

Dynamic susceptibility contrast を用いた脳血流評価法

高橋清彦¹, 木村徳典², 内藤 功³, 荻戸 剛¹,
佐藤高章¹, 高玉 真³

¹勸老年病研究所附属病院画像診断部 ³同脳神経外科

²東芝メディカルシステムズ株式会社 MRI 開発部

はじめに

近年 perfusion imaging は、モダリティの選択や定量化の方法など多種多様¹⁾である。なかでも、CT とワークステーションの高性能化に伴い indicator dilution theory²⁾ に基づいて動脈入力関数 arterial input function (AIF) を測定し、その影響を補正する deconvolution 法を用いた cerebral blood volume (CBV), mean transit time (MTT), および cerebral blood flow (CBF) の絶対値画像化の有用性が示唆されている^{3)~6)}。MRI においても、dynamic susceptibility contrast MRI (DSC-MRI) による deconvolution 法の報告^{7),8)}はあるが、DSC-MRI では造影剤濃度の指標としている ΔR_2^* と造影剤濃度の線形性が必ずしも証明されていないこと⁹⁾やダイナミックレンジの問題¹⁰⁾で、AIF の正確な測定が CT に比べ容易ではないことなどにより実用化は遅れている。現状の CT や MRI の deconvolution 法の問題点としては、脳梗塞などの症例で AIF に対する遅れ時間の影響が補正されず誤差をもたらしていること^{11),12)}が挙げられる。また、deconvolution 法に代表される特殊な解析ツールが、どの程度整備され定着し得るかといった環境面の問題も大きい。現状の一般臨床では、AIF を測定せず

に組織 TIC のパラメータから算出された指標を用いる場合¹³⁾が多いが、これらは簡便ではあるものの造影剤投与条件や肺機能の影響を受けた相対値であるため、定量性に乏しく個体内での左右差など相対比較は可能ではあるが普遍的な比較ができない。したがって、簡便性と定量性のバランスのとれた実用的な解析方法の模索も急務である。

我々は正常例において、pulsed arterial spin labeling の一手法である signal targeting with alternating radio frequency using asymmetric inversion slabs (ASTAR 法)¹⁴⁾で得られた信号値が Xe-CT の CBF 値と良好な相関があることを確認した¹⁵⁾。今回我々は、DSC-MRI において AIF を測定せずに患者ごと、測定ごとに比較し得る解析法を検討し ASTAR 法と比較・評価した。

方 法

1. 対象および撮影条件

(1) 対象

脳主幹動脈に閉塞性病変を有する 32 例 (中大脳動脈閉塞症 9 例, 内頸動脈閉塞症 12 例, 中大脳動脈・内頸動脈狭窄症 11 例), および脳主幹動脈に閉塞性病変を有しない小窩梗塞 6

例の計 38 例で解析を行った。

(2) 使用装置および撮影条件

使用装置は、東芝メディカルシステムズ社製 VISART / Hyper 1.5T, 使用シーケンスは ASL, DSC-MRI 各々下記のとおりとした。

a) ASL : ASTAR 法 (パルスシーケンス図を Fig. 1 に示す.) を用いて, tag 条件は, $TI = 1400$ ms, tag thickness = 100 mm, tag-slice gap = 10 mm, non-slice selective multiple IR pulse を 2 発 IR パルスから 700 ms, 150 ms で印加, tag end cut pulse (TEC) を $T_{tec} = 800$ ms で印加した. イメージング条件は, fast field echo 法により, $TR/TE/FA = 9$ ms/3.6 ms/15 deg, matrix = 64×64 で収集し補間拡大後 128×128 , FOV = 25.6 cm, NEX = 20 ((tag : 20/control : 20), slice thickness = 10 mm とした. 測定断面, ROI 位置 (Fig. 2) は, できるだけ基底核レベルの中大脳動脈領域とし, 解析には linear scaling method¹⁵⁾ により得られた CBF 値 (ASL CBF) を使用した. なお, linear scaling method ではシーケンス条件 (パラメータや受信ゲイン) やハードウェア条件を固定すれば, 被検体によらず, CBF は ASL 画像値とほぼ比例す

るといふものであり, スケール係数を患者ごとに変える必要はない. シーケンス条件やハードウェア条件も control 画像の画像値で正規化すればキャンセル可能であるが, 今回は各条件や撮影位置も一定で実施しており, 正規化までは行っていない.

b) DSC-MRI : Field echo 系の single-shot EPI ($TR/TE = 2000/40$ ms, matrix = 128×128 , FOV = 33 cm, slice thickness = 5.5 mm, interval 2 s で 30 scan の撮像) で造影剤は, Gd-DTPA-B-MA 10 ml を手動的にスキャンと同時にボーラ

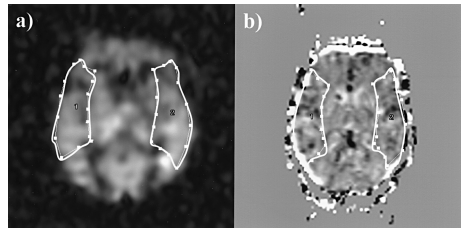


Fig. 2. Measurement of CBF
CBF measured in the middle cerebral artery territory at the level of basal ganglia.
(a) ASTAR, (b) DSC-MRI

