

肝の Intravoxel Incoherent Motion (IVIM)-DWI : 食前・食後の比較

廣瀬 準司¹, 本杉宇太郎², 佐藤 祐一¹, 雨宮 良治¹,
依田 芳起¹

¹山梨県厚生連健康管理センター ²山梨大学医学部放射線科

背 景

拡散強調像は生体内の分子拡散を画像化する撮像法であり、プロトンの動きを位相変化に変換し、その結果生じた信号低下率として検出している¹⁾。拡散強調像における信号低下は、ボクセル内のランダムな分子運動の総和であり、このランダムな運動を総称して IVIM : intravoxel incoherent motion と呼ぶ。非生体内において、プロトンの IVIM は分子拡散を示すが、生体では毛細血管内の血流（ここでは灌流と呼ぶ）もランダムな動きを示しているため肝の IVIM は大きく「拡散」と「灌流」からなると考えることができる¹⁾。通常灌流による水分子運動速度は水分子の拡散速度よりずっと速い。

1980 年代 Le Bihan らは灌流と拡散をそれぞれ早い拡散（拡散定数 D^* ）、遅い拡散（拡散定数 D ）とみなして、複数の b 値を用いた拡散強調像の信号減衰曲線を biexponential curve で近似する方法を提案した^{2)~4)}。しかしこの測定方法は、多数の b 値の画像を取得しなければならない煩雑さから臨床応用が進まず 90 年代以降は話題に上らなくなった。代わりに簡易的な見かけの拡散係数（ADC）が一般的に拡散強調像の定量値として用いられるようになった。しかし ADC 値は用いる b 値によって値が

大きく変化するため、拡散強調像を定量診断のツールとして利用しようとした場合の大きな障害となっている。そのため、IVIM モデルがより正確なモデルとして再び脚光を浴びている^{5)~12)}。その背景には近年、パラレルイメージング法などのソフト面、傾斜磁場強度の増加を含むハード面の進歩により、高画質な拡散強調像が、比較的容易に撮像可能となったこともあるものと思われる。

ヒトが食事を経口摂取した後、食物は食道から胃、小腸へと進む。胃や小腸の活発な消化活動と同時に栄養動脈血も増加する。これらの動脈は蛋白質、脂肪、炭水化物などの栄養素を取り込んだ後に静脈となり、やがて門脈に集合して注ぎ込み、肝臓へと向かう。こうした過程において、食事を摂ると門脈血流が増加することが一般に知られている^{13),14)}。門脈は肝を灌流する主たる血管であるため、門脈血流の増加によって肝の拡散パラメータ、特に灌流に関連深い D^* 値が増加することが予想される。この研究では食事による門脈血流の変化を 2 次元位相コントラスト法で確認し、門脈血流の変化が、肝の IVIM 計測値に影響を与えるのかを検討した。

キーワード IVIM (Intravoxel Incoherent motion) of liver, portal blood flow, biexponential curve fitting

対象と方法

1. 対象と装置

十分な説明をし、同意を得た 25 歳男性 (ボランティア A)/29 歳男性 (ボランティア B)/26 歳男性 (ボランティア C) の 3 名を対象とした。対象とした 3 名は健診腹部超音波データと血液データにより脂肪肝でないこと、肝機能が正常であることを確認した (Table 1)。測定装置は Philips Achieva 1.5T (R2.6), コイルは心臓用 SENSE Torso Cardiac coil 32ch を使用した。

2. 食事摂取

以下に示す方法で、門脈血流情報と肝灌流情報を食事摂取前後で比較した。三大栄養素の炭水化物、蛋白質、脂肪のうち、門脈血流を最も多く増加させるのは蛋白質といわれている^{15),16)}。今回の検討に用いる食事は、蛋白質が豊富に含まれるということ、また手軽に入手可能なことからコンビニエンスストアの唐揚げ弁当を選択した。食事のカロリーは 794 kcal, 昼食から夕食までの時間は 6 時間とした。食前の撮像が終了後、いったん架台から降りて患者

準備室で食事を摂取した。食事摂取開始から再び架台に上がり、ポジショニングをした後、食前と同一のシーケンスで撮像した。食事を摂取してから再び撮像を開始するまでの時間は 20 分とした。

