The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	133Xe クリアランス法による局所脳循環測定に於ける検出器の局所実示性について
Author(s)	上村, 和夫; 山口, 昂一; 高橋, 弘
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1971, 31(3), p. 307-313
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/18532
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

https://ir.library.osaka-u.ac.jp/

The University of Osaka

^{133}Xe クリアランス法による局所脳循環測定に於ける検出器の局所実示性について

秋田県立脳血管研究所放射線科
上村和夫　山口昂一　高橋　弘

(昭和46年3月19日受付)

Regional Selectivity on Regional Cerebral Blood Flow Study with Xenon-133 Clearance Method.

Kazuo Uemura, Koichi Yamaguchi and Hiroshi Takahashi
Division of Radiology, Research Institute of Brain and Blood Vessels, Akita Japan

The regional selectivity of the detector for rCBF measurement was examined.

1. Materials and methods.

Six channel detector and water phantom with skull plate were used for examination of the regional selectivity measurement (Fig. 2). Six channel detector consisted of 6 scintillation counters with 1′ × 1′ NaI crystals collomated by 10.7 cm long and 3.0 cm I.D. lead collimators (Fig. 1).

All measurements were carried out with 81 KeV photopeak, 31 KeV photopeak and spectrum of 28 KeV over.

In order to measure the each counts of various source position, a small source of ^{133}Xe (10 mm × 2 mm) was moved in the water phantom under the detector.

Optical visual field of the collimator was called as 'Taget area', which was water block inside the optical visual field inside the truncated cone through the center of the surface of the crystla and through the opening of the collimator (Fig. 2).

The calculation method of count rate distribution in the volume source was shown on Fig. 3. This was similar to the integral dose calculation method in radiation therapy.

2. Results.

a) The isoresponse curves in water of each selected energy spectrum were shown in Fig. 4.

b) The depth response curves in water were showed on Fig. 5. Half value layers in water were 4.7 cm with 81 KeV ± 10%, 2.1 cm with 31 KeV ± 10% and 3.9 cm with both photopeaks.

c) The regional selectivity at each depth was indicated on Fig. 7. It was expressed by the ratio of counts from taget area to total counts. At superficial layer, the ratio was 78% with 81 KeV, with 31 KeV and 68% with both photopeaks. At 6 cm in depth, it was 68% with 81 KeV, 58% with 31 KeV and 55% with both photopeaks.

d) Fig. 7 showed the ratio of the counts from the taget area and outside the taget area at various depth to the total counts, where total counts was indicated as 100%.

At superficial layer, 16% of total counts came from the taget area and 4.5% was from outside the taget area (scattered radiation) with 81 KeV, and 15.4% was from the taget area and 7.1% was outside the taget

area with both photopeaks measurement. At 6 cm deep layer, with 81 KeV photopeak 5.4% was from the taget area and 2.6% was from outside the taget area, on the other hand with both photopeaks 4.1% came from the taget area and 3.1% was scattered radiation.

e) The regional selectivity of the detector at the hemisphere was shown on Fig. 8. It was indicated by the ratio of the counts from the taget volume and the all counts from the phantom. These were about 67.4% for 31 KeV, 72.6% for 81 KeV and 60.1% for both photopeaks.

1. 緒　言

^{133}Xe 等の放射性不活性ガス生理食塩水溶液を用いたクリアランス法による局所脳循環測定法は1961年 Lassen および Ingvar によつて発表されて以来[4]，各種脳疾患について広く用いられるようになり，最近では脳血管障害の局所脳循環等，数々の知見が報告されている[1)2)8)9)]．

本法は初期には ^{85}Kr を用い開頭下にGM管により行なつていたが，最近はほとんど ^{133}Xe を用い多数のシンチレーションカウンターによる体外計測が用いられ，測定がより容易となつている．

本法は局所レベルの脳循環の測定を目的としたものであるため，当然その測定値がコリメーター下の被検部の現象をどの程度反映しているかを知る事，すなわち測定値の局所表示性の問題が非常に大切となる．しかしこの問題に関する報告は非常に少く，細かい知見はほとんど得られていないようである．

私どもは放射治療での容積線量の測定法を基にしたコリメーター特性の新しい測定法を考案し，私どもが常用している6チャンネルの局所脳循環用デテクターでの測定値の局所表示性について若干の測定を行なつたのでその結果を報告する．

