

《原 著》

秋田脳研におけるポジトロンエミッショントモグラフィ
システムの定量性維持のための基本測定

庄司 安明* 菅野 巖* 三浦 修一* 村上松太郎*
相沢 康夫* 蜂谷 武憲* 羽上 栄一* 豊島 英仁*
宍戸 文男* 上村 和夫*

要旨 秋田脳研におけるポジトロンエミッショントモグラフィ (PET) 測定システムの定量性を維持するために日常施行しなければならない基本測定と過去1年あまりの間に測定された基本データの結果および変動等について調べた。基本測定として、1) 平面線源による検出器の感度不均一性、2) Blank Scan および Transmission Scan による吸収減衰補正、3) PET と動脈血中 RI 測定用 Well Counter との相互較正を行っている。これらの測定精度は数%以下に保つようにしてある。また、PET の安定性を維持することは、ルーチン検査を行う上で非常に重要である。稼動2年目に一時的な、最大7%の感度低下が観察されたが、われわれのシステムでは Functional Image の精度への影響は取り除かれるようにしてある。定量性をより完全にするための現在の課題は、PET 自身の散乱同時計数の完全除去、および高速測定のための計数率特性の向上等が掲げられる。

I. はじめに

ポジトロンエミッショントモグラフィ (以下 PET) 測定は、定量性に優れているが、定量性を維持するためには PET 装置、動脈血中 RI 濃度計測装置、サイクロトロン管理、および投与ガス、薬剤の管理等の日常管理が非常に重要である¹⁾。本報告では、主に秋田脳研における PET (HEADTOME-III)²⁾ 測定システムの定量性を維持するために、日常施行しなければならない基本測定法と過去1年あまりの間に測定された基本データの結果およびその変動などについて報告する。

II. 方 法

定量的な Functional Image を得るためには、

* 秋田県立脳血管研究センター放射線科
受付：60年2月19日
最終稿受付：60年5月15日
別刷請求先：秋田市千秋久保田町6-10 (☎010)
秋田県立脳血管研究センター放射線科
庄 司 安 明

Fig. 1 のように、1) 検出器の感度不均一性補正データ測定 (Normalizing Scan)、2) 吸収補正基準データ測定 (Blank Scan) および Transmission Scan による吸収減衰 (Attenuation Factor) 補正が必要であり、また、3) Emission Scan と同時に、動脈血中 RI 濃度を測定し、この動脈血中 RI 濃度と Emission 像を対応させるための相互較正が必要である。これらの手順にしたがって初めて定量的な Functional Image³⁾ が求められる。Table 1 に PET 測定の精度管理のために必要な日常作業をまとめた。以下に各種補正および較正法を述べる。

1) 平面線源による検出器感度不均一性補正測定

HEADTOME-III は、BGO 検出器 (13.4 mm × 25 mm × 40 mm) が 1 ring につき 160個、3 ring で構成されており、Direct Slice が 3 Slice および Cross Slice が 2 Slice 合計 5 Slice の測定が可能である。このため Slice 間の感度差も含め、個々の検出器対ごとの感度不均一性補正が必要である。

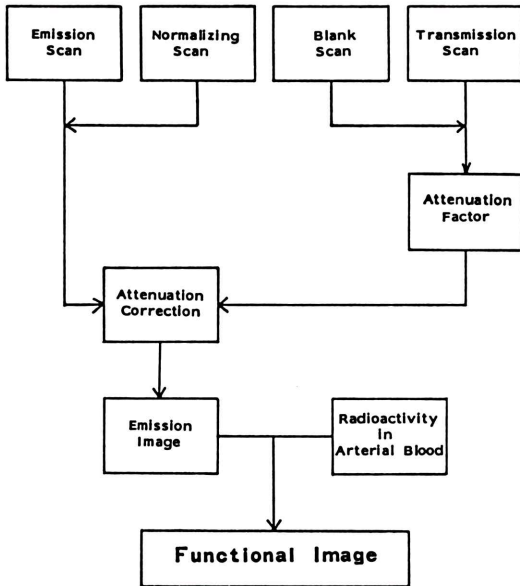


Fig. 1 Scheme of data correction for detector efficiency and for attenuation effect. Normalizing scan and blank scan were carried out before emission scan and transmission scan. Emission scan data were normalized by the normalizing scan data in real time, to eliminate non-uniformity of efficiency of each coincidence data. Similarly, transmission scan data were divided by blank scan data, to obtain attenuation by the object. Then, normalized emission data multiplied by the attenuation factor were reconstructed and were produced a quantitative image of distribution of radioactive tracers. Finally relating the quantitative PET image with the arterial concentration of the tracer, real physiological functional images were obtained.