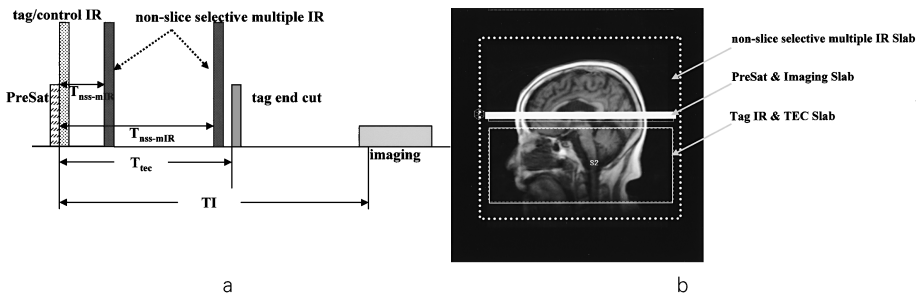


Fig. 1. Pulse sequence of ASTAR

(a) Pulse sequence of ASTAR

$TI = 1400$ ms, $T_{tec} = 800$ ms, $T_{nss-mIR} = 150$ and 700 ms

(b) Positioning of imaging slab, tag slab, and non-slice selective IR slab (control slab is not shown).

ス投与し、生理食塩水 15 ml でフラッシュした。

2. 解析手順

DSC-MRI の解析には、同社製 MRI 装置システムソフト Ver. 4.10 の perfusion mapping software を使用した。3 scan 目を base 画像として作成した ΔR_2^* 画像に、ASTAR 法とはほぼ同一な ROI を設定して、gamma-variate function でフィッティングして求めた組織 time intensity curve (TIC) (Fig. 3) を作成し、造影剤の出現時間：appearance time (AT)、組織 TIC の立上りから重心までの時間を 1 次モーメント：1'st moment (MT1)、組織 TIC の半値幅：full width at half maximum (FWHM)、カーブ下面積：area under curve (AC)、組織 TIC の立上りでの最大の傾き：up slope (US) の各パラメータを測定した。ただし FWHM は変局点間の時間で代用した。なお時刻の原点は、base 画像のスキャン中心時刻として、TIC のフィッティングに用いるデータの始点は、マニュアルで造影剤立上がり直前の時刻を選択、終点は原 TIC の peak time にオフセット 10 s を加えた時刻とした。また AT は、フィッ

ティング後の TIC の peak の 5% になる時刻とした。

各指標については、次式①～⑤から算出した。

パラメータ X の患側値を X_{lesion} 、健側値を X_{normal} で表すと、

$$\text{deltaAT} = \text{AT}_{lesion} - \text{AT}_{normal} \dots\dots\dots ①$$

$$\text{CBVratio} = \text{ACratio} = \text{AC}_{lesion} / \text{AC}_{normal} \dots\dots ②$$

CBF の指標には、maximum gradient 法¹⁶⁾ を利用し組織 TIC の最大傾斜である US をそのまま CBF 値とした US. CBF、および MTT の代用として MT1 および FWHM¹⁷⁾ から算出した MT1. CBF = AC / MT1, FWHM. CBF = AC / FWHM を求め比較した。

$$\text{US. CBFratio} = \text{USratio} = \text{US}_{lesion} / \text{US}_{normal} \dots\dots\dots ③$$

$$\begin{aligned} \text{MT1. CBFratio} \\ = (\text{AC} / \text{MT1})_{lesion} / (\text{AC} / \text{MT1})_{normal} \dots\dots ④ \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{FWHM. CBFratio} \\ = (\text{AC} / \text{FWHM})_{lesion} / (\text{AC} / \text{FWHM})_{normal} \dots\dots\dots ⑤ \end{aligned}$$

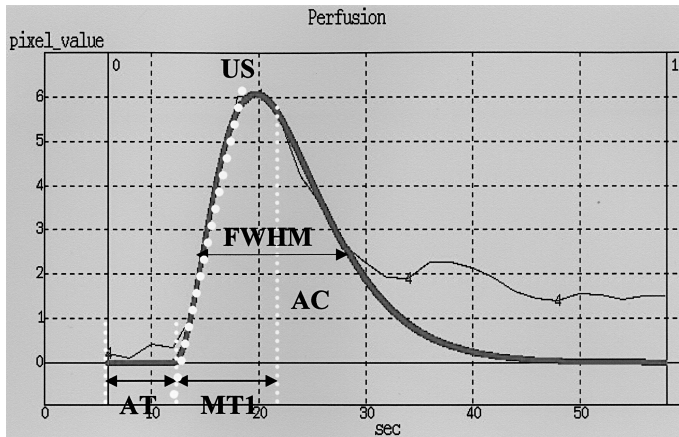


Fig. 3. Time intensity curve of DSC-MRI
AT : appearance time of contrast media ; AC : area under curve ; MT1 : 1'st moment ; FWHM : full width at half maximum ; US : up slope (maximum gradient).

