The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	短時間撮影T2強調画像としてのLow Flip-Angle Spin-Echo法-基礎的研究および肝腫瘤性疾患にたいする臨床的研究-
Author(s)	安井, 清; 杉村, 和朗
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1991, 51(9), p. 1017-1026
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/20449
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

https://ir.library.osaka-u.ac.jp/

The University of Osaka

日本医放会誌：51（9），1017—1026，1991（平3）

短時間撮影 T_2強調画像としての Low Flip-Angle Spin-Echo 法

—基礎的研究および肝腫瘤性疾患にたいする臨床的研究—

島根医科大学放射線科（主任：石田哲哉教授）
安井　清　杉村和朗

（平成2年7月30日受付）
（平成2年12月7日最終原稿受付）

Low Flip-Angle Spin-Echo Imaging of the Liver

Basic Study and its Application to Hepatic Space-Occupying Lesions

Kiyoshi Yasui and Kazuro Sugimura
Department of Radiology, Shimane Medical University
(Director: Prof. Tetsuya Ishida)

Research Code No. : 514.9

Key Words : MR imaging, Liver neoplasm, Fast imaging

Dependence on T_1 contrast can be reduced by changing the excitation flip angle. Low flip-angle spin-echo imaging can reduce imaging time because repitition time (TR) is reduced. The authors assessed the efficacy of low flip-angle spin-echo images in phantoms and in liver. MR phantoms made from polyvinyl alcohol gel to model the properties of normal liver, HCC, and hemangioma were scanned with various flip angles at TR 2400 and 1200 msec. Measured signal intensities fitted well with theoretical values. The T_1 contrast of signal intensity decreased as the flip angle was reduced, accompanied by a decrease in signal-to-noise ratio (S/N).

Thirty patients with hepatic space-occupying lesions (23 with HCC, three with metastases and four with hemangioma) were studied by conventional SE (CSE) at 2400/60/2 (TR/TE/NEX [number of excitations]) (10 min 46 sec imaging time) and low flip-angle SE (LFSE) at 1200/60/30°/2 (TR/TE/FA/NEX) (5:20) and/or 1200/60/30°/4 (10:18). The sensitivity of CSE in detecting lesions was 93% (44/47). It was 92% (35/38) for LFSE with two NEX and 94% (34/36) for LFSE with four NEX pulse sequences. The contrast-to-noise ratio (C/N) for images (HCC/liver, hemangioma/liver) obtained by LFSE with four NEX was significantly higher than that for those obtained by CSE (4.8 vs 3.5, $p<0.01$; 13.4 vs 9.7, $p<0.01$, respectively). Although the C/N (lesion/liver) for LFSE with two NEX sequences was lower than that of CSE for any type of lesion (3.0 vs 3.5 for HCC; 5.1 vs 6.3 for metastases; 8.3 vs 9.7 for hemangioma), the difference was not significant. Although reducing the flip angle from 90° to 30° with two NEX resulted in a decrease in S/N (10.7 to 8.9 for HCC; 15.3 to 11.9 for metastases; 20.0 to 18.1 for hemangioma; 7.4 to 6.3 for normal liver; 10.7 to 10.1 for spleen), the difference was not significant.

For hepatic space-occupying lesions, low flip-angle spin-echo imaging is useful to obtain T_2-weighted images in a shorter imaging time without sacrificing lesion detectability.

1. 緒　言

MRI はコントラスト分解能にすぐれた画像を任意の断層面で得ることができるため，多くの臓器で有用な診断法となっている．肝臓においても腫瘤性病変診断における有用性は高く評価されている[1)~5)]．現在数多くの撮影法が開発されているが，とりわけスピンエコー法による T_2強調像は病巣の高い検出率と組織学的特異性を有するため，欠くことができない撮影法であるとされている．しかしながら一般に使用されている long TR, long TE スピンエコー法は収集時間が長くなるため，重症患者や小児患者の場合，体動アーチファクトのため不十分な画像しか得られないことが多い．また1時間程度の時間内で検査を終了しなければならない場合が多いので，撮影回数が制限され，多方向の T_2強調画像が得られない事が多い．そこで fast scan 法として gradient echo 法[6)~8)]が開発されている．しかしながらスピンエコー法と異なり磁化率アーチファクトを始めとした問題点があり，完全にスピンエコー法に取ってかわってはいない．

スピンエコー法の信号強度は，偶数のエコー収集においては excitation flip angle（以下 FA と略す）を90°より減少させると，T_1依存性が減少することが知られている[9)10)]．これは low fiip angle では TR が短くても T_2強調画像が得られることを意味しており，検査時間の短縮が期待できる．しかしながら本法の基礎的検討はあまりなされておらず，臨床応用についても中枢神経系[11)]や骨盤部[12)]については報告があるが，上腹部領域についての報告は無い．そこで low flip-angle spin-echo 法（以下 LFSE）の基礎的検討を行い，ついで肝の腫瘤性疾患に本法を応用しその有用性を検討する．

