

## 科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 29 年 6 月 7 日現在

機関番号：13401

研究種目：挑戦的萌芽研究

研究期間：2015～2016

課題番号：15K15453

研究課題名(和文)新しい脳内水動態画像化法の開発

研究課題名(英文)Molecular imaging of cerebral water flow with a new concept of AQP4

研究代表者

岡沢 秀彦(Okazawa, Hidehiko)

福井大学・高エネルギー医学研究センター・教授

研究者番号：50360813

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 2,700,000円

研究成果の概要(和文)：本課題では、組織レベルから生体画像におけるマクロレベルまで、解析法を含めて検討するため、水分子のマイクロオートラジオグラフィ法(miARG)を開発し、水動態の分子レベルでの解明に取り組んだ。また、基礎的指標を画像解析に応用する取り組みとして、0-15水PET画像の画素単位での計算法を開発した。miARGでは、ラットにトリチウム水を静脈内投与した後、脳内トリチウム水の細胞移行速度を理論的に計算する方法を考案した。一方、0-15水PET画像の開発では、入力関数を2段階で補正する方法を取り入れることにより、局所入力関数の推定が精度高く可能となり、詳細な水の動態が解析可能となった。

研究成果の概要(英文)：A new molecular imaging method for evaluation of water flow in the brain was developed based on a new concept of a water channel, aquaporin 4 (AQP4). AQP4 is a subtype of aquaporin and is expressed in the podocyte of astrocyte at the blood brain barrier. 0-15 labeled water is used for PET measurement of cerebral blood flow (CBF). Plasma water is also used for MRI imaging with the arterial spin labeling (ASL) method. These techniques are used based on an assumption that water molecules are transported into the brain by passive diffusion, but the concept of the water PET and ASL-MRI should be altered if the AQP4 or other channels are responsible for the water transport. This study aimed to confirm the water kinetics in the brain tissue, and apply it to the calculation of CBF imaging using PET or MRI. The technique of micro-autoradiography was applied to the microscopic observation using H-3 labeled water, and the concept was applied for precise CBF image calculation using PET.

研究分野：核医学

キーワード：脳内水動態 ミクロオートラジオグラフィ アクアポリン コンパートメント解析 0-15ホジトロンCT (PET) MRI-ASL

## 1. 研究開始当初の背景

水分子をポジトロンで標識した水 ( $\text{H}_2^{15}\text{O}$ ) PET 画像は、脳血流量の描出法として 1980 年代から広く行われている。 $\text{H}_2^{15}\text{O}$ -PET は通常、トレーサー投与後 1-2 分程度の積算画像を用い、血中放射線濃度の変化を計測し、脳内カウントとの比較から血流量を算出し、評価する。この際、従来の single compartment 解析法 (Autoradiography : ARG 法等) と、血管内放射能を分離する 1-tissue compartment (1-TCM) 解析法では、局所血流量の差異が明らかであり、組織に拡散する水分子量を正確に計測するには 1-TCM 解析法が必須である。MRI における arterial spin labeling (ASL) 法でも同様に 2 通りの解析法で脳血流を描出可能であるが、定量性を確保するためには、1-TCM 解析法を確立する必要がある。一方細胞レベルでは、1992 年のアクアポリン (AQP) 発見以降、従来受動拡散と考えられていた水の生体膜通過が、膜タンパクによる選択的輸送であることが明かとなった。しかし、水が脳血液関門 (BBB) をどの様に通過し、グリア及び神経細胞にどう移行しているかを実際に *in vivo* で検討した報告はない。AQP は、脳内では主に BBB の一部を構成するアストロサイトの一部 (podocyte) に存在する AQP4 が水分子通過の役割を担っているとされており、毎秒数十億個の水分子を通過させる機能があるとされる。しかし、AQP4 を介した外来性の水分子の挙動を画像化するためには、顕微鏡による細胞レベルでの可視化が必須となる。そこで本検討では、過去の画像解析法を見直し、脳組織への水の移動を細胞レベルで改めて解析し、水動態を明らかにした上で脳画像に応用する方法を考案する。さらに、視神経脊髄炎 (NMO) など、AQP4 が関係する疾患においては、水分子の動態解析が病態の解明に繋がる可能性もある。

