI Whole ROI Large ROI Small ROI	ICC (2,1) 0.990 0.993 0.988	95%Cl 0.978, 0.995 0.987, 0.997 0.977, 0.994	ICC (3,1) 0.992 0.994 0.989	95%Cl 0.985, 0.996 0.990, 0.997 0.979, 0.994



Fig.5 Bland-Altman difference plots for PDFF by using from different ROIs averaged measurements by three measurers blinded to each other's findings generated and analyzed.

(a) by whole ROI and Large ROI. (b) by whole ROI and small ROI. Blue lines demarcate the mean of the difference, and red lines depict their 95% prediction limits. No proportional errors were observed, and chance errors were observed.

考察

本検討では、PDFFにおける日常臨床に即した計測 法として、ROIの種類による差異について検討した. 骨密度は年齢によって差があるとされるが、結果より 年齢の上昇に伴いPDFFは有意な正の相関を認めた が、性別ごとの結果では有意な相関を認めなかった. 既報では男性より女性の方が年齢に相関するとされる が¹⁶⁾、本検討では性別ごとでは有意差は得られず、サ ンプルサイズの少なさや、対象ごとの背景疾患を選別 していないため、PDFF値に影響を来す内因性の要因 を排除できていないことが影響していると考えられ る.

計測をL4に限定して行ったが,L4は腰椎の中でも 前後の傾きが少なく比較的計測が容易である.腰椎前 弯の凸部に位置することが多く,背面コイルとの距離 が離れてしまうが,IDEAL-IQがコイル感度には影響 されないことも測定における利点である.また腰椎の 椎体においてPDFFの値に有意な依存性はないとす る報告もある¹⁶⁾.一方で,腰椎の下位に向かうほど PDFF値が上昇するとの報告もあり^{11,17)},その見解は 一定ではない.椎体骨折の頻度は腰椎の下位に向かう ほど少なくなるため²⁴⁾,上位椎体に比べ対象としやす いと考えられる.また骨髄の不均一性は第1椎体から 第5椎体まで一定とも報告されており¹⁷⁾,計測法を検 討する際にはL4の計測値は代表値として利用可能で あると考える.

今回, Large ROIでは50 pixel以上, Small ROIで は9 pixel以上を有するようにROIの設定を行った. 関心部位の平均値を取る際の最小必要pixel数は、中 心と周囲を加味した9 pixelは必要であると考える. 小倉らは、パラレルMR画像での信号雑音比(signal to noise ratio: SNR) 測定法での結果では、安定し たROI計測には50 pixel以上が必要としている²⁵⁾. 結果より、測定方法による測定値に関して有意な差は なく,測定値の変動の差も軽微であった.これらより, PDFFでは9 pixel以上を確保することで, ROIの種 類に関わらず計測が行い得る可能性が示唆されるが, pixel sizeはFOVやmatrixに影響されるため,計測 を行う際は使用する撮像シーケンスの設定条件の把握 が必要である.またpixel sizeを変更する際にはSNR が変化する. SNRの変化による PDFFの変動に関する 報告はまだないが、異なるスキャナーや磁場強度にお いても誤差は小さいとされる⁹⁾.しかし,一般的に定 量値はSNRが極端に低下することにより変化し得る

ため, 撮像条件の変更時は SNRを担保することが重要 と示唆される.

Small ROIにおいて,椎体内の各位置での測定値 に関し,椎体の頭側腹側では有意に低値であった.腰 椎における椎体への応力は椎体後方にあるとされる が^{26,27)},加齢による前傾姿勢などのために,椎体前方, さらに頭側の椎体内への応力が増加することも予想さ れる.そのため椎体前方頭側で応力に対する骨の反応 や代償により,密度の上昇やPDFFの低下が生じた可 能性が考えられる.しかし,nの少なさや性別・年齢・ 基礎疾患による比較を行っていないため断定はできな い.

ICCについては良好な一致を認め、どのROIを用い ても測定者間・測定者内においては差がないことが示 された.しかし、椎体内のPDFF値に差があることが 明らかになることにより、Small ROIを用いてROI の配置をする際は恣意的になる可能性がある.よって Small ROIで計測をする際には注意が必要である.

