The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	サンプリング周波数帯域のMR画像に与える影響
Author(s)	櫻井, 康介; 藤田, 典彦; 村上, 卓道 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1990, 50(8), p. 910-917
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/19333
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：50（8），910—917，1990（平2）

サンプリング周波数帯域のMR画像に与える影響

大阪大学医学部放射線医学教室
櫻井　康介　　藤田　典彦　　村上　卓道
金　　尚元　　原田　貢士　　小塚　隆弘

（平成元年9月9日受付）
（平成2年1月22日最終原稿受付）

Effects of Sampling Bandwidth in MR Imaging

Kousuke Sakurai, Norihiko Fujita, Takamichi Murakami, Shongwon Kim,
Koushi Harada and Takahiro Kozuka
Department of Radiology, Osaka University Medical School

Research Code No. : 209.2

Key Words : MR imaging, Sampling bandwidth, S/N, Chemical shift artifact, Susceptibility artifact, Spatial resolution

Phantom and volunteer study was performed with spin-echo sequences of different sampling bandwidths to evaluate the narrow bandwidth signal acquisition technique. Our results demonstrated the characteristics of the narrow bandwidth sequence as follows: SNR improvement, sensitive to the field inhomogeneity and motion, loss of edge definition for short T2 tissues, and prominent chemical shift artifacts. Narrow bandwidth sequence with flow compensation was suitable for brain T2 weighted images because of its high SNR and less artifacts. In spite of the improvement of SNR, the narrow bandwidth technique may be inappropriate for short T2 tissues such as muscle, because of prominent chemical shift artifacts and loss of edge definition. Consequently, sampling bandwidth is one of the parameters which can be manipulate a to improve MR image quality.

緒　言

MR画像においてS/N比（signal to noise ratio）はMR信号の微弱さの故に，画質を決定する重要な因子であり，今日までにその改善・最適化に関する多くの研究が成されてきた[1)~11)]．高い静磁場強度[2)]，サーフェスコイルの使用[3)]といった機器に関連した要素によってS/Nは改善される．しかし，与えられた一つの機器条件下では，対象部位に応じて撮像時間，空間分解能を考慮しつつ適切なパラメータ（TE，TR，NEX，voxel size）を選択することにより診断に必要なS/N比，C/N比（contrast to noise ratio）を得ることが重要となる[4)~6)]．

サンプリング時間の延長，すなわちサンプリング帯域幅の制限は撮像時間の延長なしにS/N比の改善が得られ，ほとんどコントラストの変化もないところから近年注目されつつある[6)~11)15)~17)]．MRスペクトロスコピーにおいては信号を受信する際にサンプリング時間を延長し，適切なフィルタリングを行うことによってS/Nと周波数分解能の最適化をはかる手法をとることはよく知られている[5)]．MR画像においては，読み込み傾斜磁場を小さくしてサンプリング時間を延長することにより，ピクセルあたりの周波数帯域幅を制限し，この帯域幅の平方根に比例する熱運動に起因する雑音を減少させる手法が用いられている．

撮像時間の延長なしにS/N比の改善が計れることはこの手法の大きな利点であるが，その一方で，ケミカルシフトアーチファクトの増加[1]，空間分解能の低下およびT2コントラストの変化[9)11)]，最小TEの増大等の欠点がある．また，ケミカルシフトアーチファクト同様，off resonance効果に起因するsusceptibility artifactも増大することが予想される．

撮像時間の関係で積算によるS/N比の改善が困難なT2強調画像において最小TEが増加することの欠点が無視できることから，サンプリング時間の延長は有効なS/N比改善の手段である．我々は実際のファントム及び正常ボランティアの像において，サンプリング時間延長がMR画像に与える長所（S/N比の改善）及び短所（ケミカルシフトアーチファクト，不均一の磁場の影響等）を評価し臨床画像への適応を考察した．

方　法

撮像に用いた装置は超電導型MAG NETOM 1.5T（SIEMENS）で，スピンエコー法でサンプリング時間の異なるシーケンスを用いて（Table 1)撮像した．サンプリング周波数帯域を変えた場合，ピクセルあたりの周波数帯域幅が変わるために[11)]，ピクセルサイズを一定にするためには読み込み傾斜磁場の大きさとサンプリング時間の積は一定に保たれねばならない（Fig. 1)．読み込み傾斜磁場以外の傾斜磁場の印加時間及び大きさは全