Table 1 Maintenance process for quantitative PET study

1. PET	
Blank scan	Daily
Transmission scan	With object
Normalizing scan	Daily
Cross-calibration to Well counter ..	Weekly
2. Well counter	
Energy window setting	Daily
Cross-calibration to PET	Weekly

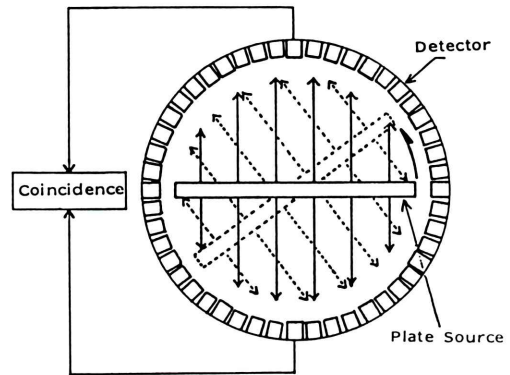


Fig. 2 Schematic draw of normalizing scan using a plate source. The efficiency of each coincidence line was measured by using a plate source filled with uniform radioactivity. The coincidence line data only perpendicular to the plate were measured. The plate source was rotated discretely every 18 degree.

2) 吸収減衰補正

PET 測定では、正確な吸収減衰補正が重要である。Fig. 3 に外部リング線源による吸収減衰補正の様子を示す。本装置では、 $^{68}\text{Ge} \rightarrow ^{68}\text{Ga}$ 約 2 mCi を封入したリング状線源 (30 cm ϕ) を用い、あらかじめ被検体のない中空の状態では Blank Scan を行い、次に被検体を設定して Transmission Scan を行う。この両 Scan の比より、511 KeV 消滅ガンマ線に対する被検体の吸収減衰量が求められる。Blank Scan は、個々の同時計数当たりの計数値が Direct Slice では約 8×10^3 Count, Cross Slice では約 11×10^3 Count を目安として行い、標準コリメータでは約 5 分、高分解能コリメータでは約 10 分を要する。また、通常の臨床では、

Fig. 2 に感度不均一性補正測定の方法を示す。 $^{68}\text{Ge} \rightarrow ^{68}\text{Ga}$ 約 2 mCi を封入した平面線源 (30 cm \times 10 cm \times 0.2 cm) を、視野中央に設定し、一定角度で回転させ、各角度ごとに一定時間測定を行う。なお、平面線源の厚さは散乱線の影響を無視できるように十分薄くしてある。以上の測定は、個々の同時計数当たりの計数値が Direct Slice では約 7×10^3 Count, Cross Slice では約 11×10^3 Count を目安として行い、標準コリメータでは約 45 分、高分解能コリメータでは、約 90 分を要する。

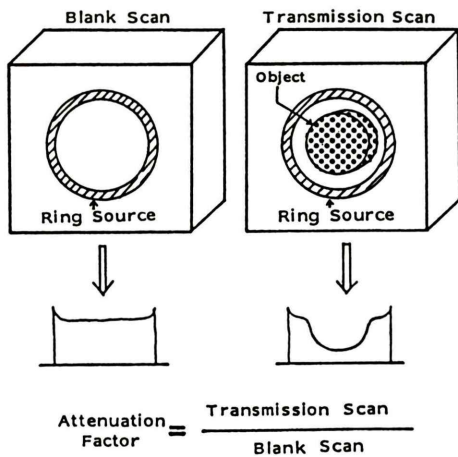


Fig. 3 Diagram showing attenuation correction by transmission scan. The process consisted of the blank scan and the transmission scan. The blank scan was measured by using a cylindrical ring filled with uniform radioactivity without the object inside the field of view, though the transmission scan was measured with object inside the field of view. The ratio of the transmission scan data to the blank scan data was defined as the attenuation factor which corresponded to the inverse of the attenuation of annihilation gamma-ray by the object.

