原著

Linear filling orderを用いた
脂肪抑制 3D-T1 weighted画像の開発奥秋知幸^{1, 2)}・斉木秀太郎^{1, 2)}・荻野徹男¹⁾
諏訪 亨¹⁾・Marc Van Cauteren³⁾論文受付
2008年 7月11日論文受理
2009年 2月 3日

Code No. 261

1) フィリップスエレクトロニクスジャパンメディカルシステムズ
2) 金沢大学大学院医学系研究科
3) Philips Healthcare

緒 言

上腹部息止め検査などに代表されるthree-dimensional T1-weighted image (以下, 3DT1W)には, グラジエントエコーシーケンスが多く用いられている¹⁾. また, 微小病変の検出などにはコントラスト分解能のみならず, 画像の高分解能化が求められ, 等方性に近い分解能が求められることも少なくない. この3DT1Wにおいて, x, yおよびz方向をそれぞれ周波数エンコード方向, 位相エンコード方向およびスライスエンコード方向とした場合, k空間内のy-z平面におけるデータ充填には, linear filling order法(以下, linear法)および low-high filling order法(以下, low-high法)などのさまざまな方法がある²⁾. しかし, 体幹部の検査では病変検出効率の向上やパラドキシカル

サプレッション^{3, 4)}の影響を防ぐために, CHESS法⁵⁾による脂肪抑制を併用することが一般的であり⁶⁾, 脂肪抑制効果の向上と撮像シーケンス作成の簡便さから, データ充填方法にはlow-high法が採用されている.

しかし, linear法とlow-high法の画質を考えた場合, 渦電流の影響や定常状態移行期における信号変化の影響から, 画像上においてボケを発生させることもあり, linear法と比較してlow-high法では画質の低下を引き起こす場合がある⁷⁾.

その一方で, linear法を用いた場合には, 定常状態移行期による信号変化の影響を受けにくいといえる. しかし, 脂肪抑制画像を得るには周波数選択的脂肪抑制パルスにインバージョンリカバリーパルスを用い, 撮像条件に応じて, その後の励起パルスによる

Development of Fat Suppressed Three-dimensional T1-weighted Image Using Linear Filling Order for K-space

Tomoyuki Okuaki^{1, 2)} Shutaro Saiki^{1, 2)} Tetsuo Ogino¹⁾, Akira Suwa¹⁾, and Marc Van Cauteren³⁾

1) Philips Electronics Japan Medical Systems

2) Kanazawa University Graduate School of Medical Science

3) Philips Healthcare

Received July 11, 2008; Revision accepted February 3, 2009; Code No. 261

Summary

We have developed a sequence for abdominal examination that fat suppressed 3D-T1W by a linear filling order using an adiabatic pulse for frequency selective fat suppression. We simulated the change in fat signal using a linear method and checked the starting point of data filling for the null point using a phantom of different T1 values. We then checked the contrast between the fat signal and liver. After checking by using simulation, a clinical evaluation was done. The change in fat signal was mostly the same after the fourth shot, and we were able to estimate the null point of the fat signal by the following parameters: TR, FA, TFE factor, and shot interval. Consequently, we could control the starting point of data filling in k-space for fat suppression. The contrast between fat and liver was improved because noise was reduced by the linear method. The sequence developed with the linear filling order using frequency selective fat suppression pulse proved to be useful.

Key words: fat suppression, linear, three-dimensional T1-weighted image, filling order, sequential

別刷資料請求先: 〒108-8507

東京都港区港南 2-13-37

フィリップスエレクトロニクスジャパンメディカルシステムズ 奥秋知幸 宛

脂肪信号の緩和を考慮してk空間にデータ充填する必要がある。

そこで、本研究では臨床における検査で多用される3DT1Wにおいて、画質と脂肪抑制効果を両立させることを目的とし、linear法を用いた脂肪抑制併用3D-T1 turbo field echo (3D-T1TFE)法のシーケンス開発を行った。また、linear法における脂肪抑制技術やデータ充填法の違いが画像に与えるコントラストの影響について検討した。

