

バースト励起パルスを用いた 高速磁気共鳴マイクロイメージング手法の提案

谷口 陽, 越智久晃, 塚田啓二, 岡島健一

株式会社製作所中央研究所

緒 言

MR (magnetic resonance) マイクロイメージングは、十分な SN 比を得るために小型の高磁場装置上で小動物などを撮影対象として研究され、これまでに $10\ \mu\text{m}$ 程度の空間分解能が達成されている。一方、全身用 MRI (MR imaging) 装置でヒトを対象とした研究では、 $100\ \mu\text{m}$ 前後の空間分解能が実現されている^{1),2)}。いずれにおいても撮影シーケンスは SE (spin-echo) 法や GE (gradient-echo) 法が用いられている。しかし、EPI (echo planar imaging) 法などの高速撮影法の利用は小型高磁場装置では報告されているが、全身用では用いられていない。

MR マイクロイメージングにおける空間分解能の主な決定要因は、撮影シーケンスにおける画素サイズと画像の SN 比、被検体内の分子拡散である。これらの要因のうち、撮影シーケンスにおける画素サイズは傾斜磁場の時間積分値に反比例する。このため、空間分解能を向上させるには、一般に傾斜磁場強度を大きくすることが必要である。例えば、小型高磁場装置では $100\ \text{mT/m}$ 以上、全身用装置では 20 から $30\ \text{mT/m}$ の強い傾斜磁場が用いられている。

ところが、EPI 法や高速 SE 法などの高速撮影法は、通常の空間分解能でも強い傾斜磁場を

必要とするため、マイクロイメージングに利用するにはより強力な傾斜磁場が必要である。小型の傾斜磁場では技術的にこれが可能であり、例えば小型高磁場装置で EPI 法と高速 SE 法をマイクロイメージングに適用した例では、それぞれ $600\ \text{mT/m}^3$ と $820\ \text{mT/m}^4$ の傾斜磁場強度を用いている。しかし、全身用装置において傾斜磁場強度を更に大きくすることは、現状では技術的に困難である。また、仮に将来可能になったとしても、ヒトを対象としたマイクロイメージングに利用するのは安全面から困難であると言える。

本論文では、傾斜磁場強度を上げずに空間分解能を向上させる高速撮像原理を提案する。この撮像原理は、基本となる撮影シーケンスとしてバースト法⁵⁾とその変形である振幅変調バースト法^{6),7)}を利用し、傾斜磁場による位置情報付与に加えて高周波磁場を用いて位置情報を付与することにより、傾斜磁場強度の限界を超えた空間分解能を実現させることができる。計算機シミュレーション^{8)~10)}と実機実験によって画像を再構成し、基本原理の確認と SN 比の評価を行った。

空間分解能向上方法

傾斜磁場による空間分解能設定

キーワード burst imaging, microimaging, computer simulation

従来のマイクロイメージングでは、一般にGE法やSE法が用いられている。これらの撮影シーケンスにおけるリードアウト方向の画素サイズ ΔW_x^g は、

$$\Delta W_x^g = \frac{1}{\gamma G_x \Delta t_x N_x^g} \dots \dots \dots (1)$$

と表される。ここで、 γ , G_x , Δt_x , N_x^g はそれぞれ磁気回転比、リードアウト傾斜磁場強度、サンプリングレート、サンプリング点数である。また、位相エンコード方向の画素サイズ ΔW_y は、

$$\Delta W_y = \frac{1}{\gamma \Delta G_y t_y N_y} \dots \dots \dots (2)$$

と表される。ここで、 ΔG_y , t_y , N_y はそれぞれ撮影シーケンス繰り返しごとの位相エンコード傾斜磁場強度の増分値、位相エンコード傾斜磁場パルスの印加時間、ステップ数(繰り返し回数)である。(1)式と(2)式から、いずれの方向においても画像の空間分解能は傾斜磁場の時間積分値に比例する。しかし、リードアウト方向についてはエコー強度が磁化の横緩和時間を時定数として指数関数的に減衰するため、画素サイズを小さくするために $\Delta t_x N_x^g$ を無制限に長くすると実空間での線幅が広がり空間分解能が低下する。したがって、特にリードアウト方向には強い傾斜磁場が要求される。

高周波磁場を用いた空間分解能向上

この項では、リードアウト傾斜磁場で決まる画素サイズ ΔW_x^g 以上の空間分解能を高周波磁場を用いることにより実現する方法を提案する。この方法は、Fig. 1 に示すように、各画素(幅 ΔW_x^g) 内の一部の領域(幅 ΔW_x) だけをバースト高周波磁場パルスによって選択的に励起する。この状態で信号を計測して画像を再構成すると、画素幅 ΔW_x^g よりも小さい幅 ΔW_x の領域からの情報のみが含まれる画像が得られる。したがって、画素のもつ空間分解能が実質

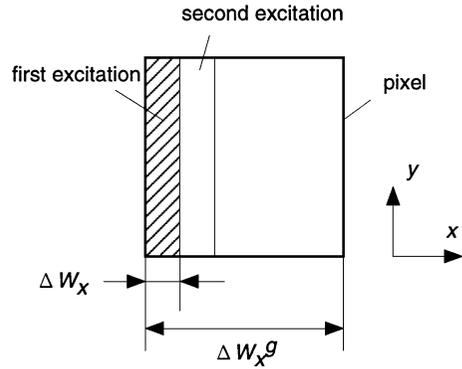


Fig. 1. Improvement in spatial resolution using RF pulses. Spins are excited only in the area with width of ΔW_x . They are excited in each pixel and echoes are acquired. Spatial resolution increases to $\Delta W_x^g / \Delta W_x$ times that when all spins are excited.

