

シフトデータを用いた最大値投影 MR アンギオグラフィー

町田好男¹, 市之瀬伸保¹, 畑中雅彦^{1*}, 喜種慎一³,
五老健彦¹, 八田純一²

¹㈱東芝那須工場 MR 技術部

²㈱東芝医用機器技術研究所

³東芝メディカルエンジニアリング㈱

はじめに

MRI を用いて血管系の 3 次元的形態を描出する 3 次元 MR アンギオグラフィー (3D-MR angiography, 以下 3D-MRA)^{1),2)}は, 近年著しい発展を遂げ, 特に無侵襲な診断法であるため臨床的な期待が高い。しかしながら空間分解能が従来の X 線造影法に比べ不十分であり, またフローボイドによる信号ロスがあり形態描出が正確でない, など問題点も多い。

一方, k 空間上のデータを直接収集しているフーリエ変換 MR イメージングにおいては, フーリエ変換のシフト定理を応用してシフトデータを追加計算することで, 再構成画像をいくらかでも密にできることが知られており³⁾, これを応用して, 断面変換像の画質が大幅に向上することも報告されている^{4),5)}。

3D-MRA において, 上記シフトデータを用い 3 次元の原画像を密に求めてから最大値投影処理を行った場合, より“精細”な投影像が得られ, 上記の MRA の欠点のうち空間分解能の不足による読影の困難さを軽減できると考えられる。今回我々は, 実際の 3D-MRA において画質改善の効果を確認し, フーリエ変換 MR イメージ

ングの立場からその結果を考察したので報告する。

方法

3 次元フーリエ変換法のデータ収集により得た 3 次元エコーデータをもとに, シフト定理に基づいて通常よりも密に 3 次元画像データを算出した。次にこの 3 次元データに対して最大値投影処理を施し 2 次元の投影像を得て, 得られた画像を観察し血管描出能を比較した。以下に詳細を示す。

1) 3 次元画像データの収集

3D タイムオブフライト MRA に適した投影条件にて 3 次元のエコーデータを収集した。すなわち, 3DFT 法 (256×256×32 または 64 マトリクス), フィールドエコー法 (以下 FE 法) (TR=35~40 ms/TE=7~9 ms/フリップ角=15~20°) で, 投影領域/スライス厚は 204.8 mm/1.6 mm, 204.8 mm/0.8 mm または 153.6 mm/0.6 mm とした。一部, リフェーズ/ディフェーズサブトラクション法^{1),7)}も併用した。使用装置は東芝製超電導 MRI 装置 MRT-50 A/Super (0.5 T) および MRT-200/FX Super Version (1.5 T) で, 撮影対象は脳底動脈輪を

キーワード MR angiography, maximum intensity projection, Fourier shift theorem, spatial resolution

*現 室蘭工業大学情報工学科

含む横断面 (正常例) である。

2) 3次元画像データの作成

通常の3次元フーリエ変換による画像再構成に加えて、シフト定理に基づいて面内2方向あるいはスライス方向のシフトデータ (中間データ) の追加計算を行ない、通常よりも密に3次元画像データを得た⁸⁾。簡単のため式は1次元で示すが、面内2方向 (読み出し、位相エンコード方向) およびスライス方向のどの3方向についても同様である。

観測したNMR信号 (エコーデータ) を $F_0(m)$ とするとき、通常、画像 $f_0(n)$ は離散的フーリエ変換 (discrete Fourier transform, 以下DFT) により、

$$f_0(n) = \sum_{m=-(N/2)}^{(N/2)-1} F_0(m) \cdot \exp(-2\pi i \cdot mn) \quad (1)$$

, $n = -(N/2), \dots, (N/2)-1$

で算出する。ここに N はマトリクスサイズ、 i は虚数単位である。これに対し、原データ F_0 に対し、

$$F_\delta(m) = F_0(m) \cdot \exp(2\pi i \cdot \delta \cdot m) / N \quad (2)$$

, $m = -(N/2), \dots, (N/2)-1$

なる処理を施した後、

$$f_\delta(n) = \sum_{m=-(N/2)}^{(N/2)-1} F_\delta(m) \cdot \exp(-2\pi i \cdot mn) \quad (3)$$