一方で、Bland-Altman解析により比例誤差は認め られなかったが、固定誤差が認められた。Whole ROI と他のROIの主要な違いについては、上位終板・下位 終板の近傍を含めているかの違いがある。Loschらの 遺体を用いた研究によると、椎体の中央から皮質骨に 向かうにつれ、PDFFは低下するとされる²⁸⁾.そのた め終板を含めにくいLarge ROI・Small ROIにおいて 誤差が生じたと考えられる。

しかし,固定誤差の値は約1.5%でありわずかな差 である.臨床的なPDFFの活用においては,良性と悪 性の椎骨病変を区別する際は約50%の差があり²⁹⁾,急 性における良性と悪性の脊椎圧迫骨折を区別する際に は約20%の差があるとされ³⁰⁾,さらに限局性の脊椎転 移病変のPDFFを用いた予測のカットオフ値は9%と される³¹⁾.他の病変が一様に椎骨を侵す場合,本検証 で明らかとなった固定誤差の影響は少ないと考えられ る.

肝臓領域でのPDFF測定では,ROIのサイズや数が 増すことにより,95%予測限界の幅に影響を与え精度 が増すことが知られている³²⁾.しかしながら,椎体で は肝臓に比べ著しくサイズが小さいため同様の傾向を 示すかは不明である.結果より,サイズが異なること による Bland-Altman解析での95%予測限界の幅に 大きな変化は認められなかったことから,椎体のサイ ズ内においては影響が少ないことが示唆される.

継続的なフォローアップを行う際, Large ROIが Whole ROIよりも簡便に扱えることは利点といえ る. PDFFの利用は拡大しており, 肝臓のみならず, 椎体・小児脊椎・筋組織などにおいても取り扱われて いるが^{14,33)}, それぞれの組織において定量値の詳細な 分布は明らかではないため,本検討のように誤差の存 在を明らかとし,臨床利用においてどの計測法が適用 可能か想定することは重要である.

本研究のlimitationとして、STIRで高信号になっ た症例を除外したことから、骨折時など椎体信号が局 所的に変化した際は信号が不均一となることが予想さ れるため、今回の検証内容は適用できない、同様に、 変性を示唆する modic change についてや、過去の 椎体骨折の影響により椎体の組成に変化を来している 場合,石灰化が局所的に著しい疾患においては、椎体 内の脂肪成分の分布が正常とは異なる可能性がある. また椎体内の脂肪量には年齢や性差があるとされるた め. 椎体内における頭側腹側がどの集団においても低 値であるかは、さらなるサンプルサイズの拡大と層別 化が必要である。加えて、本検討では単一の1.5T装 置で行われている点が挙げられる.しかしながら、過 去の報告から磁場強度や機種間の誤差が小さいことが 報告されていることから、その影響は少ないと示唆さ れる. PDFF値が感度補正の種類やアーチファクトの 影響、撮像条件の違いにより、どのように変動するか は検討していない. さらにROIのサイズが小さいこと によって、測定値が画像フィルターや再構成マトリッ クスサイズの影響を受ける可能性がある.本検討では 空間フィルターや感度補正フィルターを用いていない が、用いた場合は測定値に影響を与えることが予想さ れる.装置の特性により、撮像マトリックスと再構成 マトリックスが異なるため、ROIのサイズによっては 測定値に影響を受けている可能性があるが、本検討で は検証していない. また電子カルテモニターの表示法 に制限を設けなかったが、表示法による影響は検討し ていない.

以上より,日常臨床で行う成人の腰椎椎体における PDFFのROIを用いた測定では,測定法によるPDFF 値に大きな差はないため,Large ROIはWhole ROI の簡便法として利用可能であることが示唆される.

結 語

今回の検証では、椎体全体を覆うWhole ROIと大きな楕円を描くLarge ROIは、測定値、測定者間誤差の両方で有意な差は見られなかった。椎体内を4点に分割した計測であるSmall ROIにおいては、他の計測

法と比べ計測値に有意な差は見られないが,椎体内で 頭側の腹側で有意にPDFFが低値であり,椎体内に不 均一さが存在するため注意が必要である.測定法の特 徴が明らかとなったことにより,定量値の取得におい て信頼性が高まると考えられる.

