

オープンMRIにおける 脳造影パーフュージョンイメージング技術の開発

Development of Contrast Enhanced Brain Perfusion Imaging on Open MRI

沖津 治¹⁾ Osamu Okitsu
尾見 康夫¹⁾ Yasuo Omi
池野 彰則²⁾ Akinori Ikeno
林 直人³⁾ Naoto Hayashi

高橋 哲彦¹⁾ Tetsuhiko Takahashi
新谷 俊幸²⁾ Toshiyuki Shinya
青木 茂樹³⁾ Shigeki Aoki

¹⁾株式会社日立メディコ 技術研究所
²⁾小樽セントラルクリニック
³⁾東京大学医学部附属病院 放射線科

超急性期脳梗塞の診断にファーストパス脳造影灌流(パーフュージョン)MRIが有用であることは、広く知られている。しかし、従来その撮影は1.5Tの高磁場MRI装置でのみ実施可能であった。今回われわれは中低磁場オープンMRI装置において、パーフュージョンイメージングを開発した。

It is known that the contrast enhanced perfusion MRI is useful to diagnosis of cerebral acute infarction. However, this technique was able to be carried out only with the high magnetic field (1.5T) MRI until now. We have developed cerebral perfusion imaging on open MRI with low magnetic field.

Key Words: MRI, Contrast Enhanced Perfusion, MTT, CBV, CBF

1. はじめに

急性期脳梗塞における画像診断の目的は、梗塞に陥った部位(非可逆領域)、血流の低下はあるがまだ梗塞に陥っていない脳虚血部位(可逆領域)を早期に診断し、脳機能が可逆的なうちに治療に引き継ぐことである¹⁾。診断画像の撮影は、緊急対応可能な施設で多いことからCTが第一選択となる場合が多いが、急性期脳梗塞の検出では、拡散強調(ディフュージョン)撮影も可能なMRIでの診断画像が、有用性が高いとも言われている²⁾。ディフュージョン画像は非可逆領域である梗塞の最小範囲を示し、パーフュージョン画像は梗塞の最大範囲を示す。ディフュージョン画像とパーフュージョン画像に示された差異から可逆領域が診断される。しかし、MRIによるパーフュージョン撮影は、主にクローズド型の高磁場MRIで中心に行われており³⁾、中低磁場での臨床適用例は、これまでほとんど報告されていなかった。一般臨床施設に広く普及している中低磁場オープンMRIでパーフュージョン撮影を実現できれば、その有用性は大きいと考えられる。今回われわれは、オープンMRI装置APERTO*(図1)において、脳造影パーフュージョン撮影技術を開発した。



図1：オープンMRI装置APERTO

2. 造影パーフュージョン撮影シーケンス

1.0T以下での脳造影パーフュージョンの報告は極めて少なく、かつその多くはFSEシーケンスを用いている(表1)⁴⁾⁵⁾。一方1.5Tクラスでは、EPIシーケンスを用いた造影パーフュージョン

が主流となっている。EPIにおける血液脳関門を有する脳内でのGdコントラストのメカニズムは、血管中のGdが血管外(脳実質)の局所磁場を乱し、脳実質のプロトンがディフェイズしてT2*強調効果を得るものである。このメカニズムについては、1990年代前半に、主に計算機シミュレーションにより詳細なコントラストの解析がされている⁶⁾。

今回、中低磁場での造影パーフュージョン撮影を実現するにあたり、われわれは撮影時間が短くマルチスライスも可能なEPIシーケンスを採用した。そして画質安定性を上げるために、SE-EPIシーケンスを用いた。このSE-EPIは、GrE-EPIと比べ、細動脈(半径10 μ m以下)の造影コントラストを選択的に反映する特徴もある(図2)。

表1 磁場強度と撮像シーケンス

磁場強度	撮像シーケンス	TE	参考文献
1.5T	GrE-EPI	60ms	3)
	SE-EPI	78ms-112ms	
1.0T	FSE	87ms	4)
0.5T	FSE	80-100ms	5)
0.3T-0.4T	SE-EPI	> 200ms	本開発・8)

