

## 《原 著》

 $^{81m}\text{Kr}$  による脳血流量分布像作成

飯尾 篤\* 河村 正\* 中田 茂\* 山本 皓二\*  
 棚田 修二\* 石根 正博\* 浜本 研\* 本崎 孝彦\*\*  
 郷間 徹\*\* 榊 三郎\*\*

**要旨**  $^{81m}\text{Kr}$ -ジェネレータから得た $^{81m}\text{Kr}$ ブドウ糖液の内頸動脈持続注入による脳の平衡化イメージを各種脳疾患患者22例を対象に作成して、 $^{133}\text{Xe}$ による脳局所血流量測定の結果と比較検討して次の結論を得た。

1)  $^{81m}\text{Kr}$ は半減期が13秒で脳からのwashout半減時間に比して短かく、その平衡化イメージ、すなわちperfusion imageは $^{133}\text{Xe}$ によるfunctional imageとほぼ等しい分布を示して、本法により脳局所血流量分布像が得られる。2)  $^{81m}\text{Kr}$ は190 KeVの単一ガンマ線を放射し、ファントム実験の結果、 $^{133}\text{Xe}$ に比して組織内での散乱が少なく、大量投与が可能な点と相まって分解能のすぐれた鮮鋭なイメージ作成が可能である。3) 半減期が短かく、親核種より溶出して得られるので、くり返して多方向からのイメージ作成が可能である。4) 今後、各種の負荷テスト実施前後の脳局所血流量の変動を測定して、その有用性の検討が必要である。

## I. はじめに

ヒトの定量的脳循環の測定はKetyおよびSchmidt<sup>1)</sup>が1945年に $\text{N}_2\text{O}$ 法を導入して、はじめて可能となり、1955年にはLassenおよびMunck<sup>2)</sup>により放射性希有ガスである $^{85}\text{Kr}$ が $\text{N}_2\text{O}$ の代わりに用いられ、1961年にはLassenおよびIngvar<sup>3)</sup>により $^{85}\text{Kr}$ クリアランス法による局所脳循環測定法が開発された。その後、1965年にIngvarら<sup>4)</sup>によって内頸動脈より投与された $^{133}\text{Xe}$ による局所脳血流量分布の測定が行なわれ、さらに、ガンマカメラおよびそれに付属した計算機システムを用いて種々の脳循環の病態生理学的検索が行なわれるに至っている。

$^{81}\text{Rb}$ - $^{81m}\text{Kr}$ ジェネレーターシステムの臨床的利用は、1970年Yanoら<sup>5)</sup>により肺機能検査に用

いられて以来、短寿命核種として期待され、わが国においても日本メジフィジックス社によりサイクロトロン産生の $^{81}\text{Rb}$ を用いて $^{81m}\text{Kr}$ ジェネレータが製造され<sup>6)</sup>、臨床的応用への道が開かれた。これまでの利用は、主として肺の換気、血流分布のイメージングにあつたが、Fazioら<sup>7)</sup>は本核種を用いて局所脳血流量分布の測定の可能なことを報告して、脳循環動態検索への利用が期待されるに至った。

われわれは、今回、 $^{81}\text{Rb}$ - $^{81m}\text{Kr}$ ジェネレーターシステムより得た $^{81m}\text{Kr}$ を用いて内頸動脈よりの持続注入法により脳血流量分布像を得て、同時に実施した $^{133}\text{Xe}$ による脳血流量分布測定の結果と比較して、有用性を検討したので、その結果を報告する。

## II. 対象および方法

1978年1月から12月に愛媛大学放射線部で $^{133}\text{Xe}$ および $^{81m}\text{Kr}$ による脳局所血流量測定およびperfusion imageを作成した22症例を対象とした。対象患者の年齢、性別、臨床診断、脳血管造影検査所見、 $^{133}\text{Xe}$  functional image および  $^{81m}\text{Kr}$

\* 愛媛大学医学部放射線医学教室

\*\* 愛媛大学医学部脳神経外科教室

受付：54年1月9日

最終稿受付：54年11月1日

別刷請求先：愛媛県温泉郡重信町 (☎ 791-02)

愛媛大学医学部放射線医学教室

飯 尾 篤

perfusion image の概略を Table 1 に示す.