2. 測定方法

測定に用いた局所脳循環測定用デテクターは Fig. 1の図面に示すもので，東芝製の1′×1′のNaI(Tl) クリスタルを持つ直径45.5ミリのシンチレーションデテクター6コから成り，これには直径30ミリ長さ10.7ミリの鉛のコリメーターが装着されている．コリメーターの中心の間隔は50ミリである．この内1コのデテクターについて測定を行なつた．

測定は Fig. 2に示すようにアクリル製水槽中に

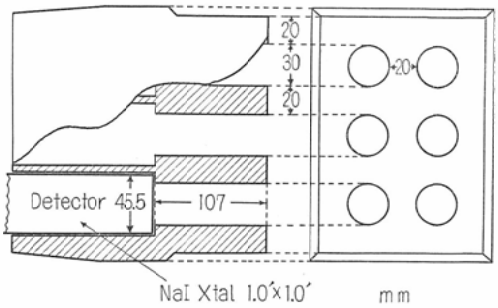


Fig. 1. A sketch of a detector unit for rCBF measurement.

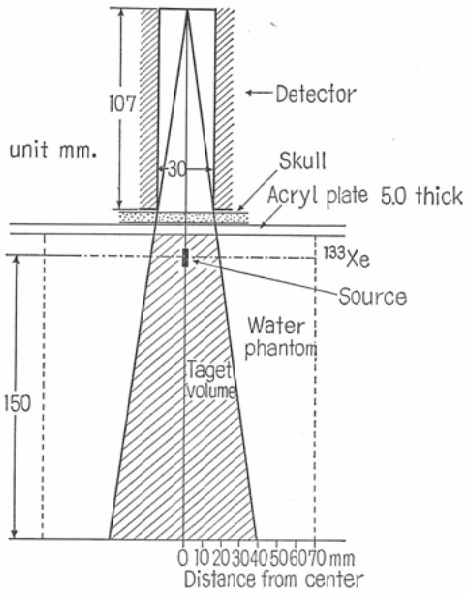


Fig. 2. Arrangement of the detector and the phantom for the examination of the regional selectivity.

^{133}Xe 小線源（径2㎜長さ10㎜）をおき，水槽とコリメーター間に頭蓋骨片をはさんで行なつた．検出器は一定部位に固定しておく．^{133}Xe 小線源をシンチスキャナー駆動部につなぎ水槽各部に

動かし，その時の検出器での計数値の測定を行なう．測定点はコリメーター軸と直角方向にコリメーター軸上から7㎝遠位まで5㎜間隔で測定，これを水槽表層（実際には線源の大きさ等もあり，線源中心で水面より1㎝の深さとなる．この点を0点とした）より15㎝の深さまで行なった．この条件では ^{133}Xe が水等価物質中に均等に分散しているものの上に 1.5㎝の水等価物質があり，その上を頭蓋骨がおおう場合に当り，頭部の状態とほぼ一致すると考えられる．

計数値は最小 500カウントとなるようにし，count/min で表し，これよりバックグラウンドを引いた値を各点に線源を動かした時のおのおの検出器で計数される計数値とした．

この計数値を基にして各エネルギースペクトルでの Isoresponse Curve, Depth Response および局所表示性を求めた．

次にこれら諸特性の求め方について述べる．

1) Isoresponse Curve; これは従来行なわれていたと同じ方法で求めた．

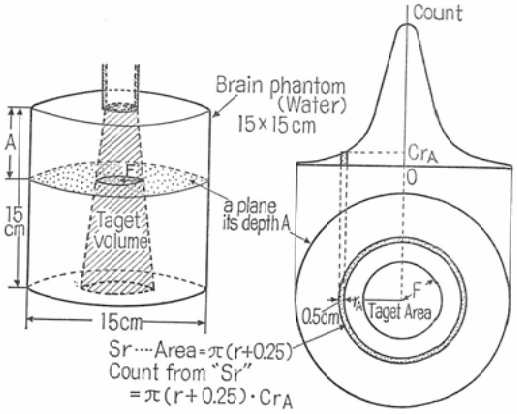
2) Depth Response; Fig 3 に示すごときファントムを考え，この中に ^{133}Xe が均等に分散していると考える．この時，任意の部位にある ^{133}Xe よりのγ線を検出器で計数する値は前述の方法で求めた各点に ^{133}Xe 線源をおいた時の計数値より求める事ができる．すなわち検出器より任意の距離Aにある平面に均等に分散している ^{133}Xe よりの計数値は，Fig. 3 より，

