

T₂*値における prospective acquisition correction 法の影響： Breath hold 法との比較

城本 航¹, 琴浦規子¹, 榎 卓也¹, 五十嵐陽子²,
安藤久美子², 坂本 清¹

¹兵庫医科大学病院放射線技術部 ²同放射線医療センター

緒 言

腎機能障害のある慢性腎臓病では腎生検が困難であり、T₂*マップは非侵襲的で慢性腎臓病進行に関与する腎臓低酸素症および線維症を評価する手段として有効であるという報告¹⁾がある。また、T₂*マップによる T₂*値の測定で肝機能を評価することは、肝臓の局所的あるいは、びまん性に鉄沈着を伴う慢性肝疾患やヘモクロマトーシス、ヘモジデローシスに有用との報告²⁾もある。このように、T₂*マップは非侵襲的に機能評価ができるシーケンスと考えられる。T₂*マップを得るには、グラジエントエコー法を利用したマルチエコーで撮像を行い、取得したエコー信号から T₂*緩和曲線を求め、その時定数である T₂*値を得る方法が一般的である³⁾。このシーケンスは被験者が呼吸を止めている間 (breath hold 法) に撮像が可能である。しかし、高齢者や幼児、小児の場合では、呼吸の停止保持が困難な場合も多々ある。Breath hold 法が困難な場合は、呼吸によるアーチファクト低減のため横隔膜同期 (prospective acquisition correction : 以下 PACE) 法や呼吸同期 (Resp trigger) 法により T₂強調画像や T₂*強調画像を取得することも可能である⁴⁾。しかし、breath hold 法の TR は固定で

あるのに対し、PACE 法の TR は呼吸同期であるため変動した状態で撮像をしている。T₂*値を得るにあたり、TR による変化についての報告は少なく、breath hold 法と PACE 法の違いにより T₂*値に相違が認められるか否かは分かっていない。

目 的

Breath hold 法とナビゲータエコーを用いる PACE 法によって得られたそれぞれの T₂*値について、相違が認められるか否かを知ること、非侵襲的にフォローアップをしていく上で重要なことである。今回我々の目的は、本研究の撮像部位を腎臓とし、撮像方法により T₂*値が異なるかを検討した。

理 論

PACE 法は、横隔膜の動きを検出するナビゲータエコーシーケンスを用いることでリアルタイムに呼吸運動を補正し、呼吸性モーションアーチファクトを軽減する呼吸動補正技術である⁵⁾。ナビゲータは、腹部冠状断画像で右横隔膜を含むように設置し、フリップ角の小さいナビゲータパルスにより 2D 画像から横隔膜の上

キーワード T₂* map, prospective acquisition correction (PACE), T₂* values

下運動を検出する。トリガーは、横隔膜の上下運動を示す呼吸曲線から撮像開始時の学習相を基に呼気の位置に達した時点で掛けられる仕組みになっており、これで撮像タイミングを補正する⁶⁾。PACE法による repetition time (TR) は、呼吸間隔でエコーを収集するため、毎回異なる時間で撮像することになる。

また、 T_2^* マップの T_2^* 値は、次の関係式によって成り立っている³⁾。

$$S\Delta B_0(TE) = S_0 \cdot \exp(-TE/T_2^*) \dots \dots \dots (1)$$

$S\Delta B_0(TE)$: 任意の TE 時の磁場変動 ΔB_0 における信号強度

S_0 : 初期信号強度

T_2^* マップを呼吸同期で撮像する場合は、磁場変動 ΔB_0 内を目的臓器が呼吸により動くため、呼気に合わせて撮像を行うことになる。通常 MR 画像は相対値としての画像表示となる。しかし、 T_2^* マップは T_2^* 値という絶対値としての画像表示となる。そのため呼吸同期法による T_2^* 値の計測は値が変化するか否かを考慮しておかなければならない。

方 法

使用機器は、1.5T-MRI 装置 (SIEMENS 社製 MAGNETOM Avanto) を、ファントムは日興ファインズ工業社製 MRI ファントム (90-401 型) (Fig. 1) を用いた。

1. ファントム実験

PACE 法で画像を得る場合の TR は、呼吸間隔により時間変動した状態となる。そこで、TR によって T_2^* 値が異なるかファントムを用いて確認をした。撮像ターゲットは MRI ファントムに内蔵されているコントラストセクションの 3 種類の PVA ゲル (含水率がそれぞれ 75%, 77%, 79%) とした。使用コイルはファントムの前面に Body Matrix コイル、後面に