22例について経皮的に内頸動脈選択穿刺を行ない, 内頸動脈造影検査を行なった後, 直ちに引き続いて  $^{133}\text{Xe}$  3~5mCi を 5 ml 生理食塩水に溶かしたものをテフロンカテーテル針より 2~3秒で

注入した. 患側側頭部に照準したシンチカメラ (Searle 社製 LFOV シンチカメラ) およびこれに接続された小型計算機 (シンチパック 230) により注射直後より 2分後までは 3秒間ごと, 2分から5分後までは15秒ごと, 5分から10分後までは1分

Table 1 Patient series and results examined by CAG,  $^{133}\text{Xe}$  and  $^{81\text{m}}\text{Kr}$  studies

Case No.	Sex/ Age	Clinical Diagnosis	CAG	Finding of Image in the Lesion	
				$^{133}\text{Xe}$ Functional Image	$^{81\text{m}}\text{Kr}$ Perfusion Image
1	F/54	Meningioma	Tumor Stain (Ext. Car.)*	Blood Flow Defect	Perfusion Defect
2	F/42	Cerebral Aneurysm	No Abn** except Aneurysm	Normal	Normal
3	M/52	Cerebral Aneurysm	No Abn. except Aneurysm	Defect	Defect
4	M/27	Craniopharyngioma	No Abn.	Blood Flow Decreased	Perfusion Decrease
5	F/74	Cerebral Infarction	Occlus of ACM***	Blood Flow Decrease	Perfusion Defect
6	F/13	Cerebral Infarction	Occlus of ACM	Blood Flow Decrease	Perfusion Decrease
7	M/42	Trauma	No Abn.	Normal	Normal
8	F/55	Cerebral Aneurysm	ACM Aneurysm with Convuls.	Blood Flow Defect	Perfusion Defect
9	F/49	Ic-Aneurysm	Ic-Pc**** Aneurysm with Convuls.	Blood Flow Defect	Perfusion Defect
10	M/53	Pituitary Tumor	Elev. of ACA*****	Normal	Normal
11	F/70	Cerebral Aneurysm	No Abn. except Aneurysm	Normal	Normal
12	F/57	Cerebral Aneurysm	No Abn. except Aneurysm	Normal	Normal
13	M/53	Cerebral Infarction	rt-ACP***** Occlus.	Blood Flow Decrease	Perfusion Decrease
14	M/56	Arteriovenous Malformation	AVM of rt ACP	Shunt Peak	Normal
15	M/55	Cerebral Infarction	No Abn.	Blood Flow Decrease	Perfusion Decrease
16	F/58	Cerebral Aneurysm	No Abn. except Aneurysm	Normal	Normal
17	F/44	Cerebral Aneurysm	ACA Aneurysm with Convuls.	Blood Flow Decrease	Perfusion Decrease
18	M/41	Cerebral Aneurysm	No Abn. except Aneurysm	Normal	Normal
19	M/14	Arteriovenous Malformation	After Ope. of AVM of lt-ACM	Blood Flow Decrease	Perfusion Decrease
20	F/13	Cerebral Infarction	lt-M1 Stenosis	Blood Flow Defect	Perfusion Defect
21	M/51	Cerebral Infarction	rt-ACM Occlus.	Blood Flow Decrease	Perfusion Decrease
22	F/42	Moya-Moya Disease	Both IC Occlusion with Moya-Moya Vessels	Diffuse Blood Flow Decrease	Diffuse Perfusion Decrease

\* Ext. Car.: External Carotid \*\* Abn.: Abnormality \*\*\*ACM: Art. Cerebr. Med. \*\*\*\*Ic-PC: Internal Carotid, Post. Communicating Artery \*\*\*\*\*ACA: Art. Cerebr. Ant. \*\*\*\*\*ACP: Art. Cerebr. Post.



間ごとに $64 \times 64$ のマトリックスでそれぞれの計数値を磁気ディスクに収録した。脳局所血流量は Paulson ら<sup>8)</sup> の initial slope 法によって求めた。すなわち、最初の2分間の単相指数的に減少する部の勾配  $d$ 、灰白質の組織/血流分配係数  $\lambda_g$  (0.87) および自然対数と常用対数への変換定数 2.3 を用いて  $\text{initial slope index} = 2.3 \cdot \lambda_g \cdot d = 2.0 d$  (ml/100g/分) を求めて、これを  $64 \times 64$  のマトリックスで表示して functional image を作成した。 $^{133}\text{Xe}$  による検査終了後、患者の頭を同じ位置に保たせたまま、 $^{81m}\text{Kr}$  ジェネレータから  $^{81m}\text{Kr}$  を一定濃度で連続的に溶出させるために、5% ブドウ糖液をインフュージョンポンプで1分間に 15 ml の一定速度で流して、 $^{81m}\text{Kr}$  を投与して 20 万カウント収集してポラロイドフィルムに  $^{81m}\text{Kr}$  の分布像を得て perfusion image とした。