3. 二次元位相コントラスト法 (2D-PC) 法の撮像パラメータ

食事摂取前後で、T₁ fast field echo (T₁FFE) 法, 2D-phase contrast 法を用いて門脈の血流速度を測定した。撮像断面は臍よりも頭側の門脈本幹に直交する断面とした。Fig. 1a に実際の測定に用いた門脈断面を示す。Field of view (FOV) = 300 mm × 150 mm, RFOV = 50%, voxel size = 2.34 mm (N_y) × 2.34 mm (N_x) × 6.0 mm (N_z), recon voxel size = 1.17 mm (N_y) × 1.17 mm (N_x) × 6.0 mm (N_z), scan percentage = 100%, slice thickness = 6 mm, TR = 10 ms, TE = 6.9 ms, flip angle = 15°, flow compensation = yes, cardiac synchronization device = PPU, band width = 449 Hz, NEX = 3, fat suppression = SPIR, total scan duration = 4 min, PC flow directions = FH, PC velocity = 40 cm/s.

4. IVIM-DWI の撮像パラメータ

Navigation echo を用いた呼吸同期法を併用し, spin echo-echo planar imaging (spin echo-EPI) 法による拡散強調像を撮像した。Motion probing gradient (MPG) パルスは直交する 3 軸に印加した。MPG パルスの印加時間 (δ) = 20.9 ms, 一対の MPG パルス間隔 (Δ) = 32.9 ms だった。撮像条件は, field of view (FOV) = 320 mm × 208 mm, RFOV = 65%, voxel size = 2.0 mm (N_y) × 2.0 mm (N_x) × 7.0 mm (N_z), recon voxel size = 1.0 mm (N_y) × 1.0 mm (N_x) × 7.0 mm (N_z), SENSE phase reduction = 2.0, slice thickness = 7 mm, slice gap = 20 mm, slices = 4, TR = 530 ms, TE = 67 ms, flip angle = 90°, EPI factor = 55, half scan factor = 0.60, water fat shift = 15.6 pixel, band width = 13.9

Table 1. Data from blood of healthy volunteers

| | Reference interval | A | B | C |
|--------------------------|--------------------|-------|-------|-------|
| Height [cm] | | 174.2 | 173.7 | 171.9 |
| Weight [kg] | | 63.6 | 66.1 | 59.4 |
| ALP [IU/l] | 120~354 | 153 | 190 | 229 |
| γ -GTP [IU/l] | 0~50 | 17 | 15 | 16 |
| GOT [IU/l] | 0~30 | 19 | 20 | 15 |
| GPT [IU/l] | 0~30 | 13 | 31 | 14 |
| Platelet [$10^3/\mu$ l] | 166~342 | 262 | 269 | 209 |
| Systole [mmHg] | 100~129 | 112 | 140 | 128 |
| Diastole [mmHg] | 60~84 | 63 | 84 | 75 |

We have confirmed that the liver function is normal at each A, B, C.