, $n = -(N/2), \dots, (N/2)-1$

を計算することにより、シフトデータ f_δ を求めた。Fig.1(a)に示すように f_δ は f_0 に対し δ だけ移動した点に相当する計算値となる。ここに δ は任意の実数である。今回の検討では、 $\delta = k/K$, $k = 0, 1, \dots, K-1$ の様に、一定間隔で中間データを追加計算し、“ K 倍の充填”を行った。

$K=4$ の場合を Fig.1(b)に示す。

なお本論文では、画像再構成を順方向のフーリエ変換として扱う。

3) 最大値投影画像における血管描出能の比較

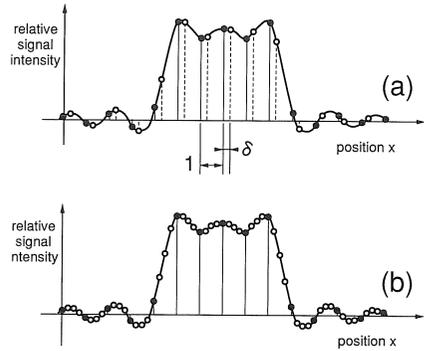


Fig.1. Generation of shifted data.

(a) Continuous curve drawn with bold solid line shows the theoretically reconstructable image by continuous Fourier transform from sampled NMR signal. “●” indicates image data calculated by ordinal DFT, and “○” indicates shifted data obtained using formula (2) in the text. (b) Data indicated by ● and ○ are four-fold filled data.

2) で得た3次元画像データに対して、最大値投影処理 (maximum intensity projection, 以下MIPともいう)²⁾を施し、投影像すなわちMRA像を得、血管描出能を比較した⁹⁾。今回の検討には、 $\delta=0$ のみの中間データの追加なしのもの、 $\delta=0, 1/2$ からなる2倍充填のデータ、 $\delta = k/4$, $k=0, 1, 2, 3$ を用いた4倍充填のデータを用いた。なお、投影処理時に、投影方向や原データの間隔などの関係からさらに中間データが必要となる場合には、線形補間によってデータを補った。

以上述べた方法により3次元データの各方向へシフトデータを K_x 倍、 K_y 倍、 K_z 倍 “充填” し、その後の最大値投影を行なう処理を、以下では (K_x, K_y, K_z) 倍充填の “Fine MIP” と呼ぶことにする。

結 果

1) シフト画像における血管の描出

上記方式により算出した3次元画像のデータの一例として、充填度が6倍と高い場合の例をFig.2に示す。3DFT (256×256×64), FE(40/9/20°), 撮影領域153.6 mm, スライス厚0.6 mmの条件でMRT-200/FX (1.5 T)により得られたデータをもとに、スライス方向について $\delta=k/6$, $k=0, 1, \dots, 5$ として、0.1 mmおきに中間データを追加計算したものを並べたものである。このように充填度が高い場合でも、例えば矢印で示す後大脳動脈に注目するとその描出が連続的に変化することが認められた。

2) 最大値投影画像における充填度と血管描出能
充填度を(面内2方向, スライス方向)の3方向についてそれぞれ(1, 1, 1)倍, (1, 1, 2)倍, (2, 2, 2)倍, (2, 2, 4)倍と順次変えた一連のFine MIP像をFig.3(a)~(d)に示す。原データは、3DFT (256×256×32), FE (40/8/20°), 撮影領域204.8 mm, スライス厚1.6 mm, サブトラクション併用の条件で、MRT-50 A/Super (0.5 T) を使用して得たボクセルサイズ0.8 mm×0.8 mm×1.6 mmの非等方デー

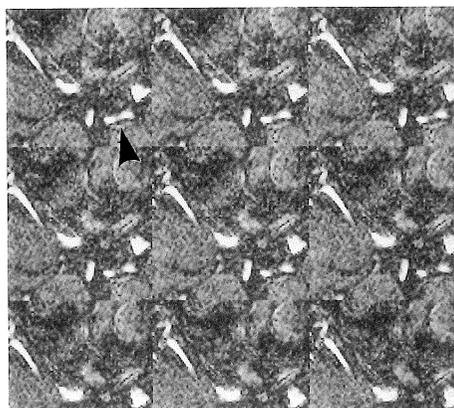


Fig.2. Depiction of vessels in shifted images. Slice thickness determined by scan conditions is 0.6mm. Nine images shown here are obtained by six-fold filling for slice direction, and thus slice interval is 0.1mm. Changing of the shape of blood vessels, for example the posterior cerebral artery (arrow head), can be seen.

