### 21. Single Shot 画像からの減弱係数算定の試み

山形大学医学部附属病院 放射線部

石井 英夫 藤村 雅彦 佐藤 俊光 鈴木 隆二 山田 金市 高橋 和榮

【はじめに】

減弱係数はX線減弱の理論式から算出可能である。しかし、理論式はX線が単一エネルギーであることが前提で あり、医療用X線管からのX線は連続エネルギーのため、厳密には算出できない。Single Shot 画像からの減弱係数 算定の精度はビームハードニングにより大きく影響を受けると考えられている。そこで我々は、この点について付 加フィルタを用いて減弱係数を算定し検討した。

【方法】

付加フィルタによる線質硬化の検証 X線スペクトル、半価層測定

アルミニウム・カルシウムの減弱係数算定 アルミニウムステップ、カルシウムブロックを用いた算定 CTによるカルシウムブロックのスキャン(管電圧 120kV)

【結果】

付加フィルタによる線質硬化の検証

X線スペクトル、半価層測定により平均エネルギー、実効エネルギーを求めたが、いずれも KEY filter を装着することで、フィルタ非装着時に比べ、低エネルギー成分がカットされ、エネルギー帯域が狭められていることが確認できた。半価層測定による実効エネルギーでは、フィルタ無しに比べ KEY filter 装着時で 14.38keV 上昇していた。

アルミニウム・カルシウムの減弱係数算定

アルミニウムの減弱係数算定では管電圧 50kV、フィルタ無しの条件の時が用いたアルミ段数に対し最も変化が 大きく、管電圧 80kV、フィルタ有り、フェーディング考

慮の条件が最も変化は少なかった。よって、カルシウムの 減弱係数の算定はアルミニウムの測定で変化の少なかった 管電圧 80kV、フィルタ有り、フェーディング考慮の条件 で行い、CT からの減弱係数との比較も行った。その結果 を右に示す。この2つに対し、統計処理を2 way ANOVA、 検定は Tukey の HSD により行なった。その結果、Single Shot法による減弱係数の変化とQCT による減弱係数との 間には p=0.794 と明らかな有意差は認められなかった。



【考察】

通常の医療用エックス線管を用いた減弱係数算定は、ビームハードニングの影響で困難になるといわれている。 今回のアルミニウムでの測定においてフィルタ非装着時の減弱係数が変化する結果が得られた。これは、フィルタ 装着時に比べ、ビームハードニングが大きく影響を与えていると考えられる。また、減弱係数は理論上物体の厚み にかかわらず一定値のはずであるが、KEY filter装着時でも一定の値は得られていない。このことから、算定には 被写体からの散乱線の影響等も強く受けていると考えられる。しかし、総じて厚みの厚い付加フィルタを装備する ことでビームハードニングは軽減され、係数の算定に大きな支障を来さない程度の線質が得られていると考える。 結果として、今回行なった Single Shot にて得られたカルシウムの減弱係数は、CT 法で得られたものと比較しても 有意に相関が認められた事から、他の解析との組み合わせで、Single Shot 画像からの定量診断への可能性を考え、 方法を模索している。

### 22 PACE (= Prospective Acquisition CorrEction)法を用いた動きの補正」

シーメンス旭メディテック株式会社 MR グループ 諸井 貴

<目的>

MRI 検査において被験者の動きによるデータのミスレジストレーションは、撮像・測定結果の信頼性を大きく損なわせる原因となりうる。

そこで、動きを補正するために新たに開発された PACE (=Prospective Acquisition Correction)という技術を用いて、 データの信頼性向上を図る。

<実験>

今回は、僅かな被験者の動きが測定結果に大きく影響を及ぼすファンクショナルMRIのスタディにて動きの補正を検証した。

使用機種は MAGNETOM Symphony 1.5T (シーメンス社製)。

同一被検者にて、「動きの補正を行わないデータ」、「レトロスペクティブにて動きの補正を行ったデータ」、 「PACE法にてプロスペクティブに動きの補正を行ったデータ」の3つのデータ収集する。データ収集にあわせて インラインテクノロジーによりt検定を行いこれを比較した。

<結果> 動きの補正を行わないデータでは、脳の辺縁など広 い範囲に賦活を示す高信号領域が現れた。レトロス ペクティブに動きの補正を行ったデータでは、補正 を行わないデータに比べると賦活を示す範囲は狭く なってきた。PACE 法にてプロスペクティブに動き の補正を行ったデータは賦活を示す範囲は更に収束 した。