深さAの平面全体よりの計数値

$$= \sum_{0}^{r=7.0} \{(rA+0.25) \times C_{rA}\} \quad \cdots\cdots (1)$$

より求める事ができる．これを各深さで行なえば Fig. 3 の水槽中に均等に ^{133}Xe が分散している時の検出器の Depth Response が求められる．またこの方法で各エネルギースペクトルでの全計数値が求められ，Fig. 3 のファントムに均等に ^{133}Xe が分布している時の各エネルギースペクトルでの計数値の比較を行なう事もできる．

3) 計数値の局所表示性 Fig. 2 に示すようにコリメーターの光学的視野を考え（半影と本影の中



Total counts from plane A.

$$= \sum_{0}^{r=7.0} (rA+0.25)\ CrA$$

Total counts from taget area F in plane A.

$$= \sum_{0}^{r=F} (rA+0.25).\ CrA$$

Total counts from taget voiume in a brain phantom.

$$= \sum_{0}^{r=F} \sum_{0}^{A=15} (rA+0.25)\ CrA.$$

Fig. 3. The calculation method of count ratedistribution in a volume source with integral method.

間），この部分を 'Taget' Area と呼ぶ事にする．^{133}Xe が Fig. 3 のファントム中に均等に分散している場合，この 'Taget Area' にある ^{133}Xe よりの計数値とその外にある Xe^{133} よりの計数値とを分けて求められれば局所表示性を知る事ができる．

今，Fig. 3 で深さAの平面上で Taget Area 内の ^{133}Xe よりの計数値は次の式より求める事ができる．

Taget Area F

$$= \sum_{0}^{r=F} \{(r_A+0.25) \times C_{rA}\} \quad \cdots\cdots (2)$$

よりの計数値

したがつて Taget Volume 内の ^{133}Xeよりの計数値は

$$\sum_{0}^{A=15} \sum_{0}^{r=F} \{(r_A+0.25) \cdot C_{rA}\} \quad \cdots\cdots (3)$$

この方法により任意の深さでの局所表示性が計算可能となる．

3. 結　果

1) 頭蓋骨での ^{133}Xe γ 線吸収

頭蓋骨円蓋部での ^{133}Xe γ 線吸収を調べた結果，81KeV±10%のスペクトルでは91.9%，31KeV±10%では69.3%，そして28KeV 以上では84.8%の部分が透過する事がわかつた．実際に測定できるγ線はこの程度に減少しているわけである．

2) Isoresponse Curve

Isoresponse Curveは従来，各種のコリメーターの評価に利用されて来たが，局所脳循環測定のごときかなりの大きさの Volume Source を測定する場合のコリメーター特性の定量的評価にはあまり役にたたない．

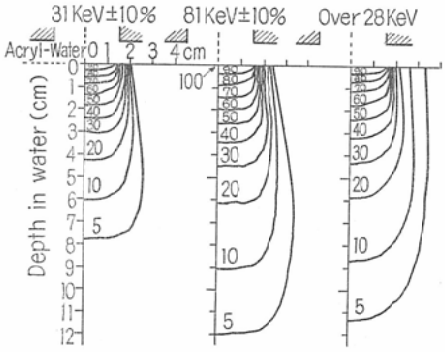


Fig. 4. The isoresponse curve in water for the rCBF detector unit, 100 counting efficiency is set at 1cm from opening face of collimator.

Fig. 4 に81KeV±10%，31KeV±10%，28KeV 以上の各スペクトルでの Isoresponse Curve を示すが，31KeV±10%では Depth Response が急激に低下する事，28KeV 以上では側方よりの散乱線の混入が著しくなる事が観察される．

3) Depth Response

直径15cm，深さ15cmの円筒型の水ファントムに均等に ^{133}Xe が分布している時，その中央にデテクターをおいた時の Depth Response は Fig. 5 に示す曲線であらわされる．

計数値が1/2になる水の厚さは Fig. 5 より，31KeV±10%のスペクトルで 2.1cm，81KeV±10%で 4.7cm，そして28KeV 以上のスペクトルでは 3.9cmとなつた．

このファントム中央の検出器で計数される計数

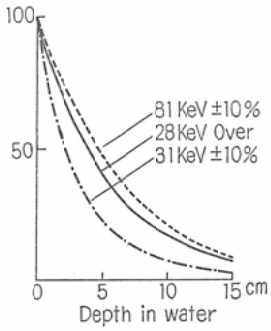


Fig. 5. The depth response curve of the detector unit in water.