2012 年 11 月 16 日受理 2012 年 12 月 28 日改訂

別刷請求先 〒400-0035 山梨県甲府市飯田 1-1-26 山梨県厚生連健康管理センター 廣瀬準司

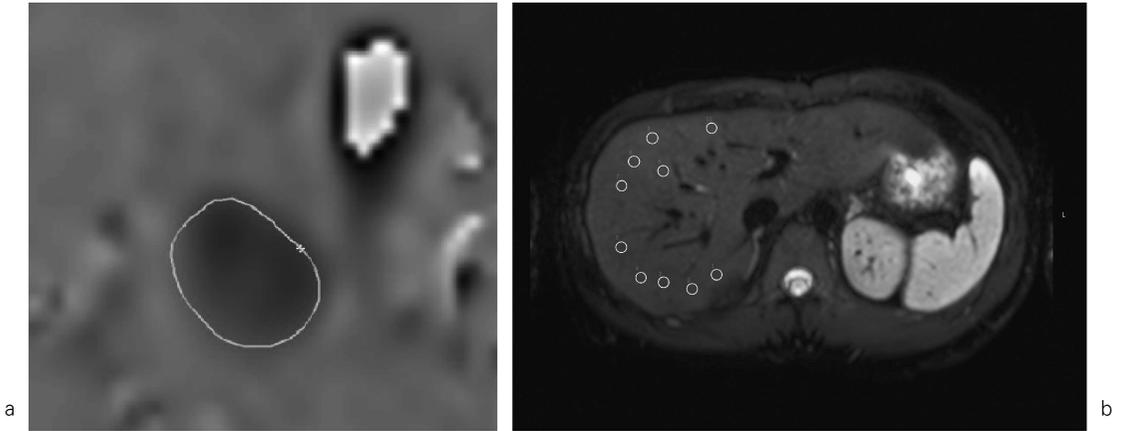


Fig. 1. 2D-PC and IVIM-DWI images that I used in the calculation
 a) Image in 2D-PC, was plotted freehand Area. Image was calculated by the host PC software based on this velocity and flow volume. I showed the result of the calculation in Table 2.
 b) I showed a picture of ROI IVIM-DWI. The location and number of ROI was determined while observing the residual sum of squares. volunteer A = 8 ROIs, B = 10 ROIs, C = 7 ROIs. The display image is that of B.

Hz, NEX = 3, fat suppression = SPIR, total scan duration = 50.4 s. Lemke らによると b 値は 10 個以上が必要だと報告されている¹⁰⁾. 私達の検討では, IVIM イメージングの解析結果の再現性を確保するためには, b 値 50 以下のサンプル数を多くすることと b 値 200 の画像を得ることが必要である¹⁷⁾との結果が得られた. これらを基に, 今回の検討では 0/10/20/30/40/50/70/100/200/400/800 の, 11 種類の b 値を用いた. 今回の信号収集に心電同期法は使用しなかった.

5. ADC 値, D 値, D*値, f 値の計算

Fig. 1 に, 実際に測定した ROI の位置と大きさを示した (ここでは 10 個の ROI を用いたボランティア B のものを示した). 実際の測定に用いた ROI を Fig. 1b に示す. ROI のサイズはピクセル数 56 の円形とした. 信号強度を 2 種類の拡散係数 D (true diffusion coefficient) と D* (pseudodiffusion coefficient ≡ perfusion) を想定した減衰曲線に fitting させ ADC 値, D 値, D*値, および perfusion の比率 f 値を算出した. 計算には以下の式を用いた.

従来の拡散強調像による ADC 値の算出:

$$\frac{S_b}{S_0} = \exp(-bADC) \dots\dots\dots (1)$$

ここでは式 1 よりすべての b 値の画像を用いて線形近似で ADC 値を算出した.

IVIM モデルによる D 値, D*値, f 値の算出:

$$\frac{S_{b>200}}{S_{b=200}} = \exp(-bD) \dots\dots\dots (2)$$

$$\frac{S_b}{S_0} = (1-f) \times \exp(-bD) + f \times \exp(-b(D+D^*)) \dots\dots\dots (3)$$

ここでは, まず b 値 200 以上の画像を用いて式 2 より線形近似 D 値を導いた後, 式 3 よりすべての b 値の画像を用いて非線形近似で D*値と f 値を導いた.

また, IVIM model の計算は, 山梨大学放射線科のウェブページで提供されている計算ソフトを使用した. このソフトでは, 各 b 値における信号値を入力することで ADC 値, D 値, D*値, f 値を算出することができる. (<http://>

yamarad.umin.ne.jp/ivim/simplex.html)

6. 解析方法

1) 門脈血流の解析

門脈血流の解析は、MRI 装置 Philips Achieva 1.5T (R2.6) に標準装備されている計算ソフトを用いた。門脈断面を拡大し、トレースする事により、平均速度：velocity (cm/s)、断面積：area (cm²)、心拍数 (beat)、血流量 (cm³/s) の平均値を求めた。得られた値を食前食後で比較した。