謝辞

稿を終えるに当たり、本研究にご協力を賜りました 市立角館総合病院の整形外科医諸氏、放射線科の診療 放射線技師諸氏に心から御礼申し上げます.なお、本 論文の要旨は、第37回日本診療放射線技師学術大会 (2021年11月開催)において発表した.

利益相反

本研究に関して開示すべき利益相反事項はない.

07

表の説明

- Table 1 計測対象者の内訳(年齢, MRI撮像時の診断名, PDFF値).
- Table 2 3つの異なるROIにおける相関係数.
- Table 3各測定者のROI別のICC.ICCは、3つの異なるROIにおける測定者間および測定者内のPDFF測定値の良好な一致を示した。

図の説明

- Fig.1ROIの配置図.
(a) Whole ROI. (b) Large ROI. (c-f) Small
ROI. (c) は頭側腹側, (d) は頭側背側, (e) は尾
側腹側, (f) は尾側背側.Fig.2年齢とPDFF値の関係.スピアマンの相関係数.
PDFFと年齢は有意に相関したが (p=0.01), 性別ご
- とでは有意な相関は認められなかった (p>0.05). Fig.3 各測定者における3種類のROIによる計測値.
- Fig.4 椎体内の部位別のROIによる測定値.
- SVの値は他の部位に比べて有意に低い値を示した. PDFF: proton density fat fraction. SV:頭側腹側, SD:頭側背側, IV:尾側腹側, ID:尾側背側.
- Fig.5 異なるROIを用いたPDFFのBland-Altmanプロット. 互いの所見を盲検化した3人の測定者による平均測定 値を作成し、分析した. (a) Whole ROIとLarge ROI, (b) Whole ROIと Small ROI. 青線は差の平均値を、赤線はその95% 予測限界を示す. 有意な比例誤差は認めず、固定誤 差を認めた.

参考文献

- 1) 骨粗鬆症の予防と治療ガイドライン作成委員会編: 骨粗鬆 症の予防と治療ガイドライン 2015年版. 東京, ライフサイ エンス出版, 2-15, 2015.
- Griffith JF, et al.: Vertebral marrow fat content and diffusion and perfusion indexes in women with varying bone density: MR evaluation. Radiology, 241 (3), 831-8, 2006.
- Griffith JF, et al.: Vertebral bone mineral density, marrow perfusion, and fat content in healthy men and men with osteoporosis: dynamic contrast-enhanced MR imaging and MR spectroscopy. Radiology, 236 (3), 945-51, 2005.
- Karampinos DC, et al.: Association of MRS-Based Vertebral Bone Marrow Fat Fraction with Bone Strength in a Human In Vitro Model. J Osteoporos, 2015: 152349, 2015.
- 5) Schwartz AV: Marrow fat and bone: review of clinical findings. Front Endocrinol, 6, 40, 2015.
- Cordes C, et al.: MR-Based Assessment of Bone Marrow Fat in Osteoporosis, Diabetes, and Obesity. Front Endocrinol, 7, 74, 2016.
- Dieckmeyer M, et al.: The need for T₂ correction on MRS-based vertebral bone marrow fat quantification: implications for bone marrow fat fraction age dependence. NMR Biomed, 28 (4), 432-9, 2015.
- Yokoo T, et al.: Linearity, Bias, and Precision of Hepatic Proton Density Fat Fraction Measurements by Using MR Imaging: A Meta-Analysis. Radiology, 286 (2), 486-98, 2018.
- Serai SD, et al.: Proton Density Fat Fraction Measurements at 1.5-and 3-T Hepatic MR Imaging: Same-Day Agreement among Readers and across Two Imager Manufacturers. Radiology, 284 (1), 244-54, 2017.
- Ruschke S, et al.: Measurement of vertebral bone marrow proton density fat fraction in children using quantitative water-fat MRI. MAGMA, 30 (5), 449-60, 2017.
- Baum T, et al.: Assessment of whole spine vertebral bone marrow fat using chemical shift-encoding based water-fat MRI. J Magn Reson Imaging, 42 (4), 1018-23, 2015.
- 12) Schmeel FC, et al.: Proton density fat fraction MRI of vertebral bone marrow: Accuracy, repeatability, and reproducibility among readers, field strengths, and imaging platforms. J Magn Reson Imaging, 50 (6), 1762-72, 2019.
- 13) Kühn J-P, et al.: Proton-density fat fraction and simultaneous R2* estimation as an MRI tool for assessment of osteoporosis. Eur Radiol, 23 (12), 3432-9, 2013.
- 14) Sollmann N, et al.: Associations Between Lumbar Vertebral Bone Marrow and Paraspinal Muscle Fat Compositions-An Investigation by Chemical Shift Encoding-Based Water-Fat MRI. Front Endocrinol, 9, 563, 2018.
- 15) Obuchowski NA, et al.: Statistical Issues in Testing Conformance with the Quantitative Imaging Biomarker Alliance (QIBA) Profile Claims. Acad Radiol, 23 (4), 496-506, 2016.
- 16) Dieckmeyer M, et al.: Vertebral Bone Marrow