## 2. 研究の目的

脳における水の動態を、AQP による選択的輸送という物質的観点から解明し、AQP 機能による恒常性の維持と、機能破綻による病的状態の描出法等を、細胞レベルから生体画像レベルまで、解析法を含めて検討する。従来から用いられている PET, MRI の水動態画像は、自由拡散を基本概念とした理論に基づくため、AQP 機能という新しい知見に基づく理論の再構築が必要である。本研究課題では、水分子のマイクロオートラジオグラフィ法 (miARG) を確立し、水動態の基礎的指標を確認した上で画像解析に応用する。

## 3. 研究の方法

40 年以上に及ぶ脳核医学研究により、核医学的脳血流測定法は既に成熟した計測法となっているが、水の移動が AQP 等の細胞チャネルによる規則正しい分子移動であるとすると、従来の画像化モデルを根本的に見直す必要性も考慮しなければならない。こうした流れを踏まえ、トリチウム水を用いた miARG 実験で水分子動態を解明する (検討 1)。さらに、水分子を応用する臨床画像化法である  $\text{H}_2^{15}\text{O}$  PET や灌流 MRI (ASL) の定量法を検証するため、「トレーサー到達時間 (delay time)」を計算に取り入れた 1-TCM 解析による高精度 CBF 画像計算法を開発し、従来法と比較する (検討 2)。

### 検討 1 : miARG 法の確立

miARG 法は、細胞レベルで分子プローブの集積を核医学的手法で高感度に描出する有用な手法である。受容体やタンパク等をターゲットとしたリガンド型プローブの場合、特異的な結合により集積部位 = 物質存在部位として、直接描出する形で特異的受容体・タンパク等の局在を視覚的に確認できる。一方本研究課題では、非特異的に細胞に供給され、様々な生命現象に関与する水分子の脳内動態を解析するため、水分子プローブの体内挙動の描出・解析をマイクロレベルで行う。

トリチウム水 ( $^3\text{H}_2\text{O}$ ) による miARG を行うことにより、グリア細胞内や神経細胞内での外来性の水分子の挙動を経時的に観察する。これにより血中の水がどの様に脳内に移行し、利用されていくかが解析可能となる。経静脈的に  $^3\text{H}_2\text{O}$  投与後、特に早期相の水分子動態を詳細に解析し、初回循環で水分子がどの程度脳内に移送されているのか解明する。本検討により、血中の水分子がどの様な割合で脳内に取り込まれ、流入速度が低下する場合には神経活動にどのような影響を及ぼすか等が解明できる。

具体的には、mARG 実験では、ラット (250-300g) に 37-74MBq のトリチウム水 ( $^3\text{H}_2\text{O}$ ) を投与し、60-150 秒後に断頭し、脳を取り出した。断頭前に  $^3\text{H}_2\text{O}$  投与 30-60 秒後の時点で動脈から採血し、plasma 内放射能のカウントに用いた。取り出した脳は直ちに凍結し、 $-20^\circ\text{C}$  で安定化した後に 20 $\mu\text{m}$  厚の脳切片にした。写真用乳剤に切片を浸し、3-4 週後に現像固定した。miARG 用切片は、固定後にヘマトキシリンで染色し、脳組織の構造と  $^3\text{H}_2\text{O}$  の分布を確認するのに用いた。

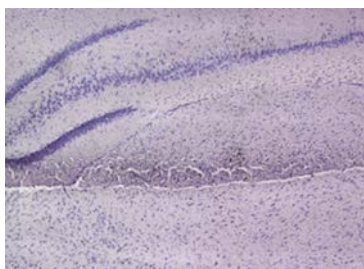
## 検討2：PETによる in vivo 脳内水動態解析

O-15 水 PET を用いた脳血流イメージングや、MRI-ASL による脳血流イメージング等、水を標識したマクロレベルの脳水動態解析は臨床で実用化されている。これらの手法は、脳の外部で標識された水分子がどのように脳組織内へ拡散するかを画像的に捉える手法であるが、解像度の限界により、毛細血管や細動脈等の細い血管を区別したり、AQP を介して組織に移動した水分子と、血管内に残存する水分子との区別を正確に行うことはできない。コンパートメント解析により、血管成分と組織成分を分離、区別する方法も開発されたが、理論的な血流・血液量画像として利用されているに過ぎない。近年 MRI では、拡散強調画像 (DTI) の手法で、神経細胞内、グリア細胞内外の水分布を画像化する手法が開発され、神経走行の研究に利用され始めている。物質動態を解析する上で、水の流れとその分布の解明は重要であり、脳の in vivo 水動態解析が重要な要素となりうる。今後普及が期待される PET/MRI 装置での脳機能画像への応用も視野に入れながら、同時収集による情報共有を前提に検討する。