Emission Scan, Transmission Scan とともに体軸方向を補正するために、2 Position (10 Slice) 測定を行う。したがって Transmission Scan は標準コリメータで12分、高分解能コリメータで24分を要する。なお、この時の全計数値は Direct Slice では約 20×10^6 Count, Cross Slice では約 30×10^6 Count を目安としている。なお、Transmission Scan は、原則的に被検体ごとに Emission Scan に先だて行われる。

3) PET と Well 検出器の相互較正

定量的な PET 測定では、PET 測定と動脈血中 RI 濃度の正確な対応が重要である。すなわち、PET 測定による脳組織 RI 濃度が血中 RI 濃度を基準とした値に変換され、正確な局所の脳循環代謝の測定が可能となる。このため HEADTOME-III と血中 RI 濃度測定用 Well 検出器の相互較正を行い、最終的に Pixel 値を RI 濃度に対応させ

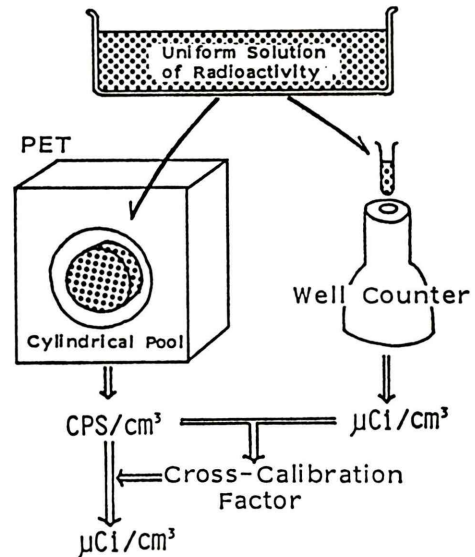


Fig. 4 Procedure of the cross-calibration between the PET and the well counter. A cylindrical pool and a small pot were filled with the uniform solution of radioactivity, and measured by the PET and the well counter, respectively. The ratio of the pixel counts of PET image to the well counts was defined as the cross-calibration factor. By multiplying the cross-calibration factor, the pixel counts of PET image were converted into absolute unit in $\mu\text{Ci}/\text{cm}^3$ relating to the well counter.

る必要がある。Fig. 4 に相互較正の原理を示す。 ^{68}Ge ジェネレーターよりミルキングした約 1 mCi の ^{68}Ga 均等溶液を封入した直径 14 cm、長さ 15 cm の円筒 Phantom を PET で測定する。一方、この円筒 Phantom より約 1 cc を抽出し、その重量を電子天秤で、また、計数値を Well 検出器で計測する。なお、Well 検出器での計測は、PET 測定時刻を基準として行う。これらは、自動的にマイコン (MZ-80) に入力され、時間減衰補正が行われ、 ^{68}Ga 均等溶液の正確な RI 濃度 ($\mu\text{Ci}/\text{cm}^3$) が求められる。したがって PET 像の Pixel 値と円筒 Phantom 内 ^{68}Ga 濃度との関係 (較正定数) が正確に定められる。この較正定数を、あらかじめ HEADTOME-III のコンピュータに入力しておくことにより臨床測定時の Pixel 値は、 $\mu\text{Ci}/\text{cm}^3$ 単位で計算される。

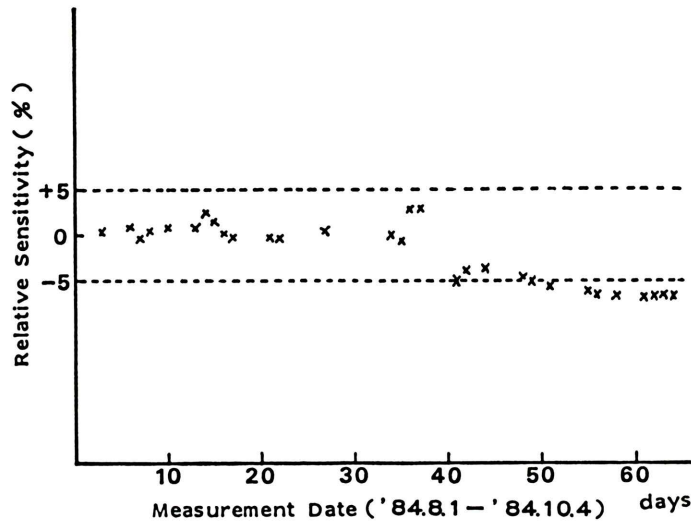


Fig. 5 Short-term fluctuation of the cross-calibration factor. The cross-calibration factor reflects the stability of the sensitivity of PET. Therefore, the time course of cross-calibration factor measured weekly was used as barometer to check the stability of PET. The reason of rapid down of the cross-calibration factor during the period examined as shown in the figure was due to small modification of the hardware.

Table 2 Coefficient of variation of cross-calibration factor between PET and well

A) First Year¹⁾

Slice	1	2	3	4	5
Mean	1.19	1.20	1.23	1.19	1.16
COV ²⁾	1.85%	1.93%	1.85%	2.35% ³⁾	2.35%

¹⁾ Measurement period was from Oct. 4th, 1983 to Mar. 19th, 1984.