2. 理　論

Mills らによればスピンエコー法における信号強度 I は Blouch の方程式の解として表される[9)]．すなわち組織側のパラメータとしてはプロトン密度 N (p)，縦緩和時間 T_1，横緩和時間 T_2 が，また撮影側のパラメータとしては，FA (θ)，繰り返し時間 TR，エコー時間 TE，初期の励起 RF パルスから最初の180° refocus pulse までの時間 τ および全 refocus 回数 m がある．信号強度 I はこれらのパラメータの関数としてあらわされる[9)]．

$$I=N(p)\sin(\theta)[1+(-1)^{m+1}EXP(-TR/T_1)-A]EXP(-TE/T_2)/B \quad (1)$$

但し

$$A=\sum_{n=1}^{m}(-1)^{m-n}2EXP[-(TR-(2n-1)\tau)/T_1]$$

$$B=1+(-1)^{m+1}\cos(\theta)EXP(-TR/T_1)$$

2 エコー収集に対する信号強度は（1）式で $^m=2$ と置いて

$$I=N(P)\sin(\theta)[1-EXP(-TR/T_1)]+2EXP[(\tau-TR)/T_1]-2EXP[(3\tau-TR)/T_1]EXP(-TE/T_2)/[1-\cos(\theta)EXP(-TR/T_1)] \quad (2)$$

を得る．

信号強度 I の T_1依存性を見るために（2）式から，TR=1,2000msec, 2,400msec に対して，τ=15msec TE=60msec, 組織の N(P)=1，T_2=50 msec として，I を θ と T_1の関数として表した

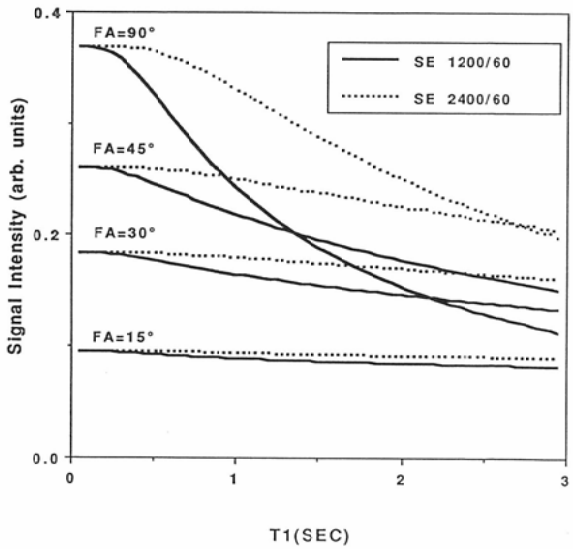


Fig. 1　Predicted signal intensities as a function of T_1 for various flip angles at τ=10msec, TE=60 msec, TR=1,200ms (solid lines) and TR=2,400 ms (broken lines). T_2 was taken to be 60msec. As flip angle is reduced, signal intensity comes to depend less on T_1.

(Fig. 1). この図からわかるようにθが90°より減少するにつれてIの値はT_1に依存しなくなってくる. またこれをTR=2,400msecと1,200msecで比較してみると後者のほうがT_1依存性は高いが, θが減少するにつれてその差は小さくなることがわかる.

3. 対象および方法

1) 基礎的研究

次に理論式の妥当性を検討するためファントム実験を行った. MR用ファントム直径5.5cmの円筒状ガラス瓶に緩和時間が異なるように調整したpolyvinyl alcoholを封入し, 等間隔に配置したものを試作した[13)14)]. 緩和時間は既に報告された方法に基づき, 含水量およびGd-DTPAの量を変化させることにより調整した.

各々の緩和時間はこれまでに公刊された論文[1)2)14)~20)]および我々の施設での測定値を参考に, 肝臓ファントムはT_1=270msec, T_2=52msec, 肝癌ファントムはT_1=610msec, T_2=80msec, 血管腫ファントムはT_1=1,145msec, T_2=140msecとして調整した. 緩和時間の測定は1.5T超伝導装置(GE, Signa)をもちいて, T_1値の測定は反転回復法(TR=4,000msec, TI=100, 200, 400, 800, 2,000msec, TE=30msec)で, T_2値はスピンエコーマルチエコー法(TR=2,000msec, TE=20, 40, 60, 80msec, FA=90°)で行った.

躯幹用コイルを用いて, スピンエコーマルチスライス法でFAを14°から13°毎に変化させてファントムをスキャンした(Fig. 2). マトリックスは256×256で行った. パルス系列はTR=2,400msec/τ=15msec, TE=60msecとTR=1,200msec/τ=15msec, TE=60msecで, スライス厚は15mm, スキャン方向は冠状断としシングルスライスで収集した. なおFAの値は, 最初に装置の表記上の90°パルスにてスキャンし, そのRFパワーをもとに調整したが, 見掛け上の90°パルスであり真の値はわからない. そこで測定終了後信号強度−FA曲線から180°パルスを外挿し, 校正した. セカンドエコー像の中心に直径5cmの関心領域(Region of Interest : 以下ROI)を設定し各々の信号強度を測定した.