内頸動脈より不活性ガス溶液を一定流量で連続注入すると、脳実値内でガスは平衡状態となり、平衡時の放射能の計数率は理論的に次式に比例する。

$$\frac{\dot{Q}}{\frac{\dot{Q}}{Q \cdot \lambda} + \frac{\ln 2}{T_{1/2}}} \dots\dots\dots (1)$$

ここで、

$\dot{Q}$  : 血流 (perfusion)

$\dot{Q}/Q$  : 単位容積当たりの血流

$\lambda$  : 血流・組織間の不活性ガスの分配係数

$T_{1/2}$  : 放射性核種の半減期

である。

Fazio ら<sup>7)</sup> が示したごとく、 $^{81m}\text{Kr}$  のようにその物理的半減期 (13 秒) が脳組織からの washout 速度に比して十分小さい場合は、計数率は washout よりも perfusion (血流) に依存することとなり、その平衡時のイメージは脳局所への  $^{81m}\text{Kr}$  の到達、すなわち局所脳血流量を表現することになる。この  $^{81m}\text{Kr}$  平衡時のイメージ、すなわち、perfusion image を  $^{133}\text{Xe}$  による functional image と比較検討した。 $^{133}\text{Xe}$  は第1ラジオアイソトープ社のものを用い、 $^{81m}\text{Kr}$  は日本メジフィジックス社製の  $^{81m}\text{Kr}$  ジェネレータより得たものを用いた。すな

わち、サイクロトロンによって 26 MeV に加速された陽子を用い、 $^{82}\text{Kr} (P, 2n)^{81}\text{Rb}$  なる核反応により得られる  $^{81}\text{Rb}$  を用いて作られた  $^{81m}\text{Kr}$  ジェネレータである。

基礎的検討として、0.8 cm 間隔のラインファントム内に  $^{133}\text{Xe}$  および  $^{81m}\text{Kr}$  を入れて、その前面に三角形の鉛を置いて、水槽内で水面下 1 cm と 4 cm における像をシンチカメラで撮影し、両核種のエネルギー (それぞれ 80 KeV, 190 KeV) の差が分解能に及ぼす影響を検討した。また、鉛で遮蔽した部分の計数と、非遮蔽部の計数の比をとってコントラストを求めて  $^{133}\text{Xe}$  と  $^{81m}\text{Kr}$  の差異を検討した。

### III. 結 果

Fig. 1 は、 $^{133}\text{Xe}$  および  $^{81m}\text{Kr}$  を満した 0.8 cm 間隔のラインファントムの前面に三角形の鉛を置

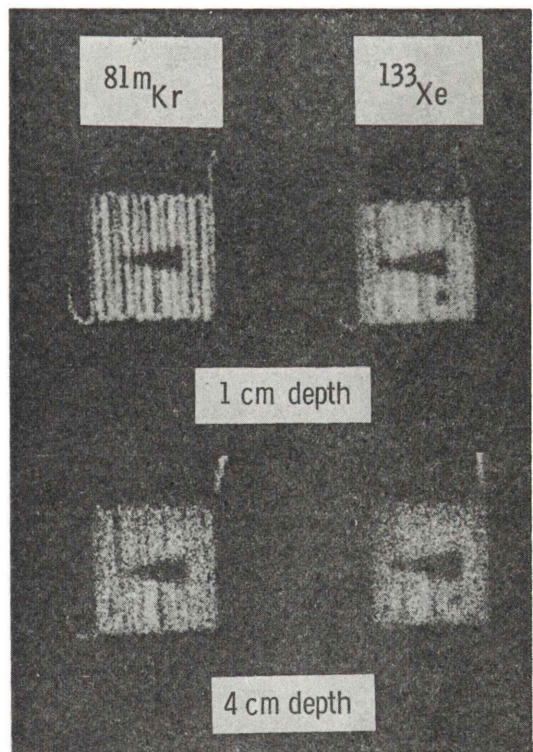


Fig. 1 Images of line phantom filled with  $^{133}\text{Xe}$  and  $^{81m}\text{Kr}$  at 1 and 4 cm deep in the water bath.

