

超高速ダイナミック撮像：k-t BLAST と k-t SENSE の 初期使用経験

森本規義¹， 渡邊祐司²， 田淵 隆¹， 奥秋知幸³，
小原 真³

¹倉敷中央病院放射線センター ²同放射線科
³フィリップスメディカルシステムズ

はじめに

k-t BLAST^{1)~3)} (k-t space broad-use linear acquisition speed-up technique) は、時間軸方向に連続してデータを取得する撮像法であるシネ MRI やダイナミック撮像において極めて高速に撮像することが可能である。SENSE 法⁴⁾ や SMASH 法⁵⁾ に代表されるパラレルイメージングは k 空間で取得データ数を間引く方法で、日常臨床に用いられる高速化は約 2 倍速程度である。一方、この新しい高速撮像法である k-t BLAST は、k 空間に時間軸を組み合わせた空間上 (2D 撮像であれば 3 次元、3D 撮像であれば 4 次元) で収集データ数を間引く方法で、現時点で 8 倍速までの高速化が可能である。さらに、SENSE 法や SMASH 法のパラレルイメージと異なり、単一コイルでの使用が可能である。本稿では k-t BLAST の原理について簡単に解説し、撮像技術、臨床応用、現状を留意点を交えながら述べることにする。

原 理

シネ MRI やダイナミック撮像では、ある断面を時間経過に従って複数回撮像する。この撮像時間を短縮する方法は大きく分けて 2 種類ある。一つはある断面の撮像に必要な k 空間上の位相エンコードを減らす方法で、RFOV (rectangular FOV)、ハーフフーリエ法、zero-filling 法⁶⁾ や SENSE 法などのパラレルイメージングである。これらの手法は、1 フレームごとに画像を作成する k 空間データを取得する。一方、k-t BLAST は、ある断面の時間軸方向のデータを間引く方法で、ダイナミックにおけるすべての時間軸方向にデータを取得し、以下の操作を行って 1 フレームごとの画像を作成する。実際には k-t BLAST も時間短縮のために位相エンコードを間引くが、間引く位相エンコードを時間軸に対してずらしながらデータを収集し、これを時間軸方向にフーリエ変換する (Fig. 1)。ある断面の一つのラインを時間軸で展開すると x-t 空間を設定することができ、これを逆フーリエ変換すると x-f 空間が得られる (Fig. 2)。そして、シネ MRI やダイナ

この総説は、第 32 回日本磁気共鳴医学会大会シンポジウム「高速 MRI 2004—ハードウェアの進歩と高速イメージング—」での講演を中心にまとめたものである。

キーワード k-t BLAST, k-t SENSE, ultra fast imaging, cardiac MRI

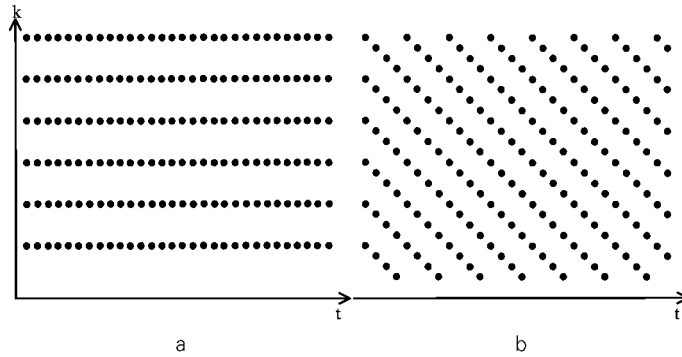


Fig. 1. Data sampling pattern in k-t space
(a) SENSE (b) k-t BLAST.