2) 肝 IVIM の解析

ボランティア A, B, C において、得られた 11 種類の (11 個の b 値の) 腹部画像で肝臓右葉に region of interest (ROI) を 3 個置き、その信号平均値を求めた。この計測値から上記の方法で ADC 値, D 値, D*値, f 値を算出した。計測された信号値にばらつきがあると、IVIM モデル (biexponential curve) のあてはめが悪くなり算出結果の正確性が担保できない。そのため今回は次のような方法を用いて、モデルのあてはめが悪い場合の補正を行った。3 個の ROI の平均値から ADC 値, D 値, D*値, f 値, 更に残差平方和を求めた後、ROI をひとつ増加させ 4 個にする。その 4 個の ROI の信号平均値から再び計算ソフトで算出し、ADC 値, D 値, D*値, f 値, 残差平方和を確認する。ここで、もし残差平方和が減少していれば、この 4 個目の ROI を採用し、減少していない場合には、この ROI は採用せず、新たな 4 個目の ROI を置く。この作業を残差平方和が 200 以下になるか、ROI の数が 10 個になるまで繰り返す。

この方法で得られた ADC 値, D 値, D*値, f 値を、食前/食後で比較した。

結 果

1. 門脈血流の解析

Table 2 に門脈血流解析の結果を示す。流速の平均値, 心拍数, 血流量について、すべての

Table 2. Measurement of portal blood flow using 2D-PC method

| | | Velocity [cm/s] | Area [cm ²] | beat | flow Volume [cm ³ /s] |
|---|--------|--------------------|----------------------------|------|--|
| A | before | 9.73 | 1.68 | 52 | 16.3 |
| | after | 16.1 | 1.68 | 64 | 27.0 |
| B | before | 12.8 | 1.28 | 61 | 16.4 |
| | after | 18.0 | 1.28 | 72 | 23.0 |
| C | before | 11.7 | 1.07 | 73 | 12.5 |
| | after | 18.3 | 1.07 | 80 | 19.6 |

Numbers had increased after meal. Focusing on the Velocity, A times 1.7, B times 1.4, C was 1.6 times.

数値が食後に上昇していた。流速値に注目してみると、ボランティア A は食前 9.7 cm/s に対し食後 16.1 cm/s と、1.7 倍だった。同様にボランティア B は食前 12.8 cm/s に対し食後 18.0 cm/s で、1.4 倍、ボランティア C は食前 11.7 cm/s に対し食後 18.3 cm/s と、1.6 倍で、3 者の平均は 1.6 倍となった。

2. 肝 IVIM の解析

Fig. 2a に ADC, Fig. 2b に D, Fig. 2c に D*, Fig. 2d に f の解析結果を示す。ボランティア A は 8 個、ボランティア B は 10 個の ROI, ボランティア C は 7 個の ROI で測定した。Fig. 2a の ADC 値, Fig. 2b の D 値はボランティア A と C で食後に上昇した。

Fig. 2c の D*値において、ボランティア A は食前 97.1 mm²/s に対し食後 149.6 mm²/s と、1.5 倍だった。同様にボランティア B は食前 79.4 mm²/s に対し食後 183.4 mm²/s で、2.3 倍、ボランティア C は食前 29.4 mm²/s に対し食後 132.7 mm²/s で 4.5 倍、3 者の平均は 2.8 倍だった。Fig. 2d の f 値においてボランティア A は食前 0.14 食後 0.20 と、1.4 倍、ボランティア B は食前 0.20 食後 0.21 で、1.1 倍、ボランティア C は食前 0.19 食後 0.20 で、1.1 倍で、3 者の平均は 1.2 倍となった。

