

椎体における水分子拡散の解析：ファントムにおける検討

上田 優[†], 宮地 利明[†], 澤 健太郎^{††}, 笠井 治昌^{†††},
川野 誠^{†††}, 原 眞咲^{†††}, 芝本 雄太^{†††}, 大野 直樹[†]

[†]金沢大学大学院医学系研究科保健学専攻 〒920-0942 石川県金沢市小立野5丁目11番80号

^{††}金沢大学医学部保健学科 〒920-0942 石川県金沢市小立野5丁目11番80号

^{†††}名古屋市立大学病院中央放射線部

(2009年1月19日受付, 2009年3月27日最終受付)

Molecular diffusion analysis in the vertebral bone : phantom study

Yu UEDA[†], Tosiaki MIYATI[†], Kentaro SAWA^{††}, Harumasa KASAI^{†††},
Makoto KAWANO^{†††}, Masaki HARA^{†††}, Yuta SHIBAMOTO^{†††}, Naoki OHNO[†]

[†]Division of Health Sciences, Graduate School of Medical Science, Kanazawa University
5-11-80, Kodatsuno, Kanazawa, Ishikawa, 920-0942, Japan

^{††}School of Health Sciences, Faculty of Medicine, Kanazawa University
5-11-80, Kodatsuno, Kanazawa, Ishikawa, 920-0942, Japan

^{†††}Department of Radiology, Nagoya City University Hospital

(Received on January 19, 2009, In final form on March 27, 2009)

Abstract : The purpose of our study is to evaluate restricted diffusion of the water molecules caused by the trabecular bone structure of the vertebra using a phantom. On a 1.5-T MRI, single shot diffusion echo planar imaging was used with b factors of 0, 500, and 1000 s/mm², effective TE of 80 ms, and TR of 2000 ms. We determined ADC values with an original phantom, which consists of sponges with different space diameters and dry vertebral bone into the container filled with pure water. We assessed the effects of values (0, 500, 1000 s/mm²) and acquisition matrix (64×64, 128×128, 256×256). ADC of the sponge increased as space diameter due to change in restricted diffusion of the water molecules, and was the same level of the dry vertebral bone. Moreover, ADC varied with b values and matrix sizes. Our original phantom enables to analyze restricted diffusion, and ADC is affected by the trabecular bone structure.

Key words : Apparent diffusion coefficient (ADC), Trabecular bone structure, Molecular diffusion, diffusion restriction

1. 緒論

Magnetic resonance imaging (MRI) を用いて, 1) 高分解能 MRI 解析[1]や 2) T₂*解析[2, 3], 3) 脂肪含有率解析[4], 4) 水分子拡散の解析[5]などによって骨梁構造や骨密度 (BMD: bone mineral density) が評価され, 骨粗鬆症の診断および予防において有用であることが報告されてきた. しかし, 1) の高分解能 MRI 解析は撮像時間が極めて長い, 2, 3) の T₂*解析や脂肪含有率解析は測定精度に限界があるといった課題がある. また, 4) の水分子拡散の解析は未解明の点も多い. そのため, 見かけの拡散係数 (ADC: apparent diffusion coefficient) と BMD, 脂肪含有率との関係が検討されてきた[5, 6]. 特にわれわれは骨髄内の水分子拡散を詳細に解析し, BMD と脂肪含有率の両方が水分子の拡散に影響を与えていることを解明した[6]. しかし椎体の水分子拡散の解析による評価は, 骨梁構造および脂肪の両方が水分子拡散に及ぼす機序を検討してきたものである. もし, より正確で詳細な評価をするならば, 骨梁構造と脂肪それぞれの因子について別々に水分子拡散に及ぼす影響を検討する必要があるが, これまでに報告されていない. そこで本研究では, まず BMD に直接関与する骨梁構造と ADC の関係を明らかにすることを目的とし, そのために骨梁を模した独自のファントムを作成した. さらに, ファントムで ADC を測定する際に水分子の制限拡散や揺動の影響が b 値と撮像マトリクスによって変わると予想さ

れるので, これら撮像条件の検討も行った.

