

ECVO

高橋光幸

- Elliptical Centric View Ordering の略
- 従来の Centric View Ordering (以下 CCVO) *1 をより進化させたもの。
- CCVO 法よりもさらに速く, k 空間の低周波成分を取得することができる。
→ 長時間撮影でも選択的な動脈撮影ができる。
- 脂肪抑制との組合せは不可 *2

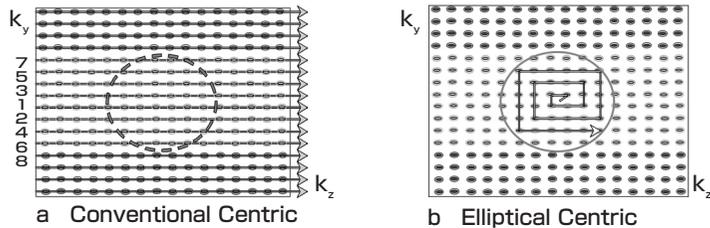
* 1 **CCVO = Conventional Centric View Ordering** : ECVO 法は従来の efgre3d で用いていた centric view ordering を改良した方法である。撮像シーケンスの名称ではないことに注意。CCVO 法よりも低周波数成分を短時間で取得できる。このため、長い撮像時間でも選択的な動脈撮影が可能である。

* 2 脂肪抑制のできる装置もある。

各社の類似した機能名

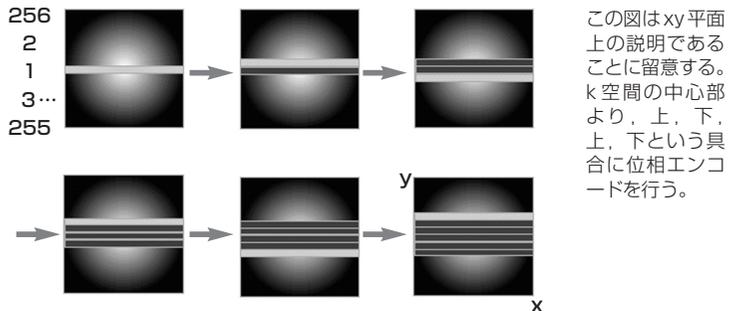
- | | |
|--|---------|
| ● ECVO | GE |
| ● Swirl | 東芝 |
| ● CENTRA | Philips |
| ● FLASH (Elliptical Scan と 3D Centric Reorder を選択) | Siemens |
| ● PEAKS | 日立メディコ |

図1 ECVO, CCVO 法の k 空間充填方法の説明図



- ・ CCVO 法では k 空間の中心から線状に位相エンコードしているのわかる。
- ・ ECVO 法では k 空間の中心から渦巻き状に位相エンコードしているのわかる。
- ・ ECVO 法のデータ取得方法はあたかも spiral sampling のように思えるであろうが、spiral sampling とは異なる。これらの図は xy 平面でなく yz 平面のデータ取得方法を説明している点に注意をする必要がある。spiral sampling とは異なることを説明するために、以下に順次図説する。

図2 2D 撮影における Centric Order 法



この図は xy 平面上の説明であることに留意する。 k 空間の中心部より、上、下、上、下という具合に位相エンコードを行う。

図3 3D撮影におけるCCVO法の位相エンコード法(centric-centric)