Table 1

	Sampling Rate	(Sampling Time)
Sequence A	133.3 KHz	(1.92 msec)
Sequence B	66.7 KHz	(3.84 msec)
Sequence C	33.3 KHz	(7.68 msec)
Sequence D	16.7 KHz	(15.36 msec)

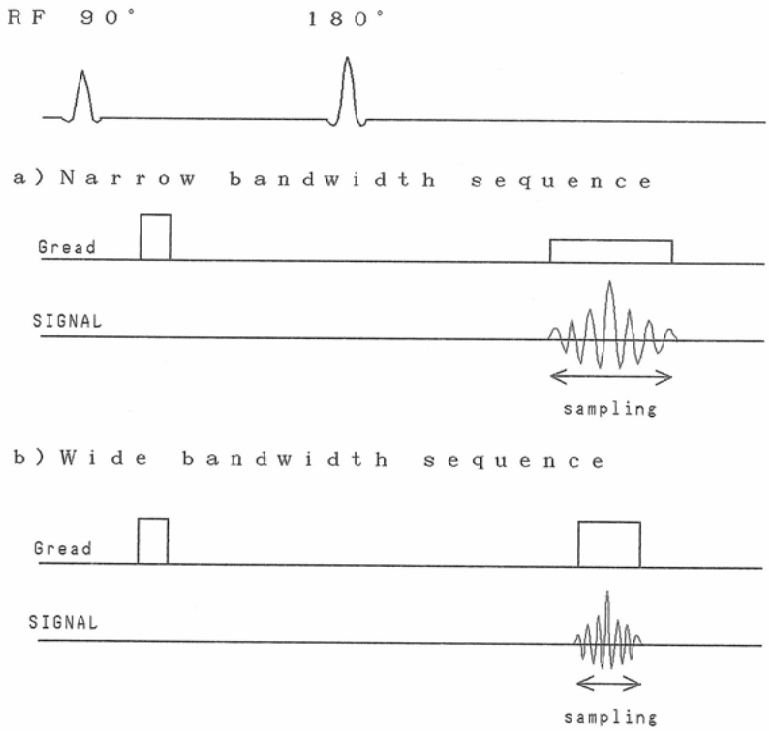


Fig. 1 The relation of sampling time to read-out gradient.
a): narrow bandwidth sequence, b): wide bandwidth sequence. In order to maintain pixel size, the product of sampling time and strength of read-out gradient should be constant.

てのシーケンスで共通である．

1．不均一磁場の与える影響

不均一磁場の与える影響を示すために，直径20 cm のファントムに約5g の鉄片を固定して人為的に不均一磁場を作ってファントムを sequence A～D で撮像した．撮像面は鉄片から約5cm の静磁場に直交する面で（transverse view），撮像条件は TR＝500msec，TE＝30msec，matrix＝256×256，FOV＝50cm，積算回数は１回とした．

2．S/N 比，モーションアーチファクト，ケミカルシフトアーチファクト，及び空間分解能

S/N 比とモーションアーチファクトに与える影響を評価するために，正常健常人の脳の T2強調画像を撮像した．TR＝2,000msec，TE＝90 msec，Slice thickness＝5mm，NEX＝1，matrix＝256×256，FOV＝30cm の条件で sequence C と sequence D を用い，さらにそれぞれ flow compensation を行った sequence C′，sequence D′を用いて撮像した．

また，S/N 比とケミカルシフトアーチファクト，空間分解能に与える影響を評価するために，sequence B（NEX＝1），sequence B（NEX＝4），sequence D（NEX＝1）を用いて大腿筋群の T 2 強調画像を撮像した．撮像条件は TR＝2,000 msec，TE＝70msec，Slice Thickness＝10mm，matrix＝256×256，FOV＝38cm である．