3. 指標の妥当性

なお、組織 TIC の解析に使用する時間内では、造影剤の血管外への漏出はなく、静脈への流出も無視できるものと仮定した。

次に①～③に提案したパラメータについての説明を加える。

1) delta AT

delta AT は、組織での遅れは反映せず、入力動脈の遅れ時間の差を反映することになる。つまり、AT の患側と健側との差をとることにより、造影剤の注入タイミングや肺循環のバリエーションによる影響はキャンセルされ、主幹動脈での遅れによる組織への到達時間の差になる。よって delta AT は、撮像面の直ぐ上流（入力動脈）をラベリングする ASTAR 法で transit delay の差を評価することと近似しており、仮に ASL において健側の transit delay time を 0 とすれば、ほぼ患側の transit delay time と同一になると考えられる。

2) CBV の指標

$C_i(t)$: 組織 TIC, $C_a(t)$: AIF, K_a : 動脈と毛細血管の hematocrit の差に依存する係数とおくと

$$CBV = \int_0^{\infty} C_i(t) dt / \left\{ K_a \int_0^{\infty} C_a(t) dt \right\}$$

と表せる。ゆえに、

$$CBV \text{ ratio} = \left\{ \int_0^{\infty} C_{i\text{lesion}}(t) dt / \left(K_a \int_0^{\infty} C_{a\text{lesion}}(t) dt \right) \right\} / \left\{ \int_0^{\infty} C_{i\text{normal}}(t) dt / \left(K_a \int_0^{\infty} C_{a\text{normal}}(t) dt \right) \right\}$$

ここで、 $\int_0^{\infty} C_i(t) dt$ は、東芝 MRI ソフトでは、AC として算出される。また、 $\int_0^{\infty} C_a(t) dt$ は、造影剤の漏出がなければ遅延があっても時間積分は同一で、かつ K_a は、全脳で同一とみなし、

$$K_{a\text{lesion}} \int_0^{\infty} C_{a\text{lesion}}(t) dt = K_{a\text{normal}} \int_0^{\infty} C_{a\text{normal}}(t) dt$$

となる。よって、以上をまとめると、

$$CBV \text{ ratio} = \int_0^{\infty} C_{i\text{lesion}}(t) dt / \int_0^{\infty} C_{i\text{normal}}(t) dt = AC_{\text{lesion}} / AC_{\text{normal}} = AC \text{ ratio}$$

すなわち、健側比を求めることにより、hematocrit や造影剤濃度の非線形の影響を含んだ AIF が消えた②式が導出される。

3) CBF の指標

Maximum gradient 法¹⁶⁾について簡単に触れる。

$C_a(t)$: AIF, $C_i(t)$: 組織 TIC, $C_v(t)$: 静脈 TIC として Fick の原理, $dC_i(t)/dt = f[C_a(t) - C_v(t)]$ において造影剤が静脈にまだ流出していない、すなわち、 $C_v(t) = 0$ がなりたつ時刻では、 $dC_i(t)/dt = f C_a(t)$ と表せる。 $C_i(t)$ の立ち上がりで最大傾斜（2階微分がゼロ）となる時刻 $t = t_{\text{max.grad}}$ では、すなわち、 $d^2C_i(t_{\text{max.grad}})/dt^2 = f\{dC_a(t_{\text{max.grad}})/dt\} = 0$ では、 $C_a(t)$ は最大値 $C_{a\text{max}}$ となるので、血流量 f は、 $f = \{dC_i(t_{\text{max.grad}})/dt\} / C_{a\text{max}}$ により算出できるとされる。なお、 $dC_i(t_{\text{max.grad}})/dt$ は gamma-variate function で近似する場合は最初の変局点として計算でき、今回使用した東芝 MRI のソフトでは、US と称している。また、同一検査内の $C_a(t)$ は、脳血管内の何処の部位であろうが、ポーラスの広がりが無視できれば遅れ時間はあってもピーク値 $C_{a\text{max}}$ は同一と考えられるので 2 箇所のをとれば $C_{a\text{max}}$ は消えることになる。以上より CBF の患側健側比を算出する。

$$CBF \text{ ratio} = CBF_{\text{lesion}} / CBF_{\text{normal}} = \left[\frac{\{dC_i(t_{\text{max.grad}})/dt\}_{\text{lesion}} / C_{a\text{max}}}{\{dC_i(t_{\text{max.grad}})/dt\}_{\text{normal}} / C_{a\text{max}}} \right]$$

$$= \frac{\{dCi(t_{max. grad})/dt\}_{lesion/}}{\{dCi(t_{max. grad})/dt\}_{normal}}$$

$$= US_{lesion}/US_{normal} = US_{ratio} = US.CBF_{ratio}$$

すなわち、患側健側比により造影剤の動脈血中濃度が相殺され、US 比が絶対値の CBF 比と等しくなる。ただしこの方法では、 $t = t_{max. grad}$ で静脈に造影剤が流出していないことが前提であり、造影剤注入時のポーラス性が少ない場合や肺循環の不良な患者で不成立となる場合もあり得る。しかし、US は組織 TIC の立ち上がり情報のみを用いるため、④式の MT1 や⑤式の FWHM を MTT に代用して CBV から CBF を算出する方法に比べ、肺循環による AIF の広がりの影響は小さいと考えられる。なお、DSC-MRI は、CT-Perfusion に比べ約 20% 程度の造影剤量で済む¹⁸⁾のでポーラス性を高めることが可能であり、本法の仮定として重要な静脈に流出が無視できる可能性は大きくなる。