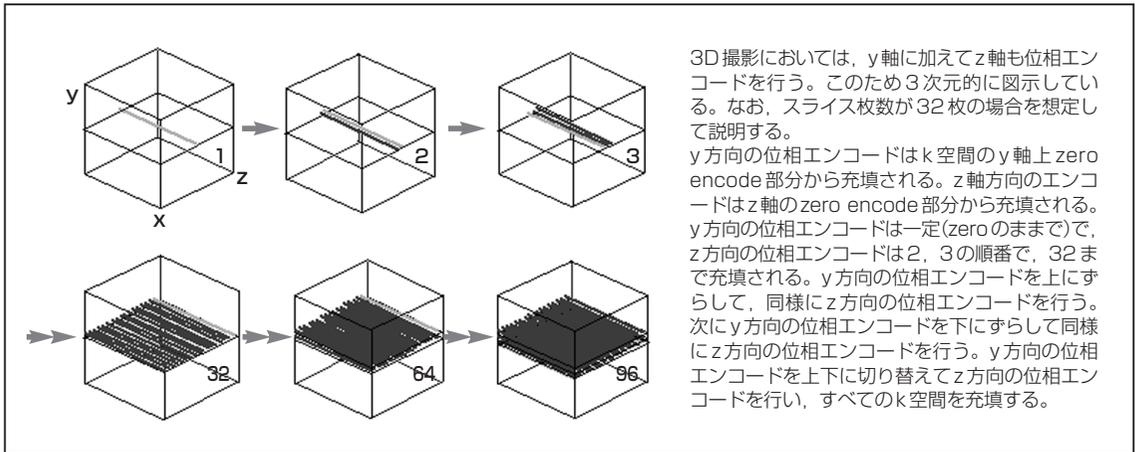


図4 3D撮影におけるECVO法の位相エンコード法

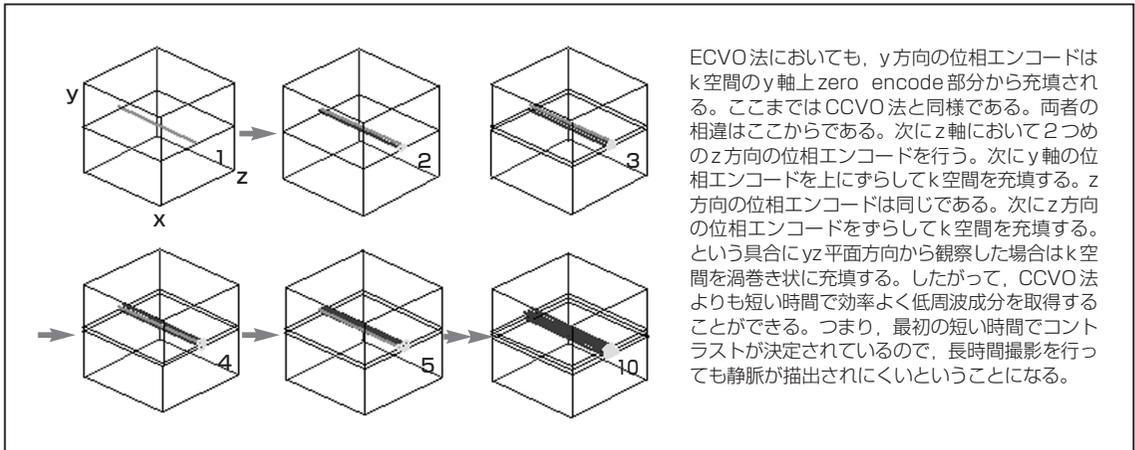
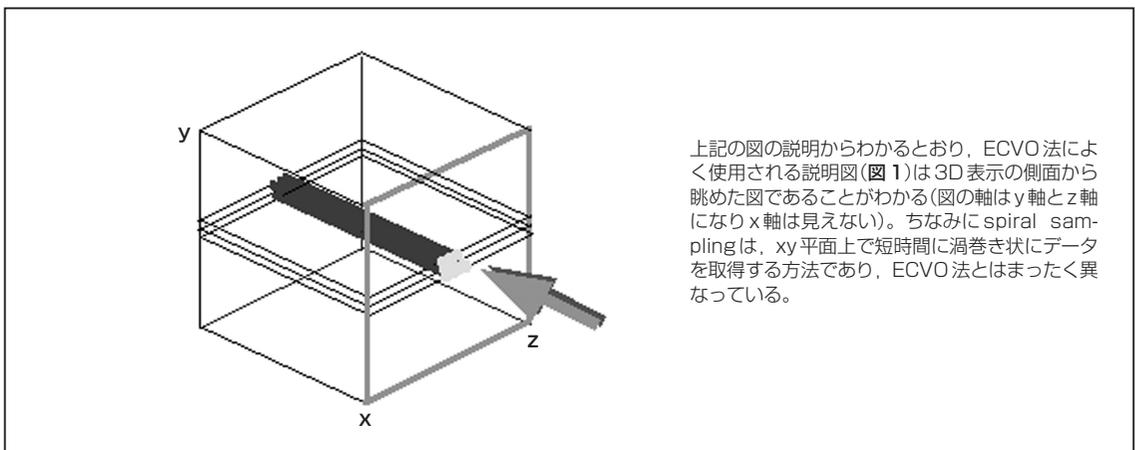