1. 使用機器

MR装置はAchieva NOVA dual 1.5T (フィリップスメディカル株式会社製)、クアドラチャータヘッドコイル(ファントム測定用)および4チャンネルSENSE-Bodyコイル⁸⁾(臨床画像用)とした。

使用ファントムはT1値の異なる希釈造影剤(Gd-DTPA)を用いた(Fig. 1)。各試料のT1値およびT2値をTable 1に示す。

2. データ充填法の違いと脂肪信号変化

low-high法およびlinear法におけるk空間へのデータ充填方法(Fig. 2)および脂肪抑制法の違いを示す(Fig. 3)。low-high法では、flip angle (以下、FA)が100°の周波数選択的パルスで脂肪信号を選択的に励起した後、k空間を低周波領域から高周波領域に充填する。一方、linear法ではFAが180°の周波数選択的的反転パルスを用い脂肪信号を選択的に反転し、k空間を高周波領域からデータ充填を行う。

linear法における周波数選択的的反転パルス後の脂肪信号の変化は、スライス励起パルスの影響により、null pointまでは自由緩和よりも速く、null point後は緩和が阻害されるために、自由緩和よりも遅くなるために注意が必要となる^{9~11)}。

この影響により、反転直後における脂肪信号の変化は下記の式で表すことができる。

周波数選択的的反転パルス後から最初の励起パルス直前における信号強度(M)は、パルス印加前の信号をM₀、repetition timeをTR、脂肪のT1値をT1とした場合、式(1)で表される。

$$M = M_0 - 2M_0 \exp(-TR/T1) \dots\dots\dots (1)$$

また、励起RFパルスをn回印加した場合の信号強度(M_n)は、直前の信号強度に対し、α度のRFパルスを印加することにより、式(2)で示すことができる。

$$M_n = (M_0 - (M_0 - M_{n-1}) \exp(-TR/T1)) \cos \alpha \dots\dots\dots (2)$$

その後、α度のRFパルスをn回印加(TFE factor)し

Fig. 1 Phantom including fat, water, and different T1 value.

Table 1 T1 and T2 values of phantom.

Phantom	Fat	Water	1	2	3	4
T1 (ms)	248.3	4095.0	178.8	47.5	1011.9	595.2
T2 (ms)	54.5	1928.0	163.7	40.8	878.0	528.5

Number of phantom means position of phantom in Fig. 1.

た後、次の周波数選択的的反転パルスまでのdelay timeにおける信号緩和(M_{nextshot})は、自由緩和となるため、式(3)で表すことができる。

$$M_{\text{nextshot}} = M_0 - (M_0 - M_{\text{TFE factor}}) \exp(-Si/T1) \dots (3)$$

ただし、ここでのM_{TFE factor}は、式(2)においてα度RFパルスをn回印加した場合のM_nとする。また、Siはショットインターバルを示し、1ショット目以降は、式(3)で得られた信号強度を式(1)のM₀に代入することで計算することができる。なお、今回はspoiled RFを用いていることやTRが十分に短いことなどから、T2の影響は無視するものとした。

これらの信号変化を考慮し、脂肪のnull pointをk空間低周波領域に充填することで、linear法においても脂肪抑制が可能と考えられる。

また、息止め検査における撮像時間短縮やシーケンスの開発を行った。この方法により、linear法であっても撮像条件にとらわれずに、常に脂肪抑制画像を得ることが理論上可能となる。

3. 検討項目

3-1 linear法における脂肪信号変化のシミュレーション

上記(1)、(2)、(3)式を用い、シミュレーションによ

Fig. 2 Comparison of filling order in k-space.
(a) Low-high order
(b) Linear order

Fig. 3 Comparison of fat suppression technique.
(a) Low-high order
(b) Linear order
The schema of the top is pulse sequence, middle is change of signal, and bottom is filling to k-space. In linear order, the fat signal of the null point is filled in the center of k-space ($k=0$).