いて、水中1 cmと4 cmに沈めてシンチカメラで撮影したポラロイド像を示す。写真上、1 cmの深さでの $^{133}\text{Xe}$ 像と4 cmの深さでの $^{81\text{m}}\text{Kr}$ 像がほぼ同じ分解能を示した。 $^{81\text{m}}\text{Kr}$ のエネルギーが190 KeVと高く、コンプトン散乱の影響を受け難いために、80 KeVのエネルギーを放出する $^{133}\text{Xe}$ に比して鮮鋭度がよくなるものと考えられた。

Fig. 2はFig. 1で示したと同じファントムを用いて鉛で遮蔽した部分の計数Aと非遮蔽部の計数Bとの比をとり、コントラストを求め、水深1 cmでのコントラストを1とした場合の深さによるコントラストの変化を示す。 $^{133}\text{Xe}$ および $^{81\text{m}}\text{Kr}$ はともに深くなるに従ってコントラストが低下するが、 $^{133}\text{Xe}$ の方が低下の割合が大きくなることが認められた。

今回検討した22例の病巣部における $^{133}\text{Xe}$  functional imageと $^{81\text{m}}\text{Kr}$ によるperfusion imageの成績をTable 1に示す。内頸動脈造影で示された

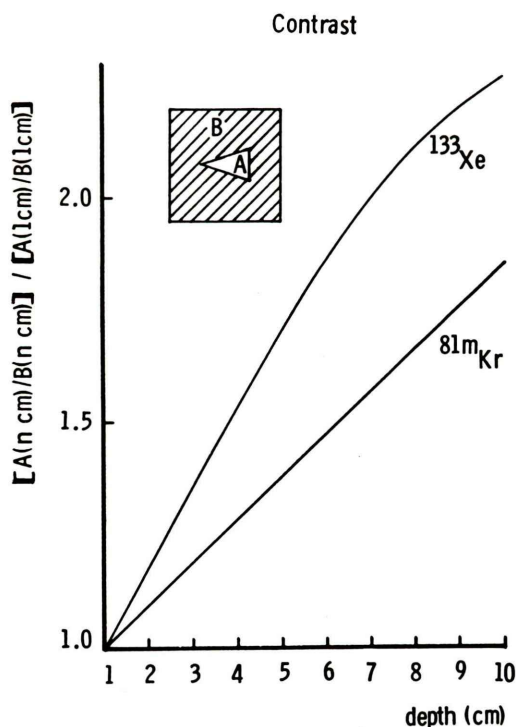


Fig. 2 Changes in contrast of  $^{81\text{m}}\text{Kr}$  and  $^{133}\text{Xe}$  as a function of depth.

動脈瘤はこれらのRI像では描出されないが、腫瘍病巣、梗塞病巣あるいは血管攣縮を伴った動脈瘤病巣ではその局所血流の異常が、 $^{133}\text{Xe}$ および $^{81\text{m}}\text{Kr}$ によって描出され、脳血流分布異常の範囲および程度を知る上に有用であることが示された。動静脈奇形の1例では $^{133}\text{Xe}$ で病巣部でシャントピークが認められたが、 $^{81\text{m}}\text{Kr}$ では異常を指摘し得なかった。また、脳下垂体腫瘍例では、RIによってはいずれも異常巣は描出し得なかった。動静脈奇形の1例を除いて、脳局所血流分布については $^{81\text{m}}\text{Kr}$  perfusion imageはおおむね $^{133}\text{Xe}$ によるfunctional imageと等しい分布像を示し、異常部は血流低下部あるいは欠損部としてその程度、範囲を明瞭に描出し、計算処理などの煩雑な操作を必要とせず、有用な脳局所血流分布表示法と考えられた。 $^{81\text{m}}\text{Kr}$ ジェネレータから得た $^{81\text{m}}\text{Kr}$ 内頸動脈持続注入による副作用は認められなかった。

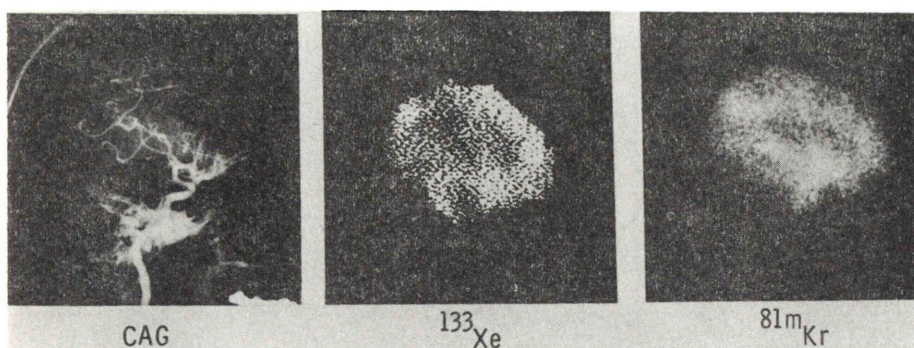
Fig. 3は動脈瘤の疑いで内頸動脈造影を行なって前大脳動脈に小動脈瘤を認め、血管攣縮はみられなかった症例の $^{133}\text{Xe}$  functional imageおよび $^{81\text{m}}\text{Kr}$  perfusion imageを示す。 $^{133}\text{Xe}$ で大脳辺縁部および基底核付近で血流が多いことが示されるが、 $^{81\text{m}}\text{Kr}$ によっても全く同様の所見がみとめられる。