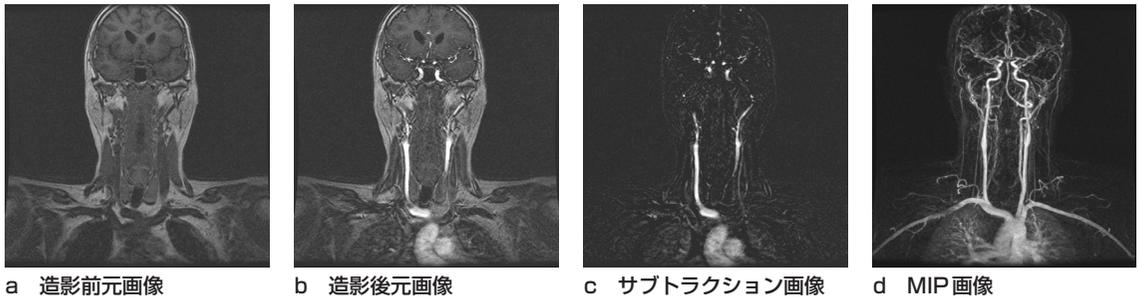
図5 ECVO法によく使用される説明図の中身



● ECVO 法の実際

・ 現在では脂肪抑制ができないのでサブトラクション法を使用する。

図6 ECVO法による頭頸部造影MRA



a 造影前元画像

b 造影後元画像

c サブトラクション画像

d MIP画像

● 特徴と適応

①サブトラクション法 → 動かない部位に最適

◎頸動脈 ◎頭部 ◎骨盤 ○胸部 △上腹部

②長い撮影時間でも選択的動脈撮影ができる → 高分解能画像

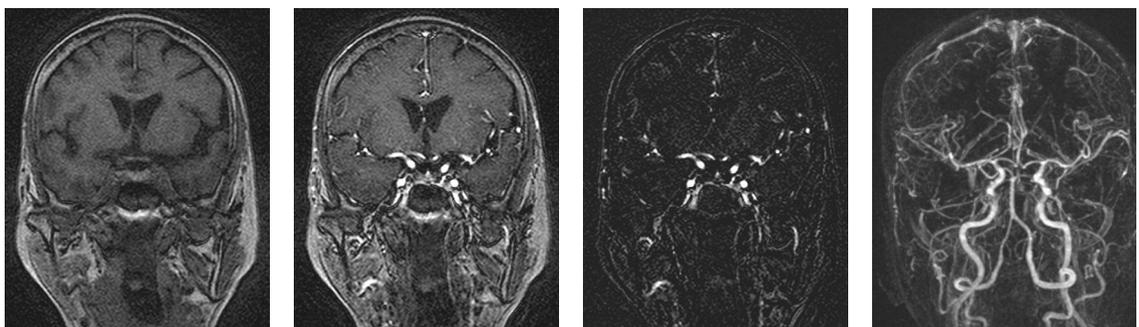
ECVO法ではサブトラクションが基本なので、位置ずれのない部位に最も適応がある。

