原 著

MR angiographyを目的としたchemical shift selective saturation (CHESS)pulseの改良

石森佳幸・平賀 顯¹⁾・松田 豪²⁾・指江浩之論文受付
1999年6月21日論文受理
2000年3月11日

Code No. 261

福井医科大学医学部附属病院放射線部

1)京都大学医学部附属病院放射線部

2)GE横河メディカルシステム株式会社技術開発センター

緒 言

magnetic resonance imaging (MRI)では当初からイメージングにおける原理的な特徴から、血流の描出にさまざまな手法が試みられ、実用化され広く臨床で利用されるに至っている。その中でも、time of flight (TOF)を利用した手法は非侵襲的で頭部血管のスクリーニングなどに多くの施設で用いられている¹⁾。また、最近では躯幹部で呼吸による動きが問題となる場合、下肢などで広範囲に及ぶ場合など、より高速で詳細かつコントラストのよい撮像を求めて、造影剤を用いた手法により血管を画像化する方法が普及してきて

いる²⁾。これらMRを用いたangiography (MRA)では多くの場合、撮像範囲内をいくつかのスライスに分け、多層の画像から全体的な血管の走行をみるのに、その表示方法としてmaximum intensity projection (MIP)法が一般的に用いられているが、TOF法や造影法では物質のT₁値が強調されるので、元画像となる各スライス画像で脂肪などは高信号を呈し、MIP画像にそれらが投影され、本来目的とする血管の描出を阻害する場合が多々ある。これを防ぐために脂肪からの信号を抑制する手法もいくつか考案され、実践されている³⁻⁷⁾。

今回の検討では、脂肪抑制法の一つであるchemical

Improvement of Chemical Shift Selective Saturation (CHESS) Pulse for MR Angiography

YOSHIYUKI ISHIMORI, AKIRA HIRAGA,¹⁾ TSUYOSHI MATSUDA,²⁾ and HIROYUKI SASHIE

Radiological Center, Fukui Medical University Hospital

1)Radiology Center, Kyoto University Hospital

2)Advanced Technology Center, GE Yokogawa Medical Systems Co., Ltd.

Received June 21, 1999; Revision accepted March 11, 2000; Code No. 261

Summary

We improved the fat suppression technique based on chemical shift selective saturation (CHESS). To do this, we shortened the duration of the CHESS pulse to achieve a short repetition time (TR) for MR angiography (MRA). A short-duration CHESS pulse causes broad frequency band saturation, creating extensive offset from the resonance frequency of water. In our phantom experiment, the best parameters of the short-duration CHESS pulse were 3.84 ms in duration, -650 Hz in offset frequency from water resonance, and had a 130-degree flip angle. With this technique, MRA will be able to be carried out without a significant increase in TR. Thus, better vessel contrast will be maintained in time-of-flight (TOF) MRA or contrast-enhanced MRA when using the maximum intensity projection (MIP) method.

Key words: Magnetic resonance (MR) angiography, Fat suppression, Chemical shift selective saturation (CHESS), Time of flight, Flip angle

別刷資料請求先: 〒910-1193

福井県吉田郡松岡町下合月23

福井医科大学医学部附属病院 放射線部 石森佳幸 宛

Fig. 1 Theoretical illustration of CHESS. The magnetic resonance spectrum of the human body shows roughly two peaks. The gray zone will be saturated by the CHESS pulse.
 (a) Normal CHESS pulse saturates a narrow frequency band at -220 Hz offset from the water peak.
 (b) Our improved short-duration CHESS pulse saturates a broad frequency band, providing extensive offset from the water peak.

shift selective saturation (CHESS)法において、そのpulse印加方法を改良することによって、血管コントラストの変化、撮像時間の延長を極力抑えたまま、MIPで障害となる脂肪信号を抑制することが可能となったので報告する。

1. 使用機器

MRI装置：GE Signa Horizon 1.5T ver.5.7 (SR120)
 直径 20cm 球形塩化ニッケル水溶液ファントム (TLTファントム：GEYMS)
 ガドリニウム (Gd) 造影剤希釈蒸留水、食用油 (コーンオイル)