的に $\Delta W_x^g / \Delta W_x$ 倍に向上する。次に、励起する領域を各画素内で移動させながら複数回計測を繰り返せば、抜けのない情報を取得することができる。

画素内の磁化の選択的励起は、バースト高周波磁場パルスを用いることによって行うことができる^{(11),(12)}。Fig. 2 にバーストパルスとリードアウト方向の励起プロファイルの関係を示す。バーストパルスは、時間間隔が b のサブパルス n 個から成り、各サブパルスは三つの山型の sinc 関数の形状をもつ。このパルスによる励起プロファイルは、バーストパルスとはフーリエ変換の関係にあり、図に示すようにリードアウト方向に垂直なスライス群になる。各スライスのプロファイルは sinc 関数形状であり、メインローブの幅は $2/(bn)$ となる。また、スライスの間隔は $1/b$ であり、スライスの厚さはおおよそメインローブの幅と考えると $2/(bn)$ である。

エコー計測時には、リードアウト傾斜磁場で決まる画素サイズをスライスの間隔に等しくす

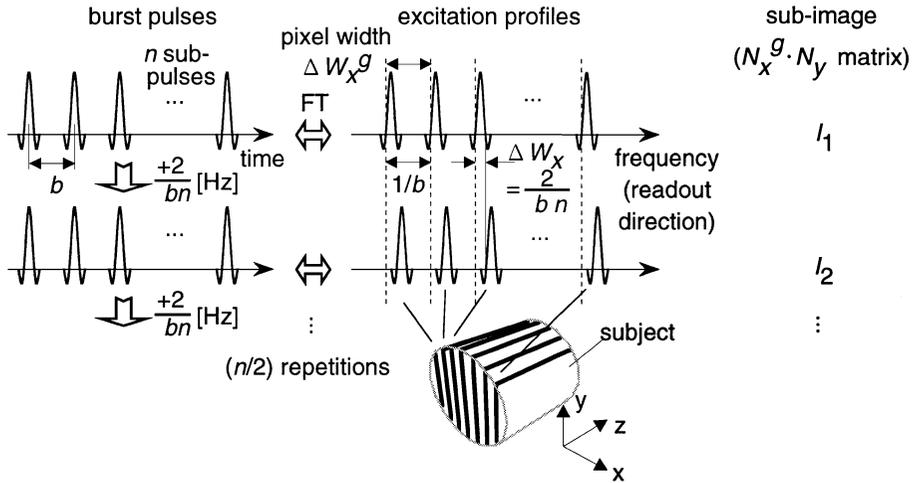


Fig. 2. Burst RF pulses and their excitation profiles. Excitation is repeated $n/2$ times. Position of excited strips is shifted by changing carrier frequency of RF pulses, and sub-image is reconstructed for every repetition.

る。すなわち、

$$\Delta W_x^g = \frac{1}{\gamma G_x b} \dots \dots \dots (3)$$

である。この条件下で z 方向の特定の断面を選択してサブ画像 I_1 を撮影すると、各画素には ΔW_x^g の幅のうち約 $2/(bn)$ の幅を占める領域の情報のみが含まれるため、リードアウト方向の実質的な空間分解能は、

$$\Delta W_x = \frac{2}{\gamma G_x bn} \dots \dots \dots (4)$$

となる。なお、サブ画像のリードアウト方向の画素数は、 W_x をリードアウト方向の視野として、

$$N_x^g = \frac{W_x}{\Delta W_x^g} \dots \dots \dots (5)$$

となる。また、位相エンコード方向の画素数 N_y は、撮影シーケンスによって任意に設定可能である。

全体の画像を撮影するために、スライス群の

位置をリードアウト方向にシフトさせながら撮影を繰り返し、 $n/2$ 枚のサブ画像 I_k ($k=1, \dots, n/2$) を得る。スライス群のシフトはバーストパルスの搬送波周波数を変化させることによって行う。例えば、搬送波周波数を $2/(bn)$ だけ変化させるとスライス群が $2/(bn)$ だけリードアウト方向にシフトする。この周波数シフトバースト法は、三次元撮影の高速化に用いられた方法である¹²⁾。本論文ではこの方法を、画像再構成方法を工夫することによって空間分解能の向上に応用した。

最後に、すべてのサブ画像を Fig. 3 のように合成して全体画像を作成する。合成された画像は、空間分解能がサブ画像と等しく ΔW_x であり、しかも撮影断面全体の情報を含んでいる。全体画像のリードアウト方向の画素数は $N_x = N_x^g \cdot n/2$ となる。

励起パルスとして、振幅変調バースト (amplitude modulated burst : AM burst) パルスを用いることにより、個々のスライスの励起プロファイルが矩形に近づく^{6),7)}。これにより均一な励起が可能となるほか、隣接するスライス群

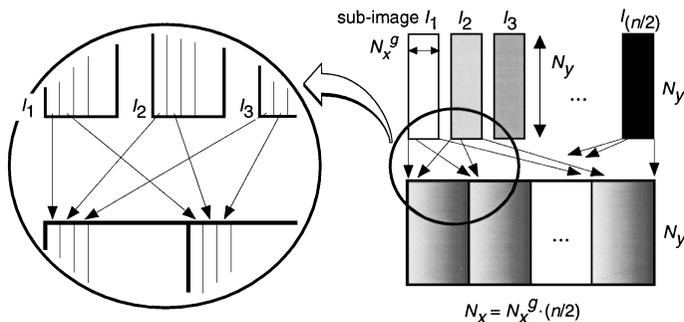


Fig. 3. Method for combining sub-images to make single image. All $n/2$ sub-images are rearranged pixel by pixel and whole image is reconstructed.