反対に上腹部のような部位には向かない。胸部は肺野のバックグラウンドが低い例外的に適応となる。

①サブトラクション法

【動かない部位 = 適応】

図7 頭部造影MRA



a 造影前元画像

b 造影後元画像

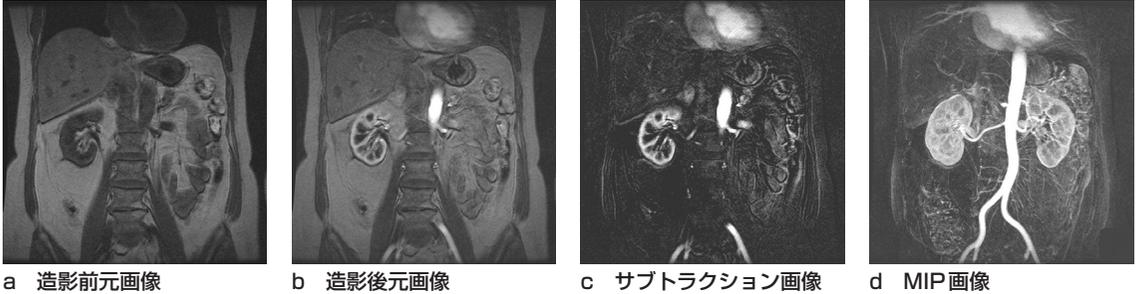
c サブトラクション画像

d MIP画像

動かない部位においては、サブトラクションによるmisregistrationが起こらないので良好な画像を得ることができる。

【動く部位 = 適応に注意】

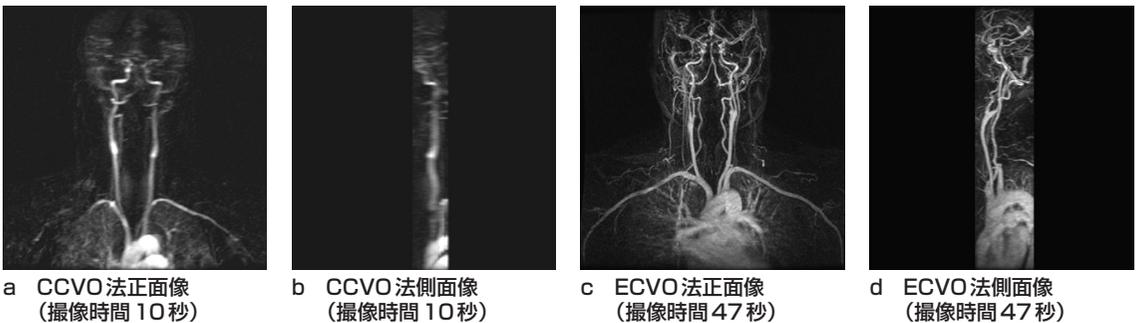
図8 腹部造影MRA(副腎腫瘍術後症例)



息止めが必要な上腹部の撮影では、造影前と造影後のサブトラクション処理を行うと位置ずれを生じる。呈示した写真のように、MIPを行うと位置ずれによるアーチファクトはあまりめだたなくなる。しかし、元画像上でははっきりとアーチファクトが認められる。このため、位置ズレをなるべく起こさないように気遣って撮像する必要がある。

②選択的動脈撮影

図9 頭頸部造影MRA



CCVO法では選択的動脈撮像をするためには、10秒程度の短い時間で撮像をする必要がある。位相エンコードの回数が比較的少なくなるため、分解能は低く、ぼけた画像が得られる。ECVO法は撮像時間を長くしても選択的動脈撮像が可能である。このため、位相エンコードの回数をより増やすことが可能である。したがって、正面、側面像の分解能を向上させることができる。