結 果

1. delta AT

Fig. 4 は、delta AT について、疾患別に比較を行ったものである。中大脳動脈閉塞症例が他の症例に比べ有意に delta AT が大きくなり、2 秒以上遅れる例も認められた。

また、delta AT が負の値を示す症例も認められた。これらは、中大脳動脈閉塞症例では、患側 TIC の立ち上がりが緩いために生じたフィッティングエラーであり、狭窄症例では、健側とした側にも狭窄部位があった症例であった。しかし、小窩梗塞例で示された健側が 1 秒以上遅れる原因については、明確にできなかった。

2. MT1. CBF, FWHM. CBF, US. CBF と ASL. CBF との相関

Table 1 に ASL. CBF と MT1. CBF, FWHM. CBF および US. CBF それぞれの相関度について示す。いずれの方法においても ASL. CBF

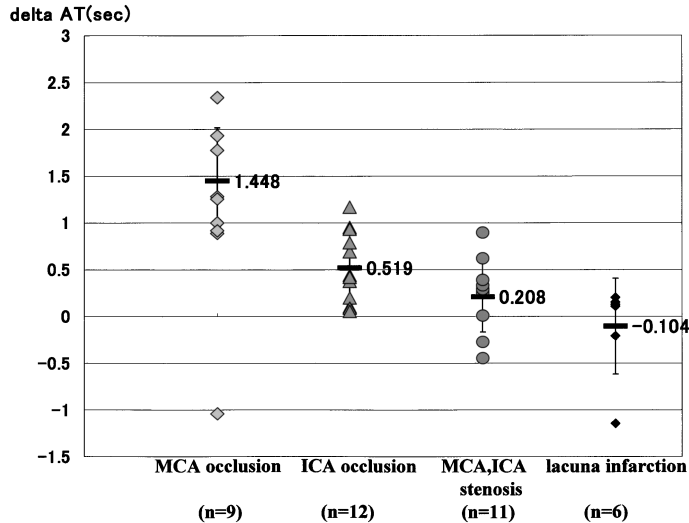


Fig. 4. Comparison of delta AT in patients with different occlusive lesions. (N=38)
MCA : middle cerebral artery ; ICA : internal carotid artery. Delta AT was longest in patients with middle cerebral artery occlusion.

Table 1. Correlation between DSC-MRI and ASL. CBF

Correlation of ASL.CBF		Correlation of ASL.CBFratio	
MT1.CBF	$r=0.45, t=3.06, P=0.004$	MT1.CBFratio	$r=0.46, t=2.02, P=0.003$
FWHM.CBF	$r=0.43, t=2.9, P=0.006$	FWHM.CBFratio	$r=0.44, t=2.02, P=0.004$
US.CBF	$r=0.56, t=4.16, P<0.001$	US.CBFratio	$r=0.58, t=4.38, P<0.001$

The best correlation was recognized between US. CBFratio and ASL. CBFratio.

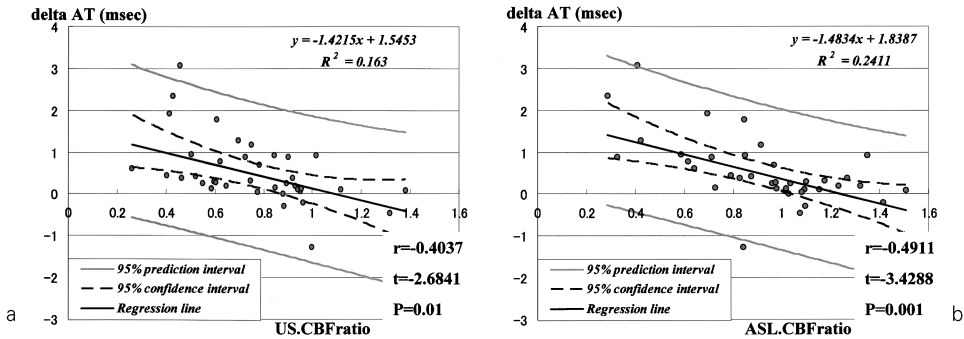


Fig. 5. Correlation between delta AT and CBFratio (ASL. CBF & US. CBF)
There was negative correlation between delta AT and CBFratio.