Fig. 1. The appearance photograph of the phantom

Spine Matrix コイルとし、両コイルで挟むように設置した。ファントムの中心 (含水率 77% PVA ゲル) がアイソセンターとなるようにした。撮像条件は TR を 86, 200, 500, 1000, 1500, 2000, 4500 ms とした。TE は 4.7~56.4 ms 内の In-phase を選択し 12 エコーのマルチエコーとした。 T_2^* マップは 12 エコーの信号値から MRI 装置の搭載ソフトを用いて作成した。それぞれの TR で T_2^* マップを作成し、各 PVA ゲルの T_2^* 値を計測した。その他の固定撮像シーケンスは、スライス数 : 1, FOV : 300 × 300 mm, resolution : 192 × 192, スライス厚 : 5 mm, フリップ角 : 30°, バンド幅 : 960 Hz/pixel とした。ファントム画像から、含水率 77% PVA ゲルに ROI をとり、12 エコー分の信号値を求め、TR ごとに信号値と TE の関係性をまとめた。また、TR と 3 種類の PVA ゲルの T_2^* 値の関連をグラフにまとめた。

2. ボランティア画像

呼吸間隔によって TR が変動する PACE 法と、TR が一定となる breath hold 法による撮像法の違いにより T_2^* 値の相違が認められるか

否かを健常ボランティアの協力により検討を行った。本研究は、当院の倫理委員会で承認を得られており、ボランティアは本研究の趣旨を説明し同意を得られた 15 名（平均年齢 35.3 歳，男女比 1 : 2）とした。コイルは、ファントム実験同様に被験者の前面に Body Matrix コイルと後面に Spine Matrix コイルを使用した。当院では、臨床で右腎臓が腎生検の第一選択となるため、撮像ターゲットは定期的に MRI での経過観察が行いやすい左腎臓とした。腎の全体像が観察しやすいため撮像断面は冠状断として、頭尾方向の位置合わせは左腎門部がアイソセンターの位置となるようにボランティアをセッティングした。Breath hold 法の撮像条件はボランティアに呼吸で呼吸を止めてもらい、TR を 86 ms とし、TE, FOV などはファントム実験と同様とした。 T_2^* 値は T_2^* マップを作成後、腎臓上縁、中央部、下縁の腎皮質に 13 ピクセルの関心領域 (ROI) を設置し、それぞれの T_2^* 値を取得した (Fig. 2a)。また左腎門部レベルの椎体にも同様に ROI を設定し、 T_2^* 値を求めた。Breath hold 法の撮像終了後に PACE 法の撮像を行った。PACE は 2D PACE 法を用い、ナビゲータパルスを中心は、呼吸時で肝ドーム横隔膜下に設置し撮像を行った。TR は呼吸間隔となるので変動となるが、TE, FOV, などその他の条件は breath

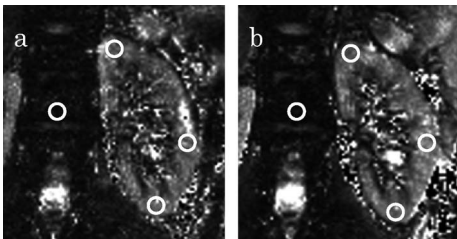


Fig. 2. (a) Image of the kidney, which was captured by the breath-hold. (b) Image of the kidney, which was captured by the PACE. ROI was set in three places in both cases the same position.

hold 法と同じである。PACE 法で得られた T_2^* マップにおいても腎の各位置と椎体の T_2^* 値を計測した (Fig. 2b)。椎体に ROI を設定し T_2^* 値を計測した理由は、呼吸による位置ずれが起りにくい臓器においても breath hold 法による T_2^* 値と PACE 法による T_2^* 値に相違が認められるか否かを確かめるためである。これらの breath hold 法と PACE 法で求めた T_2^* 値を比較し、PACE 法によって得られた T_2^* 値が、breath hold 法を用いた撮像によって得られた T_2^* 値に対し低い値を示すことを、片側 t 検定で $P < 0.05$ を統計学的に有意とみなした有意差検定を行った。また、breath hold 法と PACE 法それぞれの撮像画像から各 TE に対する信号値を求め減衰曲線を作成した。用いた画像は、ボランティアの中で T_2^* 値が中央値に近い値を示したほうの画像データを使用した。