●頭頸部造影MRAの施行法

■スマートプレップ(SmartPrep)を用いるとき

図10 ルートの確保



① 22Gの留置針で右腕にルートを確認する*4。

*4 左腕からのルート確保は、大動脈の分枝と静脈の重なりが生じやすくなるので避ける。

図 11 造影剤をインジェクターにセットする



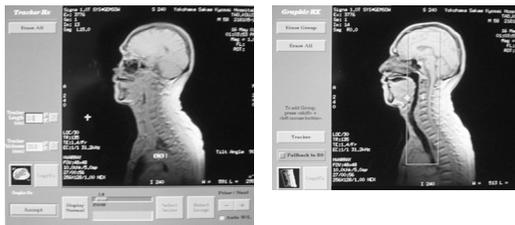
②造影剤 20ml + 生食 20ml をセットする。

図 12 造影剤自動注入器の条件



③造影剤は総量 20ml、速度 2ml/sec、flush 用の生食は総量 15ml、速度 2ml/sec と設定する。

図 13 トラッカーとスラブの設定

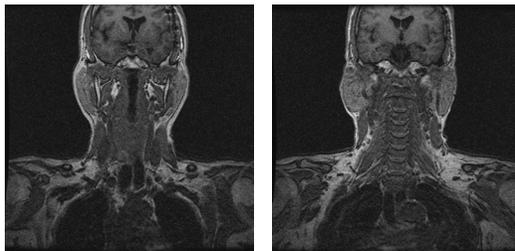


a トラッカー設定

b 撮影スラブ設定

④ SmartPrep のトラッカー(関心領域)の設定は大動脈弓上に 2 cm × 2 cm の大きさで設定を行う。撮像範囲は大動脈からの 3 分枝分枝部から頭蓋内の血管が入るように設定する。

図 14 造影剤注入前画像

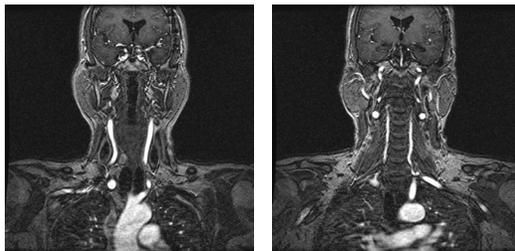


a スライス 1

b スライス 2

⑤ 造影剤注入前の画像を撮像する。もし、息止め(15秒くらい)の指示をだす場合は、撮影室に技師が入り、撮影室からスキャンを開始する。この場合、息止めの指示は患者さんの足などを叩き、それを合図とする(SmartPrep のモニターのあいだは音が大きく、通常の息止めの指示は撮影中では不可能であるため)。

図 15 造影剤注入後画像

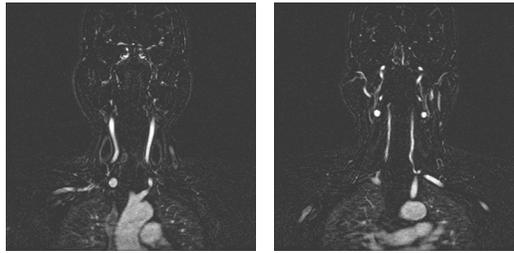


a スライス 1

b スライス 2

⑥ 造影剤注入後の画像を撮影する。この場合も、息止めの指示をする場合は撮影室の中に入って行う。スキャンの開始と造影剤の注入も撮影室側から施行する。

図 16 サブトラクション画像

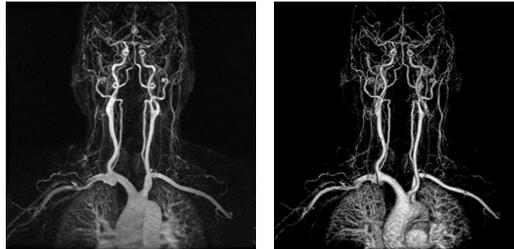


a スライス1

b スライス2

⑦造影後の画像から、造影前の画像をサブトラクションする。

図 17 3D画像



a MIP 画像

b volume rendering 画像

⑧サブトラクション画像をMIP法して造影MRAを作成する。また最近では、volume renderingも作成する。

IV

■ test injection 法を用いるとき

test injection 法を用いる場合も、上記のSmartPrepに準じて行いが、下記の点を変更する。

②(造影剤と生食の準備)

- ・生食を増やし、50mlとする(造影剤20ml + 生食50mlを用意)。
- ・test injectionを行うためには、造影剤を総量2ml、速度2ml/secで注入し、続いて生食を総量15ml、速度2ml/secで注入する。
- ・造影MRAは残りの造影剤を総量18ml、速度2ml/secで注入し、後押し用の生食は総量15ml、速度2ml/secで注入する。