肝 IVIM における食前・食後の比較

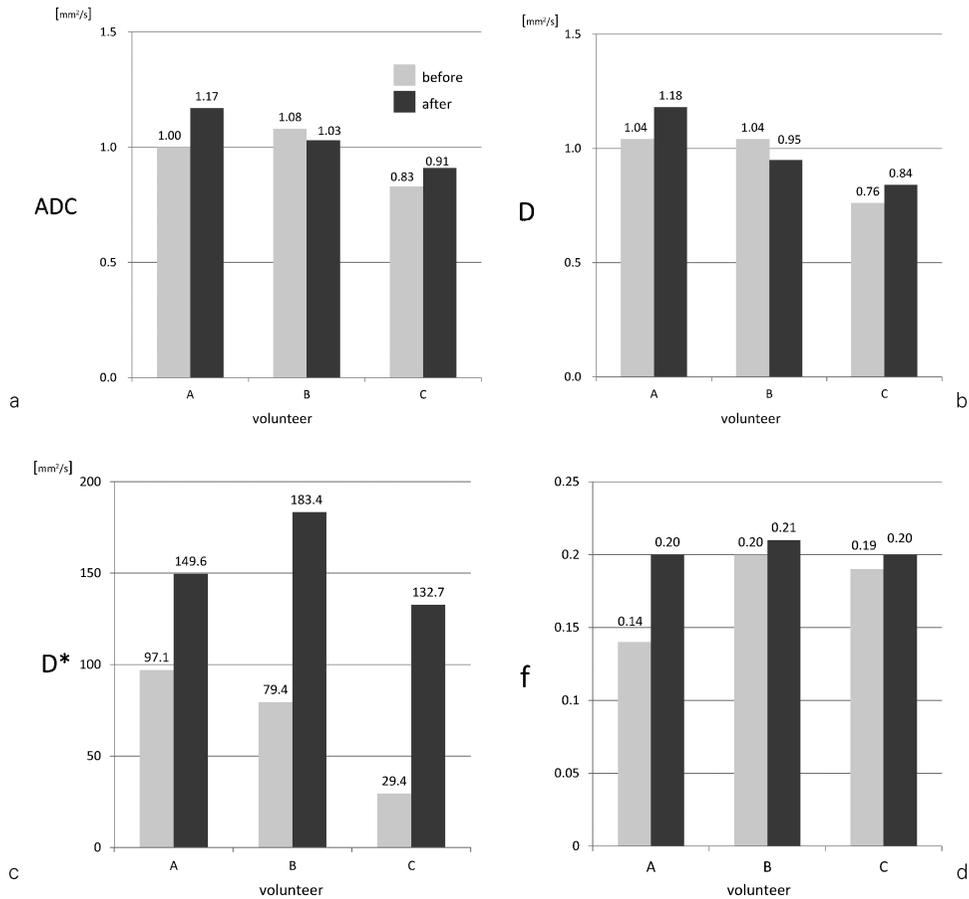


Fig. 2. Calculation results IVIM-DWI

- a) Shows the calculation results of the ADC. After meal intake, the values of volunteer A and C is increased.
- b) Among the results of calculation, I have shown the value of D. As well as the value ADC, after meal intake, the values of volunteer A and C is increased in the postprandial.
- c) Shows the calculation result of D*. Value was increased A, B, and C. A=1.5 times, B=2.3 times, C=4.5 times.
- d) I shows a change of perfusion fraction (f). The value was increased A, B, and C. A=1.4 times, B=1.1 times, C=1.1 times. Rate of increase was lower than the value of D*.

考 察

糖負荷後の門脈血流量の変化を検討した報告¹⁸⁾によると、超音波ドップラーで測定された食後30分の平均血流量速度(15.5 cm/s)は食前(10.5 cm/s)にくらべて1.5倍増加していたという。今回の我々の結果では、2D-PC

法で測定した門脈血流量速度は食後に1.4~1.7倍(平均1.6倍)に増加していた(Table 2)。この値は先行論文の値とほぼ同等の数値であった。

D*値 [mm²/s] は1.5~4.5倍(平均2.8倍)となった(Fig. 2c)。これは、増加した門脈血流量が毛細血管へ移行している様子を表してい

る。ここで注目したいのは、門脈血流の増加率よりも D^* 値の増加率のほうが大きい値を示しているところである。このことは、門脈血流量以上に、毛細血管の血流量が増加していることを表しており、敏感に灌流成分をとらえられていることが分かる。ただし、pseudo-diffusion = perfusion ではない点に注意が必要である。 D^* は灌流そのものを見ているのではなく、速いプロトンの拡散を反映した値である。つまり、解析結果の数値増加分すべてが毛細血管増加分ではない、ということである。

一般に肝硬変症例では ADC 値が低下することが知られている。しかし IVIM-DWI を用いた検討において Luciani らは、 D 値は正常肝と肝硬変の間で有意差は認められないとしている。その一方で肝硬変の D^* 値は有意に低値を示すという⁷⁾。これは肝硬変例における ADC 値の低下は灌流に起因していることを示唆する。今回の我々の結果と合わせると、Luciani らの結果は肝硬変における門脈血流量の低下を反映したものであることを示しており、臨床で観察される結果とよく合致する。