タである。

(a)では、モザイク模様や、特に細い血管での不連続性が見られたが、(b), (c)と密に充填していくに従って、投影像の空間的連続性が向上し、このようなアーチファクトが著しく減少した鮮明な画像が得られた。ある血管——例えば中大脳動脈——に注目すると、その血管に沿っての信号強度が一貫し、また描出された血管の太さが一定となっていった。また、例えば(a)と(b)を比較すると、充填を行なったスライス方向を横から見たサジタル投影像ばかりでなく、それに直交するアキシャル方向の投影像においても血管の信号強度のバラツキが減少していることが認められた。(d)に示したスライス方向に4倍充填した画像では、(c)に比べ血管描出能の改善は見られなかった。

別の比較例をFig.4に示す。原データは、3DFT (256×256×64), FE (35/7/20°), 撮影領域204.8 mm, スライス厚0.8 mmの条件で、MRT-200/FX (1.5 T) を用いて得たボクセルサイズ0.8 mm×0.8 mm×0.8 mmの等方データである。(a), (b)それぞれ(1, 1, 1)倍および(2, 2, 2)倍充填のFine MIP像である。上記第1例と同様、充填による血管描出能の向上が認められた。(c)は(d)と同一のデータから投影方向を変化させたものであるが、この場合も直交3方向と同様な鮮明な画像が得られた。

考 察

3D-MRA^{1),2)}は、特に頭部血管系を対象として近年著しい発展を遂げている。しかしながら、不十分な空間分解能やフローボイドによる信号ロス等のため、例えば4~5 mm以下の脳動脈瘤や狭窄を診断するためには現状の血管描出能では不十分である。もちろん撮影法を改良して分解能そのものを上げたり、フローボイドそのものを十分に減らすことが重要であるが、一方で、現在得られている収集データから最大限の情報を引き出すことも重要である。こうした観

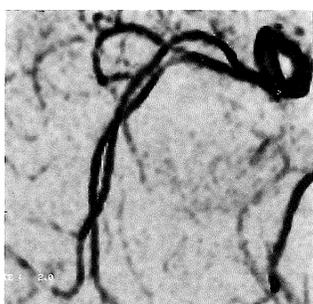
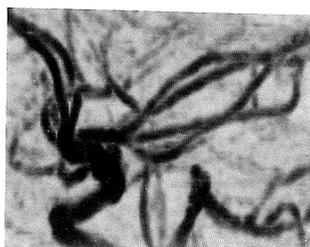
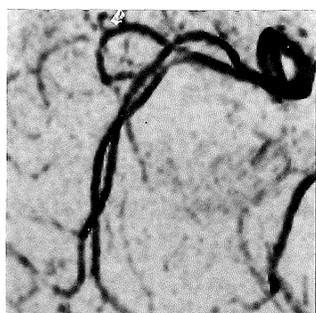
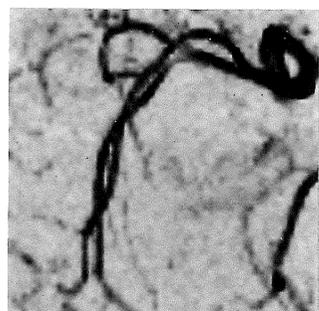
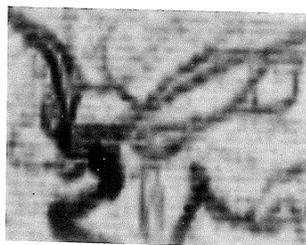
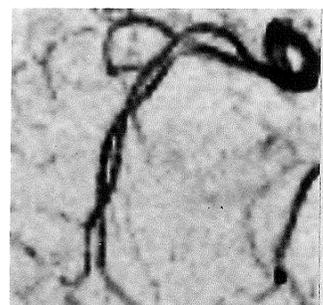


Fig.3. Improvement of the depictability of blood vessels using "shifted data" (1).