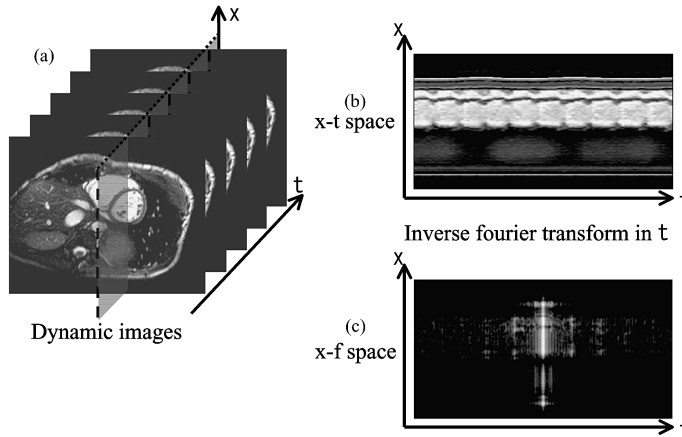


Fig. 2. Diagram of x-t space and x-f space
(a) dynamic images (b) x-t space (c) x-f space (inverse fourier transform in t).

ミック撮像を行った場合、得られる情報のほとんどが x-f 空間上の中心部分に集約される。このとき、ある断面の撮像を位相エンコードを大きく間引いて、シネあるいはダイナミック撮像すると x-f 空間上で多数の折り返しアーチファクトが発生する。k-t BLAST ではこの x-f 空間の折り返しアーチファクトをトレーニングデータを用いて展開することで、折り返しのな

い画像を作成することができる (Fig. 3)。

撮像技術

k-t BLAST と k-t SENSE

使用するコイルによって呼称が異なる。すなわち単一コイルを使った場合は k-t BLAST といい、k-t SENSE とは、phased array coil を

2005年3月8日受理

別刷請求先 〒710-8602 岡山県倉敷市美和 1-1-1 倉敷中央病院放射線科 森本規義

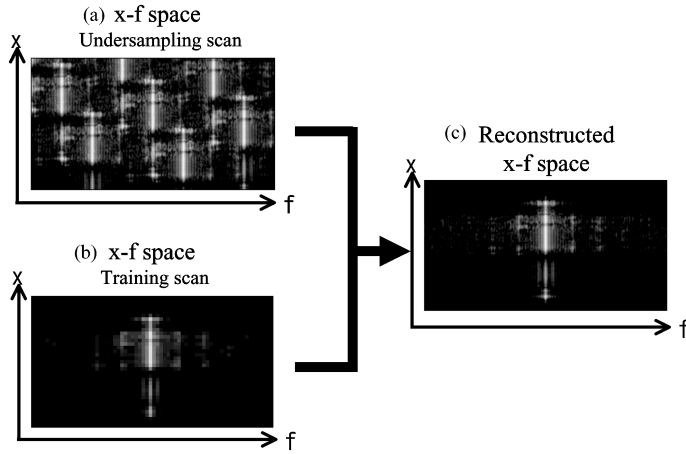


Fig. 3. Diagram of reconstruction of k-t BLAST and k-t SENSE (a) x-f space (under sampling scan) (b) x-f space (training scan) (c) reconstructed x-f space.

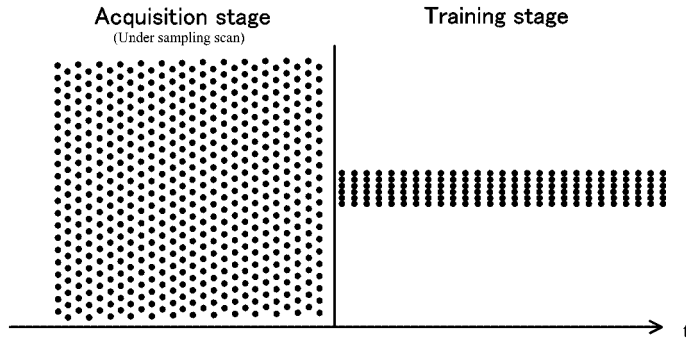


Fig. 4. k-t sampling pattern of separated scan. (k-t factor 2, 6 training profiles)

用いて撮像し，さらにコイルの感度情報を展開のアルゴリズムに組み込んだ場合の呼称であり，reduction factor を用いた SENSE 法との併用ではない。