結果及び考察

1．不均一磁場の影響

Fig. 2 に示されるように，鉄片周囲の磁場の不均一性の大きいところでは画像の歪み（mismapping，frequency misregistration）がみられた．この歪みはサンプリング時間が長くなるにつれて大きくなり，サンプリング時間のもっとも長い2-d（sequence D）では像の歪みはほぼ画像全体に及んだ．すなわちサンプリング時間が長くなるほど不均一磁場の影響を強く受けた．

不均一磁場には機器に依存する不均一磁場と物質の透磁率の違いに起因する不均一磁場がある．一方，この不均一磁場が MR 画像に歪みをおこすことはよく知られている[12]．この画像の歪みはケミカルシフトと同様の off-resonance 効果によってもたらされる mismapping である．

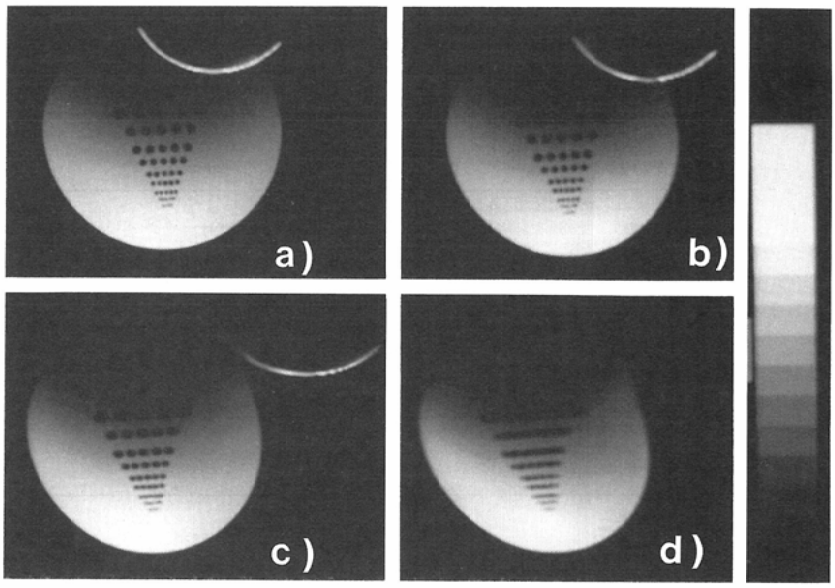


Fig. 2　Images of a resolution phantom with a piece of iron.
a) : sequence A, b) : sequence B, c) : sequence C, d) : sequence D. Images were obtained with TR＝500msec c, TE＝30msec, Slice thickness＝10mm, Matrix＝256×256, NEX＝1. Distortion of the image becomes greater as sampling time.

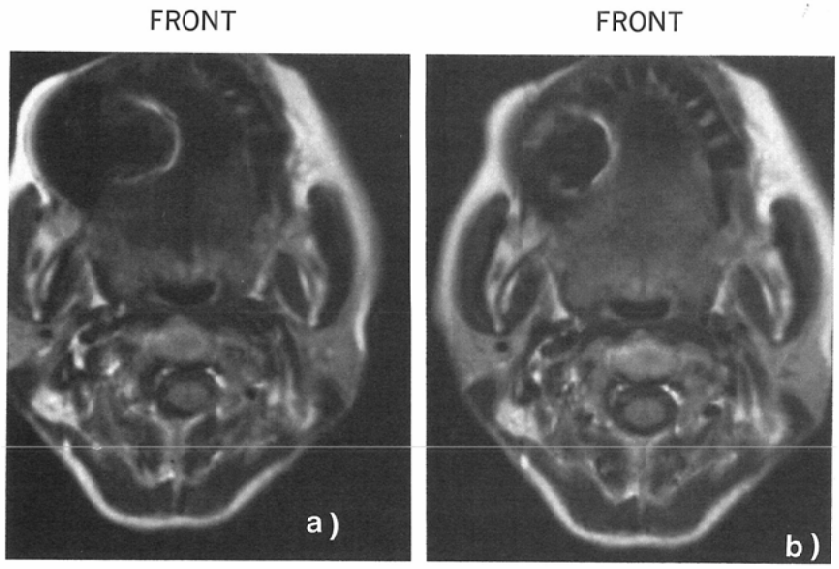


Fig. 3　Dental metal artifact in a clinical case.
a) : sequence D, b) : sequence B. Images were obtained with TR=500msec, TE=30msec, slice thickness=10mm, matrix=256×256, NEX=2. Compared to (b), exaggerated metal artifact is observed in (a) which was obtained with the narrower bandwidth sequence.