門脈断面積の測定については、ボランティアの3者共に食事摂取前後で変わらず $1.07 \text{ cm}^2 \sim 1.68 \text{ cm}^2$ (平均 1.34 cm^2) であった。森安¹⁹⁾ ら、笹屋²⁰⁾、Goldberg REA ら²¹⁾、Gaiani S ら²²⁾ によると、糖負荷後、食事摂取後では門脈流速、門脈血流量と同時に門脈断面積も増加するという。過去の報告と結果が合致しなかった理由として、ROI をフリーハンドで描いたことや、2D-PC 法の空間分解能が十分でなかったことが挙げられる。門脈の形態的な変化を示すには、より空間分解能の高い画像を用いて再検討する必要があるだろう。

また、食事負荷としてコンビニエンスストアの唐揚げ弁当を選択した。弁当のタグシールには、3個共に 794 kcal と記載されているが、栄養成分及び総摂取カロリーの点で一定であるか疑問が残る。更に被験者3名の体重はそれぞれ異なるにもかかわらず、摂取量は一定で、

食事負荷に差が生じたと考えられる。併らは門脈血流の食事負荷の影響を調べている²³⁾。この中で、食事負荷が被験者間で一定であることが必要との見方から、カロリーメイトを体重群ごとに投与量を変えて実験を行っている。今後更に高い精度で実験するためには、食事負荷を体重ごと一定に加える調整が必要である。

今回は心拍動の影響を考慮しておらず、同じ食後の撮影でも拡張期と収縮期でプロトンの流れが変化すると予想できる。また、食前の撮影を行った後一度撮影装置から降りて食事を取り、再び撮影装置に上がって撮影を行っているため食前食後で同一のポジショニングができていない。これは、注目したボクセル内に含まれる毛細血管自体の割合が変化していることを意味する。しかしこれらの問題は、多数の ROI を設定したことで平均化されて相殺されているものと思われる。

Fig. 2c, d の変化率を観察すると、 f 値がそれほど大きくないが D^* 値は大きく変化している。押尾らは Biexponential fitting におけるパラメータの推移精度は高くないことを指摘している²⁴⁾。一方パラメータの組に対して平均自乗誤差を最小にするような単純な関係もあり、biexponential curve を異なるパラメータの組で表現することでパラメータ推定の精度を向上させることが可能となるという。つまりこの f 値と D^* 値との相異は biexponential fitting の限界であると言える。

兼松らは、拡散/灌流 MR イメージングの実践、将来の課題を述べている²⁵⁾。その中で、MR における灌流の解析は、肝門脈血流と肝動脈血流が区別できる、平均通過時間が計測できる、肝硬変と門脈圧亢進症の分布容積が定量できる、など様々な血流情報を得る可能性を示している。今後は更に多くの視点から解析が進み、IVIM の情報が臨床に応用されてくるだろう。

今回は門脈血流と灌流の関係が明らかになったが、それが直線的なのか、遅延的なのか、病

変ではどうなのかを調べるに至らなかった。引き続きデータを収集し、IVIM が臨床ツールとなり得るよう解析を重ねたい。IVIM が臨床で日常的に普及する大きな条件として、数値の可視化、つまり数値のマッピングは大きな意味がある²⁶⁾ カラーマッピングを用いて表現すれば灌流の状態が一目で把握できることは重要である。また、IVIM シーケンスにおいてモーションアーチファクトは定量誤差の大きな原因の一つであるため、信号強度が弱い低 b 値自由呼吸時のモーション関連アーチファクトを低減する方法²⁷⁾や、分割息止めを用いた拡散強調画像の取得法²⁸⁾など、最近報告された方法を取捨選択し、より信頼できるデータが得られるよう研究を続ける必要があるであろう。

結 論

食後には IVIM-DWI で計測された肝実質の D^* 値および f 値が増加する。これは門脈血流の増加を反映した所見であることが示唆された。

文 献

- 1) Le Bihan D, Breton E, Lallemand D, Grenier P, Cabanis E, Laval-Jeantet M : MR imaging of intravoxel incoherent motions : application to diffusion and perfusion in neurologic disorders. *Radiology* 1986 ; 161 : 401-407
- 2) Le Bihan D, Breton E, Lallemand D, Aubin ML, Vignaud J, Laval-Jeantet M : Separation of diffusion and perfusion in intravoxel incoherent motion MR imaging. *Radiology* 1988 ; 168 : 497-505
- 3) Tumer RT, Le Bihan D, Maier J, Vavrek R, Hedges LK, Pekar J : Echo-planar imaging of intravoxel incoherent motion. *Radiology* 1991 ; 177 : 407-414
- 4) Döpfert J, Lemke A, Weidner A, Schad LR : Investigation of prostate cancer using diffusion-weighted intravoxel incoherent motion imaging.