撮像パラメータについて

k-t BLAST, k-t SENSE の撮像は，トレーニングデータの収集とアンダーサンプリングスキャン(以下，実撮像)の二つから構成される。トレーニングデータの収集と実撮像を別個に行う方法を separated scan (Fig. 4) といい，ト

レーニングデータを収集しながら実撮像を行う方法を interleaved scan (Fig. 5) という。通常，separated scan は周期的な運動をしている部位，例えば ECG 同期をした呼吸停止下の心臓シネ MRI を撮像する際に用いる。一方，時間軸に対して周期的ではない動きをする部位は interleaved scan が選択される。

1. トレーニングデータ

トレーニングデータは，k 空間の低周波部分を位相エンコードを間引くことなく収集され

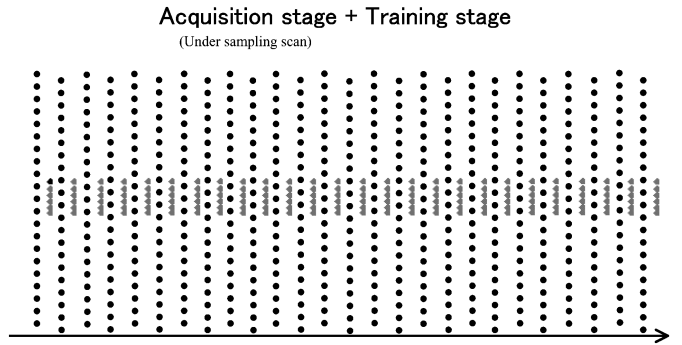


Fig. 5. k-t sampling pattern of inter-leaved scan. (k-t factor 2, 6 training profiles)

る。その結果、トレーニングデータからは折り返しのない x-f 空間が得られる。実際の設定ではトレーニングデータの収集プロフィール数を自由に選択することが可能である。トレーニングデータの収集プロフィール数が多く、実撮像とトレーニングデータに位置ずれがない場合、展開精度は高くなる。しかし、収集プロフィール数が多い場合、発生した位置ずれがより影響されるため展開精度は悪くなる。同時に撮像時間が長くなってしまふ。逆に収集プロフィール数を減らせば撮像時間を短縮させることが可能であるが、高周波成分の情報が欠落し展開精度が悪くなる。そのため詳細な動きを過小評価する傾向がみられる。通常、我々はトレーニングデータに 10 程度のプロフィール数を収集している。

2. 実撮像 (under sampling scan)

実撮像は、倍速係数 (以下、k-t factor) によって位相エンコードを間引く程度が決定される。現段階では 2 から 8 の任意の k-t factor が選択可能である。先にも述べたが、k-t BLAST も位相エンコードを間引くことにより時間短縮を可能にした。SENSE 法が同じ位相エンコードを間引いているのに対して、k-t BLAST では間引く位相エンコードを時間軸に対してずらしながらデータを収集する (Fig. 1)。

3. Separated scan

Separated scan は Fig. 4 のようにスキヤンの前半部分で実撮像を行い、後半部分でトレーニングデータを収集する。この例は k-t factor が 2、トレーニングデータの収集プロフィール数は 6 である。そして、この前半部分と後半部分の撮像を別々に撮像することも一度に撮像することも可能である。呼吸停止下で撮像する場合、トレーニングデータと実撮像の間に発生する位置のずれを防ぐために通常一度の呼吸停止下で撮像する。一方、呼吸停止が困難な場合は、実撮像とトレーニングデータの収集を別々の呼吸停止下で撮像するが、この場合はウインドウ幅を 3 mm から 5 mm 程度に設定したナビゲーターエコー法⁷⁾を用いてトレーニングデータと実撮像で発生する位置のずれを最小限に抑えるようにする。

4. Interleaved scan

Interleaved scan は、Fig. 5 のように実撮像とトレーニングデータの収集を交互に行う。時間軸に対して周期的でない動きをする部位を撮像する場合、実撮像とトレーニングデータ収集時の位置は必然的に異なる。これを防ぐために interleaved scan では、比較的高い k-t factor と少ないトレーニングプロフィール数を用いる。これは、実撮像とトレーニングデータの間で発生する位置のずれを高時間分解能で撮像することにより最小限に抑えるようにする目的で