Fig. 4は、髄膜腫の症例で内頸動脈造影では病巣は明瞭でない。腫瘍がほとんど外頸動脈によって栄養されるため、 $^{133}\text{Xe}$  functional imageでは頭頂部に血流欠損部として描出され、 $^{81\text{m}}\text{Kr}$ によっても脳内分布は $^{133}\text{Xe}$ とほぼ等しく、病巣の大きさも同程度に明瞭に描出された。

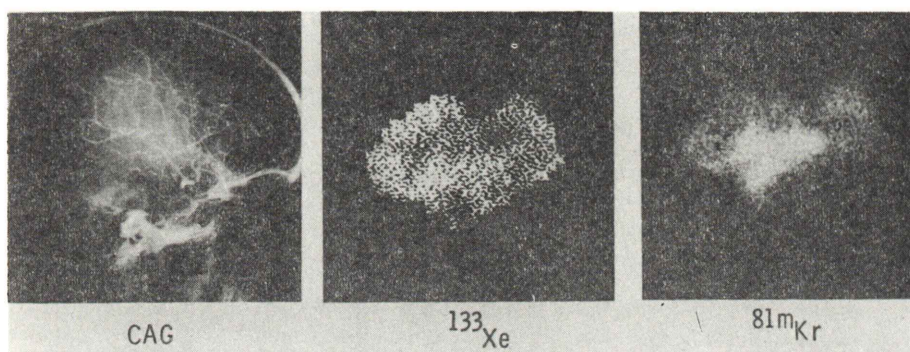
Fig. 5は、トルコ鞍上部から前頭葉に及ぶ頭蓋咽頭腫の症例の内頸動脈造影像、CT像、および $^{81\text{m}}\text{Kr}$  perfusion imageを示す。動脈造影では明瞭でないが、CT像で病巣の存在および範囲が明瞭に描出され、この部における血流の減少が $^{81\text{m}}\text{Kr}$  perfusion imageによって認められた。

Fig. 6は、前交通動脈瘤破裂の症例の成績を示す。出血部は $^{133}\text{Xe}$  functional imageによっても、 $^{81\text{m}}\text{Kr}$  perfusion imageによっても血流異常の程度および範囲が明瞭に描出されている。しかしな

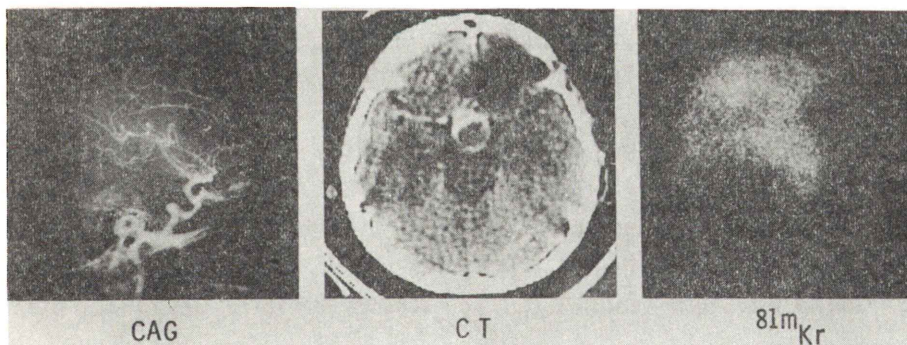




**Fig. 3** Cerebral angiogram,  $^{133}\text{Xe}$  functional image and  $^{81\text{m}}\text{Kr}$  perfusion image in normal subject. (No abnormal finding in clinical examination except small aneurysm in the anterior cerebral artery is found.)



**Fig. 4** Cerebral angiogram,  $^{133}\text{Xe}$  functional image and  $^{81\text{m}}\text{Kr}$  perfusion image in patient with meningioma. Lesion fed external carotid artery is shown as an area of perfusion defect.