2. 方法

2.1 ファントムおよび検討項目

市販のスポンジ (キッチンクリーナーハード KF 101, アイセン工業株式会社) を円柱状に圧縮し, 密度の度合いを 4 段階に変化させた模擬骨梁を作成した (Fig. 1(a)). これらのファントムが人体の骨梁構造を再現できているかを確認するため, 人体の乾燥椎体骨を 2 等分したもの (Fig. 1(b)) を容器に並べ, 動かないよう固定した後, そこに空気が残らないよう注意し水で満たして, これを骨梁構造のファントムとして用いた (Fig. 1(c)). このファントムにおける ADC を各種条件で測定し, ファントム内のすきまの径との関係を調べた. ADC 測定の際には, b 値を 0 s/mm², 500 s/mm², 1000 s/mm², 撮像マトリクスを 64×64, 128×128, 256×256 に変化させた. すきま径は, 模擬骨梁, 乾燥椎体骨の拡大写真から各々 20 点計測して平均値を求めた.

2.2 ADC の算出

静磁場強度 1.5 T の MRI 装置 (Gyrosan Intera, Philips Medical System 社製) において, single-shot echo planar imaging (EPI) によって得た矢状断の拡散強調画像から ADC 画像を算出した. ADC は式 (1) より求めた.

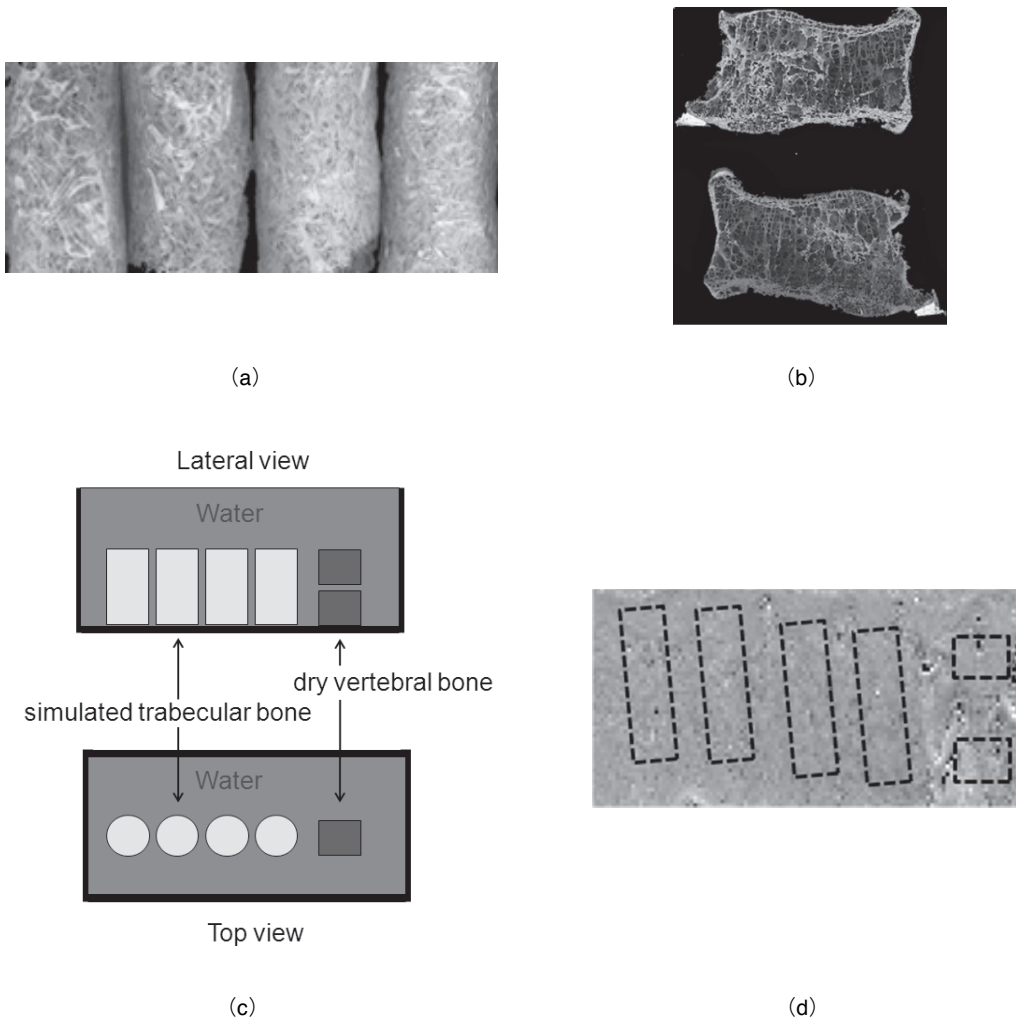


Fig.1 (a) simulated trabecular bone and (b) dry vertebral bone. (c) lateral view and top view of the phantom. (d) ADC map. Image shows manually drawn ROI position.