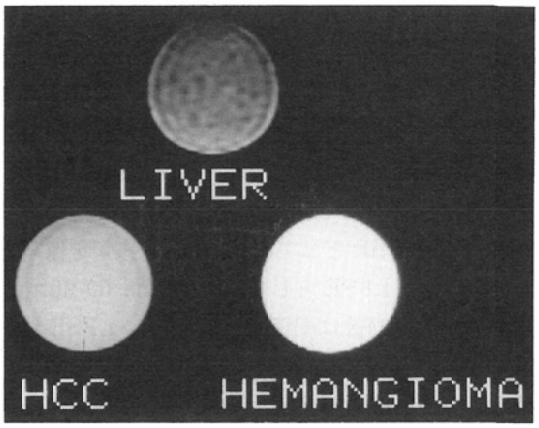


Fig. 2 256X128 coronal single section of 15mm thick liver phantom images with low flip-angle SE 1,200/60/90°. The round structures are glass bottles filled with polyiynyl alcohol gel modeling normal liver, HCC and hemangiom a properties (T_1 and T_2 relaxation times).

S/N比の測定は, NEMA規格に基づいで平板ファントームを用いて差分法で得た[18)21)]. パルス系列は90°~180°パルス系列を使用するSE法(conventional SE法〔CSE法〕)としてTR=2,400msec/τ=15msec, TE=60msec/FA=90°/NEX=1(NEX : number of excitation〔加算回数〕, 以下TR/TE/FA/NEXと表記する)とLFSE 1回加算像として1,200/10, 60/30°, 60°/1の2種類でそれぞれ2回撮影して測定した. 撮影時間はCSEが5分23秒, LFSE 1回加算像が2分40秒であった.

2) 臨床的研究

1989年8月より1990年2月まで当院で肝臓の腫瘤性疾患の精査のためMRI検査を受けた患者(男性23, 女性7)を対象とした. 内訳は, 原発性肝癌が23例(男性19, 女性4, 年齢38~72歳, 平均60歳), 転移性肝癌3例(原発巣は大腸癌, 食道癌, 胃癌それぞれ1例, 全例男性, 年齢57~68歳, 平均63歳), 肝血管腫4例(男性1, 女性3, 年齢31~62歳, 平均45歳)である. そのうち原発性肝癌の12例, 血管腫の1例は手術にて組織学的に確認されている. 他の症例についてはAFP, CT, US, および血管造影と臨床的経過から診断した. 検討対象とした病巣数は手術例は摘出標本を3~5

mm の連続切片にて調べて決定し，非手術例（17例）についてはCT，US，血管造影を総合して決定した．

撮影は1.5T 超伝導装置（GE，Signa）を用いスライス厚8mm，スライス間ギャップ2mm でマルチスライス，マルチエコー法で横断像を得た．パルス系列は CSE として2,400/20, 60/90°を標準として全例に，LFSE として，1,200/20, 60/30°を使用した．加算回数は CSE は 2 回加算，LFSE は10例については 2 回加算で，9 例については 4 回加算で，11例については 2 回加算，4 回加算の両方を行った．CSE, LFSE 共にエクソシスト法（呼吸補正）を用い，flow compensation は用いなかった．スキャン時間は CSE：10分46秒，LFSE 4 回加算：10分18秒，2 回加算：5 分20秒であった．

画像の評価は各パルス系列の等 2 エコー像を同一条件でレーザーカメラにプリントした画像で評価した．読影は（K.Y.，K.S.）の 2 名が，画像のパルス系列，患者名を知ることなくランダムに行った．評価はおのおのの症例について病巣の場所，正常肝と比較した信号強度について記載した．

信号強度の測定には60ピクセル以上の ROI を各パルス系列に対応する断面について正確に同一の部位に設定し測定した．バックグラウンドの ROI はシステムノイズのみならず患者のモーションアーチファクトも含まれるように，患者の腹側（フェーズエンコード方向）に可能な限り大きく設定し，測定した S.D.をノイズとした．

コントラスト・ノイズ比（C/N）は 2 つの組織の信号強度を S1と S2，バックグラウンドノイズの標準偏差を SD noise としたとき，

$$C/N=(S1-S2)/SD\ noise$$

で定義し，病巣および脾臓について正常肝臓との C/N を検討した．S/N は

$$S/N=S/SD\ noise$$

で定義し，病巣，正常肝臓および脾臓の S/N を検討した．

なお統計学的検討は paired T 検定で行った．

4. 結　　果

1）基礎的研究

ファントム実験による信号強度の測定結果を理論式から予測される値とともに Fig. 3 に示す．実験値は理論値と良く一致しており，理論式の妥当性が示唆された．そこで FA と信号強度の関係を調べた．TR＝2,400msec において信号が最大になる FA は，肝臓ファントム（T_1＝270msec），肝癌ファントム（T_1＝610msec），血管腫ファントム（T_1＝1,145msec）の順に90°，89°，83°であった．一方 TR＝1,200msec ではそれぞれ89°, 81°, 69°で信号ピークは以前より90°より短いほうにシフトしてみられた．次に各ファントム間の信号強度比の FA 依存性を見るために，肝臓ファントムの信号強度を基準とした肝癌ファントムおよび血管腫ファントムの信号強度比を求めた（Fi. 4）．TR＝2,400msec では肝癌・血管腫ファントム共に FA の変化に伴う信号比の変化は少ない．一方 TR＝1,200msec では FA が90°に近い時肝癌・血管腫ファントム共に信号比は小さく，FA が小さくなるにつれその信号比が大きくなってきた．この傾向は T_1の長い血管腫ファントムで特に顕著で