2. CHESSの改良法

水と脂肪の共鳴周波数は約3.5ppmずれており、静磁場強度1.5Tにおいては約220Hzの差となる。この場合、水、脂肪、両方を含む物質の大まかなプロトンMRスペクトルをみると、Fig. 1のように二つのピークを呈する。この周波数差を利用し、Fig. 1aのように水信号から -220 Hz offsetした周波数を中心に、saturation pulseを印加するのがCHESS法である。これは水信号に影響を与えないように狭い帯域で印加する必要があるため、印加時間は通常の励起pulseより長く、Signa 1.5TではSPGR法の場合、90度パルスの3.2msに対し、CHESS pulseは16msの印加時間を要する。

ここで、今回目的とするMRAにおいては、繰り返し時間 (TR) の延長は T_1 強調度を損ない血管コントラストの劣化を意味するので、CHESSの印加時間を極力短くすることを目指した。印加時間の短縮は、飽和される周波数帯域の広がりを意味し、水信号も抑制さ

れる危険性がある。そこで、Fig. 1bのようにCHESS pulseの中心周波数の水共鳴周波数からのoffsetを大きくしてこれを回避し、CHESSで飽和される帯域の裾野部分で脂肪を抑制した。また、CHESSのパルス形状はsinc形で、ゼロクロスポイント1cycle, sampling point 320は変えずに各実験を行った。

3. 実験方法

3-1 印加時間の変化と抑制帯域幅

TLTファントムを用い、MRIシステムの信号収集中心周波数を水に合わせ、CHESS pulseの水周波数からのoffset (以下、offset) を0から順次増加させ、水信号の大きさの変化を測定し、CHESS pulseの抑制周波数

帯域の形状を測定した。測定したCHESS pulseの印加時間は、通常使用している16ms、現システムにおける最短である1.92ms、およびその間をとって6.4ms、3.2msの4種について行った。

3-2 offset値と飽和度

3-2-1 粗調整

T_1 値を約800msに調整したGd造影剤希釈液 (脳実質の平均 T_1 値に近似) と、脂肪の代わりとしてコーンオイル ($T_1 \approx 200$ ms) を用いた。印加時間1.92ms、3.2ms、6.4ms、16msのCHESS pulseそれぞれについて、CHESSを用いないときの信号強度とoffsetを -220 Hz (通常のoffset値) からマイナス方向に変化させたときの各信号強度を測定し、それらの比から各offset値による信号飽和度を求めた。

3-2-2 微調整

粗調整で検討した4種の印加時間のうち、16msを除く三つのうち最も油の信号飽和度の高い印加時間について、その前後の印加時間を0.64msステップでとり、それぞれについて粗調整と同様に測定し、各offset値による信号飽和度を求めた。

3-3 flip angleと飽和度

実験3-2と同じファントムを用い、CHESS pulseのflip angleを通常使用されている94度から順次増加させ、水、油の信号強度の変化を測定し、各flip angleによる信号飽和度を求めた。用いたCHESS pulseは実験3-2-2の結果のうち最も油の信号飽和度の高い印加時間で、水信号に影響を与えないoffset値にて行った。

3-4 臨床応用

ファントム実験より得られた結果より、最適と思われる印加時間, offset, flip angleによるCHESS pulseを用いて、頭部3D TOF MRAを施行し、脂肪抑制をしないものと比較した。

4. 結果

4-1 印加時間の変化と抑制帯域幅

Fig. 2に各印加時間のCHESS pulseのpulse中心周波数での飽和効果を1.0として、各offset値での飽和効果をプロットした。印加時間の短縮に伴い、抑制帯域は広がった。プロファイルの半値幅は印加時間16msのとき180Hz, 6.4msのとき460Hz, 3.2msのとき960Hz, 1.92msのとき1,600Hzであった。またそのプロファイル形状は印加時間短縮に伴い、broadになっていることが確認された。