り連続する各ショットにおける脂肪のnull pointを求めた。想定したシーケンスは、spoiled RFタイプのグラジエントエコー法であるT1-turbo field echo(以下、T1-TFE)法を用いた。シミュレーションの条件については後述する。

3-2 null point決定のためのデータ充填スタートポイントについて

null pointの信号をスライスエンコードの最も低周波領域にデータ充填する方法に関して検討を行った。全スライスエンコードを100%とした場合、脂肪のnull pointがスライスエンコードの50%部分にデータ充填されるように、データ充填開始のポイントをasymmetric factorと定義した。全スライスエンコードのデータを取得する場合には1.0とし、50%のデータ取得を行う場合を0.5とした。スタートポイントの位置を変化させ、シミュレーション結果とファントム撮像における脂肪抑制効果を検討した。撮像条件は3D-T1-TFE, FA=10°, T1fat=250ms, TR=4.5ms, shot interval=44.7msとした。T1fatは脂肪のT1値を示す(以下、T1fat)。TFE factorに関しては、asymmetric factor

を変化させることで、スライスエンコードの数を変化するため、その都度変更した。

3-3 脂肪以外の組織とのコントラストについて

3-2で得られた結果をもとに、脂肪以外の組織の信号強度変化についてファントム測定を行った。通常の検査において、脂肪抑制とともに組織コントラストは重要であるため、脂肪信号とT1値の異なるGd希釈造影剤ファントムとのコントラストおよび、各希釈造影剤ファントムどうしのコントラストについて検討を行った。このとき、コントラスト雑音比(以下、CNR)の計算式には、組織間測定法(空中信号)である下記を用いた¹²⁾。

$$\text{CNR} = ((S_a - S_b) / S_{\text{air}}) \cdot (\pi/2)^{1/2} \quad \dots\dots\dots (4)$$

充填方法をlow-highおよび脂肪抑制をCHESパルスにした従来法の結果とも比較した。このとき、肝臓および脾臓のT1値は500msおよび600msと想定し、ファントム内の試料4を対象とした。また、造影剤注入後の信号変化を想定し、ファントム内の試料2を対象とした。

Fig. 4 Fat signal change of linear filling order method (1).

3-4 ボランティア撮像

この研究に対する説明を行い、撮影施設の規定に沿って同意を得たボランティアに対し上腹部の撮像を行い画像の比較を行った。

肝臓検査において、造影検査が必要と判断された症例に対し、撮影施設の倫理委員会了承の下、事前に説明し書面による同意を得た症例に対し、今回開発したシーケンスにて撮像を行った。肝臓検査に関しては、息止めでの撮像が要求されるため、asymmetric factorの設定を行い、短時間での撮像を優先した下記のような撮像条件とした。T1-TFE, field of view=375mm, matrix=304×212(512zip), TFE factor=38, FA=15°, SENSE factor=1.7, echo time=2.2ms, TR=4.5ms, asymmetric factor=0.75, slice thickness=2.5mm, number of slice=80.

4. 結果

4-1 linear法における脂肪信号変化のシミュレーション

TFE factor=24, FA=15°, T1fat=230ms, TR=5ms, shot interval=82msの撮像条件でシミュレーションを行った。1ショットから4ショットまでの、各ショットにおける脂肪信号強度変化の様子をFig. 4に示す。脂肪の信号がすべて回復する前に、周波数選択的反転パルスが印加されるために、各ショットにおける脂肪の信号強度変化が異なることが分かる。また、TFE factor=24, FA=20°, T1fat=230ms, TR=5ms, shot interval=52msにおける各ショットの信号強度変化の様子をFig. 5に示す。Fig. 4と同様に、最初のショットにおける信号変化は大きいですが、4ショット以降の信号

Fig. 5 Fat signal change in each shot (2).

変化はほぼ同じであることが分かる。シミュレーションにおける結果では、4ショット以降は9番目のRF印加後のエコー収集時に脂肪信号はnull pointになっているのが分かる。

4-2 null point決定のためのデータ充填スタートポイントについて

シミュレーションおよびファントム測定における主な撮像条件と結果をTable 2に示す。asymmetric factorを変化させることで、スライスエンコード数も同時に変化するため、TFE factorの値が変化することとなる。また、従来法である、充填方法をlow-highおよび脂肪抑制をCHESSパルスを用いて撮像した結果も示す。asymmetric factorが0.65の場合に、シミュレーションでは18番目のRFがnullになるタイミングであり、実際の撮像においても18番目のデータ充填がk空間の中心となる。その他のasymmetric factorでは、

Table 2 Estimation of null point by simulation and fat signal intensity by phantom study.