結 果

1. ファントム実験

Fig. 3 は含水率 77% PVA ゲルの TR 別で撮像した T_2^* 減衰曲線である。すべての TR において、信号強度は TE が延長するに従い低下した。また、信号強度は TR が 86 ms から 1000 ms と長くなるに従い上昇した。しかし、TR が 1000 ms 以上では、各 TE における信号強度および減衰曲線は同一となった。

PVA ゲルごとの T_2^* 値と TR の関係を Fig. 4 に示す。 T_2^* 値が最も高い値となったのは、含水率 77% PVA ゲルで約 51 ms であった。含水率 79% PVA ゲルでは T_2^* 値が約 39 ms、含水率 75% PVA ゲルでは T_2^* 値が約 29 ms であった。また、各 PVA ゲルの T_2^* 値は、TR が 86 ms から 4500 ms の間では変化がなく、ほぼ同一の結果となった。

2. ボランティア画像

撮像した腎臓の各 ROI における T_2^* 値の結果を Fig. 5(a)~(c)に示す。また、撮像画像上

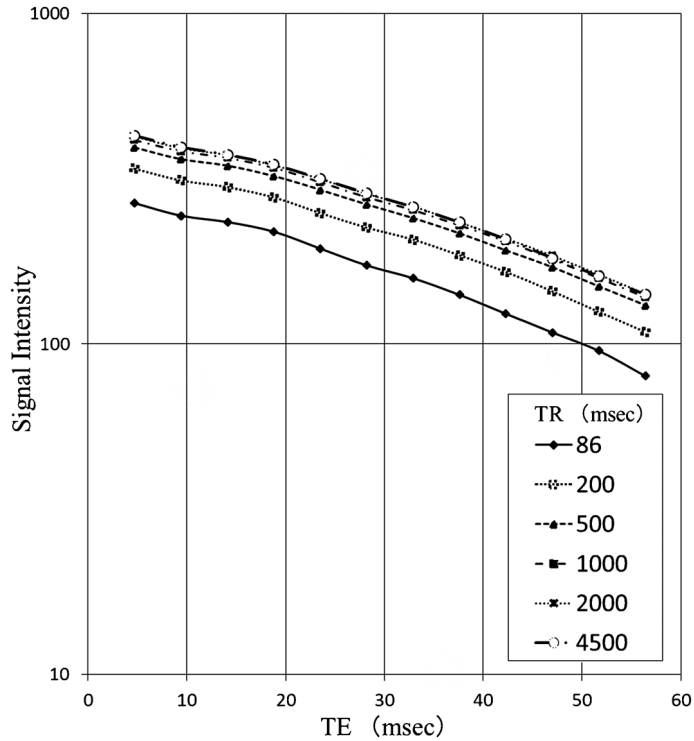


Fig. 3. The graph is signal attenuation curve of 77% PVA gel shown in another TR. Decay curve is the same when TR is equal to or greater than 1000 ms.

に描出される腎門部レベルに位置する椎体の T_2^* 値を求め Fig. 5(d) に示す. 15 名の健常ボランティアそれぞれの腎皮質の T_2^* 値は, PACE 法で撮像したほうが breath hold 法で撮像した値よりもすべて低い値を示した. 腎臓上縁における T_2^* 値の平均値は breath hold 法で 69.3 ± 13.0 ms, PACE 法で 56.7 ± 13.6 ms となった. 同様に, 腎臓の中央部, 下縁部において breath hold 法での平均値は, 69.4 ± 9.66 ms, 74.9 ± 8.52 ms となり, PACE 法での平均値は 63.4 ± 13.3 ms, 65.9 ± 9.80 ms となった. また, 椎体における T_2^* 値の平均は breath hold 法で 25.7 ± 4.64 ms, PACE 法で 26.4 ± 5.12 ms であった. この結果, 撮像法による腎皮質の各 ROI の T_2^* 値には, 片側 t 検定によりそれぞれ P 値が 0.009, 0.012, 0.016 となり

有意差を認めた ($P < 0.05$). しかし, 椎体に関しては, breath hold 法, PACE 法の撮像法に関係なく T_2^* 値に差は認められなかった.

Fig. 6 に breath hold 法と PACE 法による健常ボランティアの腎臓中央部の減衰曲線と椎体の減衰曲線を示す. この健常ボランティアの腎臓中央部の T_2^* 値は, breath hold 法で 76.2 ms, PACE 法で 63.4 ms となっており, 椎体の T_2^* 値は breath hold 法で 26.6 ms, PACE 法で 22.2 ms であった. 椎体の減衰曲線は, breath hold 法と PACE 法共に TE が 28.2 ms より長くなると信号値に変化がなくなり平坦化した.