4-2 offset値と飽和度

Fig. 3にCHESS pulseのoffset値の違いによる水、油の信号飽和度を示す。Fig. 3a, bの粗調整における検討の結果、印加時間16msではoffset=220Hzのとき、油の信号飽和度は91%, 水は17%であり、offset=500Hz以上ではその効果にほとんど変化はみられず、油飽和度は8%, また水飽和度は14%存在した。そこで水飽和度を15%以内に抑えることを前提として、必要なoffset値を各測定結果より線形補間にて求めると、印加時間6.4msでは-505Hz, 3.2msでは-755Hz, 1.92msでは-1,210Hzであった。そのoffset値における油飽和度は、6.4msで44.6%, 3.2msで58.7%, 1.92msで43.3%であった。つまり、通常の16msより短い時間でCHESSを用いた場合、3種類の印加時間の中では3.2msが最も油の信号飽和度が高かった。

次にCHESS pulseの印加時間を2.56ms, 3.84ms, 4.48msについて同様の検討を行った。その結果を3.2msの結果と合わせて、Fig. 3c, dに示す。同じく水飽和度が15%のoffset値は、4.48msでは-570Hz, 3.84msでは-655Hz, 2.56msでは-894Hzで、そのときの油飽和度は3.84ms時が最も高く61%であり、今回検討した印加時間の中で最も高い油の信号飽和度を示した。

以上の結果をまとめてTableに示す。

4-3 flip angleと飽和度

Fig. 4に印加時間3.84ms, offset=650HzのCHESS pulseのflip angleの変化と水、油の信号飽和度の変化を示す。flip angleの変化による信号飽和度の変化はあまりみられず、flip angle 94~180度の範囲内ではその差は水で15%以内、油で11%以内の範囲に収まっ

Fig. 2 Frequency distribution of the saturation effect by CHESS pulse at several durations.

た。ただ、水の信号飽和度は、flip angle 150度以上で若干高くなり、180度のとき28%にまで上がった。一方、油の信号飽和度は、flip angle 130度のときが最も高く65%であった。逆にそれ以上flip angleを大きくしても油飽和度は悪くなり、180度では54%であった。flip angleについては120~130度が水飽和度が低くかつ高い油飽和度が得られ、最も効果的である。

4-4 臨床応用

Fig. 5a, b, cにボランティア頭部3D TOF MRAにてCHESSを用いないものと、Fig. 5d, e, fに印加時間3.84ms, flip angle 120度, offset=650HzのCHESSを用いたものの比較を示す。その他のパラメータは同一とした。眼窩脂肪のintensityをみると、MIPにて障害となる眼窩脂肪が十分抑制され、眼動脈が描出されている。

5. 考察

脂肪抑制法はもともと、脂肪からの信号を抑え、その存在の有無の検索や障害陰影の除去の目的に利用され、各手法において最もよい効果が得られる方法が講じられてきた。今回検討した手法は、MRAにおいて障害となる脂肪信号の抑制が目的であり、その利用はおもにMIP画像において効果を表す。つまり、血管以外の背景組織が一様に飽和されればよいわけで、脂肪からの信号を完全に抑制する必要はない。今回の結果からは3.84msの印加時間で65%程度の脂肪抑制度が実現され、MIP時に障害となる脂肪信号を十分抑制することが可能であった。16msのCHESS pulseを用いた場合、本システムでの頭部3D TOF MRAの場合、最短TRは42msであるが3.84ms CHESS pulseであれば31msまで短縮可能で、TOF MRAに必要なshort TRを極力損わず、撮像時間の延長も最小限ですむ。その分、

Fig. 3 Saturation effect of the CHES pulse at various durations and offset frequencies from water. 1.92 ms is the minimum duration and 16 ms is the normal duration of the CHES pulse in our MR system. Each figure shows signal intensity with the CHES pulse relative to that without the CHES pulse.

(a), (b) Coarse adjustment of CHES pulse duration.

(c), (d) Fine adjustment of CHES pulse duration.

(a), (c) Phantom material is water.

(b), (d) Phantom material is oil.