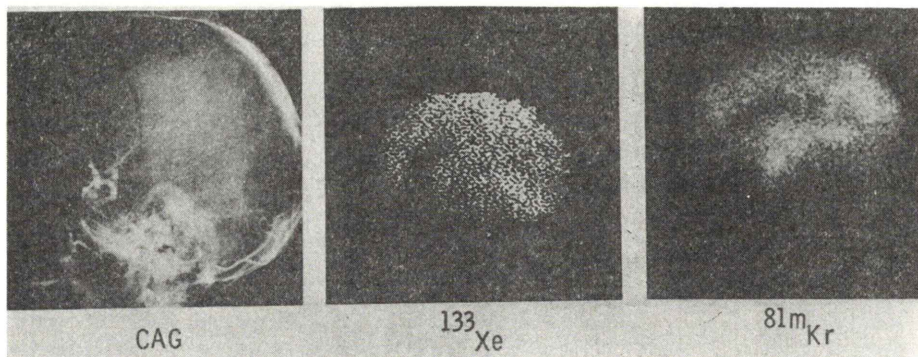


**Fig. 5** Cerebral angiogram, CT image and  $^{81\text{m}}\text{Kr}$  perfusion image in patient with cranio-pharyngioma.

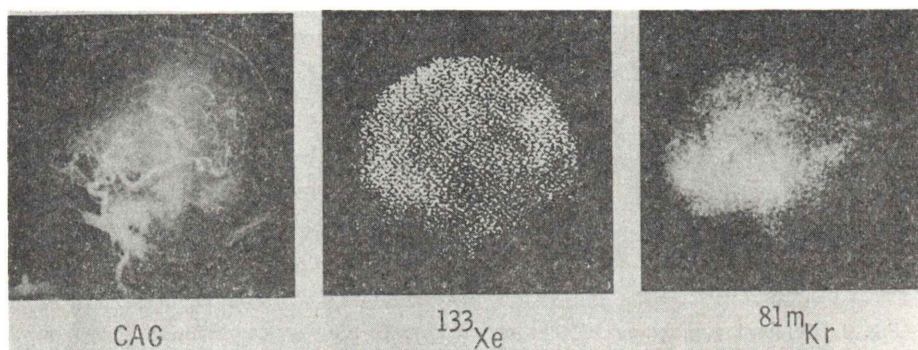
がら、正常部と考えられる後頭部において  $^{81\text{m}}\text{Kr}$  は  $^{133}\text{Xe}$  とやや異なる分布像を示した。

**Fig. 7** は、動脈造影で両内頸動脈閉塞とモヤモヤ血管が認められたモヤモヤ病の症例の成績を示

す。動脈造影で左内頸動脈、後交通動脈、後大脳動脈を介して左中大脳動脈領域への back flow がみられ、左中大脳動脈前部は左前大脳動脈よりの back flow がみられた。 $^{133}\text{Xe}$  functional image で



**Fig. 6** Cerebral angiogram,  $^{133}\text{Xe}$  functional image and  $^{81\text{m}}\text{Kr}$  perfusion image in patient with rupture of aneurysm in anterior communicating artery. Perfusion defect is demonstrated in bleeding area.



**Fig. 7** Cerebral angiogram,  $^{133}\text{Xe}$  functional image and  $^{81\text{m}}\text{Kr}$  perfusion image in patient with moya-moya disease. Angiogram demonstrates moya-moya vessels and complete occlusion of both internal carotid artery.  $^{133}\text{Xe}$  image shows the diffuse decrease in cerebral blood flow.  $^{81\text{m}}\text{Kr}$  image demonstrates the diffuse decrease in cortical perfusion.

は各局所の血流量の絶対値は全体的に低値を示したが、分布パターンは皮質に血流の多い正常像を示した。 $^{81\text{m}}\text{Kr}$ では、皮質部に perfusion が多い像はみられず、全体として、殊に、後半分において皮質血流が減少している像が得られた。

#### IV. 考案および結論

局所脳血流の測定は、これまで  $^{133}\text{Xe}$  または  $^{85}\text{Kr}$  を用いてその高い組織拡散性と低い水溶性により、内頸動脈注入後の脳部における washout 曲線の解析により定量的に行なわれてきた<sup>2-4,9)</sup>。現在では一般にガンマカメラまたは多数の NaI シン

チレーションカウンタを組み合わせた検出器を用いて、多くのデータを小型計算機によって解析して、定量的脳局所血流分布像の作成が行なわれており<sup>10-12)</sup>、本法は正常および各種脳疾患、ことに脳血管障害における脳循環異常を理解する上に有用である。

Mallett および Veall の提唱した  $^{133}\text{Xe}$  吸入法による脳局所循環測定法<sup>9)</sup>は、非観血的に実施し得て、良好な再現性を有するが、再循環の補正が必要なこと、および脳以外の頭部からの放射能をも計測することによる誤差が問題で、データ解析が煩雑である難点を有する。非拡散性 RI を用いて



Stewart Hamilton の希釈原理に基づいて総脳循環血流量を測定する方法は<sup>13)</sup>、循環時間の測定には有用であるが、脳の血液量の実測が困難であり、さらに循環時間の測定値も中心循環系の血流量で左右され、ときに希釈曲線上で変曲点が不明瞭になり、測定が不正確になるなどの欠点を有する。