Breath hold と PACE が T_2^* 値に与える影響

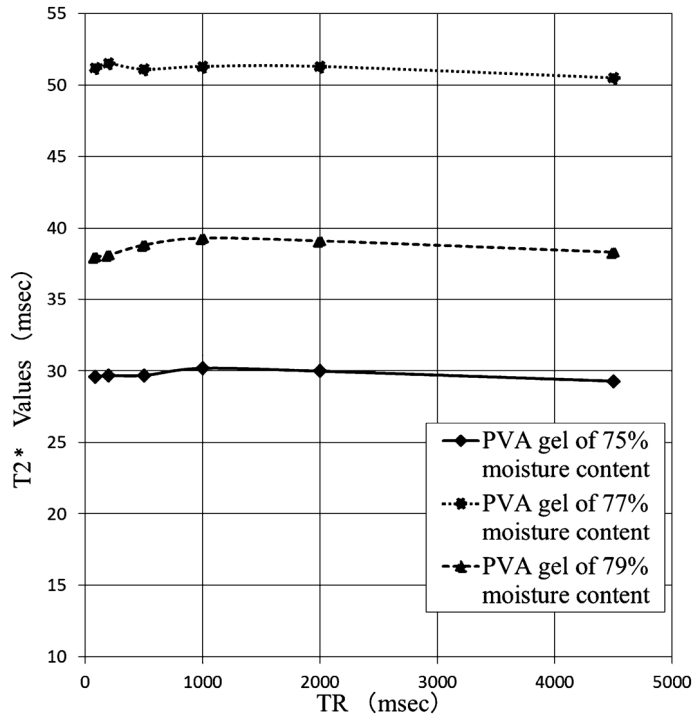


Fig. 4. The graph is a relationship of T_2^* values and TR of each sample. T_2^* value does not change even if different repetition time.

考 察

ファントムを用いた実験において、信号強度と TE との関係は、TR が 1000 ms 以上の場合で同等の結果となった。TR が 1000 ms 以上で縦磁化の回復が飽和状態となるため、信号強度は TR の影響を受けないと考えられる。また、TR が 1000 ms より低い条件下での撮像は、TR が短いほど各 TE の信号強度が低く計測された。これは、グラジエントエコー法で撮像した場合、縦磁化の回復は TR が短いと十分ではないため、TR が短いほど信号強度は低くなったと考える。しかし、Fig. 4 に示すように、 T_2^* 値は TR によって変化をしない。横磁化はスプイラーパルスによって TR ごとに消去される。そのため、 T_2^* 値は TR と関係なく残留横磁化の影響を受けることがなかったと考える。

したがって、breath hold 法で撮像する場合、TR は T_2^* 値を得るのに十分な信号強度であれば、設定可能な最短 TR に設定し撮像時間を短くすることができると思う。

PACE 法の TR は、撮像中に呼吸同期によって変化をする。そこで、TR に 1000 ms 以下が含まれた場合を考察する。TR が短いと縦磁化の回復は飽和状態とならず、縦磁化の飽和状態時に比べ信号強度は低くなってしまふ。そのため、 T_2^* 値を得る信号減衰曲線は、短い TR による低い信号強度が影響を及ぼす。したがって、1000 ms 以下の TR が含まれる撮像で得られた T_2^* 値の正確性は乏しいと考えられる。しかし、PACE 法による撮像中に TR の変動がすべて 1000 ms 以上の場合には、縦磁化の回復が飽和状態となり縦磁化成分による信号強度の影響がないと考えられる。正常呼