Table Relation between offset frequency and saturation effect on oil. Offset frequency is at the point of no effect on water saturation (15% water saturation point), and the saturation effect on oil is at the same offset frequency.

Duration of CHES pulse (ms)	Offset frequency of no effect to water saturation (Hz)	Saturation effect on oil (%)
1.92	-1210	43.3
2.56	-894	58.0
3.20	-755	58.7
3.84	-655	61.0
4.48	-570	58.9
6.40	-505	44.6
16.0	-276	77.9

magnetization transfer (MT) pulseを追加してさらなる血管コントラストの向上に利用することも可能である¹⁾.

ここで、実験3-1で求めた4種のCHES pulseについて、その周波数プロファイルと水、脂肪のスペクトルのシミュレーションを重ねてFig. 6に示す。この図

では静磁場の均一度を3ppm(水信号の半値幅で196Hz)としてローレンツ形でスペクトルを描いており、スペクトルは物質の T_2 値に反比例して裾野が広がるので⁸⁾、脂肪のスペクトルの半値幅は水の半値幅の1.25倍で245Hzとした。また、各CHES pulseのプロファイル

Fig. 4 Saturation effect of the CHESS pulse at various flip angles. Duration is 3.84 ms, and offset frequency from water is -650 Hz.
 (a) Signal of water with CHESS relative to that without CHESS.
 (b) Signal of oil with CHESS relative to that without CHESS.

Fig. 5 MIP images of a volunteer's head (3D TOF MRA) without CHESS and with improved CHESS. The arteries are not well visualized without CHESS in (a), (b), and (c), but are well visualized with the improved CHESS technique in (d), (e), and (f). The parameters of the CHESS pulse were 3.84 ms in duration, -650 Hz in offset frequency from water resonance, and has a 120-degree flip angle. The same parameters were used except for CHESS, as follows: FOV 22×16 cm, matrix 512×224, TR/TE/FA 34/3.1/30, 1 NEX, slice thickness 0.9 mm, slab partition 32×3, overlap 4, receive band width ±31.2 kHz, Ramp RF, FC, VB, ED, Sat S.

a	d
b	e
c	f

Fig. 6 Simulation of CHESS saturation effect at various pulse durations. The black area is the saturated part of the water signal obtained by CHESS, and the black and gray area is the saturated part of the fat signal. Water and fat spectra are drawn based on the Lorenz distribution when field homogeneity is 3 ppm. Figures show (a) 1.92 ms, (b) 3.2 ms, (c) 6.4 ms, and (d) 16 ms duration CHESS pulses.

a	b
c	d

の水周波数からのoffsetは印加時間16msのFig. 6dについては-220Hz, その他についてはTableで示した周波数で描いている。この図で黒く塗りつぶした部分はCHESSによって抑制される水信号の部分, 黒く塗りつぶした部分と灰色で塗りつぶした部分の合計はCHESSによって抑制される脂肪信号の部分に相当する。Fig. 6dのように通常のCHESSは脂肪信号のピーク部分に中心的に印加され, その主要な周波数成分を抑制するが, そのスペクトルすべてを均等に抑制するものではない。印加時間を短くすることにより帯域は拡がり, 脂肪スペクトルの低周波側をより多く網羅することが可能となり, また, プロファイルの平坦な部分, つまり均一な抑制効果が得られる周波数帯域も拡がる。しかし, その一方で高周波側の裾野も拡がり, 水信号の抑制をある限度に抑えるためには大きなoffsetが必要となるため, 極端に短い印加時間ではかえって脂肪抑制効果が薄れてしまう。このようなことから, 今回の検討においては印加時間3.84msに脂肪抑制度の極大値がみられたと思われる。検討に用いたMR装置ではパルス形状やresolutionを変化させない場合でも, 0.32msステップで印加時間は可変であったの

で, 最も効果の高い印加時間, offset周波数はより厳密な検討が必要かもしれないが, 実際の生体においては, その時々状態によって磁場均一性も変わり, 頭部で4ppm, 腹部で7ppm程度にまでなることも考えられるので⁹⁾, 脂肪スペクトルがより拡がる可能性や短時間撮影が目的であることを考慮するとCHESS pulseの印加時間としては2~3ms程度が適当かもしれない。

flip angleについては他の印加時間のCHESS pulseについても検討したが, ここで示した3.84msのものとはほぼ同様の結果が得られているので, 120~130度という値は妥当と考える¹⁰⁾。