MR angiograms shown are generated from same 3D raw data with voxel size of $0.8\text{mm} \times 0.8\text{mm} \times 1.6\text{mm}$ obtained using Toshiba MRT-50A/Super (0.5T). Maximum intensity projection is performed for

(a) images with (1, 1, 1)-fold filling, (voxel interval is $0.8\text{mm} \times 0.8\text{mm} \times 1.6\text{mm}$)

(b) images with (1, 1, 2)-fold filling, (voxel interval is $0.8\text{mm} \times 0.8\text{mm} \times 0.8\text{mm}$)

(c) images with (2, 2, 2)-fold filling, (voxel interval is $0.4\text{mm} \times 0.4\text{mm} \times 0.8\text{mm}$)

(d) images with (2, 2, 4)-fold filling, (voxel interval is $0.4\text{mm} \times 0.4\text{mm} \times 0.4\text{mm}$).

As the data are filled from (a) to (c), MR angiograms become sharp and fine. Mosaic artifact reduces remarkably and spatial continuity of blood vessels improves. Image (d) does not have remarkable change compared with image (c), any more.

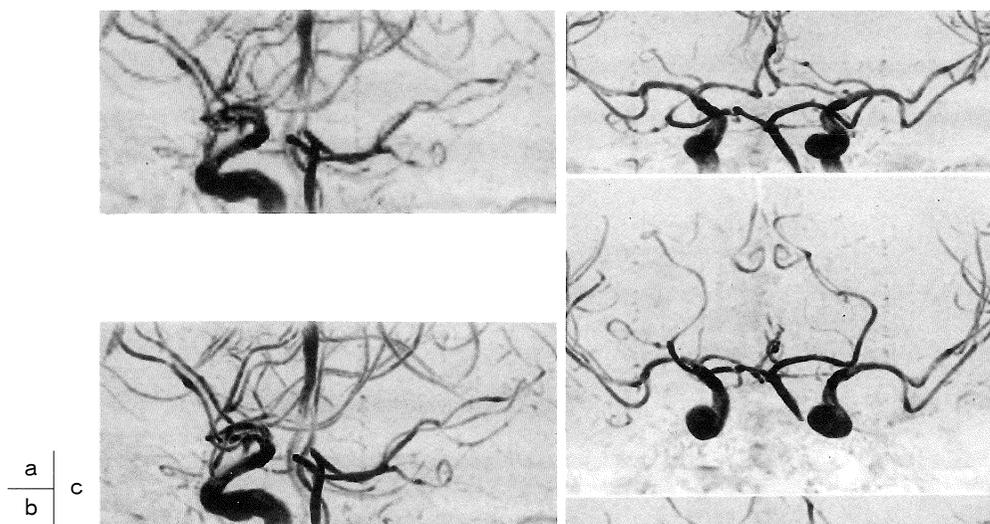


Fig.4. Improvement of the depictability of blood vessels using "shifted data" (2).

MR angiograms shown are generated from same 3D raw data with voxel size of $0.8\text{mm} \times 0.8\text{mm} \times 0.8\text{mm}$ obtained using Toshiba MRT-200/FX Super Version (1.5T). Maximum intensity projection is performed for (a) images with (1, 1, 1)-fold filled, (voxel interval is $0.8\text{mm} \times 0.8\text{mm} \times 0.8\text{mm}$) (b) images with (2, 2, 2)-fold filled, (voxel interval is $0.4\text{mm} \times 0.4\text{mm} \times 0.4\text{mm}$). Difference of two angiograms just same as in Fig.3 can be seen. Tilting view angiograms in (c) are generated from 3D image data which are used for (b). Sharpness of angiograms is also excellent as that of image in (b).