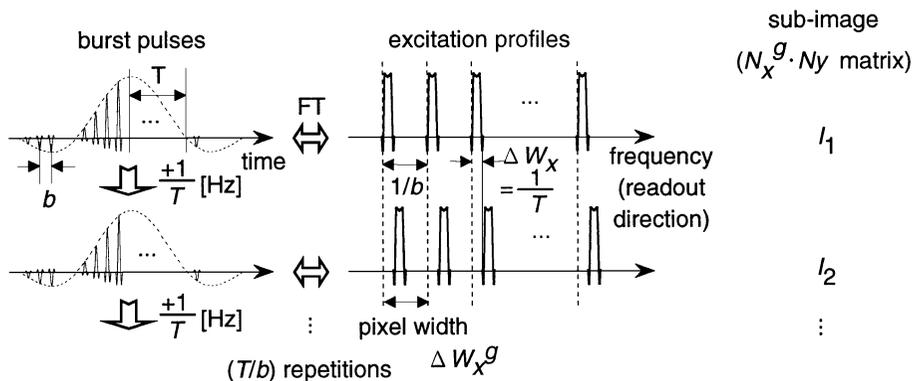


Fig. 4. AM burst RF pulses and their excitation profiles. Excitation is repeated T/b times. As in Fig. 2, position of excited strips is shifted and sub-image is reconstructed for every repetition. Excitation profiles of strips are more square and signal intensity increases.

へのはみ出しが少なくなるにより、後述するように連続して高速にサブ画像を撮影する際のシェーディングをなくすることができる。

Fig. 4 に振幅変調バーストパルスとその励起プロファイルを示す。振幅変調バーストパルスは時間間隔 b の複数のサブパルスから成り、各サブパルスは、三つの山型の sinc 関数形状をもつ。また、バーストパルス全体は周期 T の sinc 関数で振幅変調されている。この場合、

$$\Delta W_x^g = \frac{1}{\gamma G_x b} \dots \dots \dots (6)$$

$$\Delta W_x = \frac{1}{\gamma G_x T} \dots \dots \dots (7)$$

となる。また、サブ画像のリードアウト方向の画素数は(5)式に等しい。以上の条件下で搬送波周波数を $1/T$ ずつ変化させながら $I_k (k = 1, \dots, T/b)$ を撮影し、Fig. 3 の方法で画像を合成する。

撮影シーケンス

本章では、提案した手法による空間分解能向

上の実現性を評価するために、バースト法と振幅変調バースト法のそれぞれについて基本的な評価用撮影シーケンスを構成する。本手法による空間分解能向上の効果はリードアウト方向にあり、位相エンコード方向の空間分解能は従来と同じ原理で決定される。そこで、リードアウト方向の空間分解能に注目し、 $50\ \mu\text{m}$ と $100\ \mu\text{m}$ の2種類の撮影シーケンスを作成した。リードアウト傾斜磁場強度は現状の臨床機で実現されているおよそ最大の強度である $30\ \text{mT/m}$ とした。一方、位相エンコード方向の画素数や空間分解能は、それぞれの撮影シーケンスで実用上適当であると考えられる値とした。また、後処理の簡略化のため、各撮影シーケンスは1回の実行につき1枚のサブ画像を撮影するものとした。

バースト法

励起パルスにバーストパルスを用いた場合の撮影シーケンスを Fig. 5 に示し、その主なパラメータを Table 1 に示す。撮影シーケンスは“Burst 1”（リードアウト方向の画素サイズ： $100\ \mu\text{m}$ ）と“Burst 2”（同 $50\ \mu\text{m}$ ）の2種類である。

バースト法では、サブパルスとエコーは一対一に対応しており、サブパルス数 n と同じ数のエコーが発生するため、 n はできるだけ大きくしたい。しかし、サブパルスの強度は、全体のフリップ角を 90 度とするために、 n に反比例する。したがって、 n を大きくした場合、サブパルス強度に比例するエコー強度は小さくなる。また、 n を大きくするとサブ画像数 $n/2$ が増加するために全体の撮影時間が長くなる。

ここでは評価のための一例として $n = 36$ とした。これにより 36 個のエコーが計測でき、ハーフフーリエ法により $N_y = 64$ のサブ画像を再構成することができる。サブパルス1個のフリップ角は 2.5 度であり、合計 18 枚のサブ画像撮影が必要である。 $n > 36$ とした場合にはサブ画像数が増加して撮影時間が長くなり、かつ、フリップ角はより小さくなって SN 比が低下する。逆に $n < 36$ とした場合、 N_y を 64 以上にするためにはリードアウト傾斜磁場の反転などによってエコー数を増やす必要がある。

振幅変調バースト法

励起パルスに振幅変調バーストパルスを用いた場合の撮影シーケンスを Fig. 6 に、その主なパラメータを Table 2 に示す。撮影シーケンスは“AM Burst 1”（リードアウト方向の画素

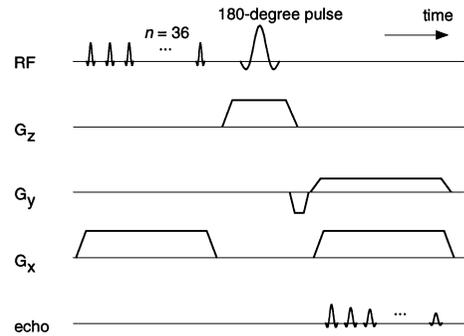


Fig. 5. Pulse sequence of burst microscopic imaging. Burst RF pulse composed of 36 sub-pulses generates 36 echoes and each echo is phase-encoded differently. Sub-image with matrix size of 64 in y -direction is reconstructed in TR by using half-Fourier reconstruction.