④(トリガー)

iDrive(MR透視法)を用いる。頸部血管の周囲は脂肪が多いので、脂肪抑制を付加したほうがよい。

図 18 iDriveによるMRフルオロスコーピー

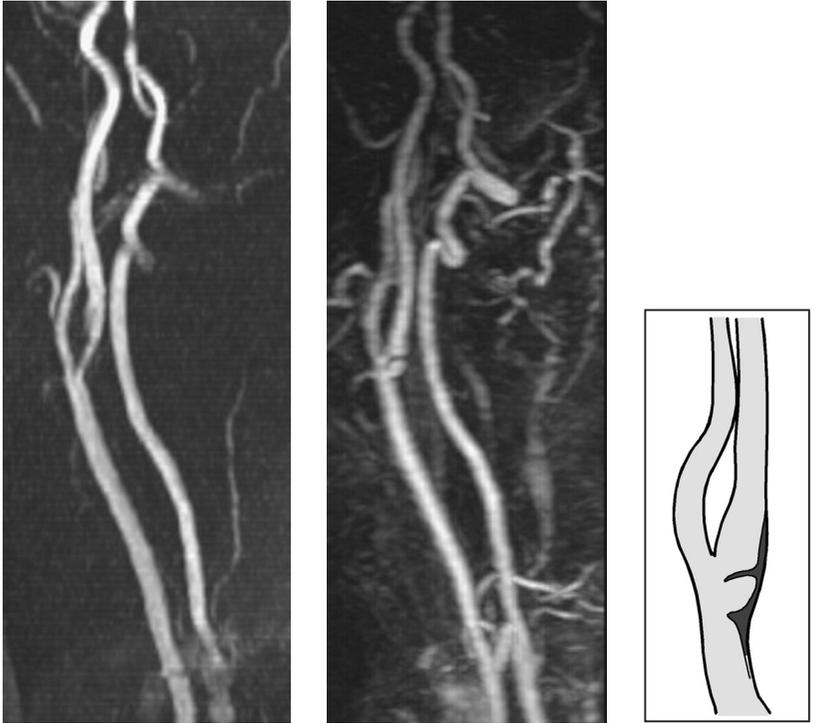


↓
20 sec 後

ここでスタートする。

臨床例

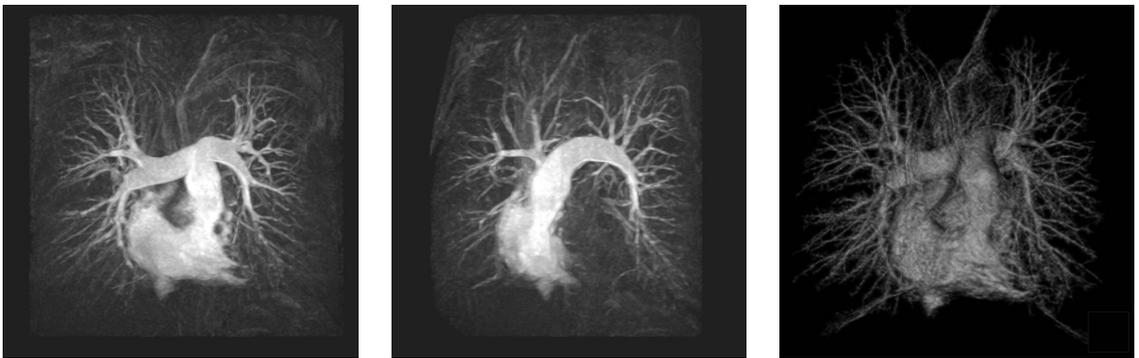
図 19 頸部 MRA



a 2D-TOF 側面像 b ECVO法を用いた造影MRA側面像 c bのシェーマ像

2D-TOF法では、頸動脈の分岐部の狭窄を認める。狭窄長が長いように描出されている。ECVO法による造影MRAでは狭窄部分の形状が複雑で、bのように、頸動脈分岐部で潰瘍を形成しているのがわかる。この症例のように、2D-TOF法では乱流や層流の影響を受けやすいが、造影MRAは前述したものの影響を受けにくい。したがって、正確な血管形態を描出するには、造影MRAが望ましい。

図 20 肺動脈撮影(正常例)



a MIP正面画像 b MIP斜位画像 c volume rendering

撮像時間50秒。撮像開始から15秒間のみ呼吸停止した。呼吸停止時間が短いにもかかわらず、motion artifactは認められない。また、肺動脈が選択的に描出されており、静脈は描出されていない。撮影時間が長く解像度が高いため、斜位にしてもjaggy(ギザギザ)は目立たない。肺野のバックグラウンドは低いため、マスク画像との間のmisregistrationが目立たず、ECVO法による造影MRAのよい適応と考えられる。