点から今回我々は、最大値投影法を用いた一般的な 3D-MRA 手法における血管描出能の可能性を検討した。

1) フーリエ変換 MR イメージングにおけるシフト定理

MRI により得られる信号は、画像化の対象物体 f の連続的逆フーリエ変換データ F を k 空間上で有限個サンプリングしたものと考えてよい。ここでは原点の周りの等間隔データとする。このとき原物体をフーリエ変換 (以下 FT) により再生する問題は、すでに 1974 年の Brigham の著書で詳しく述べられている。すなわち、連続的 FT により再生される像 \bar{f} は、原物体 f に、サ

ンプリングに起因するエリアジングとデータ収集打ち切りに起因する Sinc 関数の畳み込みを施した連続像である。また実際の計算に用いられる離散的 FT (以下 DFT) を用いた場合にはその連続像の一部の等間隔データだけが算出される⁸⁾。さらにその等間隔データの間の任意の点での \bar{f} の値はシフト処理と離散的フーリエ変換処理の組み合わせで算出できる。この点は MR イメージングにおいては Leifer 等が指摘した⁹⁾。

従って、シフト処理というデータ処理の手間さえかければ、Sinc 関数の畳み込みによるボケ、リングングこそあれ、 \bar{f} はいくらでも“連続像”に近い像として求められる。従って、必然的に

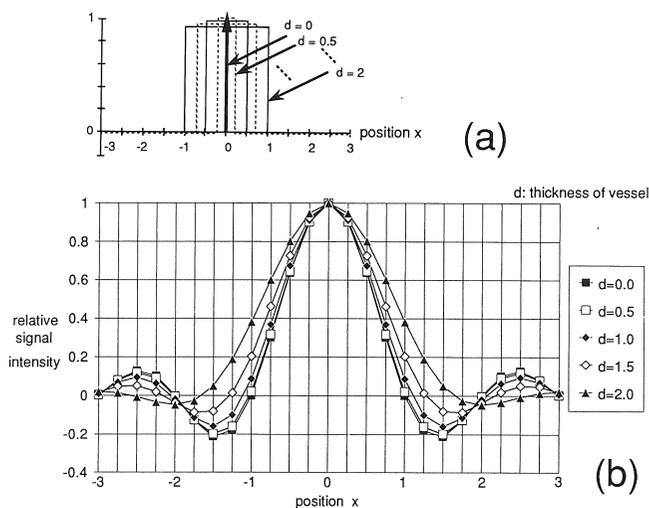


Fig.5. Reconstructed images of a blood vessel (1-dimensional continuous model).

(b) shows 1D reconstruction image when vessels are assumed to be rectangular as shown in (a) with the thickness of 0, 0.5, 1.0, 1.5, 2.0mm. They are obtained by convoluting with sinc function. Shapes of reconstructed vessels are almost same when $d \leq 1$. Furthermore, (b) shows the relative signal intensity is bigger than 90% in the interval $[-0.25, 0.25]$, and bigger than 64.5% in the interval $[-0.5, 0.5]$

最大値投影によって得られる MRA 像も“連続像”となり得ることになる。このことから、シフトデータを充填することにより、投影像の空間連続性が向上し、モザイク状のアーチファクトも減少した等の今回の実験結果は理論的に予想される通りのことといえる。なお、今回の検討ではエリアジングは問題とならないので議論の対象から除外する。

2) モデルを用いた実験結果の考察(1)

次に Sinc 関数の畳み込みによるボケ、リングングについて具体的に考える。血管を Fig.5(a) に示すように太さ $d=0, 0.5, 1, 1.5, 2$ の 1次元の矩形モデル $r_d(x)$ とする。この時 Sinc $(\pi/2)x$ で畳み込んだ Fig.5(b) に示す関数が、連続的 FT イメージングによる再構成像に相当する。図は中心での値を 1 として正規化して表示してある。ここで位置座標 x の単位は、充填なしの時 DFT で得られるデータの間隔で、ボクセルサイズに相当するものである。位置 $x=0.25$ の値は、 $d=0$ から順に、0.900, 0.903, 0.911, 0.926, 0.948, $x=0.5$ の値は順に、0.637, 0.646, 0.676, 0.727, 0.804 となっており、Fig.5(b) の図からも分かるように、 $d \leq 1$ では再構成像 $\bar{r}_d(x)$ の形状に大差がない。従って、アーチファクトの考察の対象として重要な“細