Filling order	FA (degree)	TR (ms)	Asymmetric factor	TFE factor	Null point by simulation (number of RF)	Fat signal by phantom study
linear	10	4.5	1	80	19.6	8054.38
linear	10	4.5	0.95	76	19.4	7330.62
linear	10	4.5	0.9	72	19.1	6642.47
linear	10	4.5	0.85	68	18.9	5640.24
linear	10	4.5	0.8	64	18.6	4146.14
linear	10	4.5	0.75	60	18.2	2923.73
linear	10	4.5	0.7	56	17.9	1893.46
linear	10	4.5	0.65	52	17.5	546.17
low-high	10	4.5	—	40	—	1093.47

脂肪信号がnull point時にk空間の中心へデータ充填されているものの、TFE factorが大きいことから、緩和した脂肪信号がnull point充填後のk空間に充填されることで、脂肪信号の上昇をきたすこととなる。この結果は実際のファントムにおける信号測定の結果と一致した。

4-3 脂肪以外の組織とのコントラストについて

ファントムによるlinear法とlow-high法における脂肪と肝臓のコントラストの違いをFig. 6に示す。なおlinear法は、4-2における結果から、asymmetric factorを0.65にした場合の条件を用いた。CHESSパルスを用いたlow-high法の充填法では、TFE factorを40とし、linear法との比較を行った。脂肪と肝臓のT1値を想定した試料4のファントムとの比較では、それぞれCNRが202.5と108.0であり、linear法でのコントラストが優れていた。また、造影剤と肝臓の信号を想定した試料2と試料4においては、それぞれ242.9と106.5であり、同じくlinear法のコントラストが優れていた。試料2および4には、脂肪は含まれておらず、脂肪信号とは関係なくlinear法のコントラストが向上しているのが分かる。

4-4 臨床画像

ボランティア画像をFig. 7に示す。low-high法では、SENSEを使用していることもあり、特に画像の中心ではややノイズが目立つ。また、肝内の血管および門脈と肝実質における境界の描出もlinear法が鮮明であるのが分かる。

ガドキセト酸ナトリウム造影剤(Gd-EOB-DTPA)による造影15分後にlow-high法とlinear法にて撮像し、比較した画像をFig. 8に示す。linear法では腫瘍辺縁の信号がより鮮明に描出されているのが分かる。

Fig. 6 Comparison of contrast-to-noise ratio in the linear method and low-high method. Sample 4 means T1 value of liver, and sample 2 means T1 value of contrast medium.

5. 考 察

脂肪抑制効果を重視するために、特に腹部の息止め検査などのグラジエントエコー法では、k空間の中心からデータ充填するlow-high法が用いられている。これは安定した脂肪抑制画像が得られるという利点があるためである。しかし、脂肪以外の信号に注目した場合、k空間における低周波成分と高周波成分の信号変化は、定常状態移行期の信号が充填されることから、その差は大きくなり、linear法と比較すると画像がボケやすくなるともいえる。また、渦電流の補正がされているものの、撮像条件によっては、linear法よりもその影響を強く受けることになり、画像のボケの一因となることが考えられる。

linear法の場合には、周波数選択的反転パルスを用いており、脂肪信号がnullになるタイミングをk空間の低周波領域に充填しなければならず、脂肪信号の縦磁化の変化を撮像条件ごとに考慮する必要がある。しかし、k空間に充填される定常状態移行期の信号変

Fig. 7 Volunteer images comparing the linear method and low-high method.

(a) Low-high order
(b) Linear order

a | b

Fig. 8 Clinical images comparing the linear method and low-high method.