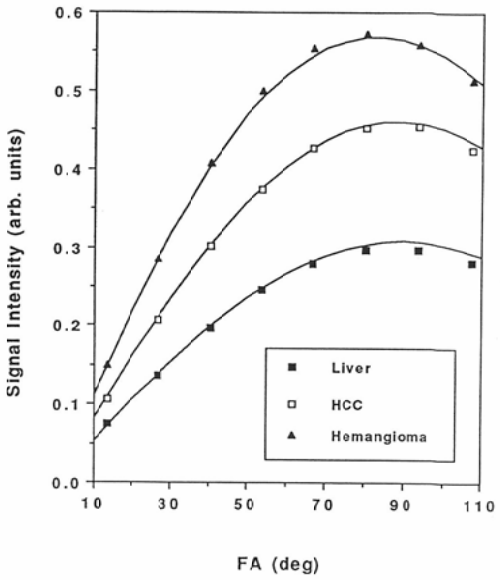


Fig. 3 Measured (data points) and predicted (lines) signal intensities as a function of flip angle for phantoms modeling normal liver, HCC and hemangioma properties at TE＝20, 60msec and TR＝1,200msec. The maximum signal intensity is tbtained around at 90° flip angle for any phantom at TR＝1,200msec.

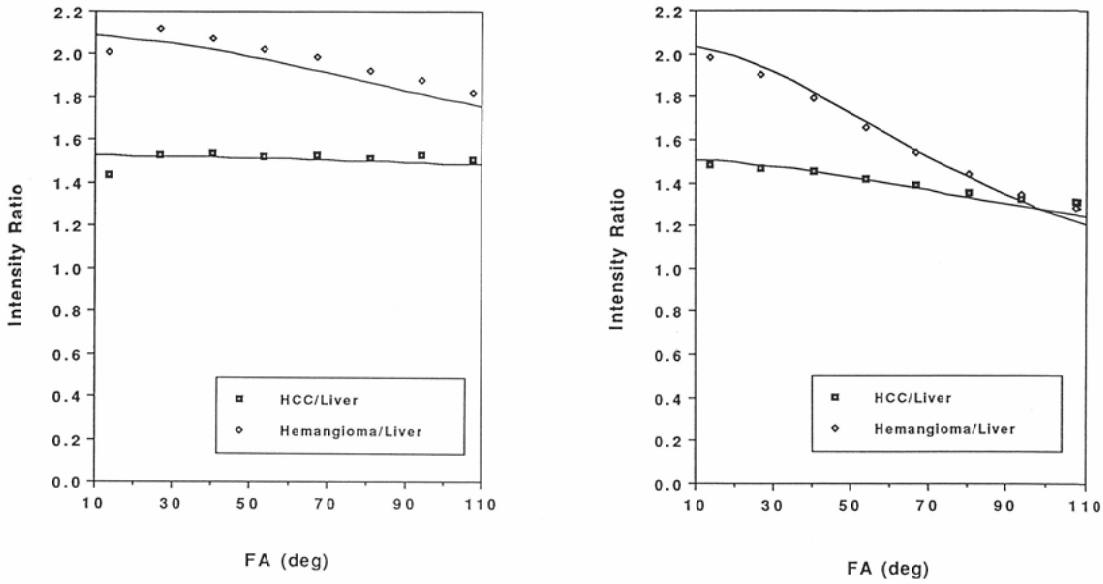


Fig. 4　Measured (data points) and predicted (lines) intensity ratio of phantoms simulating HCC and hemangioma to phantom shmulating normal liver as a function of flip angle at TE=20, 60msec and TR=2,400msec (a) and TR=1,200msec (b). Although HCC/liver and hemangioma/liver intensity ratios do not change much for pulse sequences with TR=2,400msec, they increase largely as flip angle is reduced for pulse sequences with TR=1,200msec.

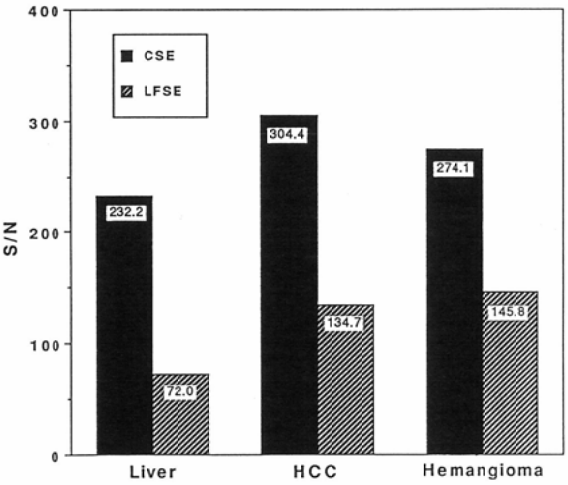


Fig. 5　S/N for various phantoms modeling normal liver, HCC and hemangioma properties.CSE: conventional SE 2,400/60, LFSE: low flip-angle SE1,200/60/30°.