- Magn Reson Imaging 2011 ; 29 : 1053-1058
- 5) Guiu B, Petit JM, Capitan V, et al. : Intravoxel incoherent motion diffusion-weighted imaging in nonalcoholic fatty liver disease : a 3.0-T MR study. *Radiology* 2012 ; 265 : 96-103
- 6) Sigmund EE, Cho GY, Kim S, et al. : Intravoxel incoherent motion imaging of tumor microenvironment in locally advanced breast cancer. *Magn Reson Med* 2011 ; 65 : 1437-1447
- 7) Luciani A, Vignaud A, Cavet M, et al. : Liver cirrhosis : intravoxel incoherent motion MR imaging—pilot study. *Radiology* 2008 ; 249 : 891-899
- 8) Lemke A, Laun FB, Simon D, Stieltjes B, Schad LR : An *in vivo* verification of the intravoxel incoherent motion effect in diffusion-weighted imaging of the abdomen. *Magn Reson Med* 2010 ; 64 : 1580-1585
- 9) Lemke A, Laun FB, Klauss M, Re TJ, Simon D, Delorme S, Schad LR, Stieltjes B : Differentiation of pancreas carcinoma from healthy pancreatic tissue using multiple b-values : comparison of apparent diffusion coefficient and intravoxel incoherent motion derived parameters. *Invest Radiol* 2009 ; 44 : 769-775
- 10) Lemke A, Stieltjes B, Schad LR, Laun FB : Toward an optimal distribution of b values for intravoxel incoherent motion imaging. *Magn Reson Imaging* 2011 ; 29 : 766-776
- 11) Koh DM, Collins DJ, Orton MR : Intravoxel incoherent motion in body diffusion-weighted MRI : reality and challenges. *AJR Am J Roentgenol* 2011 ; 196 : 1351-1361
- 12) Chandarana H, Lee VS, Hecht E, Taouli B, Sigmund EE : Comparison of biexponential and monoexponential model of diffusion weighted imaging in evaluation of renal lesions : preliminary experience. *Invest Radiol* 2011 ; 46 : 285-291
- 13) Bond JH, Prentiss RA, Levitt MD : The effects of feeding on blood flow to the stomach, small bowel, and colon of the conscious dog. *J Lab Clin Med* 1979 ; 93 : 594-599
- 14) Chou CC, Hsieh CP, Yu YM, Kvietyts P, Yu LC, Pittman R, Dabney JM : Localization of mesenteric Hyperemia during digestion in dogs. *Am J Physiol* 1976 ; 230 : 583-589
- 15) Orrego H, Mena I, Baraona E, Palma R : Modifi-