と統計学的に有意な相関を認め、患側健側比を取ることで相関係数はやや高くなり、US. CBFratio が最も高い相関を示した。

3. delta AT と CBFratio との関係

Fig. 5 に、delta AT と ASL. CBFratio および US. CBFratio との相関を示す。

delta AT vs. ASL. CBFratio :

$$r = -0.491, P = 0.001$$

delta AT vs. US. CBFratio :

$$r = -0.404, P = 0.01$$

delta AT と CBFratio には、統計学的に有意な相関を認めた。

4. CBFratio-CBVratio マップ

CBVratio と US. CBFratio との関係を 2 次元座標軸上にプロットし CBFratio-CBVratio マップ (Fig. 6) を作成した。CBFratio の低下とともに CBVratio も低下する傾向を認めた

が、疾患による分布の差はなかった。内頸動脈閉塞症例で CBVratio, CBFratio 共に 1.4 を超えるデータを認めたが閉塞血管と反対側に梗塞巣を認めた症例であった。

Fig. 7 は、中大脳動脈狭窄症例における急性期ステント留置術前後のデータ [術前：(a)～(d)，術後：(e)～(h)] である。CBFratio-CBVratio マップ(i)にて、術前 CBFratio が低下し、CBVratio は上昇していたが、術後循環動態が正常化していることが同一座標軸上で読み取れる。

考 察

1. delta AT による評価

delta AT は、中大脳動脈閉塞症例が大きな値となる傾向を示した (Fig. 4) が、血流遅延の大きい前大脳動脈や後大脳動脈からの逆行性

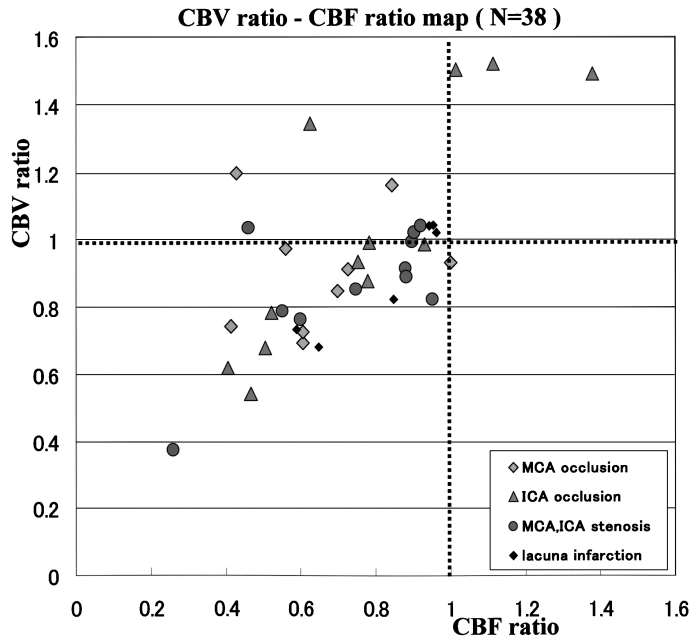


Fig. 6. CBVratio-CBFratio map in patients with different occlusive lesions. (N=38)

MCA : middle cerebral artery ; ICA : internal carotid artery.

血流をとらえたものと考えられる。なかには、2秒以上遅れる例も認められた。当院で施行しているASTAR法(TI=1.4ms)の条件のもとでは、患側においてtagされたスピンのすべてが毛細血管床に達していない場合もあり、一部は主幹動脈内に存在することになり、過小評価や、逆に血管内スピンの高信号による過大評価を呈すると考えられる。したがって、ASL画像の解釈にあたっては、delta ATを考慮する必要がある。

2. MT1. CBF, FWHM. CBF, US. CBFとASL. CBFとの相関

ASL. CBFは、transit delay誤差を含み得るが、tag部位が脳内の流入動脈であることからDSC-MRIのような造影剤の注入や肺循環の影響を受けない。一方、DSC-MRIパラメータから求めた3種類のCBF指標では、すべてtransit delayが補正されている。

したがって、ASLを対照として、DSC-MRIの3種のCBF指標を比較した場合、相関係数が高いものほど、造影手技や肺循環の影響が少ないことを意味すると考えられる。今回検討した中では、1'st momentを用いたMT1. CBFや半値幅を用いたFWHM. CBFに比べ、最大傾斜を用いたUS. CBFの方が相関は高くなり、さらにその患側健側比であるUS. CBFratioが最大の相関を示した(Table 1)ので最良の指標といえる。

今後、DSC-MRIで入力関数の影響を補正可能なdeconvolution法や、原理的にtransit delayの影響を受けにくいgolden standardとされるXe-CTと対比し、本法の妥当性を検討する必要がある。