(a) Low-high order
(b) Linear order

a | b

化の影響が画質に与える影響はlow-high法よりも少なくなるものと予想される。

また、linear法における脂肪信号の縦磁化の変化は、撮像条件のうち、TR、FA、TFE factor、ショットインターバルの値から計算することができ、これを調整することで、脂肪信号のnull pointをk空間低周波領域に充填することができる。今回はスライスエンコード数のasymmetric factorを用いて、スライス方向のエンコード数を減少させ、null pointの調整を行った。この方法はスライスエンコード数を減少させることから、撮像条件の制限が生じるとともに、k空間のデータサンプリング数が減ることから画質の低下が懸念される。しかし、励起パルス後の自由緩和の時間を変更することで、スライスエンコードを減少させなくてもnull pointのタイミングをk空間低周波領域に合わせることが可能であり、撮像条件の制限に大きな影響

を与えるものとは思われない。また、インバージョンリカバリーパルスは一般的にsincパルスよりも均一に反転が可能であるadiabaticパルス^{13, 14)}を脂肪周波数選択的にして用いている。Adiabaticパルスを用いることで、B1不均一の影響を受けづらく、より均一な脂肪抑制が可能であると考えられる。

また、臨床画像上でのコントラストを考えた場合、脂肪組織以外の信号強度変化も重要である。T1値が100msおよび500msを想定した場合での7ショット目の信号強度変化についてシミュレーションを行った(Fig. 9)。T1値以外の撮像条件は、TFE factor 40, FA 10°, TR=4.5ms, shot interval=50msである。

この計算結果から二つの組織のコントラストを $\text{Contrast} = (S_{100} - S_{500}) / (S_{100} + S_{500})$ で求めた。最初のRF後および、この条件でlinear法にて脂肪信号がnullになる13番目のRF後のコントラストはそれぞれ0.297お

Fig. 9 Simulation of signal change in comparison of different T1 values.

Fig. 10 Images of comparison of filling order using a homemade phantom.
(a) Low-high order
(b) Linear order

よび0.291であり、ほぼ同じであるといえる。一方、最初の信号がk空間の中心に充填されるlow-high法と定常状態移行期の信号がk空間の中心に充填されるlinear法ではショット内での信号強度差に違いが出る。T1=100msの信号のシミュレーションの場合では、low-high法では11%の信号差に対して、linear法では約5%の信号差であった。このことからlow-high法ではlinear法と比較して、画像上にボケが発生しやすい原因となることが分かる。

実験4-3においては、linear法とlow-high法にて大きなCNRの違いがあった。今回は組織間測定法(空中信号)で比較したが、同時に測定した空気中の信号強度は、low-high法がlinear法と比較して約1.8倍高かった。この値がコントラストの大きな差として表れたといえるが、signal-to-noise ratio (SNR)の低い画像では画質に大きく影響を与えるものと考え、これは、linear法を用いることで渦電流の影響が低下し、SNR

が改善された影響と考えられる。Fig. 10は同じ撮像条件で、充填方法のみを変更させて撮像した自作ファントム像である。low-high法ではノイズが多くみられるのが分かる。この影響は臨床画像の結果からも明らかであり、スライスエンコード方向のグラジエントの変化が少ないことや定常状態移行期の信号変化が少ないことなどが画質向上に寄与しているものと考えられる。

null pointが何番目のエコー収集時になるのかを簡便に求めることは、撮像条件を決定するうえで重要である。しかし、ショットごとにnull pointのタイミングを計算にて求めることが可能である。本検討では、前述の脂肪信号変化を撮像条件から推定し、脂肪のnull pointを推定することで、linear法における良好な脂肪抑制画像の撮像を可能とした。

7. 結 論

脂肪抑制3D-T1Wグラジエントエコー法におけるlinear法でのk空間データ充填のシーケンス開発を行った。本法は、脂肪抑制時における画質改善が期待され、臨床応用に有用であると考えられる。