あった．

各種ファントムのS/Nの測定結果をFig. 5に示す．LFSE 1回加算像のS/NはCSEのS/Nの31%(肝臓ファントム)，44%(肝癌ファントム)，53%(血管腫ファントム)であり，LFSE 1回加算像では，いずれのファントムでもS/Nは低下した．

2）臨床的研究

a）定性的評価

病巣検出のsensitivityは，LFSE 4回加算が94%（34/36），CSEが93%（44/47），LFSE 2回加算が92%(35/38)であり，有意の差を認めなかった(Table 1)．CSEにて検出しえなかった肝癌3病巣はLFSEでも検出できなかった．転移病巣はいずれのパルス系列でも全病巣が検出可能であった．血管腫についてはLFSE 2回加算では1病巣が正常肝と同輝度に描出されたため検出できなかった．この病巣はLFSE 4回加算では正常肝より高輝度に，CSEでも高輝度に描出され検出可能であった．

b）定量的評価

Table 1 The sensitivity in detection of the lesions in each pulse sequence ; 93% (44/47) for CSE, 92% 35/38) for LFSE with two NEX, and 94% (34/36) for LFSE with four NEX pulse sequences

Tissue Type	No. of Patients	Fraction of Lesions Detected		
		SE 2,400/60/2	SE 1,200/60/30°/2	SE 1,200/60/30°/4
HCC	23	26/29	18/20	20/22
Metastases	3	7/7	7/7	4/4
Hemangioma	4	11/11	10/11	10/10
Total	30	44/47	35/38	34/36

Table 2 The contrast-to-noise ratio (C/N) for images (HCC/liver, metastases/liver hemangioma/liver and spleen/liver). C/N obtained with LFSE with four NEX was significantly higher than for those obtained with CSE. The C/N (lesion/liver) for LFSE with two NEX sequence was lowen than CSE for any type of lesions, however there was no significant difference

	SE 2,400/60/2	SE 1,200/60/30°/2	SE 1,200/60/30°/4
HCC	3.52±2.75 (n=26)	3.06±2.65 (n=18)	4.85±3.56* (n=20)
Metastases	6.32±3.97 (n=7)	5.14±1.59 (n=7)	5.48±3.41 (n=4)
Hemangioma	9.73±3.58 (n=11)	8.31±3.00 (n=10)	13.49±3.78* (n=10)
Spleen	4.21±3.91 (n=24)	3.76±1.71 (n=17)	5.51±1.78* (n=16)

*Contrast-noise ratio higher ($p<0.01$) than CSE

Table 3 The signal-to-noise ratio (S/N) for images (HCC, metastases, hemangioma, liver and spleen). Although reducing the flip angle from 90° to 30° with two NEX resulted in a decrese of S/N, there was no significant difference

	SE 2,400/60/2	SE 1,200/60/30°/2	SE 1,200/60/30°/4
HCC	10.71±3.83 (n=26)	8.99±3.24 (n=18)	17.02±4.24* (n=20)
Metastases	15.36±5.05 (n=7)	11.96±3.41 (n=7)	13.28±1.98 (n=4)
Hemangioma	20.06±5.84 (n=11)	18.14±4.05 (n=10)	28.76±4.22* (n=10)
Liver	7.47±3.09 (n=27)	6.37±2.16 (n=19)	11.24±3.21* (n=19)
Spleen	10.75±4.61 (n=24)	10.16±2.82 (n=17)	16.28±3.69* (n=16)

*Signal-to-noise ratio higher ($p<0.01$) than CSE

病巣と肝臓の C/N は，肝癌および血管腫において CSE とほぼ同じスキャン時間である 4 回加算の LFSE のほうが高い値を示した（肝癌，$p<0.01$；血管腫，$p<0.51$）(Table 2)．いずれの組織においても LFSE 2 回加算像の C/N は CSE より平均値は低かったが，統計的には有意差はなかった．疾患別にみると C/N の平均値の順位は CSE，LFSE 2 回加算および 4 回加算のいずれも血管腫，転移性肝癌，肝癌で撮影パルズ系列による C/N の差は認めなかった．なお転移性肝癌に

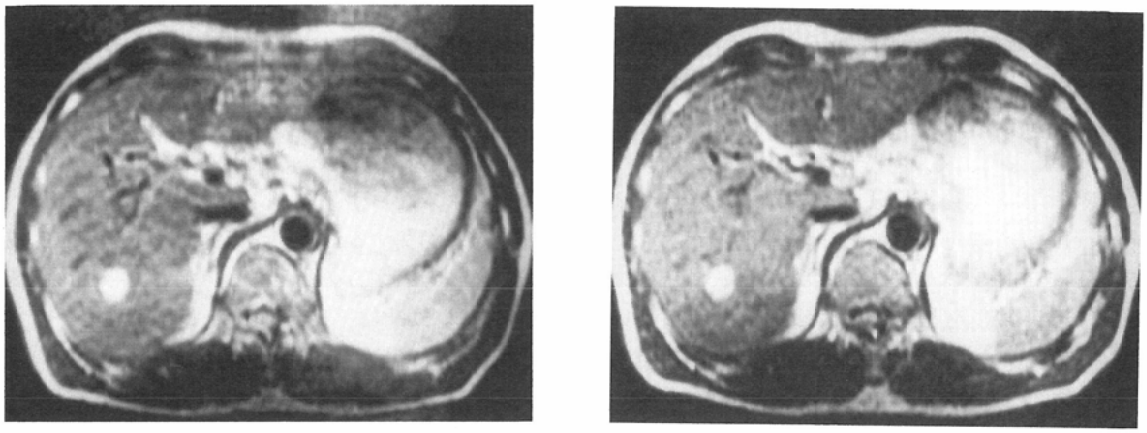
ついてはサンプル数が少ないため統計学的検討は行っていない．脾臓はLFSEでもCSE同様肝臓よりも高信号に描出され，LFSE画像がCSE画像と同じT_2強調性のコンストラストを有する画像であることが示された．