ある。

展開精度について

k-t BLAST で重要なことは、折り返った x-f 空間の展開を高い精度で行うことである。位相エンコードを間引くことによって発生した x-f 空間の折り返しを低分解能トレーニングデータから得られた折り返しのない x-f 空間を用いて展開するため、展開に誤差を生じることが予測される。実際に位相エンコードを間引くことなく心臓シネ MRI を撮像してみると、得られる情報は x-f 空間の中心部分に集約される。k-t BLAST で撮像を行った場合、x-f 空間内には多数の折り返しが発生するが、折り返しの大部分が高周波成分にあるため、展開誤差を最小限に抑えることができる⁸⁾。

しかし、我々の行った検討では、高い k-t factor (7~8) と極端に少ないトレーニングプロファイル数 (1~5) の組み合わせで撮像した場合、心臓弁のような特に高速で動いている部位に関しての描出が不十分であった。さらに時間軸に対してのデータが少ない場合にも同様の傾向がみられた。このように k-t BLAST, k-t SENSE は、k-t factor とトレーニングデータの収集プロファイル数および時間軸方向のデータ数、これら三つのパラメータが重要であり、これらの組み合わせにより画質が大きく変化する。

臨床応用

1. 心臓シネ

Steady state coherent gradient echo (balanced-FFE/TFE) を用いて通常のシネを撮像する場合、1 スライス当たり 10 秒から 15 秒程度の呼吸停止が必要である。SENSE 法を用いれば撮像時間を半分程度にまで短縮することが可能であるが、撮像断面によっては画像の中心部分に SENSE 法特有の折り返しアーチファク

トが発生する。特にダブルオブリーク断面で撮像する場合には設定に注意が必要である。この折り返しを防ぐためには大きな FOV で撮像するか、撮像断面を調節し FOV 内に撮像部位がすべて含まれるように設定しなければならない。その結果、分解能が犠牲になったり、正確な短軸像が得られなくなってしまう。一方、k-t SENSE を用いた撮像では、FOV や撮像断面に制限を受けることなく設定が可能である。また、k-t SENSE 高速性を利用して、わずか数秒の呼吸停止で従来と同等のシネ撮像が可能であり、あるいは同じ呼吸停止時間で撮影するならば、従来の 2~3 倍の多時相のシネ撮像ができる (Fig. 6)。

実際に k-t SENSE を使用した撮像では、通常 separated scan を使用する。トレーニングプロファイル数を 11 に設定した 4 倍速程度の撮影であれば、従来の画像と比較して視覚的にはほとんど差のない画像を得ることができる (Fig. 7)。

さらに、k-t SENSE を用いれば、3D のシネ撮像も可能である。これまでの心臓シネ MRI は 2D による撮像がほとんどである。3D で撮像した場合、長い呼吸停止時間が必要となり現実的ではない。また SENSE 法を用いた場合、4 倍速程度で設定すれば呼吸停止下で左心室全体の撮像が可能であるが、SNR の低下を避けることができない。k-t SENSE では、20 秒程度の実撮像と 20 秒程度のトレーニングスキャンによって左心室全体の 3D 撮像が可能である (Fig. 8)。

以上のように k-t SENSE は心臓シネ MRI に適した撮像法である。しかし、この手法は時間軸に対してデータを多く取得するに従い展開精度が向上するため、場合によっては必要以上のデータを取得しなければならない。また高い k-t factor と少ないトレーニングデータを組み合わせで撮像した場合、壁運動を過小評価してしまう傾向もみられた (Fig. 7)。