$\Delta\omega$ を読み込み傾斜磁場方向の座標が x の点における周波数のずれであるとし，mismapping のシフト量を Δx とすると，Δx は $\Delta\omega$ に比例し読み込み傾斜磁場強度に反比例する．$\Delta\omega$ は静磁場強度に比例するため[12]，Δx は静磁場強度に比例し読み込み傾斜磁場の大きさに反比例する．

ピクセルの大きさが一定の場合，読み込み傾斜磁場の大きさとサンプリング時間の積は一定であるので，シフト量はサンプリング時間に比例することになる．

実際の臨床例（Fig. 3）においても，サンプリング時間の長い3-A（sequence B）ではサンプリング時間の短い3-B（sequence B）よりも歯冠によるアーチファクトは大きくみられた．従って手術後の症例などで，金属片あるいは金属粉の近傍で病変があると予想される領域にアーチファクトが重なっている場合には，サンプリング時間の短いシーケンスを用いることによりシフト量を小さくして，アーチファクトの重なりを回避するべきである．

2. S/N 比，モーションアーチファクト，ケミカルシフトアーチファクト，及び空間分解能

Fig. 4A は脳の T2強調画像で，Fig. 4B はその MEAN，WINDOW を変えてノイズを強調したものである．

脳の白質部分（S）と，CSF によるモーションアーチファクトを受けているバックグランド（N1），及びモーションアーチファクトを受けていないバックグランド（N2）に関心領域を設定し，ノイズの評価を行った（Fig. 4C）．N2の標準偏差は熱運動に起因する statistical noise であり，N1 の標準偏差は statistical noise と CSF の motion に起因する systematic noise をともに含んでおり，この systematic noise と statistical noise が独立であると仮定すれば，次の式を満たし，systematic noise を計算し得る[13]．

$$(\sigma N1)^2 = (\text{systematic noise})^2 + (\text{statistical noise})^2$$

$$(\text{systematic noise})^2 = (\sigma N1)^2 - (\text{statistical noise})^2 = (\sigma N1)^2 - (\sigma N2)^2$$

$$(\text{systematic noise}) = \sqrt{(\sigma N1)^2 - (\sigma N2)^2}$$

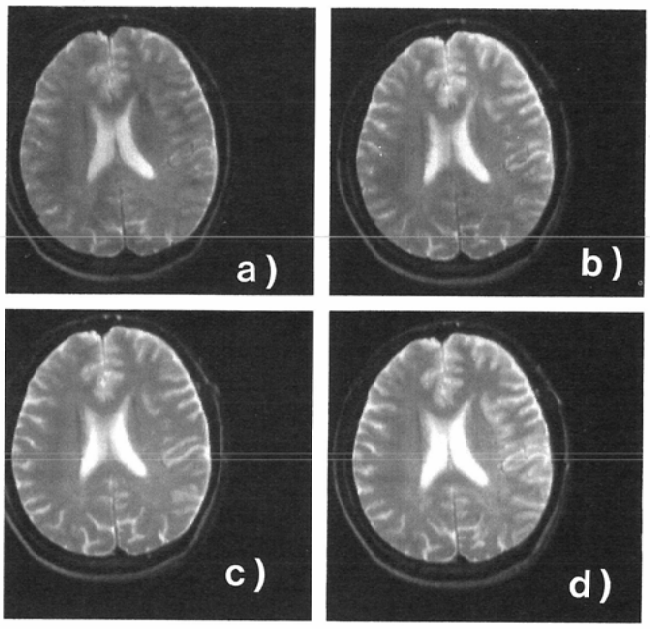
ここでσN1, σN2は，N1, N2の標準偏差である．%NOISEを以下の式で定義し評価した(Table 2).