#### <考察>

動きの補正を行わないデータやレトロスペクティブ に動きの補正を行ったデータでは、脳の辺縁などに 賦活を示すエリアがあったがこれは被験者の動きに

よるものと思われる。PACE法を用いたデータが実際に賦活されると考えられている部位と最も良い相関を示した。

<まとめ>

PACE法により被験者の動きが補正され、データの信頼性が向上した。

# 23. 2D FIESTA Fast CINE の使用経験

山形県立新庄病院 中央放射線科 柴崎 俊郎 日野 強 蛸井 邦宏 佐藤 弘文

【目的】

2D FIESTA Fast CINE は、非常に短い繰り返し時間で高い SN 比が得られるように設計された、完全に定常状態のパルスシーケンスである。しかし、スピンの位相コヒーレンスを維持するために、非常に短い R が必要になる。今回、FOV・マトリクス・スライス厚を変えることで、SNR と R・E の関係や画像にどのような影響を及ぼすのか検討した。また、心筋梗塞バイパス術後の SNG の Dissection と Valsalva 洞動脈瘤の症例を、2D FIESTA Fast CINE を使用し良好な撮像ができたので報告する。

### 【使用装置】

GE 横河メディカル社製 SIGNA MR/i EchoSpeed 1.5T Ver 9

使用コイル Torso Coil

【方法】

基本パラメータを、FOV38cm・マトリクス 128×128・スライス厚 8mm スペース 0mm・1NEX・1 スライス 20 フェーズ・RBw125kセ・ 9秒とし、この時の SNR メータを 100%とした。FOV を 30cm から 48cm まで 4 種類、マトリクスを 128 から 384 まで 9 種類、ス ライス厚を 5cm から 20cm まで 4 種類変えることで SNR が変わる。SNR と TR・TE の関係をデータと画質から検討した。

### 【結果】

基本パラメータからFOV・マトリクスのみを変えた場合、SNRが小さくなるほどRとTには共に長くなった。しかし、スライス厚のみを変えた場合、SNRが小さくなるほどRは長くなるがTEは変わらなかった。SNRが小さくなるとコントラストが悪くなり、心筋の描出が不明瞭になった。





Fig.2 Valsalva 洞動脈瘤

### 【考察】

2D FIESTA Fast CINE は、時間分解能が良くアーチファクトに強いことから、心臓など動きのある組織を描出するのに有用である。FIESTA は短い TR のみで達成することができるために、TR は 4ms 以下 TE は 2ms 以下にすることが望ましい。

24 「iPAT (=integrated Parallel Acquisition Technique)技術について」

シーメンス旭メディテック株式会社 MR グループ 諸井 貴

近年、パラレルイメージングテクニックについてその有用性が報告されているが、同時にいくつかの問題点(例えば、"感度マップ作成のためにプレスキャン必要"など)も指摘されている。

シーメンス社は、新しいパラレルイメージングテクニックである iPAT (= integrated Parallel Acquisition Technique) を開発したのでその特長などを報告する。

先ず、従来の SENSE 法の問題点を整理する

<従来のSENSE法で報告されている問題点1>

上腹部の横断像のように撮像対象の大きさが変化する場合、あるいは複雑な断面の設定をする心臓の検査などの場合、予想外の折り返しが発生しSENSEの処理では折り返しを展開しきれないケースがある。結果として画像の中 心部分に折り返しアーチファクトが残る。

<従来のSENSE法で報告されている問題点2>

感度マップ作成のために1分前後のプレスキャンが必要である。このプレスキャンの時間は、使用するコイルの数 が増えると延長することが分かっている。

問題点1を解決するには、SENSE法以外のアルゴリズムを使用する (よく知られているSENSE法は、パラレルイメージング法の一部に しか過ぎない)必要があり、問題点2の解決には全く新しい技術を用 いる必要がある。新たに開発された iPAT には、前述の問題点を解決 する為の技術が搭載されている。