S/Nについては4回加算LFSEがCSEに比べて肝癌，血管腫，肝臓および脾臓において1％の危険率で統計学的に有意に高かった（Table 3）．

2回加算LFSEはいずれの疾患，臓器においてもCSEより低かったが，統計学的には有意の差を認めなかった．

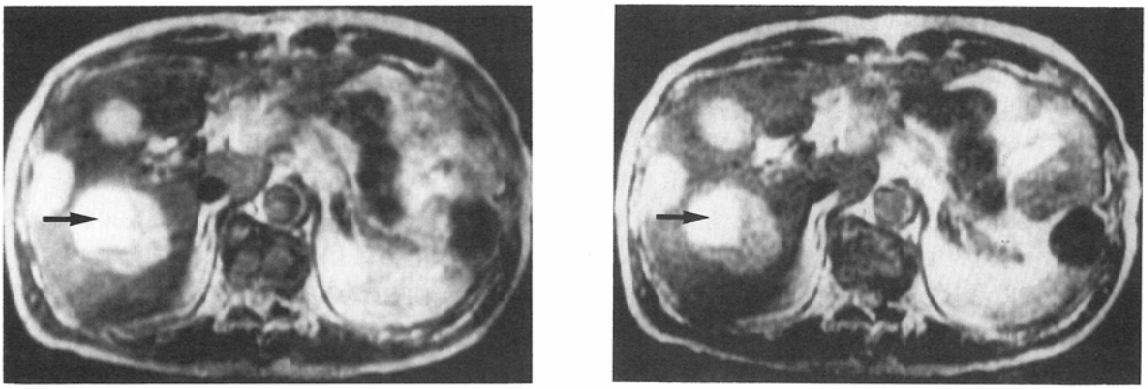
c）症例

症例1（Fig. 6）：肝癌．CSE，4回加算LFSEともに病巣部が高信号域として描出されている．4回加算LFSEのほうがモーション・アーチファクトの少なく，病巣の境界も明瞭である．腫瘍の



(a)　(b)

Fig. 6　Conventional SE : TR 2,400/TE 60/2 NEX (10min 46s acquisition time (a) and low flip-angle SE 1,200/60/30°/4 (10:18) (b) in a patient with small hepatoma. The conventional and the low flip-angle images share the same contrast charachteristics. The low flip-angle spin echo image displays less motion artifact than the conventional image.



(a)　(b)

Fig. 7　Conventional SE 2,400/60/2 (10:46) (a) and low flip-angle SE 1,200/60/30°/2 (5:20) (b) in a patient with multiple hepatic matastases from colonic cancer. Althouth the low flip-angle SE image appears to have a higher noise level, it remains diagnostic and reveals central necrosis as a higher signal intensity (arrow) just as in the conventional SE image (arrow).

S/N は CSE が16.8，4回加算 LFSE が26.5，腫瘍と正常肝との C/N は CSE が6.4．4回加算 LFSE が9.7であった．

症例2（Fig. 7）：大腸癌肝転移．いずれの病巣も CSE，2回加算 LFSE 共に同様のコントラストですべて描出されている．また腫瘍内の中心性壊死の描出にもほとんど差を認めない．S/N および C/N を5病巣について評価した．S/N は各病巣ごとに CSE（LFSE 2回加算像）が12.4（12.2），14.3(14.5)，17.8(17.9)，10.4(14.1)，11.3(7.6)であった．腫瘍と正常肝との C/N は同様に CSE（LFSE 2回加算像）が5.1（5.0），7.0（7.3），10.5（10.7），3.1（6.9），4.0（0.4）順であった．

5. 考　察

MRI には多くの撮影法があるが，現時点では spin echo 法が標準撮影法として汎用されている．特に T_2強調画像は病理学的変化を鋭敏にとらえ得るため非常に有用である．しかしながら長い TR 時間を必要とするため撮影時間が長くなる欠点がある．最近 fast scan 法として gradient-echo 法[6)~8)]をはじめとする種々の fast scan technique が提唱されているが，いまだスピンエコー法 T_2強調画像にとって替わる方法は出現していない．今回検討した LFSE 法はスピンエコー画像をより短時間で撮影しようとする方法である．