謝 辞

この研究を行うにあたり、協力をいただいた熊本中央病院放射線科 野田誠一郎氏および豊成信幸氏に深謝します。

参考文献

- 1) Leyendecker JR, Gakhal M, Elsayes KM, et al. Fat-suppressed dynamic and delayed gadolinium-enhanced volumetric interpolated breath-hold magnetic resonance imaging of cholangiocarcinoma. *J Comput Assist Tomogr* 2008; 32(2): 178-184.
- 2) 杉村和朗 監訳. 標準MRI 画像・図から学ぶ基礎と臨床応用. オーム社, 東京, 2004: 234-235.
- 3) 宮崎 功, 木内信司, 丸山 靖, 他. 造影MRAにおけるparadoxical suppressionの影響. *日放技学誌* 2001; 57(11): 1387-1394.
- 4) Mitchell DG, Stolpen AH, Siegelman ES, et al. Fatty tissue on opposed-phase MR images: paradoxical suppression of signal intensity by paramagnetic contrast agents. *Radiology* 1996; 198(2): 351-357.
- 5) Zuiani C, Bendini M, Meduri S, et al. Magnetic resonance with fat-saturation sequences in studying the upper abdomen: the normal semeiological aspects. *Radiol Med* 1996; 91(4): 405-412.
- 6) Haase A, Frahm J, Hänicke W, et al. 1H NMR chemical shift selective (CHESS) imaging. *Phys Med Biol* 1985; 30(4): 341-344.
- 7) 室伊三男. k空間とパルスシーケンス(MRシリーズ). *日放技学誌* 2003; 59(8): 904-912.
- 8) Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, et al. SENSE: sensitivity encoding for fast MRI. *Magn Reson Med* 1999; 42(5): 952-962.
- 9) Look DC, Locker DR. Time saving in measurement of NMR and EPR relaxation times. *Rev Sci Instrum* 1970; 41(2): 250-251.
- 10) Deichmann R, Hahn D, Haase A. Fast T1 mapping on a whole-body scanner. *Magn Reson Med* 1999; 42(1): 206-209.
- 11) Li W, Scheidegger R, Wu Y, et al. Accuracy of T1 measurement with 3-D Look-Locker technique for dGEMRIC. *J Magn Reson Imaging* 2008; 27(3): 678-682.
- 12) 小倉昭夫, 前田富美恵, 宮井 明, 他. MRI臨床画像のCNR測定法に関する精度. *日放技学誌* 2004; 60(11), 1543-1549.
- 13) Skinner TE, Robitaille PML. General solutions for tailored modulation profiles in adiabatic excitation. *J Magn Reson Imaging* 1992; 98(1): 14-23.
- 14) Ugurbil K, Garwood M, Rath AR. Optimization of modulation functions to improve insensitivity of adiabatic pulses to variations in B₁ magnitude. *J Magn Reson Imaging* 1998; 80(3): 448-469.

図表の説明

- Fig. 1 脂肪, 水およびT1値の異なる試料のファントム
- Fig. 2 linear法とlow-high法におけるk空間データ充填の違いのシェーマ
(a) low-high法
(b) linear法
- Fig. 3 linear法とlow-high法における脂肪抑制法の違い
(a) low-high法
(b) linear法
上段のシェーマはパルスシーケンス, 中段のシェーマはそれに対応する信号強度変化を示し, 下段のシェーマはk空間への充填方法の違いを示す. Linear法においては, 脂肪信号がnullになるタイミングにk空間中心($k=0$)が充填される.
- Fig. 4 シミュレーションでのlinear法における各ショットでの脂肪信号変化(1)
- Fig. 5 シミュレーションでのlinear法における各ショットでの脂肪信号変化(2)
- Fig. 6 ファントムによるlinear法とlow-high法におけるCNRの違い
サンプル 4 は肝臓およびサンプル 2 は造影剤のT1値を想定した.
- Fig. 7 ボランティア画像におけるlinear法とlow-high法の画像の違い
(a) low-high法
(b) linear法
- Fig. 8 臨床画像におけるlinear法とlow-high法の画像の違い
(a) low-high法
(b) linear法
- Fig. 9 linear orderにおけるT1=100msおよびT1=500msを想定した場合の信号強度変化シミュレーション
- Fig. 10 ファントムによるlinear法とlow-high法におけるデータ充填方法の違いが画質に与える影響
(a) low-high法
(b) linear法
- Table 1 ファントム試料のT1値とT2値
ファントムの番号はFig. 1におけるファントムの位置を示す.
- Table 2 シミュレーションにおけるnull pointの推定とファントム測定による脂肪信号強度