%NOISE(statistical)＝σN2/S×100

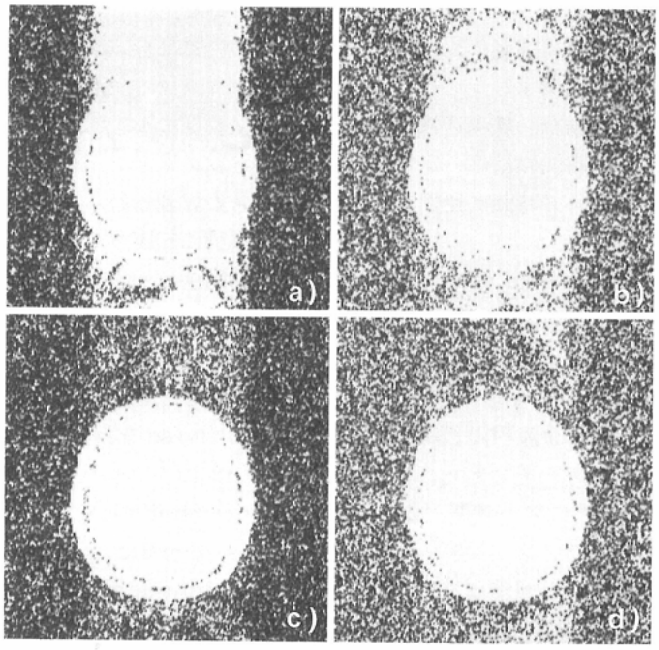
%NOISE(systematic)

$$= \sqrt{(\sigma N1)^2-(\sigma N2)^2}/S\times 100$$

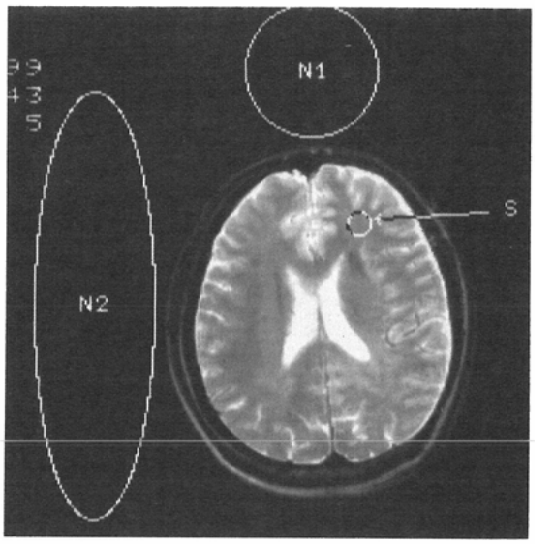
statistical noiseに関してはサンプリング時間がsequence C, C′にくらべ2倍であるD, D′は，それぞれ約1/$\sqrt{2}$となった．flow compensation



A



B



C

Fig. 4　T2 weighted images of the brain. Normal mean-window (A) and altered mean-window to emphasize noise (B).
(a) : sequence D, (b) : sequence C, (c) : sequence D′, (d) : sequence C′. All the images were obtained with TR=2,000msec, TE=90msec, slice thickness=10 mm, matrix=256×256, and NEX=1. The regions of interest are shown in (C) ; S : mean signal intensity of the white matter in the frontal lobe. N1 : root mean square of signal intensities of the region including phase-shift artifacts due to CSF motion as well as background thermal noise. N2 : root mean square of signal intensities of the laterally placed region affected by only background thermal noise. In the image obtained with flow compensated narrow bandwidth sequence (c), both systemic and statistical noise were reduced in comparison with other conditions.

Table 2

	% Noise Ratio		
	statistical noise	systematic noise	total noise
Sequence C	3.84	8.03	11.87
Sequence D	2.84	19.19	22.02
Sequence C′	3.81	4.53	8.34
Sequence D′	2.83	4.13	6.96

を行わない sequence　C，D においては systematic noise はむしろ sequence D の方で高く，結果として statistical noise と systematic noise をあわせた total noise では，ほとんど sequence C，D は同等であった．

これに対し，flow compensation を行った sequence C′，D′では，systematic noise はともに低く抑えられたため，statistical　noise が優位となり total noise においても sequence D′は約 $\sqrt{2}$ 倍の改善が得られた．