スピンエコー法は一般には FA が90°の RF パルスを用いる．LFSE 法は90°以下の FA を使用する点でその撮影法の特徴としている．FA を90°以下に減少させると偶数（今回の検討では2回）の180°のリフォーカスパルスで収集した場合，信号に対する T_1の影響が少なくなる．そこで TR を短くして T_1強調性が強くなっても，FA を小さくする事により相対的に T_2強調性が増す事になる．これが短い TR でも LFSE 法を用いれば T_2強調画像が得られる理由であると説明されている[9)]．ただし Mills らは FA を90°以下にして180°パルスで refocus した場合，スライス面に直角角方向の信号強度の均一性が悪くなるので，実験値は理論値と一致しなかったと報告している[21)]．われわれの実験結果では理論値と実験値は非常に良く一致し，FA を小さくする事により短い TR でも相対的 T_2強調画像を得ることができた．この原因については明らかではないが，装置の差が最も大きな原因であると考えている．

次に最適 FA であるが，信号強度にたいする T_1の影響は FA が低いほど少さくなるので，T_2強調画像を得ようとする場合は FA は小さい程よい事になる．しかしながら信号強度は組織の T_1，撮影パラメータ TR，TE で決まるある FA をピークにもち，その絶対値は T_2の因子として EXP（$-TE/T_2$）で変化する．今回のファントム実験では，HCC-肝臓の C/N は FA が65°で，また血管腫—肝臓の C/N は50°でそれぞれ最大値をとった．したがって基礎実験上は，最適 FA は50°から65°にあると推察される．しかしながら S/N および C/N は FA のみならず TR，TE 及び組織の T_1，T_2，と複雑に相関するため，臨床的には FA は目的臓器ごとに考慮する必要がある．そこで今回の臨床検討では S/N は不良であるが T_2強調性という点を重視して，FA は30°で行った．

ファントム実験では，TR＝1,200msec，FA＝30°の LFSE の S/N は CSE の S/N の31%（肝臓ファントム）から53%（血管腫ファントム）であった．臨床的検討では S/N は，肝，肝腫瘍，脾臓とも，CSE とほぼ同じ収集時間である4回加算の LFSE は CSE よりも高い平均値を示した．一方 CSE の約半分の収集時間である2回加算の LFSE は平均値は低かったものの統計的有意差はみられなかった．また病巣検出において最も重要な C/N についても，4回加算の LFSE は肝癌，血管腫において CSE よりも統計学的に有意に高い値を示したが2回加算の LFSE は平均値は低かったものの統計的有意差はなかった．臨床的評価でも病巣検出率において CSF，2回加算 LFSE，4回加算 LFSE の間に差を認めなかった．つまり臨床例においては2回加算 LFSE は撮影時間が2分の1であるにもかかわらず，実験結果の差ほど CSE，4回加算 LFSE に劣っていない事がわかった．1回のスキャン時間が長くなると，患者の疲労，精神的緊張により不規則な呼吸や体動が増加してくる．そこで少ない収集時間ですむ2回加算の LFSE のほうが収集時間の長い CSE に比

べて，これらのモーションアーチファクトが少なくなった事が原因と考えられる．

スピンエコー法での multislice 数は TR/(TE+constant) で決定される[22]．ここで constant はシグナルの sampling time，RF パルスの持続時間，gradient coil のスイッチング能力等に関連した pulse sequence timing parameter である．これらは装置によっても異なるが，パルス系列によっても変化する．今回検討した Signa の場合撮影枚数はスライス厚8mm，スライス間ギャップ2mm，TE=60msec であれば，TR=2,400ms では26枚，TR=1,200msec では13枚となる．この撮影枚数では全肝をスキャンできない事がある．この問題点を解決する方法として，スライス厚を10mm ないし，12mm に設定する事によって対処している．ところが小腫瘤検出が目的の場合がある．この場合は TR を1,600msec 程度に延長して，スライス厚を8mm のままで撮影枚数を増加することにより解決している．現在このような姑息的手段で対応しているが，理論的にはこのままの TR で撮影枚数の増加は可能であるので，装置の改良により将来の問題点は解決されるものと考えられる．

6. 結　語

肝腫瘤性疾患にたいする Low flip-angle spin-echo 法（LFSE）の有用性を検討するため，ファントム実験および臨床的応用を行い次の結論を得た．

基礎的研究

1）polyvinyl alcohol gel 製 MR ファントムから得た信号特性は理論式から予測される値とよく一致し，LFSE 理論式の妥当性が確認できた．

2）TR=1,200msec での信号強度ピーク値は，T_1が長いほど low flip-angle 側にシフトした．

3）病巣ファントムと肝臓ファントムの信号強度比は，TR=1,200msec では FA が小さくなるほど大きくなる傾向があった．

4）TR=1,200msec，FA=30°で得た S/N は，TR=2,400msec，FA=90°で得た S/N に比べて，肝臓ファントムで31%，肝癌ファントムで44%，血管腫ファントムで53%に低下した．

臨床的研究

1）肝腫瘤性疾患30例（原発性肝癌23例，転移性肝癌 3 例，肝血管腫 4 例）に conventional SE 2,400/60/90°(CSE)，と low flip-angle SE 1,200/60/30°（LFSE）の pulse sequence で MRI を行った．