い”血管の例として、以下では $d=0$ という最も“細い”血管の場合の再構成像 $\bar{r}_0(x)$ (Sinc 関数そのもの) のみを取り上げ議論する。

さて、実際の計算では、 $\bar{r}_0(x)$ の値を、充填なしの場合 1 間隔で算出し、2 倍充填の場合には 0.5 間隔で算出する。Fig.6(a), (b) は血管の中心が算出位置と一致している時の様子を示す。これに対し、血管が上記算出間隔の半分 (a) の場合 0.5, (b) の場合 0.25) だけずれた位置にある時の算出の様子を Fig.6(c), (d) に示す。算出値を線形補間した折れ線グラフ状の像を見てみると、2 倍充填の場合の Fig.6(b), (d) では血管の位置によらずもとの連続的再構成像である Sinc 関数をかなり良く近似しているが、充填なしの Fig.6(a), (c) ではかなりの変形が見られることがわかる。また信号強度は、充填なしの場合、上記 $d=0, x=0.5$ の位置での算出値に相当する 64%程度にまで低下するが、2 倍充填の場合には、最低でも $x=0.5$ の位置での算出値に相当する 90%程度となることが分かる。実際には、3次元の中の 1次元構造である血管に対しては 2次元的なボケが生じるので、信号強度低下は上記の 2乗となる。従って、充填なしでは最悪 40%にまで低下するが、2 倍充填ではこの場合でも 80%程度までの低下です

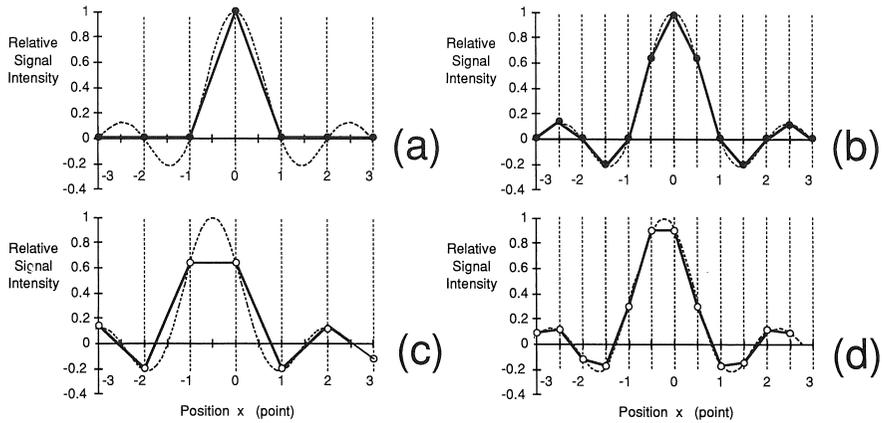


Fig.6. Reconstructed images of a blood vessel (1-dimensional discrete model).
 Graphs in (a) and (b) drawn with interrupted lines are the 1D reconstructed models of vessels located at the center, each corresponding to 1-fold and 2-fold case. Image values at intervals of 1 and 0.5 are calculated. (c) and (d) show other cases, each located at $x = -0.5$ and $x = -0.25$. In case of 2-fold filling ((b), (d)), calculated discrete data approximate to the continuous image well, and the drop of peak value is small.