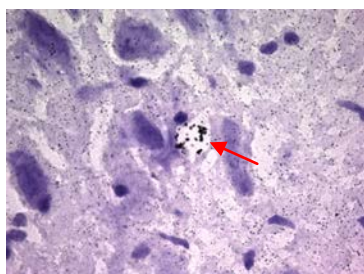
## 4. 研究成果

### 検討1：miARG 法の確立

図1は静脈内投与後約90秒後にラットを断頭し、mARG処理を行った脳組織切片の顕微鏡像で、脳内への $^3\text{H}_2\text{O}$ 分布を示す画像である。矢印の毛細血管内に $^3\text{H}_2\text{O}$ の多くの集積があり、投与90秒後という短い時間の間でも、周囲脳組織内へも $^3\text{H}_2\text{O}$ が無数に拡散している様子が捉えられている。これより短い約60秒後の画像では、90秒後に比べると水分子の拡散が少ない(図2)。



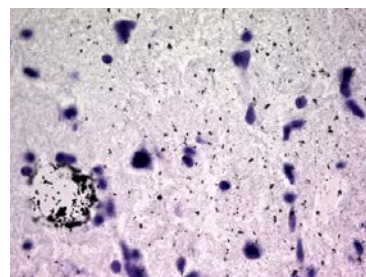
miARG (x 10)



miARG(x 100)

図1. 投与後90秒のmARG

この様に、経時的に $^3\text{H}_2\text{O}$ 分子の数を計測することで、水分子の脳内拡散の速度が正確に測定可能となると期待される。本研究では、各時間毎に数枚の脳切片で検討したが、さらに時間単位を短くすることで、AGP4の機能やその他の分子チャンネルと水拡散の関係などの推定に役立つと期待される。



miARG(x 100)

図2. 投与後60秒のmARG

### 検討2：PETによる in vivo 脳内水動態解析

$\text{H}_2^{15}\text{O}$ -PET 研究では、経時的収集画像データから、画素毎の $\text{H}_2^{15}\text{O}$ 脳内動態を正確に計算し、局所における正確な生体指標計測に用いる方法を開発した。画素単位のパラメータ計算には、35スライス脳画像で8時間以上の処理時間を要するが、得られる生理指標の精度は向上し、delay画像という、従来のPETでは得ることができなかった新たな指標を脳血管障害その他、脳神経疾患の病態解析に応用することができた。

①画素毎のdelay(到達時間)補正による正確な脳血流量測定法の開発(論文No.4)

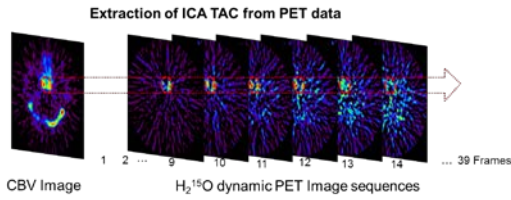
【目的】脳主幹動脈狭窄閉塞症患者においては、血流低下や血管拡張、酸素代謝の変動等の循環代謝指標が治療を選択する際に重要である。従来O-15ガスPETによる貧困灌流の描出が、梗塞発症を予測する最も信頼性の高い指標とされてきたが、近年は血管拡張負荷による脳血流SPECT検査でも同様の評価が可能であるとされ、国内でも大規模多施設共同研究によりその有効性が実証された。本研究では、O-15水PETによる脳循環測定の精度を高めるため、測定バイアスを軽減させる方法を考案し、脳血管障害患者の脳血流量(CBF)や脳動脈血液量( $V_0$ )の値が従来法と比べ改善するか検討した。