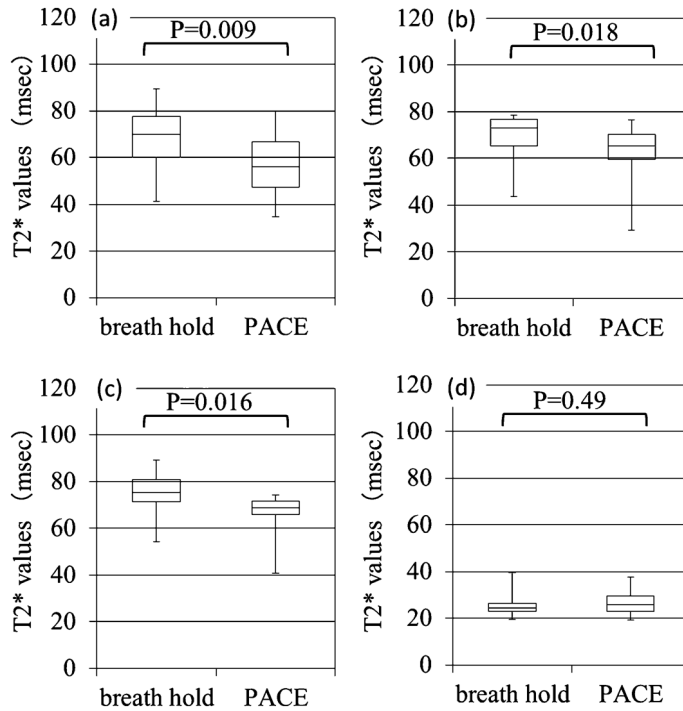


Fig. 5. (a) The graph is the result of imaging method and T_2^* values of renal upper pole. (b) The graph is the result of imaging method and T_2^* values of renal center. (c) The graph is the result of imaging method and T_2^* values of renal lower pole. (d) The graph is the result of imaging method and T_2^* values of bone of renal hilus level.

吸数は12~20回/minであるため⁷⁾ TRもこれに従い3000ms~5000msを変動すると推測する。このことから、临床上においては、PACE法でTRが変動しても、TRが十分に長いので T_2^* 値に影響がないと考える。

ボランティアによるPACE法で撮像した腎皮質の T_2^* 値は、breath hold法による T_2^* 値より低い値となった。しかし、椎体の T_2^* 値は、PACE法とbreath hold法で有意差を認められなかった。Breath hold法と異なりPACE法は、ナビゲータパルスを用いている。そのため、PACE法はbreath hold法より多くのRFパルスや傾斜磁場を受けている。しかし、腎皮質の T_2^* 値に有意差を認めた理由は、PACE法によるナビゲータパルスによるものとは考えに

くい。なぜなら、椎体の T_2^* 値は撮像法の違いに有意差が認められないからである。ナビゲータパルスのRFは体全体に照射され、横隔膜下が励起されるよう傾斜磁場がかけられる。そのため、ナビゲータパルスにより T_2^* 値に有意差が認められるとなると、椎体においても T_2^* 値に有意差が認められなければならない。腎臓は椎体と比べ呼吸性変動が大きく、通常の検査においてもモーションアーチファクトを抑えるためにbreath hold法などの対策を講じなければならない。したがって、breath hold法とPACE法の T_2^* 値の違いは、臓器の呼吸性移動によるものが影響していると考えられる。PACE法は呼吸を止めて撮像しているのでなく、呼吸性移動の少ない呼気に撮像タイミング

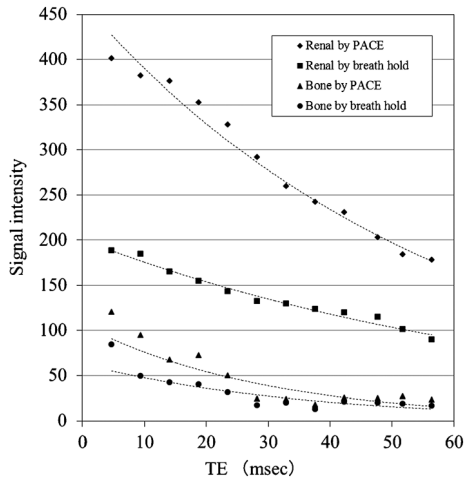


Fig. 6. It shows an example of the decay curve of kidney and bone by each method. The dashed line shows the exponential approximation curve.

を合わせて撮像する技術である。撮像にあたってはスライス選択や位相方向の傾斜磁場の他に読み取り方向では反転傾斜磁場が用いられている。PACE 法は breath hold 法に比べ傾斜磁場が存在する時に ^1H 原子核磁気モーメントの移動によって位相の分散が起こりやすいと考える。Breath hold 法と比べ PACE 法で腎臓の T_2^* 値が低い値となったのは、gradient-motion dephasing (GMD) によって TE が長いほどより早く位相の分散が進み、 T_2^* 減衰が早く生じたためと考える。また、ボランティアによる椎体の T_2^* 減衰において、TE が 28.2 ms より長いと breath hold 法と PACE 法との差がなく、信号値は平坦化している。椎体の T_2^* 値に有意差がなかったのは、GMD の影響による breath hold 法と PACE 法の位相分散の差よりも、椎体の T_2^* 値自体が短いためだったと考える。そのため、撮像法による椎体の T_2^* 値に有意差はなかった。