- cations in hepatic blood flow and portal pressure produced by different diets. *Am J Digest Dis* 1965 ; 10 : 239-248
- 16) Svensson CK, Mauriello PM, Barde SH, Middleton E Jr, Lalka D : Effect of carbohydrates on estimated hepatic blood flow. *Clin Pharmacol Ther* 1984 ; 35 : 660-665
- 17) 廣瀬準司, 本杉宇太郎, 佐野勝廣, 雨宮良治, 依田芳起 : Intravoxel Incoherent Motion (IVIM) イメージングにおける b 値の選択 : サンプリング数とサンプリングパターンが再現性に与える影響. *日磁医誌* 2012 ; 32 : 77-84
- 18) 八木秀文 : MRI 2D Phase Shift 法による糖負荷後門脈血流量変化率の測定 : 肝機能評価としての検討. *日学会誌* 2002 ; 103 : 441-447
- 19) 森安史典 : 慢性肝疾患患者における食事摂取の門脈血流におよぼす影響について : リニア電子スキャン・パルスドップラー複合法による定量的測定. *日消誌* 1984 ; 81 : 2767-2774
- 20) 笹屋昌示, 八木秀文, 山口真彦, 木川 岳, 中野 浩, 緑川武正, 長崎秀彰, 志村 浩 : 糖負荷後門脈血流量変化率による肝機能評価および閉塞性黄疸に対する減黄率予測. *昭和医会誌* 1999 ; 59 : 42-47
- 21) Goldberg RE, Rada C, Knelson M, Haaga J, Minkin S : The response of the portal vein to an oral glucose load. *J Clin Ultrasound* 1990 ; 18 : 691-695
- 22) Gaiani S, Bolondi L, Li Bassi S, Santi V, Zironi G, Barbara L : Effect of meal on portal hemodynamics in healthy humans and in patients with chronic liver disease. *Hepatology* 1989 ; 9 : 815-819
- 23) Tsukuda T, Ito K, Koike S, et al. : Pre-and postprandial alterations of portal venous flow : evaluation with single breath-hold three-dimensional half-Fourier fast spin-echo MR imaging and a selective inversion recovery tagging pulse. *J Magn Reson Imaging* 2005 ; 22 : 527-533
- 24) 押尾晃一 : Biexponential fitting におけるパラメータ推移の信頼性. *日磁医誌* 2012 ; 32 : 38
- 25) Kanematsu M, Goshima S, Watanabe H, Kondo H, Kawada H, Noda Y, Moriyama N : Diffusion/perfusion MR imaging of the liver : practice, challenges, and future. *Magn Reson Med Sci* 2012 ; 11 : 151-161
- 26) Re TJ, Lemke A, Klauss M, et al. : Enhancing pancreatic adenocarcinoma delineation in diffusion derived intravoxel incoherent motion f-maps through automatic vessel and duct segmentation. *Magn Reson Med* 2011 ; 66 : 1327-1332
- 27) Mazaheri Y, Do RK, Shukla-Dave A, Deasy JO, Lu Y, Akin O : Motion correction of multi-b-value diffusion-weighted imaging in the liver. *Acad Radiol* 2012 ; 19 : 1573-1580
- 28) Nasu K, Kuroki Y, Minami M : Feasibility of diffusion-weighted imaging under split breath-hold acquisition and postprocessing (DWI-SBAP) : an attempt to suppress hepatic pseudo-anisotropy. *Jpn J Radiol* 2009 ; 27 : 78-85

Intravoxel Incoherent Motion (IVIM) DWI of the Liver: Pre-and Postprandial Comparison

Junji HIROSE¹, Utaroh MOTOSUGI², Yuuichi SATOU¹,
Ryoji AMEMIYA¹, Yoshioki YODA¹

¹*Yamanashi Koseiren Health Care Center
1-1-26 Iida, Kofu, Yamanashi 400-0035*

²*Department of Radiology, University of Yamanashi Hospital*

Purpose : We evaluated if meal intake changes the diffusivity result calculated using the intravoxel incoherent motion (IVIM) model and the portal flow velocity measured by phase contrast magnetic resonance (MR) imaging.

Materials and Methods : We asked 3 healthy volunteers to eat 794-kcal meals and acquired MR images before and 20 minutes after the meal using a 1.5-tesla clinical MR scanner. We acquired 2-dimensional (2D) phase contrast (PC) gradient echo MR images to measure portal flow and diffusion-weighted images to calculate diffusivity results using the IVIM model and b-values of 0, 10, 20, 30, 40, 50, 70, 100, 200, 400, and 800 s/mm².

Results : Portal flow was greater after the meal than (before) : Volunteer A, 16.1 cm/s (9.7 cm/s) ; B, 18.0 cm/s (12.8 cm/s) ; and C, 18.3 cm/s (11.7 cm/s). The diffusivity results of D* and f were also increased after the meal in all 3 volunteers. D* and f values before and (after) the meal were : Volunteer A, 97.1 and 0.14 (149.6 and 0.20) ; Volunteer B, 79.4 and 0.20 (183.4 and 0.21) ; and Volunteer C, 29.4 and 0.19 (132.7 and 0.20). The trend in apparent diffusion coefficient (ADC) and D values were inconsistent among the 3 volunteers.

Conclusion : The higher D* and f values in the liver after eating calculated using the IVIM model indicated increased portal flow due to the meal.