Table 1. Pulse-sequence Parameters for Burst Microscopic Imaging

	pixel size [μm]	matrix size	field of view [cm]	effective TE [ms]	b [μs]	n	N_x^g
Burst 1	100×200	144×64	1.44×1.28	8.6	435	36	8
Burst 2	50×200	288×64	1.44×1.28	12	870	36	16

TR: 3 s; imaging time: 54 s; duration of sub-pulse: $218\ \mu\text{s}$; readout gradient strength: $30\ \text{mT/m}$.

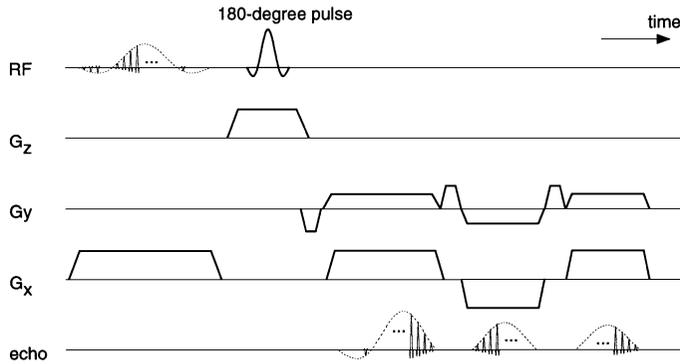


Fig. 6. Pulse sequence of amplitude-modulated burst microscopic imaging. Twenty-five large echoes are acquired for readout gradient pulse and total of 75 echoes are acquired by switching readout gradient. Sub-image with matrix size of 128 in y -direction is reconstructed in TR by using half-Fourier reconstruction.

Table 2. Pulse-sequence Parameters for AM Burst Microscopic Imaging

	pixel size [μm]	matrix size	field of view [cm]	effective TE [ms]	b [μs]	T [ms]	N_y^g
AM Burst 1	100 \times 100	256 \times 128	2.56 \times 1.28	33	489	7.8	16
AM Burst 2	50 \times 100	256 \times 128	1.28 \times 1.28	63	979	15.7	16

TR: 3 s; imaging time: 48 s; duration of sub-pulse for AM Burst 1: 122 μs ; duration for AM Burst 2: 245 μs ; readout gradient strength: 30 mT/m.

サイズ: 100 μm)と“AM Burst 2”(同 50 μm)の2種類である。

振幅変調バースト法においてもサブパルスとエコーは一対一に対応しており、バースト法と同様にサブパルス数(サブ画像数 T/b に比例する)を大きくした方がより多くのエコーが発生する。しかし、その場合エコー強度が低下するとともにサブ画像数が増加して撮影時間が長くなる。さらに、振幅変調のサイドローブに位置するサブパルスやメインローブの両端部分に位置するサブパルスによって生成されるエコーは強度が小さい。そこで、画像のSN比低下を防ぐため、メインローブの中央近辺に位置するサブパルスによって生成された強度の大きいエコーだけを計測する必要がある。

ここでは、 T/b の実用的な値の一例として16を選択した。また、この場合、メインローブには31個のサブパルスが含まれており、それにより生成されるエコーのうち25個のエコーを計測することとした。25個のエコーに対応するサブパルスのフリップ角は1.87度から6.23度である。

リードアウト傾斜磁場の反転により75個のエコーを計測し、ハーフフーリエ法で $N_y = 128$ のサブ画像を再構成する。このとき、振幅変調バースト法では、エコーの強度が均一ではなく k 空間上で k_y 方向に強度変調されているため、強度補正を行う必要がある¹³⁾。

全体画像を作成するために撮影シーケンスを合計16回繰り返して16枚のサブ画像を撮影

し、Fig. 3 の方法で合成する。

計算機シミュレーションによる評価

方法

本撮影法の原理を確認するため、計算機シミュレーション^{8)~10)}によりエコーを生成し、画像を作成した。

用いたシミュレータは、撮影対象となる被検体の計算モデルと評価する撮影シーケンス、静磁場不均一分布などの装置ひずみを入力とし、磁気共鳴現象の基礎方程式である Bloch の式を解く。そして、撮影シーケンス実行中の任意の時刻における磁化分布を求め、磁化のベクトル和としてエコーを出力する。

被検体の計算モデルは磁化の空間分布 (y, M_0, T_1, T_2) として与えられる。ここで、 M_0 は熱平衡磁化、 T_1 と T_2 はそれぞれ磁化の縦緩和時間と横緩和時間である。この分布は格子点上に離散的に構成され、その各点が1個の磁化を表す。そして、それぞれの磁化について Bloch の式が解かれる¹⁰⁾。

Bloch の式は、MR 現象を記述した一階線形常微分方程式であり、次式で表される¹⁴⁾。

$$\frac{d}{dt} \begin{pmatrix} M_x \\ M_y \\ M_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -1/T_2 & \gamma H & 0 \\ -\gamma H & -1/T_2 & \gamma H_1 \\ 0 & -\gamma H_1 & -1/T_1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} M_x \\ M_y \\ M_z \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ M_0/T_1 \end{pmatrix} \quad (8)$$

ここで、 x, y, z は三次元の直交座標系を表し、 z は静磁場の向きに等しい。また、 $H = H_0 + G_x x + G_y y + G_z z + \omega/\gamma$ であり、 H_0 は静磁場強度、 G_x, G_y, G_z はそれぞれ添え字方向の傾斜磁場強度、 ω は回転座標系の角周波数、 H_1 は高周波磁場強度、 (M_x, M_y, M_z) は磁化である。静磁場不均一は H_0 に含めることができる。

Bloch の式は解析解が求められていない。そ

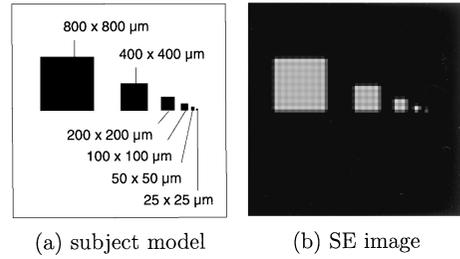


Fig. 7. Subject model and simulated image of SE. Spin distribution in subject model is uniform, and T_1 and T_2 are 800 and 100 ms, respectively. Pixel size of SE image is $50 \times 50 \mu\text{m}$.