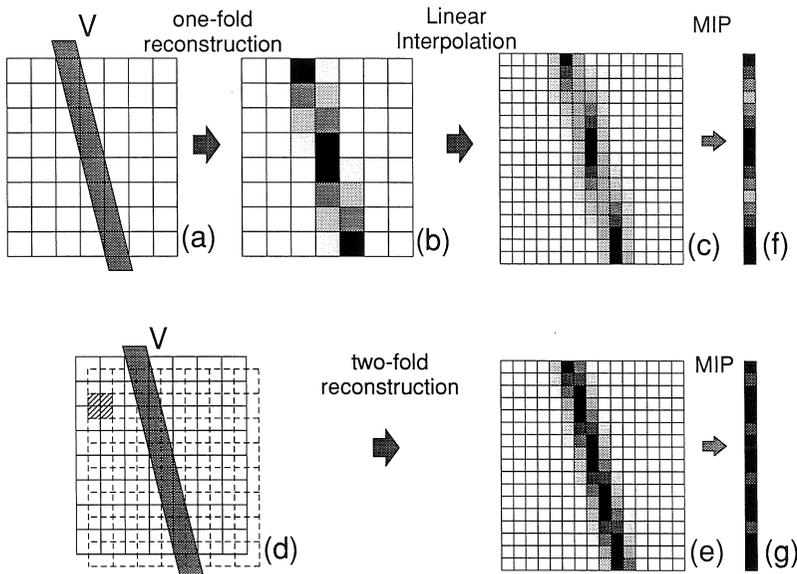


Fig.7. Depiction of blood vessels in maximum intensity projection MR angiography (two-dimensional model).

“V” in (a) shows the 2D model of a blood vessel. Models of 1-fold and 2-fold filling are demonstrated in (c), (f) and (e), (g), respectively. Each case is corresponding to the (a) and (c) in Fig.3.

む。2倍充填のMRA像は充填なしのMRA像に比べはるかに画質が改善され、またさらに充填してもほとんど改善が見られないのは、この様にボケを表わす畳み込み関数が2倍の充填をすることで十分に近似できるようになるためと考えられる。

3) モデルを用いた実験結果の考察(2)

十分に密に画像データを充填すれば連続的なMRA像が得られることは明らかになったので、以下では、逆に充填なしの場合のアーチファクトがパーシャルボリューム効果によって発生していることを模式図を使って考察する。Fig.7(a)のVは実空間の血管を表わし、各正方形は画像化する際のピクセルを表わすものとする。この血管をMRIにより画像化した模式図が(b)である。血管とピクセルの位置が一致している部分は信号強度が高くなるが、血管がピクセルの中間位置にある場合、パーシャルボリューム効果により、信号強度が低下すると共に不鮮明な拡がりを持って画像化される⁹⁾。これはFig.6(a)に示した状況に相当する。本図のように血管の太さが1の場合、信号強度は67%程度まで低下する。次に、(e)は縦横両方向の中間データを算出し、これを(b)の中間に挿入して得た像である。表示上(e)の各ピクセルは各方向1/2の大きさになっているが、(d)に代表例を斜線で示した様に、(b)と同様の拡がりを持った領域での値を表したものである。表示マトリクスを合わせるために(b)の線形補間して得た像(c)と(e)が、ほぼFig.3の(a)と(c)に相当すると考えられる。両者を比較すると、血管のように1次元的な構造を充填なしで画像化した場合に、実験結果で見たようなモザイク状アーチファクトや不連続性が生じることが理解できる。それとともに、血管に沿った信号強度が一定値でなくなり得ることも分かる。

次に(c)、(e)を図の横方向に各行について最大値投影した図を(f)、(g)に示す。ここで血管信号強度が一定値ではなくなっている。この場合のように投影方向についてのパーシャルボリューム

効果による信号の拡がりがあった場合でも、例えば単純加算投影処理では、投影時にそれらのデータが改めて加算されるので投影像は一定値となる。従って、投影像における血管信号強度のバラツキは、最大値投影で特に強調されるアーチファクトと考えられる。

以上1)～3)の考察により、実験結果はほぼ説明できたと考えられる。

4) データ処理量

(2)および(3)式の処理は、等間隔にシフトデータを充填する“K倍の充填”の場合、“K倍だけゼロ詰めをしたDFT処理”と等価である。データ処理量は、K、Nとも2のべき乗のとき、それぞれ $K \cdot N (\log_2 N)/2 + (K-1)N$ 、 $(KN) (\log_2 (KN))/2$ 程度となり、K=2の時は同じになるので特にどちらが有利ということはない。いずれにせよ、シフト処理を行なう場合、処理時間およびデータ処理量の増大が問題となるので、処理領域の適当な制限や、近似処理アルゴリズムの開発^{11)~13)}、計算機の高高速化などが、今後重要な課題となってくると考えられる。