2. リアルタイムイメージング

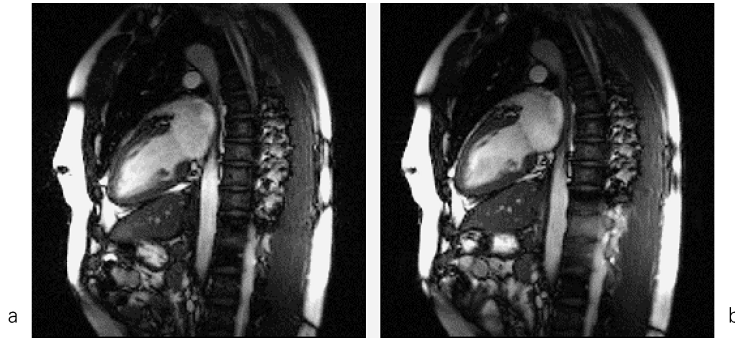


Fig. 6. Long axis cine MRI in normal healthy volunteer (24y. o)
(a) 45 phase, k-t factor 5, 11 training profiles, scan time 7 s (b) 100 phase, k-t factor 5, 11 training profiles, scan time 17 s.

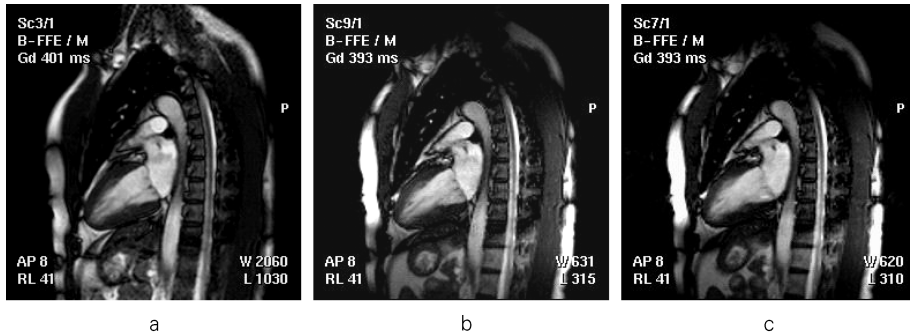


Fig. 7. Long axis cine MRI in normal healthy volunteer (35y. o)
(a) without k-t BLAST (24 phase), (b) with k-t BLAST (24 phase, k-t factor 4, 11 training profiles) (c) with k-t BLAST (24 phase, k-t factor 8, 11 training profiles)

k-t BLAST, k-t SENSE は心拍動だけでなく呼吸運動のような動きに対しても有用である。すなわち、呼吸運動による臓器や病変の動きをリアルタイムに撮像することができる。また、心拍動と呼吸運動の両者をリアルタイムにとらえることができるので、安静呼吸下で ECG 同期なしで心臓を撮像することが可能である。撮像には steady state coherent gradient echo 法に interleaved scan を使用する。Interleaved scan は、実撮像とトレーニングデータを交互に撮影するため時間軸方向にランダムに動く部位では両者の位置ずれが発生し、この位置ずれ

を防ぐためには高速で撮像する必要がある。特に小児心臓のように高速で動く部位に対しては、高い k-t factor と少ないトレーニングプロフィールで撮像する。実際には、1 フレームを 60~80 ms の時間分解能で撮像し、良好な画像が得られる (Fig. 9)。

3. 流速測定

従来、流速測定は PC 法を用いて行われ、長い撮像時間を必要とした検査であるが、k-t BLAST, k-t SENSE を使用することで検査時間の短縮が可能である。頸動脈、肺動脈、大動脈などの流速測定に用いることができる。特