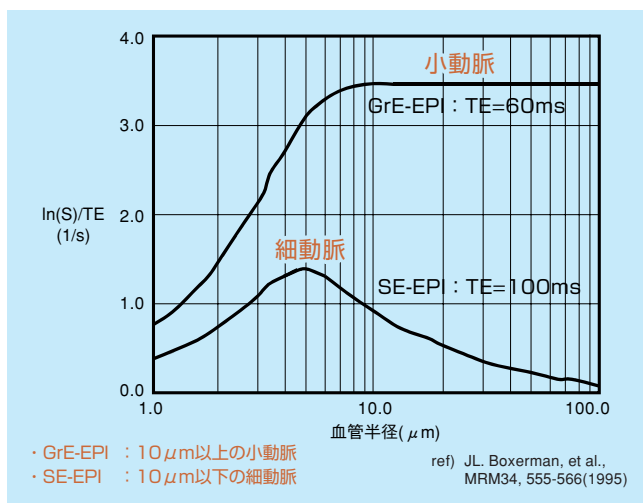


図2 : SE-EPIとGrE-EPIの血管径描出能(血管モデルを用いたシミュレーション)

血中造影剤に起因するコントラストは、スピンの位相変化 $\Delta\psi$ に基づき、その $\Delta\psi$ は、磁気感受性 $\Delta\chi$ と静磁場強度 B_0 、エコータイムTEを使って(1)式で表せる。

$$\Delta\psi = \Delta\chi \cdot B_0 \cdot TE \quad (1)$$

このことから造影コントラストは静磁場強度が下がると低下するが、それを補うためにロングTE(約220ms)を用いた。この値は1.5TのSE-EPI(TE=100ms程度)と比べ2倍以上長く、スピンはこの間に十分なディフェイズを受け、造影コントラストが増強する。

脳造影パーフュージョン撮影では、ダイナミック撮影により、Gd造影剤注入時の脳断面を1~2秒程度の一定間隔で、60秒程度連続して撮影する。これにより、脳を最初に通過するとき(ファーストパス)の信号変化をとらえ、Time-Intensity Curveが作成される(図3)。このTime-Intensity Curveより、平均通

過時間(Mean Transit Time [MTT] (sec))、脳血液量(Cerebral Blood Volume [CBV] (ml/100g))、脳血流量(Cerebral Blood Flow [CBF] (ml/100g/min))を算出し、これを1ピクセルごとに全ピクセル行うことで、パーフュージョン解析画像を描出する。

一般に、脳虚血により、MTTは延長し、CBFは低下、CBVは一時的に増加後低下する傾向がある。これらのMTTとCBF、CBVを組み合わせて評価することにより、詳細な血流動態情報が得られる⁷⁾。