こで、遷移行列演算法⁸⁾を適用して精度良く高速に解を求めた^{9),10)}。また、離散化による計算誤差の発生を防ぐため、評価する撮影シーケンスによって格子点の密度を調整する必要がある¹⁰⁾。本論文で評価したバースト法で十分な計算精度を得るために必要な格子点の数は、撮影画像の画素数に対してリードアウト方向に10倍、位相エンコード方向に4倍であった。これ以上に増やしても計算値に変化はなかった。

以下、このシミュレータを用いて評価を行った。本論文では、撮影シーケンス自体の性能評価を目的としているため、シミュレーションは静磁場不均一などの装置ひずみの一切ない理想的な系を想定して行った。

1. 空間分解能の評価

まず、前章で作成した4個の撮影シーケンスのシミュレーションを行った。被検体モデルは、Fig. 7(a)に示すように、大きさの異なる6個の正方形ブロックから成り、隣り合う2個のブロックの間隔は右側のブロックの幅に等しい。ブロックの磁化密度分布はすべて等しく均一であり、 T_1 と T_2 はそれぞれ 800 ms, 100 ms である。

また、比較のため、SE法の画像もシミュレーションにより作成した。SE法のパラメータは、画素サイズ： $50 \times 50 \mu\text{m}$ ；マトリックス

ス : 256×256 ; 視野 : 1.28×1.28 cm ; TE : 22 ms ; TR : 3 s ; 撮影時間 : 12.8 min ; リードアウト傾斜磁場強度 : 30 mT/m である.

2. 画像 SN 比の評価

次に, シミュレーションで得られたエコーにノイズを付加して画像を再構成し, 各撮影シーケンスの SN 比を評価した. ノイズは平均値が 0 の正規分布乱数として与え, その標準偏差で大きさを調整した. また, 付加したノイズの大きさは, 各撮影シーケンスごとにサンプリングレートの平方根に反比例させた. すなわち, SE と AM Burst 2 のサンプリングレートが $61.2 \mu\text{s}$, Burst 1, 2 が $54.4 \mu\text{s}$, AM Burst 1 が $30.6 \mu\text{s}$ であるため, SE と AM Burst 2 に付加したノイズの大きさを 1 としたとき, Burst 1, 2 は 1.06, AM Burst 1 は 1.41 とした.

3. 撮影時間短縮の可能性検討

本手法では, サブ画像を撮影する際, 直前のサブ画像撮影では励起されなかった磁化を励起する. このため, 撮影断面選択用に 180 度パルスを用いるのではなく, バースト励起パルスの印加中に撮影断面を選択したり, あらかじめ撮影断面以外の磁化を飽和させることによって選択を行えば, 待ち時間なしで撮影シーケンスを繰り返すことができる. 撮影シーケンス間の待ち時間を 5 ms に短縮した場合について, 各撮影シーケンスの TR と撮影時間を Table 3 に示す. Table 3 から分かるように撮影時間は 1 秒から 2 秒程度となり, 非常に高速に撮影可能である.

ただし, バーストパルスによって励起されるスライス群の各スライスプロファイルは, サブ画像を連続して撮影する際のスライス群のシフト量から若干はみ出しているため, 画質が劣化する恐れがある. また, 画質が劣化する場合, “はみ出し” のより大きい Burst 1, 2 の方が顕著であると予想できる.

そこで, その影響を調べるため, 各撮影シーケンスにおいて 180 度パルスを削除し, TR を Table 3 の値にしてシミュレーションを行っ

Table 3. TR and Imaging Time of Pulse Sequence with Waiting Time of 5 ms

	TR[ms]	imaging time[s]
Burst 1	42	0.756
Burst 2	73	1.314
AM Burst 1	92	1.472
AM Burst 2	168	2.688

た. また, Burst 1, 2 については, “はみ出し” の影響を小さくするため, 周波数シフト量を 2 倍にして, サブ画像の計測順序を I_k ($k=1, 3, \dots, 15, 17, 2, 4, \dots, 16, 18$) とした場合についてもシミュレーションを行った.

結果

1. 空間分解能の評価

Fig. 7 (b) に SE 法によるシミュレーション画像を示す. 以下, 図に示す画像は, 横がリードアウト方向, 縦が位相エンコード方向であり, 被検体モデルの存在する視野の中心付近だけを拡大して表示している. Fig. 7 (b) では, 左から 4 個目と 5 個目のブロックが分離されていることから, リードアウト方向の空間分解能 $50 \mu\text{m}$ が確認できる.

Fig. 8 に (a) Burst 1, (b) Burst 2, (c) AM Burst 1, (d) AM Burst 2 のシミュレーション画像を示す. Fig. 8 (a), (c) より, 左から 3 個目と 4 個目のブロックが分離されていることから, リードアウト方向の空間分解能 $100 \mu\text{m}$ が達成されていることが確認できる. また, Fig. 8 (b), (d) より, 左から 4 個目と 5 個目のブロックが分離されていることから, リードアウト方向の空間分解能 $50 \mu\text{m}$ が達成されていることが確認できる. (a), (b) と (c), (d) を比較すると, Burst 1, 2 は各ブロック (特に一番左のブロック) の左右のエッジが不明瞭であるのに対し, AM Burst は明瞭であることが分かる. Burst では励起プロファイルが sinc 関数形状になっており, それによるたたみ込みの効果が現れているからである.