【方法】対象は片側性脳主幹動脈狭窄・閉塞症の患者19名(男性18名、平均年齢 $68.8 \pm 9.8$ 歳)である。全ての対象患者に対しMRI検査が行われ、病変部を確認した後にO-15PET検査が行われた。O-15PET検査では、通常のO-15標識水( $\text{H}_2^{15}\text{O}$ )、酸素( $^{15}\text{O}_2$ )、一酸化炭素( $\text{C}^{15}\text{O}$ )に加え、ダイアモックス負荷後の $\text{H}_2^{15}\text{O}$ -PETを実施し、CBF、 $V_0$ 、脳血液量(CBV)、脳酸素代謝量( $\text{CMRO}_2$ )および負荷後の脳血管反応性(CVR)等の循環代謝指標を計測した。

CBF計算法には1-TCM解析による重み付け積分法(WI法)を用い、CBF計算の際の放射性薬剤到達遅延時間(delay)の計算を、画像のスライス毎に推定するかピクセル毎に推定



するかで、CBF および  $V_0$  等の脳循環指標にどの様な影響があるか評価した。ピクセル毎に delay を推定する新たな方法では、 $H_2^{15}O$ -PET の経時的収集画像から内頸動脈(ICA)における時間放射能曲線(TAC)を抽出し、計算エラーを減少させた(図3)。



> 1 Tissue Compartment Model

$$M(t) = K_1 C_a(t) \otimes e^{-k_2 t} + V_0 C_a(t) \quad \text{Eq-1}$$

> Integrating Eq.1 with 3 different weight,  $w_i (i=1-3)$

$$\int_0^t w_1(t) M(t) dt = K_1 \int_0^t w_1(t) C_a(t) \otimes e^{-k_2 t} dt + V_0 \int_0^t w_1(t) C_a(t) dt \quad \text{Eq-2-i}$$

> Rearranging Eq.2-i to eliminate  $V_0$

$$\frac{\int_0^t w_1(t) C_a(t) dt \cdot \int_0^t w_2(t) M(t) dt - \int_0^t w_1(t) C_a(t) dt \cdot \int_0^t w_2(t) M(t) dt}{\int_0^t w_1(t) C_a(t) dt \cdot \int_0^t w_2(t) M(t) dt - \int_0^t w_2(t) C_a(t) dt \cdot \int_0^t w_1(t) M(t) dt} = \frac{K_1 [\int_0^t w_1(t) C_a(t) dt \cdot \int_0^t w_2(t) C_a(t) \otimes e^{-k_2 t} dt - \int_0^t w_2(t) C_a(t) dt \cdot \int_0^t w_1(t) C_a(t) \otimes e^{-k_2 t} dt]}{K_1 [\int_0^t w_1(t) C_a(t) dt \cdot \int_0^t w_2(t) C_a(t) \otimes e^{-k_2 t} dt - \int_0^t w_2(t) C_a(t) dt \cdot \int_0^t w_1(t) C_a(t) \otimes e^{-k_2 t} dt]} \quad \text{Eq-3}$$

図3. ICA での時間放射能曲線(TAC)抽出法 (上) と 1-TCM による WI 法の計算式 (下)

【結果】我々が提案した新たな方法により、動脈入力関数をより精度高く推定することができるとともに (図4)、ピクセル毎の到達遅延時間を示す delay 画像の作成が可能となった (図5)。この新たな入力関数を用いて CBF、 $V_0$  を計算したところ、CBF 値には従来法との差異を認めなかったものの (正常皮質:  $50.6 \pm 5.6$  vs.  $52.6 \pm 6.8$  mL/min/100g)、 $V_0$  には両者の間に有意な差を認めた (正常皮質:  $3.08 \pm 1.03$  vs.  $1.75 \pm 0.72$ ,  $p < 0.05$ )。