3. delta ATとCBFratioとの関係

delta ATとUS. CBFratio, ASL. CBFratioとの間(Fig. 5)には、有意な負の相関を認め

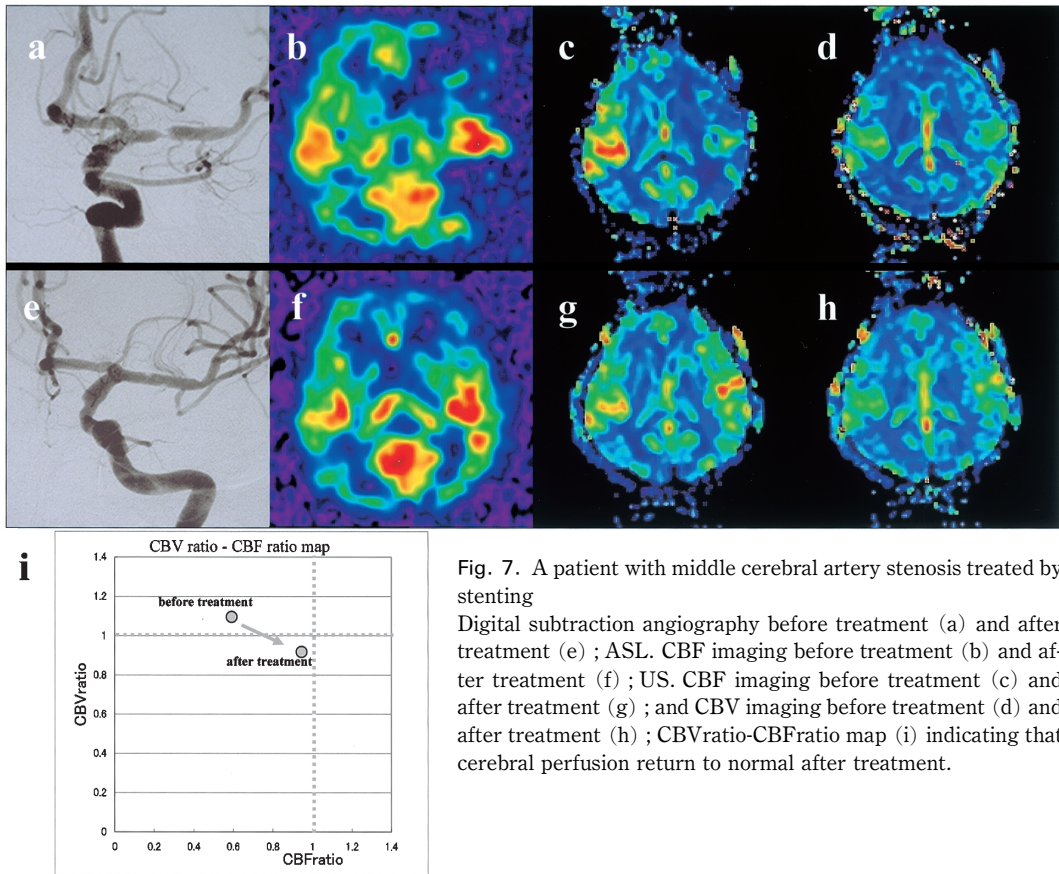


Fig. 7. A patient with middle cerebral artery stenosis treated by stenting
 Digital subtraction angiography before treatment (a) and after treatment (e); ASL CBF imaging before treatment (b) and after treatment (f); US CBF imaging before treatment (c) and after treatment (g); and CBV imaging before treatment (d) and after treatment (h); CBVratio-CBFratio map (i) indicating that cerebral perfusion return to normal after treatment.

たが、US CBFratio よりも ASL CBFratio の方が統計学的に相関が高かった。このことは ASL CBFratio が delta AT の影響をより強く受けていることを意味する。

delta AT の延長は、側副血行を介する流路の延長、又は狭窄部遠位での血流速度の低下によるものであり、このような病態では CBF は低下すると考えられる。

4. CBVratio-CBFratio マップの意義

CBVratio-CBFratio マップの意義は、異なる検査データを同一座標軸上にならべて評価できることにある。Grandin ら^{19),20)}は、急性期脳梗塞患者に diffusion-weighted image, FLAIR, perfusion-weighted image を撮影し、初期梗塞

巣、梗塞の広がった領域、血流低下はあるが梗塞にならなかった領域で CBF, CBV, MTT を測定し次のように推論した。灌流圧が低下すると MTT が延長するが組織の血管拡張反応により CBV が増加し、CBF は正常値を維持する。さらに灌流圧が低下すると血管拡張反応も限界に達し、MTT もさらに延長するため CBF が低下し始める (stage of oligemia)。また、さらに灌流圧が低下すると CBV は徐々に減少し正常値にもどるが、MTT は依然として延長するため、CBF はさらに低下しエネルギー代謝が破綻する (stage of penumbra)、そして最終的に、CBV, CBF は共に低下し MTT は延長し不可逆な脳梗塞に至る (stage of infarction)。

このステージ分類を我々の結果に適応すると、CBVratio 上昇、CBFratio 低下領域は、stage of oligemia 又は stage of penumbra であり、可逆性を期待できると推測される。その代表例が、Fig. 7 に示した術前データであり、血行再建後正常灌流に復した。また、CBVratio 低下、CBFratio 低下領域は、stage of infarction の症例で、可逆性は期待できないと推測されることになる。しかし、この領域にプロットされた症例を retrospective に検討すると、臨床的には脳梗塞もなく必ずしもこのステージに当てはまらない症例も存在した。この原因は、今回患側健側比という方法で解析を行ったが健側と考えられた側にも主幹動脈に狭窄病変を有するものがあつたこと、ROI を中大脳動脈環流領域に設定したが梗塞巣は均一でなくまだら状に存在するものがあつたことなどが考えられた。そこで、梗塞巣と血流が低下しているが梗塞に至っていない領域に分けて ROI を設定し、対側比