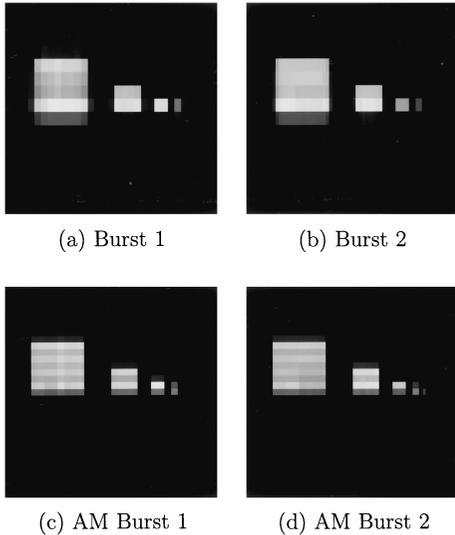


Fig. 8. Simulated images of burst microscopic imaging. Pixel sizes of images are : (a) $100 \times 200 \mu\text{m}$, (b) $50 \times 200 \mu\text{m}$, (c) $100 \times 100 \mu\text{m}$ and (d) $50 \times 100 \mu\text{m}$.

2. 画像 SN 比の評価

SE 画像の SN 比が 153 となるノイズを付加した場合、Burst 1, 2, AM Burst 1, 2 の SN 比はそれぞれ、36.6, 27.6, 28.6, 13.9 であった。それぞれ SE 画像の SN 比に対して $1/4.2$, $1/5.5$, $1/5.3$, $1/11$ である。Burst 1, 2 の SN 比が比較的大きいのは、画素サイズがやや大きく、実効 TE が短いからである。また、AM Burst 2 は AM Burst 1 に対して視野が $1/2$ (SN 比 $1/2$ に相当)、実効 TE が 2 倍 (信号強度 0.74 倍) であるが、サンプリングレートが 2 倍 (SN 比 $\sqrt{2}$ 倍) であるため、SN 比は約 $1/2$ になっている。

3. 撮影時間短縮の可能性検討

AM Burst 1, 2 においては信号強度の低下や画質の劣化は見られず、撮影時間の短縮が可能であった。しかし、Burst 1, 2 ではシェーディングや縦じまなどのアーチファクトが発生した。ただし、このアーチファクトは、サブ画像の計測順序を I_k ($k=1, 3, \dots, 15, 17, 2, 4, \dots, 16,$

18) とすれば発生しなくなり、Burst 1, 2 においても信号強度低下や画質劣化なしに撮影時間を短縮できることが分かった。

実機実験

方法

提案した撮影法により、4.7T 実験機で小松菜の茎の断層像を撮影した。撮影シーケンスとして、計算機シミュレーションで評価した 4 種類のうち、最も画素サイズの小さい AM Burst 2 をもとに構成したシーケンスを用いた。これを Fig. 9 に示す。

静磁場不均一による影響を除いて調整を容易にするため、リードアウト傾斜磁場反転ではなく 180 度パルスによって複数のエコーを発生させた。エコーは 1 個の 180 度パルスにつき 24 個、合計 72 個計測し、ハーフフーリエ再構成によって位相エンコード方向の画素数が 128 のサブ画像を撮影した。ただし、 180 度パルスを奇数回 (3 回) 印加すると励起されていない磁化が反転された状態になるため、次のサブ画像撮影までの待ち時間を長くとる必要がある。そこで、最後に 180 度パルスを追加することにより反転された磁化を平衡状態の向きに戻して TR を短縮できるようにした¹⁵⁾。ここでは TR を 1 s に短縮しても信号強度が低下しないことを確認した。

また、実効 TE を短縮し信号強度低下を抑える目的で、励起パルスとして非対称に振幅変調したバーストパルスを用いた。励起パルスの後半部分を省略することにより、実効 TE を約 $1/2$ の 30 ms に短縮することができる。励起プロフィールがほとんど劣化しないことは計算機シミュレーションにより確認した。

Table 4 に主な撮影パラメータを示す。これ以外のパラメータは Table 2 の AM Burst 2 と同じである。なお、Table 4 には、比較のために撮影した SE の撮影パラメータも示す。

結果

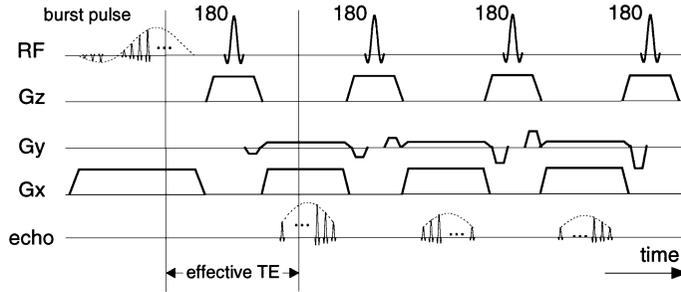


Fig. 9. Pulse sequence used in our experiments with a 4.7T system. The effective TE is shortened by using asymmetrically amplitude-modulated burst pulses. Echoes are refocused three times by the slice-selective 180 degree pulses. 24 large echoes are acquired for each 180 degree pulse, and a total of 72 echoes are acquired.

Fig. 10 に(a)振幅変調バーストによる画像と(b)SE画像を示す. バースト画像のSN比は, SE画像のSN比の1/2.3であった. Fig. 10 (a)から, 提案した手法によって偽像のない画像が得られることが確認できる. ただし, 両画像を比較するとバーストの空間分解能はSN比が不十分であるため, SEよりも劣っている.