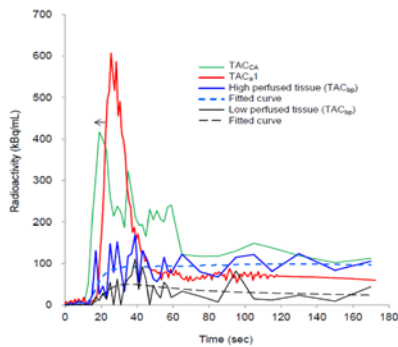
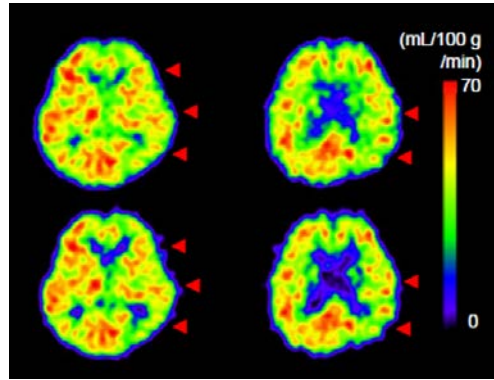


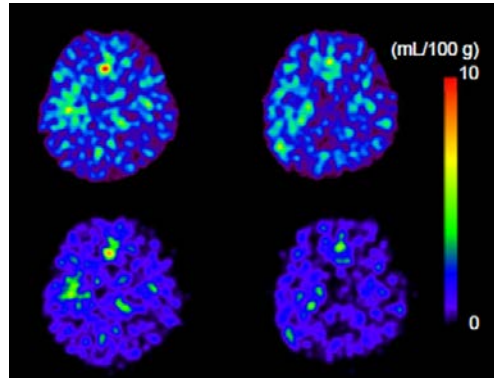
図4.各種 TAC: 動脈採血(赤), ICA-TAC (緑), 脳高血流域(青)および低血流域(黒)。破線は fitting 後。

ダイアモックス負荷後も同様に、CBF は差を認めず、 $V_0$  のみ有意差が認められた ( $p < 0.05$ )。いずれの方法でも、健側と患側の脳半球間に有意差を認め、計測の妥当性が示された。CBF 画像のピクセル毎の比較では、低血流域で従来法が過大評価傾向にあるものの、正常域および高血流域では CBF 値の良好な相関が得られた。一方、 $V_0$  画像の比較では、従来法が全体的に過大評価していた (図5, 6)。

<脳血流量 CBF 画像>



<脳動脈血液量  $V_0$  画像>



<Delay (上段) & OEF (下段) 画像>

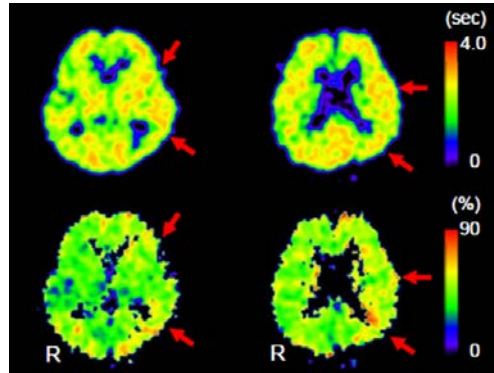


図5. 各種パラメータ画像: CBF および  $V_0$  の計算は上段が従来法、下段が画素毎に delay 補正した新法。CBF は両者に違いを認めないが、 $V_0$  には大きな差がある。Delay 画像 (上段) 上、閉塞側の左半球で遅延が認められ、酸素摂取率 (OEF, 下段) でも遅延延長部と一致した OEF 上昇が認められる。

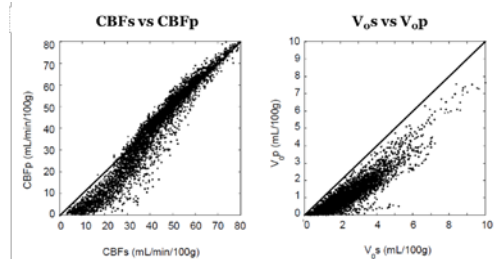


図6. 脳基底核レベルにおける 1 スライス の画素値の比較:  $V_0$  画像では、従来法 (x 軸) が全体的に過大評価している

循環代謝指標間の相関では、delay 時間と CVR、delay 時間と酸素摂取率(OEF)がそれぞれ

れ有意な相関を認めた ( $p < 0.05$ )。また、局所灌流圧(CPP)の指標として、CBF/ $V_0$ 比を算出すると、CPP 低下域では CBF 値が正の相関を示し、CPP 正常域ではほぼ一定となる脳血流の自動調節機構 (autoregulation) が観察された。