この場合 systematic noise は CSF の動きに起因する artifact であると考えられる．磁場勾配に沿う spin の運動による位相の変化が view-to-view で異なると，いわゆる phase-shift image あるいはモーションアーチファクトを生じる．速度が一定の場合，この位相変化はサンプリング時間の 0 次，1 次，及び 2 次の項を含んでいる[14]．サンプリング時間延長に応じて読み込み傾斜磁場も小さくなるので 0 次，1 次の項はサンプリング時間に関係なく一定である．しかしながら，2 次の項についてはサンプリング時間の延長と共に増加するために位相の変化量は大きくなる．加速度及び

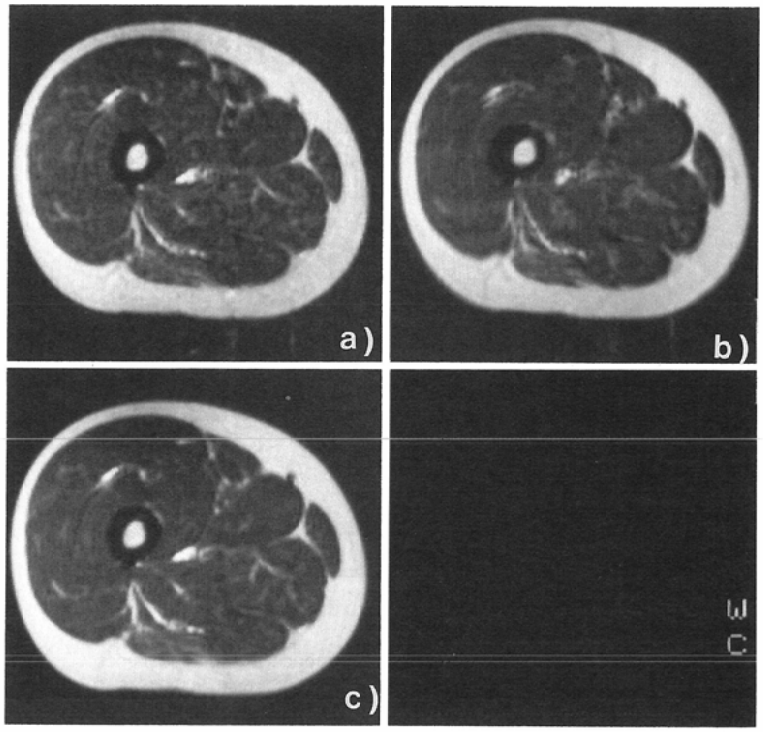


Fig. 5 T2 weighted images of femoral muscles.
(a) : sequence B (NEX=1), (b) : sequence D (NEX=1), (c) : sequence B (NEX=4). Images were obtained with TR=2,000msec, TE=60msec, slice thickness=10 mm, matrix=256×256, and NEX=1. The SNR of (b) is as twice as greater as that of (a), and equivalent to that of (c). However, anatomical details such as minute fat planes in muscles observed in (c) cannot be recognized in (b).

高次の項についても同様で，サンプリング時間の2次以上の項による位相変化は増加する．このために，サンプリング時間を延長したsequence Dで，CSFのモーションアーチファクトが大きくなったと考えられる．

大腿筋群のT2強調画像をFig. 5に示す．S/Nでは，sequence Dは，sequence B (NEX=1) の2倍のS/N比を得ており，sequence B (NEX=4)と同等である．一方，ケミカルシフトアーチファクトは，サンプリング時間の長いsequence Dでより大きく目立つ．また，空間分離解能に関しては，sequence B (NEX=1) とsequence Dでは，筋肉間の細かい脂肪組織等は観察できなかったが，sequence DとS/Nが同等であるsequence B (NEX=4)では，観察可能であり，明らかに空間分解能が優っていると考えられる．

空間分解能の低下はサンプリング時間内のT2緩和による信号減衰によって起こる[9)11)]．サンプリング時間 (Ts) と対象のT2の比 (Ts/T2) が大きくなれば，この空間分解能の低下は顕著になる．我々の装置における筋肉のT2は約30msecであり，脳の80msecと比較して短く，sequence Dではサンプリング時間延長による空間分離能の低下が起こったと考えられる．