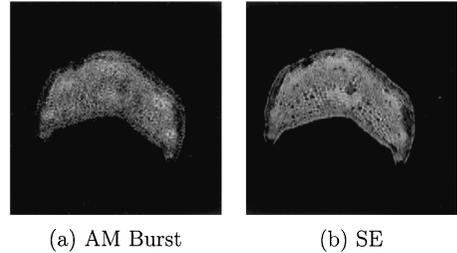


Fig. 10. Images obtained in experiments with a 4.7T system. It is shown that no artifact is generated by asymmetrically amplitude-modulated burst microscopic imaging, though its spatial resolution is not equal to that of SE image because of its insufficient signal-to-noise ratio.

考 察

計算機シミュレーションと実機実験により, バースト励起パルスを用いたマイクロイメージング手法で傾斜磁場強度を強くせずに空間分解能が向上できることを確認した. 計算機シミュ

Table 4. Pulse-sequence Parameters Used in the Experiments with a 4.7T System

	AM Burst	SE
field of view	1.28 × 1.28 cm	
slice thickness	4 mm	
matrix size	256 × 128	
(effective) TE	30 ms	
TR	1 s	5 s
number of repetition	16	128
number of average	64	2
imaging time	17 min	21 min

レーションでは、撮影シーケンス間の待ち時間を 5 ms まで短縮できることが示された。これにより、二次元の撮影時間は 1, 2 秒程度にまで短縮可能である。ただし、励起中にスライス選択を行う¹⁶⁾などの方法によって 180 度パルスを使用せずに撮影シーケンスを構成する工夫が必要である。

待ち時間を短縮する際、Burst 1, 2 ではサブ画像の計測順序を変更しなければアーチファクトが発生したが、AM Burst ではその必要がなかった。また、画像では、AM Burst の方がエッジが明瞭であった。これは、励起プロファイルが矩形に近い形状になった効果である。なお、Burst 1, 2 と AM Burst 1, 2 のリードアウト方向の画素サイズはいずれも 50 μm 、あるいは 100 μm に等しいが、撮影シーケンスの構成上、ピクセル分割数（サブ画像枚数）がそれぞれ 18, 16 と異なっている。すなわち、AM Burst の方がスライス間隔が若干狭く、隣接するスライスの影響を受けやすくなっており、TR 短縮の評価を行う場合には、AM Burst の方がより厳しい条件になっている。

実機撮影においては、スライス選択に 180 度パルスを用いたため、適当な待ち時間を必要とした。そのため、待ち時間を 5 ms に短縮して評価することはできなかった。ただし、180 度パルスの印加回数を全体で偶数回にすることにより TR を 1 s に短縮できた。この場合、1 枚（加算なし）の撮影時間は 16 s であった。実機実験で用いた AM Burst は励起パルスの後半を省略しているため、シーケンス長は AM Burst 2 よりも約 31 ms 短い。励起中にスライス選択して 180 度パルスをなくした場合には、TR を 137 ms にでき、撮影時間は、 $137 \text{ ms} \times 16$ （サブ画像数）= 2.2 s に短縮可能である。この撮影時間を SE あるいは GE で実現しようとした場合、TR を 17.1 ms 以下とする必要がある。しかし、SE/GE では少なくともリードアウトだけで 15.7 ms を要するため、この TR で撮影することは困難であると考えられ

る。

以上のように、提案法によると原理的には傾斜磁場を強くせずに高速なマイクロイメージングが実現可能である。しかし、現状のシステムでは SN 比が不十分であり、実機実験で得られた AM Burst の SN 比は 1 枚（加算なし）に換算すると SE に対して 7.7%、計算機シミュレーションでは 1/11 であった。ただし、シミュレーションでは SE と AM Burst 2 の（実効）TE はそれぞれ 22 ms と 63 ms であり、被検体モデルの T_2 は 100 ms である。また、画素サイズは AM Burst 2 が SE の 2 倍である。これを同条件に換算すると SE の信号強度は $1/1.51 \times \sqrt{2}$ となり、AM Burst 2 の SN 比は SE の 9.7% になる。励起パルスなどが異なるため厳密な比較はできないが、実機実験で得られた値とはほぼ一致していると言える。

このようにバースト画像の SN 比が不十分であるため、実機実験においては信号加算が必要であった。SN 比向上の一つの方策として、高温超伝導受信コイルの利用が考えられる¹⁷⁾。これは、コイルのサイズが小さいと生体由来のノイズよりもコイルのノイズが支配的になることに着目し、ノイズの非常に少ない高温超伝導コイルにより受信信号の SN 比を飛躍的に向上させる方法である。直径 2 cm のコイルにより 10 倍以上の SN 比が得られている。同様のことは単にコイルを冷却することでも可能であり、SN 比は 3 倍に向上するとの報告がある¹⁸⁾。これらの方法が実用化され SN 比を 10 倍程度に向上できれば、提案法の SN 比を現状のシステムにおける SE と同等にすることが可能である。

ま と め

バーストパルスを用いて傾斜磁場強度を上げずに空間分解能を向上する撮影原理を提案し、計算機シミュレーションと実機実験により評価した。その結果、バースト法と振幅変調バースト法の 2 種類の撮影シーケンスにおいて原理

的に高い空間分解能が得られることを確認した。バースト法では、 $50 \times 200 \mu\text{m}$ の画素サイズの二次元画像を54 sで撮影可能であり、振幅変調バースト法では、 $50 \times 100 \mu\text{m}$ の画素サイズの二次元画像を48 sで撮影可能であることを計算機シミュレーションにより確認した。また、撮影断面の選択励起方法を工夫することにより、1秒から2秒程度にまで撮影時間を短縮できることが分かった。しかし、画像のSN比はSE画像と比較して1/4から1/10以下と低く、実機実験においては信号加算が必要であった。180度パルスを用いない方法による撮影時間の短縮が今後の課題である。