Paradoxical Enhancement Artifact(PrdxE)

定義

ECVO法を用いた造影MRAで、
撮像タイミングが速い場合、

- ・(上流の)太い血管が造影されないのに
- ・(下流の)細い血管は造影される

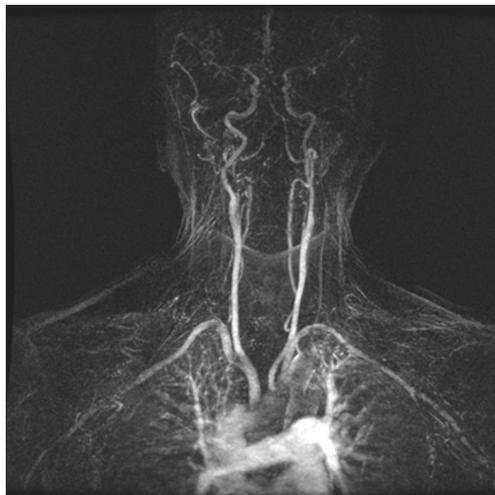
というような矛盾が起こること。

図21 撮像タイミングが
適正のとき
(PrdxE陰性)



撮像タイミングが適正であるときは、
太い血管である大動脈、細い血管である
内頸・椎骨動脈はいずれも良好に造影
されている。

図22 撮像タイミングが
不適であるとき
(PrdxE陽性)

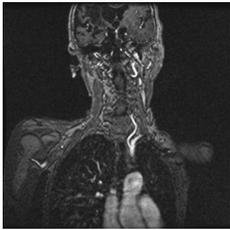


撮像タイミングが速すぎると、細い
血管である内頸・椎骨動脈は造影され
ているにもかかわらず、太い血管であ
る大動脈は造影されていない。

● コンピュータシミュレーション

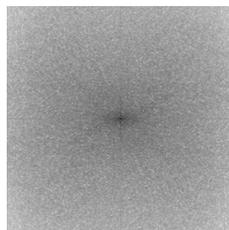
タイミングが不当に速いときに生じるPrdxEアーチファクトをコンピュータを用いてシミュレートすることができる。

図23 造影MRA元画像



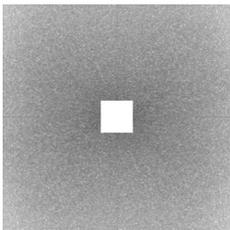
フーリエ
変換

図24 k空間画像



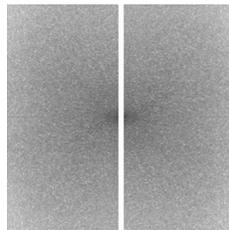
まず正常に得られた造影MRA元画像をFFT(フーリエ変換)してk空間画像にする。これに修飾を加える。「タイミングが不当に速くなった」ことは、「k空間で最初に取得されるであろうデータ部分を削除する」という修飾を与えることでシミュレートできる。

図25 ECVO法モデル



ECVO法は渦巻き上の位相エンコードを行っているので、k空間画像の中心部分を四角に削除する。

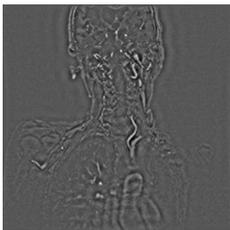
図26 CCVO法モデル



CCVO法は直線的な位相エンコードを行っているので、k空間画像の中心を直線状に削除する。次にそれぞれのモデルをフーリエ逆変換して、造影剤が撮像の初期に到達していない状態のシミュレーション画像を作成する。

フーリエ逆変換

図27 ECVOシミュレーション画像



ECVO法では大動脈内の信号低下が著明である。しかし、内頸動脈、椎骨動脈は元画像と比較して変化はない。これはECVO法のk空間中心部のデータ取得高率が高いため起こると考えられる。