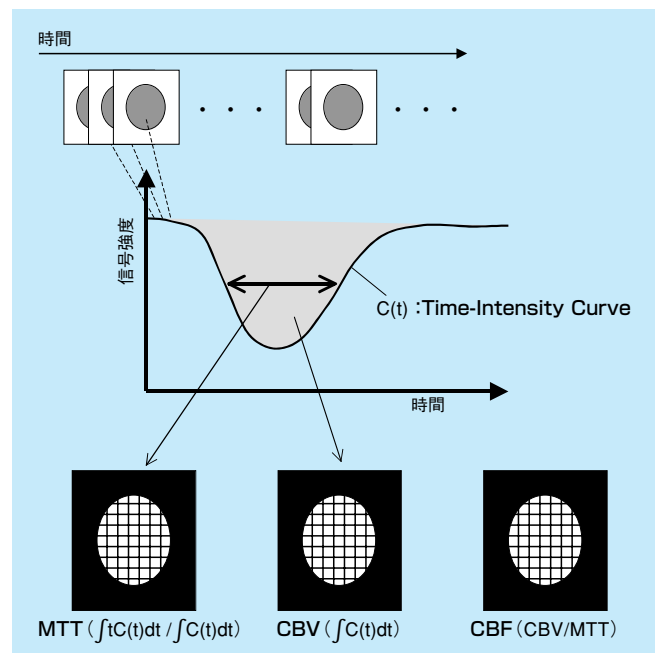


図3 : Time-Intensity Curveと解析結果の関係

3. 造影パーフュージョン撮影・解析

オープンMRI装置APERTOにおける実際の臨床適用例を図4に示す。対象は、一時的に半身麻痺などがあり、急性期脳梗塞の疑いのある患者であった。

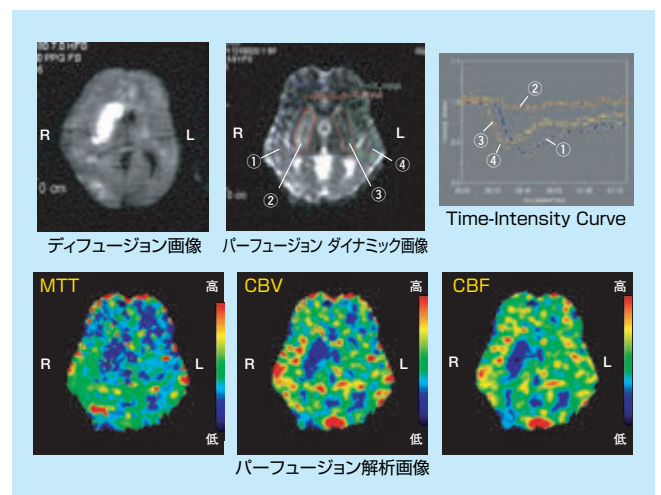


図4 : パーフュージョン臨床例1

被検者 : 57歳、女性、左片麻痺、意識障害、発症2日後
 (資料提供 : 小樽セントラルクリニック殿)

各図は、それぞれ同じスライス位置のディフュージョン画像、パーフュージョンダイナミック画像、Time-Intensity Curve、パーフュージョン解析画像(MTT, CBV, CBF)を示している。撮影条件は、SE-EPI : TR/TE/FA=1260ms/222ms/90°、FOV=300mm、Matrix=128×128、Slice thickness=8mm、Multi slice=3、Shot=1、Dynamic interval=1.26sであった。造影レートは5ml/sで、注入には定量性を保持するためにオートインジェクターが使用された。造影剤のファーストパスは、図4 Time-Intensity Curve グラフに示されるように計測された。パーフュージョンダイナミック画像中のROI番号とTime-Intensity Curve グラフの番号はそれぞれ対応している。これらの60秒間のダイナミック画像を用いてパーフュージョン解析を行い、MTT、CBV、CBF 画像を作成した。各画像の輝度は、高い(赤い)ほどその値が大きいことを意味する。MTTの場合は、輝度が高いほど循環する時間が長いことを示している。以上のように、パーフュージョン画像を用いて明瞭に血流動態をカラー表示することができた。また周波数選択脂肪抑制(CHESS)法を適用することにより、ケミカルシフトアーチファクトも抑制できた。

次に、マルチスライス撮影、マルチスライス解析のパーフュージョン画像(MTT)の例を図5に示す。本シーケンスでは、同時に3スライスの撮影・解析が可能である。解析処理にはγ-フィッティング法を用いているため、3スライスのMTT、CBV、CBF 画像の出力は短時間で完了した。

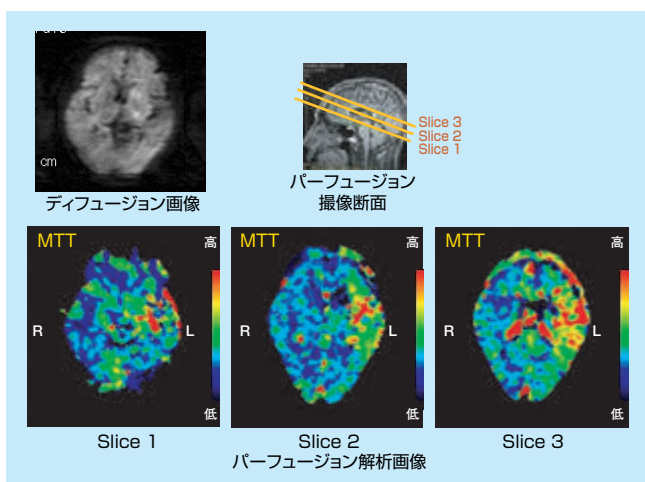


図5：パーフュージョン臨床例2 (MTT)
被検者：74歳、男性、右片麻痺、失語症、発症2時間後
(資料提供：小樽セントラルクリニック殿)