【考察と結論】 今回の検討で正確な delay 時間補正は、CBF 値には大きな変化をもたらさないものの、同時に得られる  $V_0$  値の大幅な改善が得られることが明らかとなった。新たな計算法は、この  $V_0$  の精度を高めるとともに、脳内の delay 時間を表す delay map が計算できる点でも優れており、臨床上有用な指標になりうると考えられた。

## ②ダイナミック PET 画像による動脈入力関数の推定と非侵襲的血流画像計算法の開発 (論文 No. 5)

【目的】 PET の定量解析において、動脈採血が必須であるが、侵襲的であるのと手技が煩雑でエラーを来しやすいといった問題点がある。本検討では、経時的に撮像したダイナミック PET 画像から動脈入力関数 (AIF) を推定し、非侵襲的に脳血流画像を計算する方法 (IDIF) を考案した。

【方法と結果】 対象は O-15 PET 検査を行った片側性脳主幹動脈狭窄・閉塞症の患者 33 名 (男性 16 名、平均年齢  $46.3 \pm 20.8$  歳) である。全ての対象患者に対し MRI 検査が行われ、病変部を確認するとともに MRA で動脈の位置を確認した。画像から AIF を推定するために、O-15 水投与後 40 秒間の平均画像から、カウントの高い 30 pixel を抽出し、関心領域 (VOI) とした。MRA との重ね合わせで、この VOI が内頸動脈 (ICA) と一致していることを確認した後、ダイナミック画像から動脈 TAC を抽出した (IDIF) (図 7)。

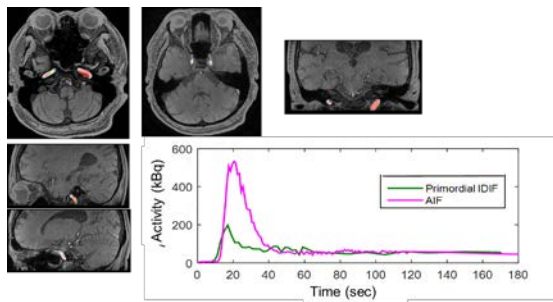


図 7. 内頸動脈 TAC (上図カラー) と MRA の融合画像および IDIF による TAC (グラフ)

図 7 で見られるように、真の動脈血カウント (ピンク) と画像由来の TAC (緑) との間にはかなり大きな差があり、原因は主に血管という小さな構造物による部分容積効果 (PVC) および、管構造を移動する流体特有のなまり (dispersion) が原因である。両者を同時に補正するため、double exponential を用いた以下の補正式で、dispersion、PVC 等の補正を同時に行った。

$$d(t) = \frac{a}{\tau_1} e^{-\frac{t}{\tau_1}} + \frac{1-a}{\tau_2} e^{-\frac{t}{\tau_2}}$$

$$C_{Ai}(t) = \frac{\tau_1 + \tau_2}{a(\tau_2 - \tau_1) + \tau_1} C_{Pi}(t) + \frac{\tau_1 \tau_2}{a(\tau_2 - \tau_1) + \tau_1} \frac{dC_{Pi}}{dt}$$

$$C_{Ai}(t) = AC_{Pi}(t) + B \left( \frac{dC_{Pi}}{dt} \right)$$

患者 33 名のうち、片側性の閉塞性障害患者は 15 名の閉塞のない内頸動脈で IDIF を求め、それぞれの患者の AIF と IDIF の非線形最小自乗法を用いた fitting により、上記数式の係数 A および B を算出し、15 名分の平均値を求めたところ、 $A = 3.5 \pm 0.6$ 、 $B = 3.0 \pm 2.7$  であった。この平均値を使い、残り 18 名分も含め、全症例で IDIF による入力関数を推定し、検討①と同じ方法で CBF、 $V_0$  画像を計算した。AIF を用いた場合と IDIF を用いた場合の代表的な画像は図 8 下段に示すとおりで、CBF 画像にはほとんど差異を認めなかったのに対し、 $V_0$  画像では AIF での計算の方が高めの数値となる結果であった。図 8 に示した断面における画素値の比較は図 8 上段に示すとおりである。