値につき，28KeV 以上での計数値を 100として，各スペクトルで比較すると，81KeV±10%で 20.6，31KeV±10%で 6.7となつた．

4) 局所表示性

^{133}Xe による局所脳循環においてデテクターにより実際に計数される値は Taget Volume の中の ^{133}Xe よりの計数値とその外にある ^{133}Xe よりのコンプトン散乱による計数値の合計である．したがつて測定値がどの程度Taget Volume 外の^{133}Xeによつて影響を受けているかを知る必要がある．

まず各深さでの Taget Area 内 ^{133}Xe よりの計数値とその深さでの全Field（直径15cm）の ^{133}Xe よりの計数値の比を調べてみたのが Fig. 6 である．

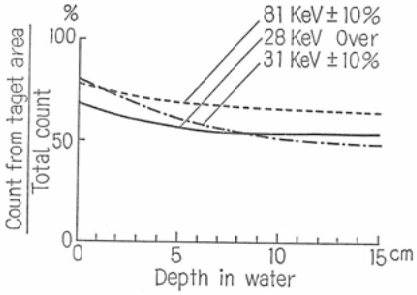
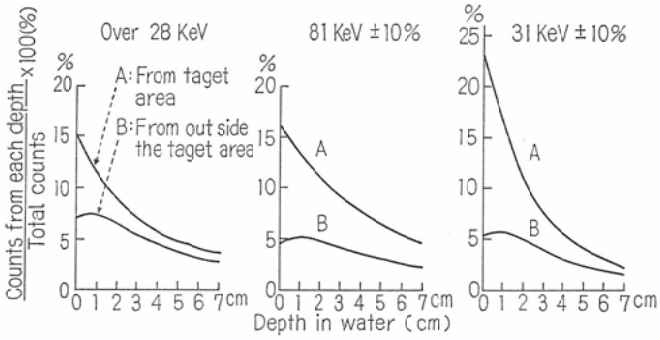


Fig. 6. The regional selectivity at various depth, Y-axis is the ratio of counts from the taget area to all counts at the same depth (regional selectivity index), abscissa is the depth in water.

31KeV±10%では表面で全計数値の81%，深さ5cmで61%，深さ10cmで52%が Taget Volume 内



A: Counts from taget area.
B: Counts from outside the taget area (scattered radiation).

Fig. 7. The correlation between the counts from the taget area and outside the taget area at various depth. Total counts is indicated 100%

の ^{133}Xe よりの計数値であり，81KeV±10%では表面78%，深さ5cm69%，深さ10cm66%となり，そして28KeV 以上のスペクトルでは表面で68%，深さ5cmで57%，深さ10cmで54%と低下している．このように局所表示性はあまり良くなく，特に28KeV 以上ではかなり悪い．

実際の測定では一側内頸動脈より ^{133}Xe を注入するので ^{133}Xe はほぼ片側半球に分布しており，ファントムでは深さ7cm程度までについて観察すれば良いと考えられる．

そこで7cmまでの各深さで，ファントム全体の計数値に対し各深さでの Taget Area 内 ^{133}Xe およびその外側の ^{133}Xe よりの散乱線による計数値がおのおのどの程度関与しているかについて調べたのが Fig. 7 である．ファントム全体よりの計数値を 100%としてある．

31KeV±10%では表面の Taget Area 内 ^{133}Xe よりの計数値が23%，その外側よりは 5.3%，深さ3cmで Taget Area 内 ^{133}Xe より 7.6%その外側より 4.0%，深さ6cmとなると Taget Area 内より 3.1%その外側より2%となる．81KeV 10%では同様に Taget Area 内より16%，その外側より 4.5%，深さ3cm Taget Area 内より 9.2%その外側より 4.1%，深さ6cmで Taget Area 内より 5.4%，外より 2.6%である．28KeV以上のスペクトルでは，表面で Taget Area 内より15.4%その外で 7.1%，深さ3cmで Taget Area 7.1%その外 5.4%，深さ6cmでは Taget Area 内より 4.1% Taget Area 外よりの散乱が 3.1%という値になつた．

最後に前記と同様，大脳半球に近い水ファントム（直径15cm深さ7cm）に均等に ^{133}Xe が分散した場合，そのファントムの中央に検出器をおいた時，目的とする被検部，すなわちTaget Volumeの中の ^{133}Xe よりの計数値が全体よりの計数値の何パーセントを占めるかを調べてみたのが Fig. 8 である．

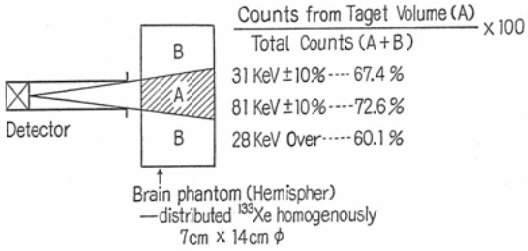


Fig. 8. The regional selectivity of the detector at a hemisphere phantom. The regional selectivity is indicated by the ratio of counts from ^{133}Xe inside the taget volume to the counts from the total phantom, in which the ^{133}Xe is distributed homogenously.