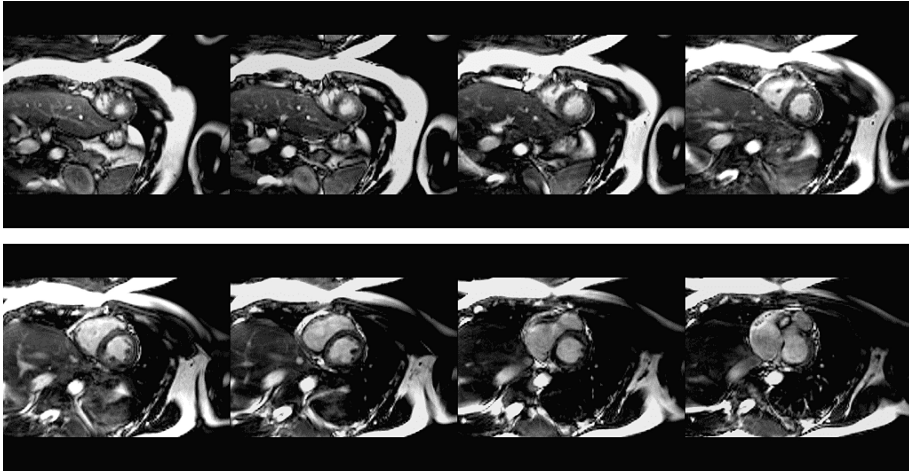


Fig. 8. 3D cine MR imaging with breath-hold and ECG triggering. (k-t factor 8, 11. 11 training profiles)

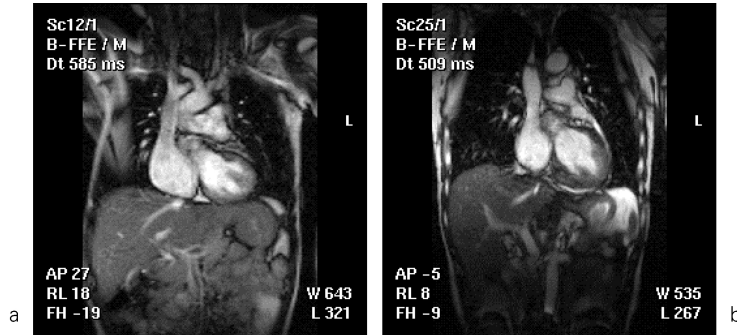


Fig. 9. Real-time cardiac cine MR imaging without ECG trigger during free breathing

(a) 7y. o boy cardiac image (b) normal healthy volunteer (31y. o)

に、頸動脈では横断面で撮像した場合、撮像断面内のほとんどは静止しているため心臓などと比較すると展開精度は高くなり、k-t BLAST, k-t SENSE に適した部位である。

4. 造影剤を使用した dynamic 撮影

現在、当院における dynamic 検査は、phased array coil を用いた SENSE 法が主流になっている。SENSE 法の使用は SNR の低下を避けることができないが、造影検査を目的と

した場合、SNR の低下を造影剤で補うことができる。k-t BLAST, k-t SENSE をこの領域に使用することは理論上不可能ではないが、まだ乗り越えるべき課題が多い。例えば、頭部における 2D-MRDSA への応用ではボラス注入した造影剤の動態をとらえることができたが、現状では k-t BLAST よりもエコーシェアリングを用いたスパイラルスキャン⁹⁾の方が良好な造影効果を示した。また、interleaved scan を用

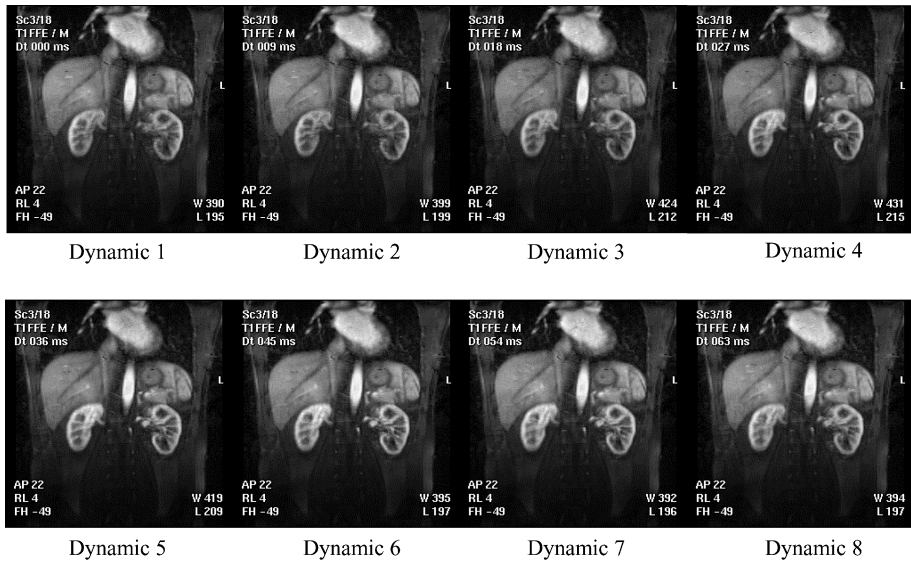


Fig. 10. CE-MRA using 3D-T₁/FFE (k-t factor 8, 5.5 training profiles, 5 s/dynamic, 8 phases)