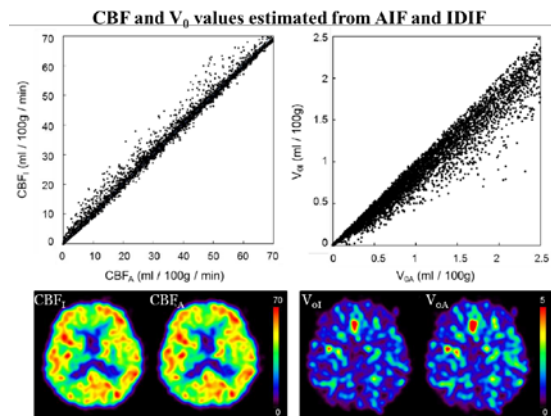


図 8. AIF および IDIF による CBF、 $V_0$  画像 (下段) と両者の差異 (上段)

ただし、患者 33 名の平均値では、CBF、 $V_0$  ともに AIF、IDIF の両者に有意な差は認められなかった (Table 1)。

Table 1. Comparison of regional CBF and  $V_0$  values between AIF and IDIF.

	Ipsilateral		Contralateral	
	CBF	$V_0$	CBF	$V_0$
AIF	$49.2 \pm 6.6^a$	$0.97 \pm 0.43^b$	$54.2 \pm 5.5$	$1.11 \pm 0.56$
IDIF	$50.7 \pm 9.0^a$	$0.99 \pm 0.35^a$	$55.7 \pm 8.2$	$1.10 \pm 0.45$
Correlation coefficients	$0.91 \pm 0.09$	$0.96 \pm 0.02$	$0.89 \pm 0.13$	$0.96 \pm 0.02$

Note: mean values were obtained from ROIs on MCA territory of CBF (ml/100g/min) and  $V_0$  (ml/100g) images. Correlation coefficients between AIF and IDIF were calculated from individual regional ROI values on MCA territory and averaged for all patients.  
<sup>a</sup> $P < 0.01$ , <sup>b</sup> $P < 0.05$  comparing between the ipsi- and contra-lateral hemispheres.

## 【考察と結論】

以上より、IDIF 法でも AIF を十分推定可能であり、 $H_2^{15}O$ -PET 検査を動脈採血なしで非侵襲的に行っても、定量値に影響がないことを示すことができた。これらの方法は、本学で新たに導入した PET/MRI 装置での  $H_2^{15}O$ -PET にも応用可能で、臨床での水画像研究がさらに発展すると期待される。

## 5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

〔雑誌論文〕(計 5件)(5.以外は査読有り)

1. Islam MM, Tsujikawa T, Mori T, Kiyono Y, Okazawa H. Estimation of arterial input by a noninvasive image derived method in brain  $H_2^{15}O$  PET study: Confirmation of arterial location using MR angiography. *Phys Med Biol* 2017;62:4514-4524. (Open Access) doi: 10.1088/1361-6560/aa6a95.
2. Islam MM, Tsujikawa T, Mori T, Kiyono Y, Okazawa H. Pixel-by-pixel precise delay correction for measurement of cerebral hemodynamic parameters in  $H_2^{15}O$  PET study. *Ann Nucl Med* 2017; 31: 283-294. (Open Access) doi: 10.1007/s12149-017-1156-5.
3. Isozaki M, Arai Y, Higashino Y, Okazawa H, Kikuta KI. Cerebral hyperperfusion syndrome resulting in subarachnoid hemorrhage after carotid artery stenting. *Ann Nucl Med*. 2016; 30: 669-674. doi: 10.1007/s12149-016-1108-5
4. Tsujikawa T, Kimura H, Matsuda T, Fujiwara Y, Isozaki M, Kikuta K, Okazawa H. Arterial transit time mapping obtained by pulsed continuous 3D ASL imaging with multiple post-label delay acquisitions: Comparative study with PET-CBF in patients with chronic occlusive cerebrovascular disease. *PLoS ONE* 2016 Jun 8;11(6):e0156005. (Open Access) doi: 10.1371/journal.pone.0156005.
5. 岡沢秀彦 PETによる脳および腫瘍の分子イメージング PET ジャーナル 2015; 32: 20-23.