すなわち，31KeV±10%では67.4%，81KeV±10%では72.6%，28KeV 以上のスペクトルでは60.1%が Taget Volume よりの ^{133}Xe からの計数値であとはその外よりの散乱線によるものであ

ると考えられた．

4. 考　案

局所脳循環測定における局所表示性の問題は測定値の解釈の上で大切な問題である．しかしその特性はそう良いものではないと一般にいわれている．

現在最も多く用いられている ^{133}Xe は81KeVと低いエネルギーのγ線と31KeV の K-X 線を発生する．このように低いエネルギーではコンプトン散乱による散乱線の波長が入射光子波長と非常に近くなり，普通用いられる NaI (Tl) クリスタルのシンチレーションカウンターでは散乱線の分離ができがたくなる．このため，散乱線を多く測定する事になりコリメーターの分解能を低下さしてしまう結果となる．

Potchen らはファントムを使用して ^{133}Xe 局所脳循環測定用検出器での総計数値とその内，散乱線の占める割合を各エネルギーレベルで測定している．その結果によると散乱線含有率はエネルギーが低下するにつれて増加し始め 50 KeV でほぼプラトーに達し約 50%程度 となる 事を示している[6]．

岡村は ^{85}Kr の 0.52MeV のγ線を用いて局所表示性について調べており[5]，paulsonらは，^{133}Xe を用い内径 23㎜ 長さ 63㎜の検出器を用いスペクトルメーターの Lower Level を20KeV とした場合，全計数値に対しコリメーター下の円柱部分よりの計数値が 65% をしめており，Half Value Layer が81KeV では 4.5㎝，31KeV では 2.4㎝，両ピークを用いた場合は 4.2㎝とわれわれとほぼ同じ値を示している[7]．

Wilkinsonらは内径12㎜，長さ40㎜のコリメーターを持つ検出器を用い局所表示性を調べ，Lower Level を50KeV とした時はコリメーター下の円柱部分よりの計数値が全計数値の56%で，Lower Level が77KeVの場合はコリメーター下よりの計数値が77%となるといつている[10]．

これらの報告には種々の深さでのデータは示めされておらず（Wilkinson は 2 層に分けて示してあるが）また，コリメーター下の円柱部分といつている部分の大きさ，ファントム全体の大きさも示されていない．データはこれらの値により影響を受ける．しかしながらわれわれのデータも含め各値はおおよそ一致していると見て良いと思う．

われわれは検出器の局所表示性を調べるために種々検討した結果，前述のごとき容積線量の計算法に似た方法を考案した．この方法によれば今回示したような種々の細かい数値を出す事が可能となり，またファントム内の任意の形の任意の部分よりの計数値を測定する事も可能であると考えている．

私どもが測定したデータによると Paulson ら[7]が常用している31KeV，81KeV 両 photo peak を含めて測定する場合は計数効率がかなり高く一定量の ^{133}Xe を用いる場合は最も統計誤差が少くなるが局所表示性は悪くなる．すなわち表層でも68%，深部ではほぼ50%近い値となり測定値に対しコリメーター直下の部分とその周辺部とほぼ同程度の影響を与える事となる．また測定曲線には表層の部分が最も大きな影響を与え，全計数値の15%はコリメーター直下の表層より来てコリメーター下深部（脳中央部）では 4.1%にすぎない．したがつてコリメーター直下の現象が計数値に最も強く影響を与え，深部では同一の変化がおこつても表層の約$^1/_4$しか測定曲線に影響をおよぼさない事となる．

波高分析器の Lower Level を上げ70KeV 以上にしてやると Potchen や Wilkinson ものべているように分解能は向上する[6)10)]．この場合脳中央部でもほぼ70%の局所表示性が得られる．しかし計数値は前者の約20%程度に低下し，統計誤差が増加する．

以上の結果より普通一般に用いる場合，経済性も考えて81KeV と31KeV 両 photo peak を計数する方法が良く，良い局所表示性が必要な場合81KeVのみ測定する方法が良い．また脳の表層のみの現象をとらえたい場合は31KeV の photo peak を測定するのが良い．