被検者の中には、パーフュージョン撮影中に体動を生じることがあった。10例中2例の臨床例において、体動に起因すると考えられるアーチファクトが見られた。パーフュージョン解析では、1ピクセルごとに処理するため、1ピクセル(2.3mm)以上の大きな体動があった場合、解析画像に測定誤差となって描出される。特に、組織の境目などのコントラスト差の大きい領域で顕著に現れた。図6は、撮影中に主に回転方向の体動があった臨床例である。前脳部において、血流動態と一致しない異常に高輝度な領域が描出された(図6 CBV 白点線枠)。これに対し、ダイナミック画像を1データごとに、位置

変動の自動検出・補正を適用したところ、前脳部の高輝度は低減された。これにより、血流動態を反映するデータのみ描出することができたと考えられる。

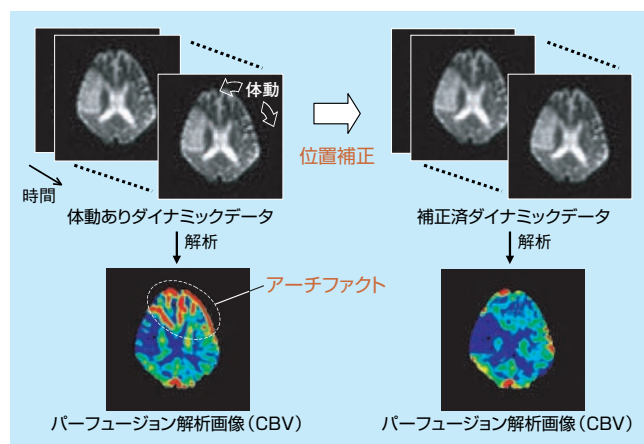


図6：パーフュージョン臨床例3 (位置補正結果：CBV)

4. まとめ

脳造影パーフュージョンMRIは、中低磁場オープンMRIで実現できることが示された。まだ初期的な臨床適用が成されたばかりではあるが、既に製品搭載されているディフュージョン撮影に加え、超急性期の脳虚血診断用撮影が「患者さんに優しいオープンMRI」で実現することの意義は大きいと思われる⁸⁾。たとえばオープンガントリーの特徴を生かして、急性期脳梗塞治療の術中・術後モニターに本技術が適用できる可能性もある。今後、この方面での臨床研究も期待されている。

※ APERTOは株式会社日立メディコの登録商標です。

参考文献

- 1) 片山泰朗, ほか: 脳梗塞治療のTime Window. J Nippon Med Sch, 67(2): 139-142, 2000.
- 2) WG.Bradley, et al: MRI joins CT in modern evaluation of stroke. DIAGNOSTIC IMAGING, SEPTEMBER, 44-48, 2003.
- 3) BR. Rosen, et al: Perfusion imaging with NMR contrast agents. Magnetic Resonance in Medicine, 14: 249-265, 1990.
- 4) H. Yamada, et al: Crossed cerebellar diaschisis: Assessment with dynamic susceptibility contrast MR imaging. Radiology, 210: 558-562, 1999.
- 5) 山本晃義, ほか: 0.5TMRI装置におけるFASE法を用いたDynamic Susceptibility Perfusion Imagingの試み. 日磁医誌, 19S: 278, 1999.
- 6) JL. Boxerman, et al: MR Contrast due to Intravascular Magnetic Susceptibility Perturbations. Magnetic Resonance in Medicine, 34: 555-566, 1995.
- 7) 井田正博, ほか: 脳梗塞超急性期のMR診断. 臨床画像, 16(5): 20-34, 2000.
- 8) N. Hayashi, et al: Utilization of low-field MR scanners. Magnetic Resonance in Medical Sciences, 3: 27-38, 2004.