ま と め

シフトデータの充填を伴った最大値投影法により血管の連続性の著しく向上した3D-MRA像が得られること、および、最大値投影の前処理としては2倍の充填で十分であることを、ボランティア頭部画像にて確認した。以上の実験結果に対しフーリエ変換MRイメージングの立場から考察を加えた。

本研究により明らかにされたFine MIP法による血管描出能の向上が、動脈瘤や狭窄の診断においてどのように役立つかは、今後の検討課題である。

本研究の要旨は第18回日本磁気共鳴医学会大会(熊本)にて発表した⁹⁾。

文 献

- 1) Laub GA, Kaiser WA : MR angiography with motion echo rephasing. J comput assist tomogr, Vol. 12, No. 3, 377-382, 1988.
- 2) Dumoulin CL, Souza SP, Walker MF, et al. : Three-dimensional phase contrast angiography. Magn Reson Med, Vol. 9, 139-149, 1989.
- 3) Leifer MC, Wilfley BP : NMR imaging with half slice offsets. Abstract book of SMRM, 1013-1014, 1985.
- 4) Kramer D, Hawryszko C, Hale J, et al. : Post processing schemes for 3DFT MR data. 日磁医誌, Vol. 10, S-2, 165, 1990.
- 5) Kramer D, Kaufman L, Guzman RJ : A general algorithm for oblique image reconstruction. IEEE Computer Graphics & Applications, 62-65, 1990.
- 6) Kramer D, Li A, Symovsky I, Hawryszko C, Hale J, Kaufman L, : Application of voxel shifting in magnetic resonance imaging. Investigative Radiology, 1305-1310, 1990.
- 7) 市之瀬伸保, 町田好男, 畑中雅彦, 他 : エコー時間 TE の異なる 3D サブトラクション MR アンギオグラフィについて. 日磁医誌, 11 : S-1, 216, 1991.
- 8) Brigham EO : The fast Fourier transform Prentice-Hall Inc., Englewood Cliffs, 1974. 宮川洋, 今井秀樹訳, 高速フーリエ変換, 科学技術出版社, 東京, 1978, pp. 102-122.
- 9) 町田好男, 市之瀬伸保, 畑中雅彦, 他 : “シフトデータ”を用いた最大値投影 MR アンギオ画像の血管描出能の向上について. 日磁医誌, 11 : S-2, 397, 1991.
- 10) Smith MR, Nichols ST, : Efficient algorithms for generating interpolated (zoomed) MR images. Magn Reson Med 7 : 156-171, 1988.
- 11) Parker JA, Kenyon RV, Troxel DE : Comparison of interpolating methods for image resampling. IEEE transactions on medical imaging, MI-2, No.1, 31-39, 1983.
- 12) 下田宏, 山崎一成, 藤田明徳, 他 : スプライン関数による画像補間拡大法の評価. 日磁医誌, 11. S-2, 339, 1991.

Maximum Intensity Projection MR Angiography Using Shifted Image Data

Yoshio MACHIDA¹, Nobuyasu ICHINOSE¹, Masahiko HATANAKA¹,
Shinichi KITANE³, Takehiko GORO¹, Junichi HATTA²

¹*MR Engineering Department, Nasu Works, Toshiba Corp.
1385 Shimoishigami, Otawara-shi, Tochigi, 324*
²*Medical Engineering Laboratory, Toshiba Corp.*
³*Toshiba Medical Engineering Corp.*

The quality of MR angiograms has been significantly improved in past several years. Spatial resolution, however, is not sufficient for clinical use. On the other hand, MR image data can be filled at anywhere using Fourier shift theorem, and the quality of multi-planar reformed image has been reported to be improved remarkably using “shifted data”.

In this paper, we have clarified the efficiency of “shifted data” for maximum intensity projection MR angiography. Our experimental studies and theoretical consideration show that the quality of MR angiograms has been significantly improved using “shifted data” in the followings : 1) remarkable reduction of mosaic artifact, 2) improvement of spatial continuity for the blood vessels, and 3) reduction of variance for the signal intensity along the blood vessels. In other words, the angiograms looks much “finer” than conventional ones, although the spatial resolution is not improved theoretically. Furthermore, we have found the quality of MR angiograms does not improve significantly with the “shifted data” more than twice as dense as ordinal ones.