実際の測定において曲線に表われた現象を一応コリメーター下の部分におこつた現象として取り

扱う場合が多いわけであるが，上にのべたような局所表示性の問題や，血流量の少い部分には到達するＲＩ量も少いと考えられる事等より血流量低下と測定された局所では周辺の影響がより大きく作用し，真の値は実測値より小さな値である可能性がある．また血流量増加の場合はその逆の可能性が考えられる．このように局所脳循環の測定データは検出器の局所表示性により影響を受ける．これを改善するためにはより高いエネルギーを出す Indicator たとえば ^{135}Xe の利用や陽電子放射体の $N_2{}^{15}O$, $^{13}N_2O$ の利用等も考えられるが短半減期の問題，製造の困難さ等仲々利用がむずかしい．また最近，K_α characteristic radiationを利用し，これを半導体検出器で測定する方法[8] が報告されこれからの発展が期待される．

5. 要　約

^{133}Xe による局所脳循環測定における局所表示性の問題に関して基礎的研究を行なつた．

1) コリメーターの局所表示性を容積線量の測定法に似た方法で測定する方法を考案し，これにより測定した．

2) コリメーター軸方向の変化をＨＶＬで表わすと81KeV で 4.7cm，31KeV で 2.1cm，両者合わせて28KeV 以上のスペクトルで測定した場合 3.9cmとなつた．また，その時の計数値は，28 KeV 以上の場合を 100%とすると81KeV で20.6%，31KeV で 6.7%となつた．

3) 測方向への局所表示性はコリメーターの幾何学的視野内の ^{133}Xe よりの計数値と脳ファントム全体よりの計数値の比で表わすと，表層で81 KeV で78%，31KeV で81%，28KeV 以上で68%，深さ5cmでは81KeVで69%，31KeVで61%，28KeV 以上で57%となり．脳半球ファントムで全体としてみた場合，81KeVで72.6%，31KeVで67.4%，28KeV以上で60.1%がコリメーター下円筒部よりの計数値であつた．

本論文の要旨は，第40回日本医学放射線学会北日本地方会（1970, 6, 27）に於て発表した．

文　献

1) Hoedt-Rasmussen, K., Skinhoj, E., Paulson, O., Ewald, J., Bjerrum, J.K., Fahrenkrug, A. and Lassen, N.A.: Regional cerebral blood flow in acute apoplexy. The "luxury perfusion syndrome" of brain tissue. Arch. Neurol. (chic.), (1967) 17, 271—281.
2) Hoedt-Rasmussen, K., Edda, Sveinsdottir. and Lassen, N.A.: Regional cerebral blood flow in man determined by intraarterial injection of radioactive inert gas. Circulation Res. (1966) 18, 237—247.
3) Hoffer, P.B., Polcyn, R.E., Moody, R., Lowe, H.J. and Gottshalk, A.: Fluorescence detection; Application to the study of cerebral blood flow. J. Nucl. Med. (1969) 10, 651—653.
4) Lassen, N.A. and Ingvar, D.H.: The blood flow of the cerebral cortex determined by radioactive krypton 85, Experimentia (1961) 17, 42—43.
5) 岡村和彦：Krypton 85 desaturation 法による脳循環測定の臨床的応用，脳と神経（1965), 17, 1041—149.
6) Potchen, E.J., Davis, D.O., Wharton, T., Hill, R. and Taveras, J.M.: Regional cerebral blood flow in man. I-A study of the Xenon-133 wash out method. Arch. Neurol. (chic.) (1969) 20, 378—387.
7) Paulson, O.B., Cronqvist, S., Risberg, J. and Jeppesen, F.I.: Regional cerebral blood flow, a comparison of 8-detector and 16-detector instrumentation. J. Nucl. Med. (1969) 10, 164—173.
8) Paulson, O.B.: Regional cerebral blood flow in apoplexy due to occlusion of the middle cerebral artery. Neurology (1970) 20, 63—76.
9) Paulson, O.B., Lassen, N.A., and Skinhoj, E.: Regional cerebral blood flow in apoplexy without arterial occulsion. Neurology (1970) 20, 125—138.
10) Wilkinson, I.M.S., Bull, J.W.D., Duboulay, G.H., Marshall, J., Russel, R.W. and Symon L.: Regional blood flow in the normal cerebral hemisphere. J. Neurol. Neurosurg. Psychiat (1969) 32, 367—378.