また, out phase TEを選んで脂肪信号を抑制する手法がよく用いられるが, TEが延長するとdephaseの影響で, 血管内の信号に不均一が生じることがよく知られている^{11, 12)}。その脂肪抑制度もわれわれの検討では33%であり, 本手法はそれを上回っており, かつTEは最小値を使用することが可能である。

しかし, chemical shiftを利用した方法であるから, 本来のCHESS同様のデメリットにも遭遇する。その最も重要な問題は, 磁場の不均一に敏感であることが

挙げられる。頭部3D TOFによるMRAの際、副鼻腔内の空気等で磁場均一性が損なわれ、周辺の骨の脂肪信号が高く現れることもあり、その際は後処理によるtarget MIPが必要となきも何度か経験する。だがそれも従来のCHESS法に比べれば、周波数選択性に乏しい本手法は従来法よりは磁場不均一に起因する脂肪抑制効果の不均一も緩やかで、アーチファクトとしても穏やかである。もう一つCHESS法にとって避けられない問題は、水信号への抑制が少なからず必ず起きるという点である。これによる血管描出能への影響は、背景の実質組織にも一様に抑制が起きるのでコントラストという点ではさほど問題ではないが、SN比を下げることは避けられないので、血流速度の遅い末梢の細い血管のように信号強度の低い部分の描出能を若干悪くする危険性も示唆される。

以上のような点を考慮して、他のMRI撮像法同様の適応を見極め、その効果をうまく利用すれば、本手法は頭部3D TOF法に限らず、脂肪抑制度が低くても、より高速撮像が望まれる場合には適応可能で、造影剤を用いたMRAにおいても、従来の16ms CHESS pulseより高い血管描出能が期待できるであろう。

6. 結 語

MRAを目的に高速性を優先させるため、印加時間を短縮したCHESS pulseによる脂肪抑制法を検討した。印加時間3.84msで水の共鳴周波数より-650Hz offsetさせ、flip angle 130度のCHESS pulseにおいて約65%の脂肪抑制効果が得られた。これにより、TRの延長を極力抑え、最短TEによるMRAが実現され、MIP時に障害となる脂肪信号を抑制することができた。

謝 辞

本研究にご協力をいただきました福井医科大学医学部附属病院放射線部、京都大学医学部附属病院放射線部、GE横河メディカルシステム株式会社技術開発センターの皆様に感謝申し上げます。

なお、本研究の要旨は、第26回日本磁気共鳴医学会大会(1998年9月、京都)、第26回日本放射線技術学会秋季学術大会(1998年10月、札幌)、第55回日本放射線技術学会総会(1999年4月、東京)にて発表した。