を測定すると、梗塞巣では、CBFratio、CBVratio 共に低下し、梗塞に至っていない部位では CBFratio が低下し CBVratio が上昇し、Grandin らの論文と一致する結果が得られた (Fig. 8)。

また、この CBVratio-CBFratio マップは、penumbra を同定し血行再建の適応決定に役立つことが期待されたが、正常環流と考えられる範囲、penumbra 領域、梗塞に陥ると考えられる閾値について明確に示すことはできなかった。しかしながら、同一患者であれば治療前後の血行動態の評価に有用性が示唆された。

結 語

DSC-MRI 法において、ASL を対照とし AIF を測定しない簡便な脳血流評価法について述べた。ASL 法で得られた CBF と比較すると、US を利用した CBF が最も相関が高いことが示された。delta AT と CBFratio には、有意な

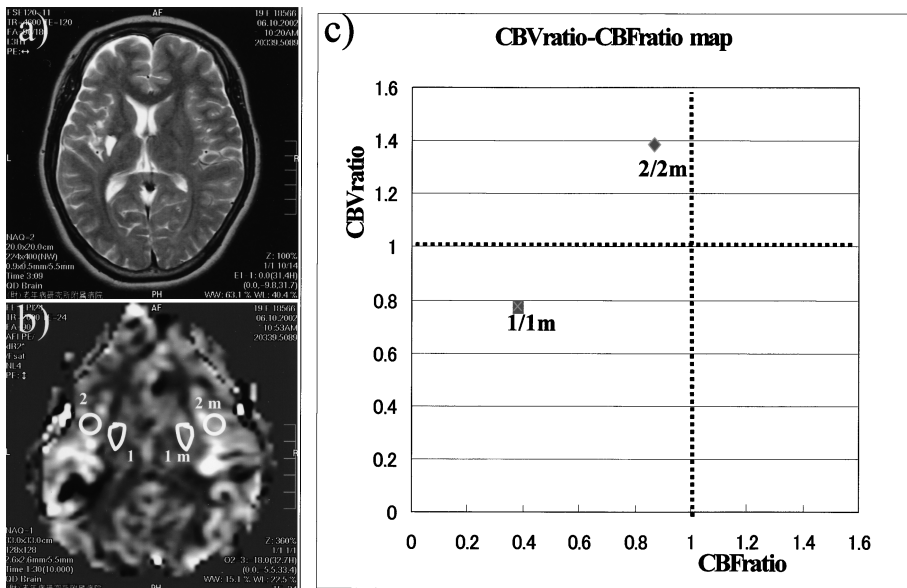


Fig. 8. A patient with internal carotid artery stenosis T2-weighted image showing the infarction at the left putamen (a) ; ROI on $\Delta R2^*$ image (1 ; area of infarction, 1m ; mirror area of 1, 2 ; adjacent area of the infarction, 2m ; mirror area of 2) (b), CBV ratio-CBF ratio map (c) .

負の相関を認めた。CBF, CBV の患側健側比 CBFratio および CBVratio を 2 次元座標軸上にプロットし評価した。これにより, 異なる患者間の血行動態の比較, あるいは同一患者の治療前後の血行動態の変化が評価可能となった。今後, DSC-MRI で入力関数の影響を補正可能な deconvolution 法や原理的に transit delay の影響を受けにくい Xe-CT と対比し本法の妥当性を検討する必要があるが, 今回の方法は簡便で専用のワークステーションや特殊ツールを使用することのない解析法でありはん用性は高いと考えられる。