今回、われわれは新しい放射性核種として最近注目されて臨床的応用が試みられている $^{81m}\text{Kr}$ を用いて、脳局所 perfusion 分布像の作成を試みた。 $^{81m}\text{Kr}$  による perfusion image は、厳密には局所の血流量を定量的に示したものではないが、脳局所血流の相対的分布を視覚的にとらえて、病巣部の血流状態、各種負荷試験による分布像の変動を知り得る。

$^{81m}\text{Kr}$  は半減期が13秒ときわめて短かく、半減期4.7時間の親核種 $^{81}\text{Rb}$ から5%ブドウ糖で溶出することにより得られ、環境汚染に対する考慮が不要で、低被曝線量でくり返し負荷の前後など種々の状態で多方向からの検査が実施できる利点を有する。Goris ら<sup>14)</sup>によって算定された内部被曝線量は、1 m Ci 1分間で骨髄 0.02 m rad、卵巣 0.0014 m rad、睾丸 0.00009 m rad、肺 2.5 m rad ときわめてわずかである。脳 perfusion 分布をみる方法として内頸動脈よりの $^{99m}\text{Tc-MAA}$  注入法があるが、 $^{81m}\text{Kr}$  法は特に上述の負荷前後での perfusion 分布の変動の観察が可能であるという利点を有する。

$^{81m}\text{Kr}$  は 190 KeV の単一ガンマ線のみを放射し、現在広く用いられているガンマカメラなどの測定器に適当なエネルギーであり、ファントムによる検討で示されたごとく、80 KeV のガンマ線を放射する $^{133}\text{Xe}$  と比して組織内での散乱が少なく、大量投与が可能な点と相まって分解能のすぐれた鮮鋭なイメージ作成が可能である。

Fig. 7 で示したモヤモヤ病症例においては、血流量絶対値は脳全体で低値を示しながらも、相対的な分布像では $^{133}\text{Xe}$  が皮質部で高値分布を示すのに対して、 $^{81m}\text{Kr}$  では皮質部での高濃度分布像が得られず、 $^{81m}\text{Kr}$  のエネルギーが $^{133}\text{Xe}$  に比して高く、より深部の血流分布を反映することに

よる差とも考えられる。しかしながら、 $^{81m}\text{Kr}$  が深部組織血流異常をとらえ得るかどうかについては、phantom 実験による確認が必要であり、この分布の差の解釈は推定の域を出ない。

$^{81m}\text{Kr}$  による局所脳血流量の測定は(1)式において、 $^{81m}\text{Kr}$  の半減期がきわめて短いために、持続内頸動脈注入をした場合に、分母は $^{81m}\text{Kr}$  崩壊定数  $\ln 2/T_{1/2}$  が支配することになり、脳局所計数、すなわち平衡化イメージは washout ( $\dot{Q}/Q \cdot \lambda$ ) より一層 perfusion ( $\dot{Q}$ ) を表現したものであるとの根拠による。この際、 $^{81m}\text{Kr}$  の半減期13秒は、 $^{81m}\text{Kr}$  の washout 時間に比して十分短いとは言えず、厳密には上述の条件を完全に満たすものではない。しかしながら、今回検討した22例では、 $^{133}\text{Xe}$  を用いての washout 曲線解析による functional image の所見と、 $^{81m}\text{Kr}$  平衡化イメージによる perfusion image の所見はおおむね一致し、日常検査として脳局所血流測定に用い得るものと考えられる。

しかしながら、病巣部の血流量、perfusion 分布においてはおおむね両者の成績は一致したが、その他の異常がない部分に関しては症例によって分布像に多少の差異が認められた。これには、両核種のエネルギーの差、解析法も含めた検査方法による差が関与すると推定されるが、Phantom 実験とともに症例を今後重ねての検討が必要と考えられる。

本法の欠点は、親核種の $^{81}\text{Rb}$ の半減期が4.7時間と短かいために、対象患者に対していつでも実施できない点と、ジェネレータが高価な点である。患者をまとめて1度に数人の検査ができれば、この問題はある程度解決され得る。また $^{133}\text{Xe}$  による局所脳血流量測定に対して本法は計算処理が不要であるので、計算機のない施設においても実施でき、くり返して負荷検査が実施できて、病巣の相対的血流分布および薬剤等に対する反応性を視覚的に把握できて、本法の限界、臨床的有用性が確定されれば、広い応用が可能と考えられる。さらに、本法は頸動脈穿刺という患者にとって苦痛となる検査法であるが、非観血的方法では正確な