〔学会発表〕(計 13件)

1. Okazawa H, Tsujikawa T, Higashino Y, Arishima H, Mori T, Kiyono Y, Kikuta K. Measurement of cerebral blood flow with  $H_2^{15}O$  PET/MRI. *Brain/Brain PET 2017*; 2017, 4.1-4, Berlin (Germany).
2. 岡沢秀彦、ムイヌル M. イスラム、辻川哲也、清野 泰 マクロ～ミクロ画像による脳内水動態の解析 第3回「水シグナリングの分子動態から病態へ」研究会 2017.3.4, ASSOSSA (福井県・福井市)
3. 岡沢秀彦 「PET/MRの臨床応用」(教育講演) 第56回日本核医学会学術総会 2016.11.4, 名古屋国際会議場 (愛知県・名古屋市)
4. Islam MM, Tsujikawa T, Mori T, Kiyono Y, Okazawa H. Estimation of noninvasive arterial input in brain O-15 water PET study. 第56回日本核医学会学術総会 2016.11.4, 名古屋国際会議場 (愛知県・名古屋市)
5. 岡沢秀彦 「脳神経核医学の基礎：脳血流SPECT以外」(教育講演)「核医学1」第52回日本医学放射線学会秋季臨床大会, 2016.9.16, 京王プラザホテル (東京都・新宿区)
6. 岡沢秀彦 「一体型PET/MRの臨床経験」(シンポジウム)「PET/MRIハイブリッドイメージングの技術と臨床的有用性」PETサマーセミナー2016 in 熊本, 2016.8.27, ANAクラウンプラザホテル熊本ニュースカイ (熊本県・熊本市)

7. 岡沢秀彦 「PET/MR (GE Signa)の初期経験」(特別講演) 第28回九州大学放射線科研究会, 2016.7.4, 九州大学 (福岡県・福岡市)

8. Islam MM, Tsujikawa T, Mori T, Kiyono Y, Okazawa H. Clinical benefits of precise delay correction for CBF measurement in O-15 water PET study. *The 63th Annual Meeting of the Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 2016, 6.11-15, San Diego (USA).

9. 岡沢秀彦 脳画像領域における Signa PET/MR の有用性と問題点 日本脳神経核医学研究会 脳PETワークショップ 2016.4.17, パシフィコ横浜 (神奈川県・横浜市)

10. 岡沢秀彦 福井大学「子どものこころの先端研究」公開シンポジウム「画像による脳発達研究と教育支援へのPET/MRの応用」2016.3.6, 福井大学 (福井県・福井市)

11. 岡沢秀彦 「PET/MRの可能性」第10回 画像診断セミナー, 2016.2.1, 放射線医学総合研究所 (千葉県・稲毛市)

12. 岡沢秀彦、辻川哲也、及川広志、森 哲也、牧野顕、清野泰 PET/MR装置による臨床画像の初期経験 日本核医学会第82回中部地方会, 2016.1.30, 名古屋市立大学 (愛知県・名古屋市)

13. Islam MM, Okazawa H. Pixel wise delay correction for precise PET measurement. 第28回日本脳循環代謝学会総会 2015.10.30, 富山国際会議場 (富山県・富山市)

〔図書〕(計 0件)

〔産業財産権〕

○出願状況 (計 0件)

○取得状況 (計 0件)

〔その他〕

ホームページ : [http://www.med.u-fukui.ac.jp/birc/study/idx\\_study.html](http://www.med.u-fukui.ac.jp/birc/study/idx_study.html)

## 6. 研究組織

(1) 研究代表者

**岡沢 秀彦 (OKAZAWA HIDEHIKO)**

福井大学・高エネルギー医学研究センター・教授  
研究者番号 : 50360813

(2) 研究分担者

**森 哲也 (MORI TETSUYA)**

福井大学・高エネルギー医学研究センター・助教  
研究者番号 : 40397287

(3) 連携研究者

**法木 左近 (NORIKI SAKONN)**

福井大学・学術研究院医学系部門・准教授  
研究者番号 : 40397287

**木村 浩彦 (KIMURA HIROHIKO)**

福井大学・学術研究院医学系部門・教授  
研究者番号 : 10242569

(4) 研究協力者

**林 拓也 (HAYASHI TAKUYA)**

理化学研究所