文 献

- 1) 菅原丈志, 興梠征典, 高橋睦正: 中枢神経系疾患における灌流画像. 日獨医報 1997; 47: 209-225
- 2) Meier P, Zierler KL: On the theory of the indicator-dilution method for measurement of blood flow and volume. J Appl Physiol 1954; 6: 731-744
- 3) 平野 透, 庄内孝春: CT における Brain perfusion. INNERVISION 2003; 18: 11-16
- 4) Eastwood JD, Lev MH, Azhari T, et al.: CT perfusion scanning with deconvolution analysis: pilot study in patients with acute middle cerebral artery stroke. Radiology 2002; 222: 227-236
- 5) Nabavi DG, Cenic A, Henderson S, Gelb AW, Lee TY: Perfusion mapping using computed tomography allows accurate prediction of cerebral infarction in experimental brain ischemia. Stroke 2001; 32: 175-183
- 6) Axel L: Tissue mean transit time from dynamic computed tomography by a simple deconvolution technique. Invest Radiol 1983; 18: 94-99
- 7) Ostergaard L, Weisskoff RM, Chesler DA, Gyldensted C, Rosen BR: High resolution measurement of cerebral blood flow using intravascular tracer bolus passages. Part I: mathematical approach and statistical analysis. Magn Reson Med 1996; 36: 715-725
- 8) Ostergaard L, Sorensen AG, Kwong KK, Weisskoff RM, Gyldensted C, Rosen BR: High resolution measurement of cerebral blood flow using intravascular tracer bolus passages. Part II: experimental comparison and preliminary results. Magn Reson Med 1996; 36: 726-736
- 9) Kennan RP, Zhong J, Gore JC: Intravascular susceptibility contrast mechanisms in tissues. Magn Reson Med 1994; 31: 9-21
- 10) Ellinger R, Kremser C, Schocke MF, Kolbitsch C, Griebel J, Felber SR, Aichner FT: The impact of peak saturation of the arterial input function on quantitative evaluation of dynamic susceptibility contrast-enhanced MR studies. J Comput Assist Tomogr 2000; 24: 942-948
- 11) Calamante F, Gadian DG, Connelly A: Quantification of perfusion using bolus tracking magnetic resonance imaging in stroke: assumptions, limitations, and potential implications for clinical use. Stroke 2002; 33: 1146-1151
- 12) Calamante F, Gadian DG, Connelly A: Delay and dispersion effects in dynamic susceptibility contrast MRI: simulations using singular value decomposition. Magn Reson Med 2000; 44: 466-473
- 13) 井田正博, 肥田有紀子, 菊池 悟, 栗栖康寿, 清水 桜, 山下三代子, 福田国彦: 拡散強調像と灌流画像. 画像診断 1999; 19: 607-619
- 14) 木村徳典: Modified STAR using asymmetric inversion slabs (ASTAR) 法による非侵襲血流イメージング. 日磁医誌 2000; 20: 374-385
- 15) 木村徳典, 高橋清彦, 岩井丈幸, 荻戸 剛, 佐藤高章, 内藤 功, 高玉 真: Arterial spin labeling イメージングにおける局所脳血流量の定量化簡便法—Pulsed ASL 法におけるシミュレーションと cold xenon-CT CBF との相関—. 日磁医誌 2002; 22: 111-125
- 16) Koenig M, Klotz E, Luka B, Venderink DJ, Spittler JF, Heuser L: Perfusion CT of the brain: diagnostic approach for early detection of ischemic stroke. Radiology. 1998; 209: 85-93
- 17) 金子昌生, 仙田宏平, 森成 元. 核医学機能診断法. 御園生圭輔, 飯尾正宏. 核医学体系. 実業広報社, 1979; 4: 42-48
- 18) 百島祐貴, 藤原広和: CT perfusion と MR perfusion. 画像診断 2003; 23: 1258-1262
- 19) Grandin CB: Assessment of brain perfusion with MRI: methodology and application to acute

stroke. *Neuroradiology* 2003 ; 45 : 755-766
20) Grandin CB, Duprez TP, Smith AM, Matabaigne F, Peeters A, Oppenheim C, Cosnard G : Usefulness of magnetic resonance-derived quantitative

measurements of cerebral blood flow and volume in prediction of infarct growth in hyperacute stroke. *Stroke* 2001 ; 32 : 1147-1153

Assessment of Cerebral Perfusion with Dynamic Susceptibility Contrast

Kiyohiko TAKAHASHI¹, Tokunori KIMURA², Isao NAITO³,
Takeshi NOZOKIDO¹, Takaaki SATO¹, Shin TAKATAMA³

*Departments of ¹Diagnostic Imaging and ³Neurosurgery, Geriatrics Research Institute and Hospital
3-26-8 Ohtomo, Maebashi, Gunma 371-0847*

²MRI Systems Development Department, Toshiba Medical Systems

Accurate measurements of arterial input function (AIF) are indispensable for the quantification of perfusion parameters such as MTT, CBV, and CBF. Quantification trials of cerebral perfusion using the deconvolution method with DSC-MRI have been reported on. Accurately measuring AIF with DSC-MRI is difficult due to non-linearity and the limited dynamic range between ΔR_2^* and the concentration of contrast media.

In this study, we assessed simple methods while using various parameters calculated by the tissue time intensity curve without measuring AIF. The parameters used were : appearance time of contrast media (AT), 1'st moment (MT1), the full width at half maximum (FWHM), and up slope at maximum gradient (US). Difference of the appearance time (delta AT) and the CBFratio between the regions in question and the contralateral regions obtained by MT1, FWHM and US were assessed in 38 stroke patients. The CBF calculated by the linear scaling method using the signal of the ASL (ASL, CBF) was used as the standard for a correlation study.

The delta AT in patients with middle cerebral artery occlusions supplied by retrograde flow indicated a significantly greater value as compared to patients with other lesions with antegrade flow. US CBF indicated the best correlation among the three CBFs obtained by MT1, FWHM and US. Both the ASL CBFratio and the US CBFratio correlated with delta AT, with the ASL CBFratio being predominant. The CBVratio-CBFratio map showed that the CBVratio tended to decrease when the CBFratio decreased. The map is useful in clinical analysis of cerebral perfusion due to its simplicity and ability to alleviate AIF dependent errors. The validity of the proposed method still needs to be examined by comparing it to the deconvolution method with DSC-MRI, since DSC-MRI can correct the effect of AIF. It might also be compared to Xenon CT, which is less influenced by transit delay.