$$ADC = -\frac{\ln(S_1/S_2)}{b_2 - b_1} \quad (1)$$

ここで、 b_1 、 b_2 は拡散強調の程度を決定する値、 S_1 、 S_2 は各 b 値における信号強度である。

以上のようにして得た ADC 画像のファントム内に関心領域を設定し (Fig. 1(d))、平均値を測定した。EPI の撮像条件は、TR 3000 ms、TE 150 ms、フリップ角度 90° 、撮像視野 300×300 mm、信号加算回数 16、スライス厚 5 mm とした。また、骨梁構造と T_2 の逆数が関係すると言われていたので [7]、本ファントムの特徴を調べるために、 T_2 値を測定した。撮像は、mixed シーケンス [8] (TR/TI/TE₁₋₄, 2300/500/30, 60, 90, 120 ms) を用い、フリップ角度 90° 、撮像視野 300×300 mm、信号加算回数 2、スライス厚 3 mm、マトリクスサイズ 128×128 とした。

3. 結果

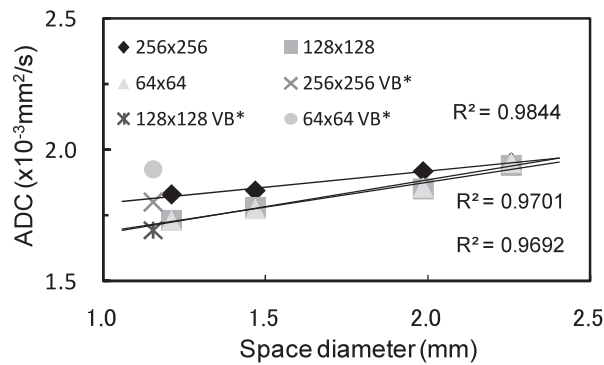
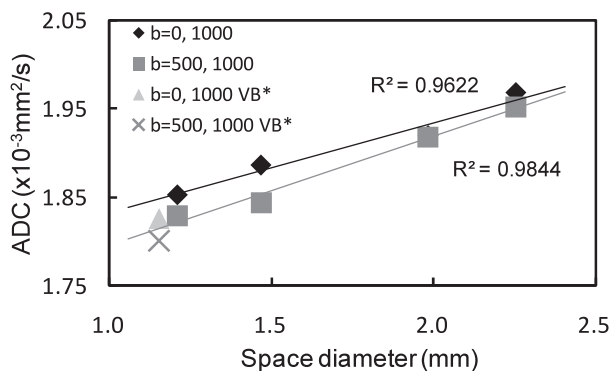
各 b 値および各マトリクスサイズにおけるすきま径と ADC の関係を Fig. 2 に示す。いずれの b 値も模擬骨梁の ADC はすきま径が広がるとともに有意に上昇した ($b=0, 1000$ の場合 $R^2=0.9622$, $p<0.05$, $b=500, 1000$ の場合 $R^2=0.9844$, $p<0.01$) (Fig. 2(a))。この際、 b 値が $0, 1000$ s/mm² の方が $500, 1000$ s/mm² よりも ADC は高くなった。同様にいずれのマトリクスサイズにおいても模擬骨梁の

ADC はすきま径が広がるとともに有意に上昇した ($256 \times 256, 128 \times 128, 64 \times 64$ の場合 $R^2=0.9844$, $p<0.01$, $R^2=0.9701$, $p<0.05$, $R^2=0.9692$, $p<0.05$) (Fig. 2(b))。また、マトリクスサイズが増加するに伴って ADC は上昇した。

次に、本ファントムの特徴を調べるために各すきま径における T_2 を測定したが、 T_2 の逆数とすきま径の間には負の相関があった ($R^2=0.9966$) (Fig. 3)。