フーリエ逆変換

図28 CCVOシミュレーション画像



一方、CCVO法でも大動脈の信号低下は認められるが、その程度はECVO法と比較して少なく目立たない。このためPrdxEは主にECVO法において認められことになる(CCVO法では、信号低下が目立たないこともさることながら、全体としての画像の劣化が前面に立つため、PrdxEはさらに認識しにくいと思われる)。

● ファントム実験

図29 ファントム画像



図30 ECVO法

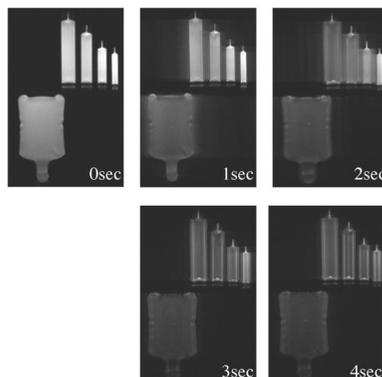
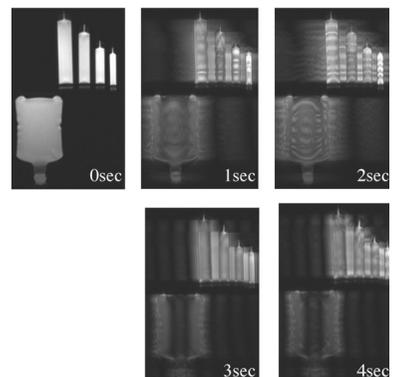


図31 CCVO法



- **ファントム** 4mmol/lの希釈したGd 溶液を太さの相違したファントムに封入。
大血管モデル：100ml/生食水ボトル
小血管モデル：20cc, 10cc, 5cc, 2.5cc 各注射器
- **実験方法** タイミングが至適なモデル：撮影開始からファントムをFOVに置く
タイミングが速いモデル：撮影開始より1秒後にファントムをFOVに置く
同様に2秒後から4秒後まで計4種類撮像する。
上記をECVO法とCCVO法で施行する。
- **結果** ECVO法
大血管モデル：1秒遅れで著明な信号低下
小血管モデル：1秒遅れでは径の大きなモデルは中程度の信号低下
4秒遅れで全モデルが信号低下。
CCVO法
大血管モデル：1秒遅れで著明な信号低下
小血管モデル：1秒から4秒遅れすべてにおいて信号低下

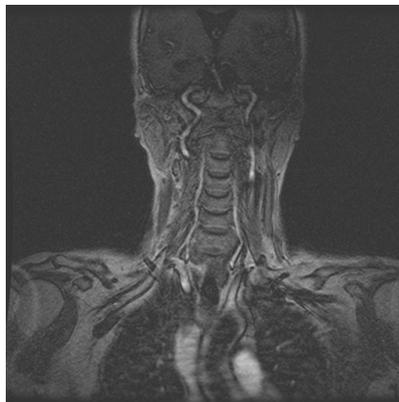
※ CCVO法ではタイミングが遅れると位相方向にアーチファクトが生じる。

● ECVO法の注意点

ECVO法で撮影したときは太い血管の造影効果に注意を要する。

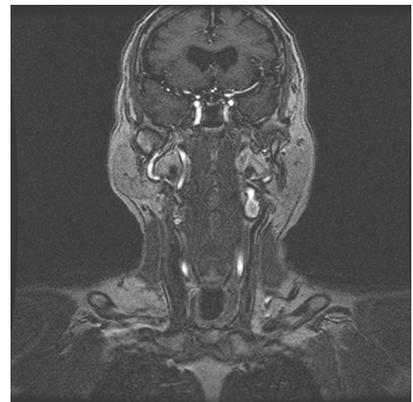
- もし太い血管のみに信号低下が認められれば撮影タイミングが速すぎる。

図32 大動脈に生じたPrdxE



造影MRAによる元画像。サブトラクション画像ではないので、流入効果の影響による信号低下ではないことがわかる。

図33 頸動脈分岐部に生じたPrdxE



一見撮像タイミングは良好であるが、頸動脈分岐部に注目すると信号低下が認められる。このように、元画像を注意深く観察することが重要である。