なお、本研究開発の一部は、医療福祉機器技術研究開発制度の一環として、新エネルギー・産業技術総合開発機構 (NEDO) からの委託により実施したものである。また、本稿の内容は1998年度日本磁気共鳴医学会国際飛躍賞を受賞した。

文 献

- 1) Song HK, Wehrli FW, Ma J: *In vivo* MR microscopy of the human skin. *Magn Reson Med* 1997; 37: 185-191
- 2) Ying K, Schmalbrock P, Clymer B: Echo-time reduction for submillimeter resolution imaging with a 3D phase encode time reduced acquisition method. *Magn Reson Med* 1995; 33: 82-87
- 3) Peters AM, Bowtell RW, Mansfield P: High speed NMR microscopy using PEPI (π -EPI). *Proc of SMR* 1995; 469
- 4) Zhou X, Cofer GP, Suddarth SA, Johnson GA: High-field MR microscopy using fast spin-echoes. *Magn Reson Med* 1993; 30: 60-67
- 5) Hennig J, Hodapp M: Burst imaging. *MAGMA* 1993; 1: 39-48
- 6) Ochi H, Taniguchi Y, Okajima K: Dual frequency amplitude-modulated burst imaging. *Proc of ISMRM* 1997; 1824
- 7) Taniguchi Y, Ochi H, Okajima K: SNR comparison of amplitude-modulated burst imaging and other ultra-fast MR sequences using a computer simulation. *Proc of ISMRM* 1997; 1825
- 8) 中谷千歳, 谷口 陽, 尾藤良孝, 山本悦治: 遷移行列と解析解を用いた MRI 数値シミュレーション. 電子情報通信学会 '92 秋季大会分冊 6; no. D-88; 88
- 9) 谷口 陽, 中谷千歳, 尾藤良孝, 山本悦治, 東昇, 西村 博: 高速 MRI シミュレータの開発. 電子情報通信学会 '92 秋季大会分冊 6; no. D-87; 87
- 10) 谷口 陽, 中谷千歳, 尾藤良孝, 山本悦治: 遷移行列と磁化の周期性を利用した MRI 高速画像シミュレータ. 電子情報通信学会論文誌 1994; J77-D-II: 566-572
- 11) Zha L, Lowe IJ: Optimized ultra-fast imaging sequence (OUFIS). *Magn Reson Med* 1995; 33: 377-395
- 12) Duyn JH, Gelderen P, Liu G, Moonen CTW: Fast volume scanning with frequency-shifted burst MRI. *Magn Reson Med* 1994; 32: 429-432
- 13) Taniguchi Y, Ochi H, Tsukada K: Development of an image reconstruction method for AM burst by using a computer simulation. *Proc of ISMRM* 1998; 1972
- 14) Mansfield P, Morris PG. *NMR Imaging in Biomedicine*. 1st ed. USA: Academic Press, Inc., 1982
- 15) Matsuda T, Inoue H, Hayashi K, Muramoto S, Komori M, Sasayama S: Segmented burst imaging. *Proc of ISMRM* 1996; 1501
- 16) Gelderen P, Moonen CTW, Duyn JH: Susceptibility insensitive single shot MRI combining burst and multiple spin echoes. *Magn Reson Med* 1995; 33: 439-442
- 17) Black RD, Early TA, Roemer PB, Mueller OM, Mogro-Campero A, Turner LG, Johnson GA: A high-temperature superconducting receiver for nuclear magnetic resonance microscopy. *Science* 1993; 259: 793-795
- 18) Wright AC, Song HK, Wehrli FW: *In vivo* MR micro imaging with conventional radiofrequency coils cooled to 77°K. *Magn Reson Med* 2000; 43: 163-169

A Fast MR Microscopic Imaging Technique Using Burst RF Pulses

Yo TANIGUCHI, Hisaaki OCHI, Keiji TSUKADA,
Kenichi OKAJIMA

*Central Research Laboratory, Hitachi, Ltd.
1-280, Higashi-koigakubo, Kokubunji-shi, Tokyo 185-8601*

Large gradient strengths are usually required in magnetic resonance (MR) microscopic imaging. This is because the spatial resolution in an MR imaging technique that uses a Fourier transform is proportional to the bandwidth in each pixel. In the readout direction, the bandwidth is determined by the integral of the magnetic field gradients in each echo measurement. As a result, it is difficult to use microscopic imaging on whole-body systems with ultra-fast imaging techniques, such as echo planar imaging (EPI) or burst imaging, due to the large gradients required.

In this paper we propose a new method for improving spatial resolution. The new method uses burst and amplitude-modulated (AM) burst excitation pulses, but does not enlarge readout gradient strengths. Using this method makes fast microscopic imaging possible. To test this method, a 2D computer simulation was conducted, and we were able to attain images without artifacts. An image with a pixel size of $50\ \mu\text{m}$ in the readout direction could be obtained in 1 or 2 seconds by using a $30\ \text{mT/m}$ readout gradient. We also evaluated the signal to noise ratio (SNR) of the images in the simulation. The SNRs of burst and AM burst microscopic images with pixel sizes of 50×100 to $100 \times 200\ \mu\text{m}$ were $1/11$ to $1/4$ that of spin-echo images with pixel sizes of $50 \times 50\ \mu\text{m}$. Experiments with a 4.7T system were also performed, and good images were obtained using an AM burst sequence with a pixel size of $50\ \mu\text{m}$ in the readout direction. The signals did need to be averaged however, to increase the SNR.