4. 考察

ADC は水分子のランダムな広がりを示す指標であり、今回のように骨梁構造という障害が存在すると水分子の拡散は妨げられる。よって、すきま径が広がると拡散制限が減少するためと考えられる (Fig. 2)。また乾燥椎体骨の ADC は同一すきま径における模擬骨梁とほぼ一致していたことから (Fig. 2)、模擬骨梁は椎体骨の拡散制限の状態を再現できているといえる。次に、 b 値が $0, 1000$ s/mm² の方が $500, 1000$ s/mm² よりも ADC が高くなったのは (Fig. 2(a))、 $0, 1000$ s/mm² の b 値ではテーブルの振動や騒音によって生じる水分子の揺動の影響が大きくなると考えられる [9, 10]。さらに小さいすきま径ほど、これらの違いが大きくなったのは、 $500, 1000$ s/mm² のように高い b 値の方がより制限拡散の影響を示すという過去の報告によって説明がつく [10, 11]。一方、マトリクスの増加に伴って、ADC が高くなったのは (Fig. 2(b))、マトリクスの増



* VB : Vertebral body

Fig.2 Relation between space diameter and ADC in (a) each b value and (b) each matrix size.

加によってサンプリング時間が延長し、水分子の揺動の影響を受けやすくなったためであると考えられる。

T_2 の逆数とすきま径の間には負の相関を示したが (Fig. 3), これは Doods らの報告[7]のように、すきま径の増加とともに、模擬骨梁内のプロトン密度が増加したことによって T_2 が延長したことで説明できる。このように骨梁を T_2 によって評価するファントムとしても支障がないことが判明した。

5. 結論

骨梁構造の拡散制限によって水分子の ADC は変化する。また、このファントムを用いることにより、骨梁構造による拡散制限の解析が可能となる。

参考文献

- [1] Link TM, Vieth V, Matheis J, et al.: Bone structure of the distal radius and the calcaneus vs BMD of the spine and proximal femur in the prediction of osteoporotic spine fractures. *Eur Radiol*, 12 (2), 401-8, 2001.
- [2] Link TM, Majumdar S, Augat P, et al.: Proximal femur: assessment for osteoporosis with T_2^* decay characteristics at MR imaging. *Radiology*, 209 (2), 531-6, 1998.
- [3] Maris TG, Damilakis J, Sideri L, et al.: Assessment of the skeletal status by MR relaxometry techniques of the lumbar spine: comparison with dual X-ray absorptiometry. *Eur J Radiol*, 50 (3), 245-56, 2004.
- [4] Griffith JF, Yeung DK, Antonio GE, 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.
- [5] Yeung DK, Wong SY, Griffith JF, et al.: Bone marrow diffusion in osteoporosis: evaluation with quantitative MR diffusion imaging. *J Magn Reson Imaging*, 19 (2),

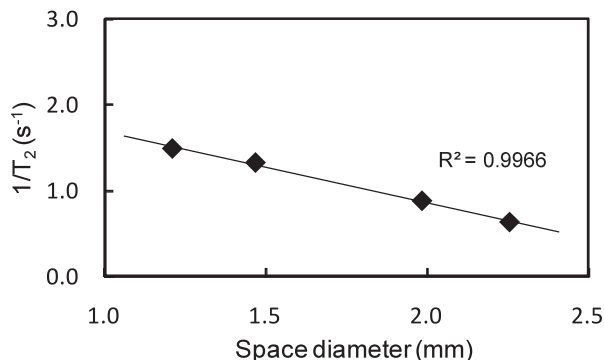


Fig.3 Relation between space diameter and $1/T_2$.

222-8, 2004.

- [6] Ueda Y, Miyati T, Ohno N, et al.: Apparent diffusion coefficient and fractional anisotropy in the vertebral bone marrow, ISMRM 16th Scientific Meeting and Exhibition, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 16, 3636, 2008.
- [7] Doods GC, Fisher MR, Hricak H, et al.: Bone marrow imaging: magnetic resonance studies related to age and sex. *Radiology*, 155 (2), 429-32, 1985.
- [8] 金澤裕樹, 宮地利明, 井上雄介, 他: 高速スピンエコー法を用いた造影ダイナミック T1 値計測 MRI の最適条件の検討, *日放技学誌*, 63(10), 1127-32, 2007.
- [9] Le Bihan D, Breton E, Lallemand D, et al.: Separation of diffusion and perfusion in intravoxel incoherent motion MR imaging. *Radiology*, 168 (2), 497-505, 1988.
- [10] 小倉明夫, 前田富美恵, 宮井明, 他: 傾斜磁場変動による振動が拡散強調画像に与える影響について, *日放技学誌*, 62 (4), 565-9, 2006.
- [11] Assaf Y, Cohen Y.: Non-mono-exponential attenuation of water and N-acetyl aspartate signals due to diffusion in brain tissue. *J Magn Reson*, 131 (1), 69-85, 1998.