さらに、式(1)に示すように T_2^* 値は、任意の TE 時の磁場変動 ΔB_0 における信号強度によって表される。呼吸性移動をする臓器は、呼

吸性移動をしない臓器に比べ、臓器の見かけ上において、磁場変動 ΔB_0 が大きくなる。PACE 法により呼吸性移動をする臓器の T_2^* 値に有意差が生じたのは、これらも結果の要因の一つとして考える。

我々は今回、1.5T-MRI 装置を用いて健常ボランティアを撮像した。その結果、breath hold 法で撮像した場合、腎臓の T_2^* 値の平均は上極、中央、下極で 69.3 ms, 69.4 ms, 74.9 ms であった。井上らも 1.5T-MRI 装置を使用し、報告であり、健常ボランティアの腎の T_2^* 値は 75~70 ms となっており、今回検討した breath hold 法の結果と近い値となった。また、非糖尿病腎症群における慢性腎臓病の進行に伴って腎の T_2^* 値は、減少するといわれている¹⁾。健常ボランティアであっても PACE 法では腎の T_2^* 値が減少する。PACE 法を臨床で使い T_2^* 値を得る場合は過小評価となる可能性があり、注意が必要である。

結 語

PACE 法で撮像された T_2^* マップから得られる T_2^* 値は、変動する TR の影響は受けなかったことがわかった。しかし、PACE 法により得られた腎の T_2^* 値は、breath hold 法よりも低い値となる。

謝 辞

本研究で健常ボランティアとして撮像に協力していただいた方々に深く感謝申し上げます。

文 献

- 1) 井上 勉, 小澤栄人, 岡田浩一, 竹中恒夫, 鈴木洋通: BOLD MRI を用いた腎機能評価法の確立. 埼玉医科大学雑誌 2011; 38:39-44
- 2) Ebara M, Watanabe S, Kita K, et al.: MR imaging of small hepatocellular carcinoma: effect of in-

- tratumoral copper content on signal intensity. Radiology 1991; 180: 617-621
- 3) 小味昌憲, 森田康祐, 橋田昌弘: 3.0T MR 装置による肝臓の T_2^* map 測定シーケンスの検討. 日放技学誌 2008; 64: 1547-1553
 - 4) 石森佳幸. MR の原理に由来するアーチファクト. 松本満臣, 土井 司編. 考える MRI 撮像技術, 4. 東京: 文光堂, 2010; 78-81
 - 5) 丸山克也: Step up MRI 2002 III MRI 撮像法の最新動向 2 新しい体動補正-PACE 法. INNER-VISION 2002; 17: 32-34
 - 6) 谷川 仁: 2D-PACE 呼吸同期 MRCP における呼吸ペースメーカーの開発と画質改善効果. 日放技学誌 2005; 61: 1431-1440
 - 7) 棚井千春. 身体所見. 石原輝夫. 呼吸器疾患ビジュアルブック, 1, 東京: 学研メディカル秀潤社, 2011; 35

Effect of Prospective Acquisition Correction Method on T_2^* Values in Comparison with Breath Hold Method

Wataru JOMOTO¹, Noriko KOTOURA¹, Takuya ENOKI¹,
Youko IGARASHI², Kumiko ANDOU², Kiyoshi SAKAMOTO¹

¹Department of Radiological Technology, ²Radiology Center, Hyogo College of Medicine College Hospital
1-1 Mukogawa-cho, Nishinomiya, Hyogo 663-8501

The T_2^* values of kidneys were examined to determine differences in imaging methods. PVA gel phantom was used for physical evaluation. Furthermore, the kidneys of healthy volunteers were examined during breath hold and prospective acquisition correction (PACE) to determine whether T_2^* values were different. Repetition time [TR] in PACE fluctuates according to the interval of breathing. The results of physical evaluation indicate that a TR >1000 ms does not change the signal strength of the decay curve. The T_2^* values of the kidneys of healthy volunteers determined using both the imaging methods were significantly different during breath hold and PACE. When a breathing interval is greater than 1000 ms, TR does not decrease the T_2^* value. T_2^* values of kidneys were smaller with PACE owing to the influence of the gradient-motion dephasing. T_2^* values of the kidney may vary depending on the by differences in the imaging methods.