脳局所血流測定が行なわれ得ない現状では致し方ないものと考えられる。

今回は実施していないが、 $^{81m}\text{Kr}$  perfusion image 作成が最も有効であると考えられる各種の負荷テスト実施前後の脳局所血流量の変化の測定を今後実施して、本法の有用性を検討することが今後の課題であると考えられる。

## 文 献

- 1) Kety SS, Schmidt CH: Determination of cerebral blood flow in man by the use of nitrous oxide in low concentrations. *Amer J Physiol* **143**: 53-66, 1945
- 2) Lassen NA, Munck O: The cerebral blood flow in man determined by the use of radioactive Krypton. *Acta Physiol Scand* **33**: 30-35, 1955
- 3) Lassen NA, Ingvar DH: The blood flow of the cerebral cortex determined by radioactive Krypton-85. *Experientia* **17**: 42-43, 1961
- 4) Ingvar DH, Cronqvists, Ekberg R: Normal values of regional cerebral blood flow in man, including flow and weight estimates of gray and white matter. *Acta Neurol Scand* **14** (Suppl): 72-78, 1965
- 5) Yano Y, McRae J, Anger HO: Lung function studies using short lived  $^{81m}\text{Kr}$  and the scintillation camera. *J Nucl Med* **11**: 674-679, 1970
- 6) 加藤 真, 葉杖正昭: 医用  $^{81m}\text{Kr}$  ジェネレーターの試作と評価. *Radioisotopes* **26**: 27-29, 1977
- 7) Fazio F, Nardini M, Fieschi C, et al: Assessment of regional cerebral blood flow by continuous carotid infusion of Krypton-81m. *J Nucl Med* **18**: 962-966, 1977
- 8) Paulson OB, Cronqvist S, Risberg J, et al: Regional cerebral blood flow; a comparison of 8-detector and 16-detector instrumentation. *J Nucl Med* **10**: 164-173, 1969
- 9) Mallett BL, Veall N: The measurement of regional cerebral clearance rates in man using Xenon-133 inhalation and extracranial recording. *Clin Sci* **29**: 179-191, 1965
- 10) Sveinsdottir E, Larson B, Rommer P, et al: A multidetector scintillation camera with 254 channels. *J Nucl Med* **18**: 168-174, 1977
- 11) Toyama H, Iio M, Iisaka J, et al: Color functional images of the cerebral blood flow. *J Nucl Med* **17**: 953-958, 1976
- 12) Torizuka K, Hamamoto K, Morita R, et al: Regional cerebral blood flow measurement with Xenon-133 and the scinticamera. *Amer J Roentgenol* **122**: 691-700, 1971
- 13) Oldendorf WH: Measurement of mean transit time of cerebral circulation by external detection of an intravenously injected radioisotope. *J Nucl Med* **3**: 382-390, 1962
- 14) Goris ML, Daspit SG, Watter JP et al: Application of ventilation lung imaging with  $^{81m}\text{Krypton}$ . *Radiology* **122**: 399-407, 1977

## Summary

### Regional Cerebral Perfusion Imaging with $^{81m}\text{Kr}$

Atsushi Iio\*, Masashi KAWAMURA\*, Shigeru NAKATA\*, Kouji YAMAMOTO\*,  
Shuji TANADA\*, Masahiro ISHINE\*, Ken HAMAMOTO\*,  
Takahiko MOTOZAKI\*\*, Toru GOUMA\*\* and Saburo SAKAKI\*\*

\*Department of Radiology, Ehime University School of Medicine

\*\*Department of Neurosurgery, Ehime University School of Medicine

Clinical measurements of regional cerebral blood flow were performed by freely-diffusible  $^{81m}\text{Kr}$  with 13 second half-life. Continuous elution of the  $^{81m}\text{Kr}$ -generator allowed constant infusion of  $^{81m}\text{Kr}$  into the internal carotid artery at 15 ml/min. through a catheter. The distribution of  $^{81m}\text{Kr}$  in the brain indicates regional cerebral blood flow because of its extreme short half-life. The perfusion images were compared with conventional functional images with  $^{133}\text{Xe}$  in 22 cases

with various cerebral disorders.  $^{81m}\text{Kr}$  perfusion images were comparable to the functional images with  $^{133}\text{Xe}$  and correlated with angiogram lesions. Our results indicate that the  $^{81m}\text{Kr}$  perfusion images provide a simple and detailed assessment of the disorders of the cerebral blood flow because of its short half-life and better resolution compared with  $^{133}\text{Xe}$ .

**Key words:**  $^{81m}\text{Kr}$ ,  $^{133}\text{Xe}$ , Cerebral perfusion