脳の撮像においては薄いスライス厚 (3～5mm) が要求されることがあり，T2強調画像のS/N比改善は臨床上重要な問題であるが，ケミカルシフトアーチファクトが問題となるような脂肪組織は正常脳実質内には見られず[15)]，またT2が長く空間分解能の低下もほとんど問題とならないために，サンプリング時間の延長はS/N比改善の有効な手段であるといえる[15)～17)]．ただし，CSFのflowに

起因するモーションアーチファクトに対するflow compensation等の対策は必須である．

それに対し大腿筋群においては，ケミカルシフトアーチファクトの増大は重要な問題となる場合があり，さらにT2の短い組織（筋肉等）においては空間分解能が低下するために，必ずしもサンプリング時間の延長は総合的にみてS/N比改善の手段として有効とはいえない．ただしケミカルシフトアーチファクトは脂肪信号抑制によって回避しうる問題である[18]．

結　語

サンプリング時間延長の効果は，S/N比の改善という長所に対して，不均一磁場に対する感受性の増大，流れ等の動きに起因するアーチファクトの増加，ケミカルシフトアーチファクトの増加，T_2の短い組織における空間分解能の低下という欠点がある．サンプリング周波数帯域（サンプリング時間）はこのような特徴を持った撮像パラメーターの一つであり他のパラメータと同様，撮像部位・目的に応じて適切に選択されなければならない．

文　献

1) Hoult DI: In "Biomedical Magnetic Resonance" (L Thomas, A Margulis eds), Chap 4, p35—45, Radiology Research and Education, UCSF, 1984
2) Edelstein WA: The intrinsic signal-to-noise in NMR imaging. Magn Reson Med 3: 604—618, 1986
3) Kjos BO, Norman D: In "Magnetic Resonance Imaging of Central Nurvous System", Chap 17, p279—287, Raven Press New York, 1985
4) Edelstein WA: Signal, noise, and contrast in nuclear magnetic (NMR) resonance imaging. JCAT 7: 391—401, 1983
5) Wehrli FW: Mechanisms of contrast in NMR imaging. JCAT 8: 369—380, 1984
6) Hendrick RE: Maximizng signal-to-noise and contrast-to-noise ratios in FLASH imaging. Magn Reson Imag 5: 117—127, 1987
7) Becker ED: Selection of optimum parameters for pulse fourie transform nuclear magnetic resonance. Analytical Chemistry 51: 1413—1420, 1979
8) Hendrick RE: Sampling time effects on signal-to-noise and contrast-to-noise ratios in spin-echo MRI. Magn Reson Imag 5: 31—37, 1987
9) Haacke EM: The effects of finite sampling in spin-echo or field-echo magnetic resonance imaging. Magn Reson Med 4: 407—421, 1987
10) Vinitski S: Effect of sampling rate on magnetic resonance imaging. Magn Reson Med 5: 278—285, 1987
11) Haacke EM: In "Magnetic Resonance Imaging of the Spine", Chap 1, p14—16, Modic MT, Masaryk TJ, Ross JS, eds, Year Book Medical Publishers, 1989
12) Luedeke KM: Susceptibity artifacts in NMR imaging. Magn Reson Imag 3: 329—343, 1985
13) Stark DD: Motion artifact reduction with fast spin-echo imaging. Radiology 164: 183—191, 1987
14) Haacke EM: Improving MR image quality in the presence of motion by using rephasing gradients. AJR 148: 1251—1258, 1987
15) Unger EC: Pulse sequence optimization for T2-weighted MR imaging of the brain. Magn Reson Imag 7: 119—125, 1989
16) Simmon JH: Reduced-Bandwidth MR imaging of the head at 1.5T. Radiology 172: 771—775, 1989
17) Enzmann D: Improved MR images of the brain with use of a gated, flow-compensated, variable-bandwidth pulse sequence. Radiology 172: 777—781, 1989
18) Mitchell DG: Sampling bandwidth and fat suppression: Effects on long TR/TE MR imaging of the abdomen and pelvis. AJR 153: 419—425, 1989