²⁾ Coefficient of variation.

³⁾ Obtained during the period from Nov. 1st, 1983 to Mar. 19th, 1984 to change of the time window.

B) Second Year⁴⁾

Slice	1	2	3	4	5
Mean	1.29	1.36	1.34	1.36	1.30
COV	3.09%	2.84%	3.53%	3.89%	4.39%

⁴⁾ Measurement period was from Aug. 1st, 1984 to Oct. 8th, 1984.

III. 結果および考察

1) 装置感度不均一性の経時的変化

HEADTOME-IIIの稼動時より装置の感度の安定性を調べてある。Fig. 5にその結果の一部を示す。1984年9月中旬より最大7%の感度低下が認められた。この感度低下の原因は目下検討中であ

るが、現在は調整により回復している。

2) PET装置とWell検出器の校正の経時的変化

Table 2にその結果を示す。上段はHEADTOME-III稼動初年度の1982年10月4日から1983年3月19日までの結果で下段は2年目の最近2か月半の結果である。初年度は変動係数が2.35%以

内に保たれており良好な結果となっていたが、2年目は変動係数が最大4.39%と、大きくなっている。しかし、その都度、測定時の較正定数で補正されるため Functional Image の精度への影響は取り除かれている。

3) PET のトラブルおよび安定性

PET の安定な動作は、臨床測定で最も重要な項目のひとつである。本装置の稼動初期1年間と2年目のシステムの状態を比較すると、初期1年に比べ相互較正定数の変動が大きくなっており、また、システム感度の低下がみられる。このような最近の感度の不安定性の原因は、目下検討中である。逆に、電子回路系のトラブルおよび、ルーチン検査でのソフト上のトラブル発生頻度は、初期1年間は平均月2回、2年目は月1回程度と減少しており、システムとしては安定な傾向に向っているといえる。

以上秋田脳研における PET 装置の日常の性能管理について報告した。この他にも、検出器感度不均一性や Blank Scan に用いる平面線源および

リング状線源は $^{68}\text{Ge} \rightarrow ^{68}\text{Ga}$ 線源の減衰 (^{68}Ge : $T_{1/2}=288$ 日) を考慮した定期的な詰め換え作業等が必要であり、定量的な PET 測定には適切なシステム設計とその管理運営が重要である。さらにわれわれのシステムでは、たとえ不安定な状況が起こっても、その影響は以上述べた諸補正により、除去できるようにした。定量性をより完全にするための現在の課題としては、PET 自身の散乱同時計数の完全除去、および高速測定のための計数率特性の向上等が掲げられる。

文 献

- 1) 菅野 巖, 村上松太郎, 三浦修一, 他: ポジトロン核医学システムの設計と運営——秋田脳研ポジトロン核医学施設の基本構想——. 核医学 22: 119-127, 1985
- 2) 菅野 巖, 三浦修一, 村上松太郎, 他: 高性能ポジトロンエミッショントモグラフ: HEADTOME-III. 核医学 21: 921-932, 1984
- 3) 山口龍生, 菅野 巖, 上村和夫, 他: ^{15}O Steady State 法による局所脳血流量, 局所脳酸素消費量, 局所酸素摂取率と局所脳血液量の正常値. 医学のあゆみ 131: 27-28, 1984

【Summary

Quality Control to Maintain Quantitativity and Stability of Positron Emission Tomographic Study

Yasuaki SHOJI, Iwao KANNO, Shuichi MIURA, Matsutaro MURAKAMI, Yasuo AIZAWA, Takenori HACHIYA, Eiichi HAGAMI, Hideto TOYOSHIMA, Fumio SHISHIDO and Kazuo UEMURA

Department of Radiology and Nuclear Medicine, Research Institute for Brain and Blood Vessels-Akita, 6-10 Senshu-Kubota-machi, Akita City, Akita 010, Japan

We examined factors effecting on quantitation of positron emission tomographic (PET) study in our institute. Routine maintenance for positron emission tomograph consists of normalizing scan for normalizing the efficiency of individual coincidence data, blank scan for the attenuation correction and cross-calibration between PET and well counter to measure blood radioactivity concentration. The errors included in these corrections were kept less than few percent. In the second year of operation of our PET (HEADTOME-III) a

transient decrease of sensitivity occurred. However, the errors due to these unstabilities were eliminated from the final physiological data by performing the accurate procedure of the cross-calibration. Still the following problems remain to achieve quantitative measurement; a more accurate correction for the scattered even and a higher fidelity to high count rate.

Key words: Positron emission tomography (PET), Cross-calibration, Quantitative imaging, Attenuation correction.