Heterogeneity Using Texture Analysis of Chemical Shift Encoding-Based MRI: Variations in Age, Sex, and Anatomical Location. Front Endocrinol, 11, 555931, 2020.

- 17) Burian E, et al.: Texture analysis of vertebral bone marrow using chemical shift encoding-based waterfat MRI: a feasibility study. Osteoporos Int, 30 (6), 1265-74, 2019.
- 18) Hernando D, et al.: Addressing phase errors in fatwater imaging using a mixed magnitude/complex fitting method. Magn Reson Med, 67 (3), 638-44, 2012.
- 19) Yu H, et al.: Multiecho reconstruction for simultaneous water-fat decomposition and T_2^* estimation. J Magn Reson Imaging, 26 (4), 1153-61, 2007.
- 20) Hernando D, et al.: Multipeak fat-corrected complex R2* relaxometry: theory, optimization, and clinical validation. Magn Reson Med, 70 (5), 1319-31, 2013.
- 21) Liu C-Y, et al.: Fat quantification with IDEAL gradient echo imaging: correction of bias from T (1) and noise. Magn Reson Med, 58 (2), 354-64, 2007.
- 22) Reeder SB, et al.: On The Definition of Fat-Fraction for In Vivo Fat Quantification with Magnetic Resonance Imaging. Proceedings 17th Scientific Meeting, International Society for Magnetic Resonance in Medicine, 211, 2009.
- 23) Kanda Y: Investigation of the freely available easyto-use software 'EZR' for medical statistics. Bone Marrow Transplantation, 48, 452-458, 2013.
- 24) Hongo M, et al.: Association of spinal curve deformity and back extensor strength in elderly women with osteoporosis in Japan and the United States. Osteoporos Int, 23 (3), 1029-34, 2012.
- 25) 小倉明夫,他:臨床MR画像におけるSNR測定法に関する 考察.日放技学誌,63(9),1099-104,2007.
- 26) 但野 茂: 脊椎の計算バイオメカニクス. BME, 6(10), 42-51, 1992.
- 27) 間野鉄平,他:椎体内骨梁構造の応力分布に基づく生体内の力学的負荷の推定。臨床バイオメカニクス、39,187-92,2018.
- 28) Losch MS, et al.: Proton density fat fraction of the spinal column: an MRI cadaver study. Biomed Eng Online, 20 (1), 7, 2021.
- 29) Schmeel FC, et al.: Proton density fat fraction (PDFF) MRI for differentiation of benign and malignant vertebral lesions. Eur Radiol, 28 (6), 2397-405, 2018.
- 30) Schmeel FC, et al.: Proton density fat fraction (PDFF) MR imaging for differentiation of acute benign and neoplastic compression fractures of the spine. Eur Radiol, 28 (12), 5001-9, 2018.
- 31) Kwack K-S, et al.: Comparison of proton density fat fraction, simultaneous R2*, and apparent diffusion coefficient for assessment of focal vertebral bone marrow lesions. Clin Radiol, 75 (2), 123-30, 2020.
- 32) Campo CA, et al.: Standardized Approach for ROI-Based Measurements of Proton Density Fat Fraction and R2* in the Liver. AJR Am J Roentgenol, 209 (3), 592-603, 2017.
- 33) Yu NY, et al.: Bone marrow fat content is correlated with hepatic fat content in paediatric non-alcoholic fatty liver disease. Clin Radiol, 72 (5), 425.e9–425. e14, 2017.