<iPAT特長1>

これまでのイメージベースアルゴリズム (いわゆる SENSE 法に代表 される技術 ) に加えて、k-スペースベースアルゴリズム (いわゆる

SMASH法に代表される技術)が選択可能であることである。これにより、前述の問題1を用意に解決できる。 <iPAT 特長2>

オートキャリプレーション (Auto-Calibration)またはセルフキャリプレーション (Self-Calibration)と呼ばれる技術 である。この技術によりプレスキャンが全くいらなくなり、より検査時間の短縮に貢献することが可能となった。 即ち、前述の問題 2 を解決できる。

<iPAT特長3>

さらに、MAGNETOM Symphony、MAGNETOM Harmony に搭載されている IPAS (Integrated Panoramic Array System)と呼ばれるコイル技術との併用が可能である為、例えば頭頸部といった広範囲の検査においても、パラレルイメージングを用いることが可能である。

これまでに報告されているパラレルイメージングテクニックの欠点を補うものとして、今後様々な検査に対して iPAT技術の使用が期待される。



## 25. 当院における ASSET を用いた腎動脈・腎静脈の検査方法

山形県立新庄病院 中央放射線科

○ 蛸井邦宏 柴崎俊郎 日野強 佐藤弘文

### 【目的】

腎動脈・腎静脈を造影 MRA にて検査するにあたり ASSET (Array Spatial Sensitivity Encoding Technique)を用いた最適な検査方法、画像処理方法を検討したので報告する。

### 【対象】

対象は 2002 年 2 月から 2002 年 5 月までに検査を施行した腎血管性高血圧症疑いの 11 例、腎静脈血栓症疑い 1 例、腎細胞癌 2 例の計 14 例。男性 8 例、女性 6 例。平均年齢 61.8 歳。

### 【使用装置】

GE Medical Systems 社製 Signa MR/i Echo Speed 1.5 T Version 9

GE Medical Systems 社製 TORSO Phased Array Coil

### 【検討項目】

撮像タイミング決定方法、パルスシーケンスの設定、撮像範囲設定方法、画像処理、造影剤の投与量・投与方法 を検討した。呼吸停止可能な25秒程度の撮像時間で最適 Protocol を作成した。撮像した画像を評価し、比較検討 した。最適な画像処理方法を比較検討した。

### 【結果】

撮像タイミングは I Drive を用いて Test Injection を行ったうえで smart prep を併用し、最適化を図った。Pulse sequence は、VASCULAR Fast TOF SPGR を用い表1のように設定した。この設定の reduction factor は2 である。画像処理はサーフェースレンダリング、パラレル MIP、MR DSA を検討したが、側腹部のみを cut した MIP を採用した(描出の必要な部位が広範囲なこと、ミスレジストレーションアーチファクトによる)。造影剤の投与量、投与方法は他の施設の data を参考に 2ml/kg,2ml/s とした。

ASSETを用い一回の呼吸停止下で多時相の撮像を行うことにより、腎静脈や腎実質に影響されずに腎動脈本幹の 描出ができた。また高い確率で accessory artery と腎静脈の描出をすることができた。血管造影に比べ腎動脈本管の 狭窄率が大きくなった(図1)。

### 【考察】

腎動脈本管と腎静脈に関してはこの方法にしてから 100%の描出を可能としたが、腎動脈の二次分枝以降に関しては描出されるが信頼性が低かった。また、右腎静脈の描出は簡単にできたが左腎静脈は腹部大動脈がそばにあるため全体の描出が困難であった。

ASSET は腎動脈・腎静脈の造影 MRA に関して、有効だった。しかし現在 GRE 系のみしか使用できないこと、 Imaging Option の制限の多さ、使用可能な coil が TORSO Phased Array Coil のみであること、Turbo Mode の選択がで きない、Centric order 以外の選択肢が無い、画像計算の負荷が大きい等、問題が。しかしこれからの MRI に欠かせ ない技術の一つになると思われる。今後の技術開発に期待したい。



図 1: 腎動脈・腎静脈造影 MRA + ASSET(1st, 2nd, 3rd Phase)

表 1	プロ	トコル	し設定
1X I	~ –		VIXAL

TR	TE	Flip Angle	FOV	Slice Thickness	Locsper Slab	matrix	NEX	Scan Time	Turbo Mode	SPECIAL	ZIP4	ASSET
3.9ms(固 定)	0.9ms (Minimum)	20°	40cm	6.0mm	16	256*160	1	31sec (3Phase)	Faster	On	On	On