いて3次元化を試みたが、造影剤をポーラス注入したにもかかわらず、展開した画像では、すべての時相で同様の造影効果を示した (Fig. 10). データサンプリングの間隔が長い場合、造影剤の濃度変化に対応が困難なためと考えられる。今後、撮像パラメータの検討が必要と思われる。

ま と め

k-t BLAST および k-t SENSE は、SENSE 法に比べさらなる高速化が可能な撮像法である。その高速性を生かし心臓シネ撮像、リアルタイムイメージング、流速測定など様々な臨床応用が期待される。

謝 辞

稿を終えるに当たり、本研究に協力いただいた放射線センター秘書、陶山浩子、松本嘉子、放射線センター技師、古牧伸介、杉岡崇、平田祐希並びに Tsao Jeffrey 氏に深謝致します。

文 献

- 1) Tsao J, Boesiger P, Pruessman KP: k-t BLAST and k-t SENSE: dynamic MRI with high frame rate exploiting spatio-temporal correlations. *Magn Reson Med* 2003; 50: 1031-1042
- 2) Kozerke S, Tsao J, Razavi R, Boesiger P: Accelerating cardiac cine 3D imaging using k-t BLAST. *Magn Reson Med* 2004; 52: 19-26
- 3) Tsao J, Babak B, Webb AG: Unifying linear prior-information-driven methods for accelerated image acquisition. *Magn Reson Med* 2001; 46: 652-660
- 4) Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, et al.: SENSE: sensitivity encoding for fast MRI. *Magn Reson Med* 1999; 42: 952-962
- 5) Sodickson DK, Manning WJ: Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH): fast imaging with radiofrequency coil arrays. *Magn Reson Med* 1997; 38: 591-603
- 6) 室 伊三男. 画像再構成理論と k 空間. 放射線医療技術叢書(18)MR 撮像技術. 2000; 42-53
- 7) Ehman RL, Felmlee JP: Adaptive technique for high-definition MR imaging of moving structures. *Radiology* 1989; 173: 255-263

- 8) Marc Van Cauteren, 鈴木由里子. *N* 高分解能・高速 gradient echo, k-t BLAST. 改訂版 MRI 応用自在. メジカルビュー社, 2004; 72-75
- 9) Ahn CB, Kim JH, Cho ZH: High-speed spiral echo-planar imaging. *IEEE Trans Med Imaging* 1986; MI-5: 2-7

Preliminary Clinical Experiences with k-t BLAST and k-t SENSE

Noriyoshi MORIMOTO¹, Yuji WATANABE², Takashi TABUCHI¹,
Tomoyuki OKUAKI³, Makoto OBARA³

¹*Department of Radiology Center, ²Department of Radiology, Kurashiki Central Hospital
1-1-1 Miwa, Kurashiki, Okayama 710-8602*

³*Philips Medical Systems*

We investigated the feasibility of k-t BLAST and k-t SENSE in the evaluation of 2D or 3D cardiac cine MR imaging, cardiac real time imaging, and dynamic imaging of abdomen with contrast material. k-t BLAST and k-t SENSE, a new technique, enables ultrafast dynamic imaging. Data sampling consists of acquisition of training data and data under sampling and reconstruction of the data in the x-f space (x = spatial position, f = temporal frequency). Separate data sampling is useful in cardiac cine imaging to assess motion of the cardiac wall. Interleaved data sampling is useful for real-time cardiac imaging during free breathing.