また、本法はGE横河メディカルシステム株式会社よりBroad band CHESSとして特許出願(出願番号：特願平10-269757)申請中である。

参考文献

- 1) Lin W, Tkach JA, Haacke EM, et al.: Intracranial MR angiography: Application of magnetization transfer contrast and fat saturation to short gradient-echo, velocity-compensated sequence. *Radiology*, 186, 753-761, (1993).
- 2) 高原太郎, 大淵真男, 高橋光幸: 3D造影MRA. 映像情報(M) 臨時増刊号ルーチンクリニカルMRI97~98, 28(25), 81-90, (1997).
- 3) 畑 雄一, 多田信平: 脂肪抑制画像. 画像診断, 14, 48-54, (1994).
- 4) Dixon WT: Simple proton spectroscopic imaging. *Radiology*, 190, 189-194, (1984).
- 5) Bydder GM and Young IR: MR imaging: Clinical use of the inversion recovery sequence. *J Computer Assist Tomogr*, 9, 659-675, (1985).
- 6) 加藤丈司, 川村義彦: spectral selective inversion pulseを併用した造影3D MR angiography. 日放技学誌, 54(5), 624-629, (1998).
- 7) 土橋俊男, 吉澤賢史, 榎 利夫, 他: spectrally selected inversion recovery pulseを用いた脂肪抑制の検討. 日放技学誌, 54(5), 646-652, (1998).
- 8) 福田信男, 福田 寛: 第2章 MRS生体核磁気共鳴スペクトル法の基礎. PET & MRSポジトロン核医学と生体核磁気共鳴スペクトル法(MRS編), pp.47-114, アイピーシー, 東京, (1990).
- 9) Schneider E and Glover G: Rapid in vivo proton shimming. *Magn Reson Med*, 18, 335-347, (1991).
- 10) 児玉潤一郎, 高橋和榮, 加賀勇治: SAT pulseのflip angleの違いによる脂肪抑制効果. 日放技学誌, 50(8), 992, (1994).
- 11) 小玉隆男, 宮本浩仁, 楊 徳文, 他: 小型傾斜磁場コイルを用いた頭部short TE 3D time-of-flight MR angiography. 日磁医誌, 18(7), 400-408, (1998).
- 12) Schmalbrock P, Yuan C, Chakeres DW, et al.: Volume MR angiography: Methods to achieve very short echo times. *Radiology*, 175, 861-865, (1990).

図表の説明

Fig. 1 CHESSの概念図.

水、脂肪両方を含む組織のMRスペクトルは大まかに二つのピークを呈し、通常のCHESSは(a)のように脂肪の共鳴周波数に狭い領域でsaturation pulseが印加される。今回は印加時間短縮に伴って広範化する飽和領域により水信号が飽和されないようにoffset周波数を大きくとる。

Fig. 2 いくつかの印加時間によるCHESS pulseの抑制周波数特性。CHESS pulseの中心周波数よりoffsetすることにより信号飽和度は下がり、そのプロファイルは印加時間の短縮とともに広がる。

Fig. 3 CHESS pulseの各印加時間におけるoffset値と水、油の信号飽和度。CHESSを用いないときの信号強度を1.0としたときの相対信号強度を表している。1.92msは現システムにおける最短印加時間、16msは通常の印加時間である。(a)、(b)印加時間の粗調整の結果、(c)、(d)は微調整の結果を表し、(a)、(c)のグラフは水、(b)、(d)のグラフは油の相対信号強度をCHESSを用いないときの信号強度を1.0として表している。

Fig. 4 CHESS pulseのflip angleと信号飽和度の関係。CHESSを用いないときの信号強度を1.0としたときの相対信号強度を表している。用いたCHESS pulseの印加時間は3.84ms、offset値は-650Hz。

Fig. 5 ボランティア頭部の3D TOF MRAの比較。CHESSを用いないとき(a),(b),(c)では眼窩および皮下の脂肪により血管抹消部の描出が不良であるが、CHESSを用いた(d),(e),(f)ではより抹消まで観察できる。CHESS pulseの印加時間は3.84ms、offset値は-650Hz、flip angleは120度。CHESS pulse以外のパラメータは同一で以下の通り。FOV 22×16cm, matrix 512×224, TR/TE/FA 34/3.1/30, 1NEX, スライス厚 0.9mm, slab partition 32×3, overlap 4, receive band width ±31.2kHz, ramp RF, FC, VB, ED, Sat S。

Fig. 6 CHESS pulseの周波数特性と水、脂肪信号スペクトルの関係のシミュレーション。黒く塗りつぶした領域はCHESSによって抑制される水信号の成分、黒く塗りつぶした部分と灰色に塗りつぶした部分を合わせた領域はCHESSによって抑制される脂肪信号の部分に相当する。静磁場均一度を 3ppmとしてローレンツ形で水、脂肪のスペクトルを描いている。各グラフで描いたCHESSの印加時間は(a)1.92ms、(b)3.2ms、(c)6.4ms、(d)16ms である。

Table CHESS pulseの印加時間と各々の水信号に影響を与えない(15%の飽和度)offset値、そのときの油の信号飽和度の関係。