2）スキャン時間は CSE：10分46秒（2 回加算），LFSE：5分20秒（2 回加算），10分18秒（4 回加算）であった．

3）病巣検出率は，4 回加算 LFSE：94%（34/36）．CSE：93%(44/47)，2 回加算 LFSE：92%（35/38）であった．

4）4 回加算では LFSE では C/N，S/N ともに CSE より高値を示した．2 回加算では CSE に比べて C/N，S/N は低下するものの有意の差はなかった．

5）2 回加算 LFSE 法は，CSE と較べて臨床的にほとんど遜色のない T_2強調像が短時間で得られる有用な検査法である．また同一時間で S/N の良い T_2強調画像を必要とする場合は，4 回加算 LFSE 法が有用な撮影法である．

稿を終えるにあたり御指導と御校閲をいただいた石田哲哉教授に深甚の謝意を表します．また終始御協力いただいた笠井俊文教務員および川光秀昭技師に厚くお礼申し上げます．

この論文の要旨は第49回日本医学放射線学会（神戸），第90回 American Roentgen Ray Society（1990年，ARRS 総会，ワシントン D.C.，アメリカ合衆国）で発表した．

文　献

1）Stark DD: Liver. (In) Stark DD, Bradley WG ed: Magnetic resonance imaging p934—1059, 1988, Mosby, St Louis
2）Rummeny E, Weissleder R, Stark DD, et al: Priamry liver tumors: Diagnosis by MR imaging. AJR 152: 63—72, 1989
3）Itai Y, Ohtomo K, Furui S, et al: MR imaging of hepatocellular carcinoma. J Comput Assist Tomogr 10: 963—968, 1986
4）Ebara M, Ohto M, Watanabe Y, et al: Diagnosis of small hepatocellulr carcinoma: Correlation of MR imaging and tumor histologic studies. Radiology 159: 371—377, 1986
5）Itoh K, Nishimura K, Togashi K, et al: Hepatocellular carcinoma: MR imaging. Radiology 164: 21—25, 1987

6) Haase A, Frahm J, Matthaei D, et al: FLASH imaging, Rapid NMR imaging using low flip-angle pulses. J Magn Res 67: 258—266, 1986
7) Mills TC, Ortendahl DA, Hylton NM, et al: Partial flip angle MR imaging. Radiology 162: 531—539, 1987
8) Buxton RB, Edelman RR, Rosen BR, et al: Contrast in rapid MR imaging: T1- and T2-weighted imaging. J Comput Assist Tomogr 11: 7—16, 1987
9) Mills TC, Ortendahl DA, Hylton NM: Investigation of partial flip angle magnetic resonance imaging. IEEE Transactions on Nuclear Science 33: 496—500, 1986
10) Vinitski S, Fuka MZ, Boone JM, et al: Contrast in variable flip angle fast MR imaging. IEEE Transactions on Nuclear Science, NS-34: 1110—1115, 1987
11) Hackney DB, Lenkinski RE, Grossman RI, et al: Initial experience with fast low-angle mutiecho (FLAME) imaging of the central nervous system. J Comput Assist Tomogr 12: 171—174, 1988
12) Mitchell DG, Vinitski S, Burk DL Jr, et al: Variable-flip-angle spin-echo MR imaging of the pelvis: More versatile T2-weighted images. Radiology 171: 525—529, 1989
13) Mano I, Goshima H, Nambu M, et al: New polyvinyl alcohol gel material for MRI phantom. Mag Reso Med 3: 911—926, 1986
14) 田中浩司，山崎克人，足立秀治，他：日本医放会誌，48: 212—213, 1988
15) Ohtomo K, Itai Y, Furui S, et al: Hepatic tumors: Differentiation by transverse relaxation time (T2) of magnetic resonance imaging. Radiology 155: 421—423, 1985
16) Henkelman RM, Hardy P, Poon PY, et al: Optimal pulse sequence for imaging hepatic metastases. Radiology 161: 727—734, 1986
17) Stark DD, Felder RC, Wittenberg J, et al: Magnetic resonance imaging of cavernous hemangioma of the liver: Tissue-specific charachterization. AJR 145: 213—222, 1985
18) NEMA: Determination of signal-to-noise ratio (SNR) in diagnostic magnetic resonance images, National Electric Manufacturers Association, Washington, DC
19) Mills TC, Ortendahl DA, Hylton NM, et al: Variable flip angle excitation for reduced acquisition time magnetic resonance imaging. IEEE Transactions on Nuclear Science, NS-34: 304—308, 1987
20) Stark DD, Wittenberg J, Edelman RR, et al: Detection of hepatic metastases: Analysis of pulse sequence performance in MR imaging. Radiology 159: 365—370, 1986
21) Mills TC, Ortendahl DA, Hylton NM, et al: Variable flip angle excitation for reduced acquisition time magnetic resonance imaging. IEEE Transactions Nuclear Science NS-34: 304—308, 1987
22) Stark DD, Wittenberg J, Edelman RR, et al: Detection of hepatic metastases: Analysis of pulse sequence performance in MR imaging. Radiology 159: 365—370, 1986